



# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

---

---

## FACULTAD DE INGENIERÍA

### SISTEMA INFORMÁTICO DE APOYO PARA EL REGISTRO, ANÁLISIS Y ALMACENAMIENTO DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

T E S I S

Que para obtener el título de  
INGENIERO ELÉCTRICO ELECTRÓNICO

P r e s e n t a

**MAURICIO ISAY GARCÍA RAMÍREZ**



ASESOR: M. en I. ALEJANDRO PADRÓN GODÍNEZ

Ciudad Universitaria, febrero de 2005



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## ***Agradecimientos:***

*A la Facultad de Ingeniería por las enseñanzas a lo largo de estos años.*

*Al personal del laboratorio de Computación Adaptable del CCADET por abrirme sus puertas y permitirme ser parte de sus integrantes. A Rafa por su gran ayuda y comentarios, a René y Alex por su amistad y puntos de vista.*

*A mi director de tesis, Alex, por su paciencia y valiosos consejos.*

*Al personal del laboratorio de Procesamiento de Imágenes de la división de posgrado de la Facultad de Ingeniería por su gran ayuda en los temas de procesamiento de imágenes.*

*A la Dra. Guadalupe Ponciano de la Clínica contra el Tabaquismo de la Facultad de Medicina, por facilitar el material de trabajo y por sus puntos de vista. También al personal de la clínica por su apoyo.*

## ***Dedicatorias:***

*A mi familia. A mis padres, por todo lo que han depositado en mí y por todo lo que han dado (espero que este trabajo sea un reconocimiento a su labor como verdaderos padres), por respaldarme siempre en mis proyectos y por creer invariablemente en mí, pero principalmente por su cariño y comprensión. A mis hermanas quienes han crecido junto a mí y me han brindado su apoyo en todo momento. A mi abuela, por criarme desde pequeño y por aguantar mis travesuras. A mi prima Xsiomara, quien es como una más de mis hermanas y me ha visto crecer. A mi tíos (a todos en general, saben que los cuento a todos) por su cariño y paciencia.*

*A Betty, por su apoyo y confianza, pero sobre todo por su amor. También por darme ánimos para seguir.*

*A mis amigos Ricardo y Than, por su amistad incondicional.*

*A mis amigos de la Facultad por compartir estos años junto a mí.*

# Índice

---

	<i>Página</i>
<b>Introducción</b>	<b>1</b>
<b>Capítulo I</b>	
<b><i>Características fundamentales para el diseño del sistema</i></b>	<b>3</b>
1.1 <i>Aspectos clínicos relevantes</i>	3
1.2 <i>Capacidades y esquema funcional del sistema</i>	7
1.3 <i>Requerimientos del sistema</i>	10
<b>Capítulo II</b>	
<b><i>Principios de electrocardiografía clínica</i></b>	<b>11</b>
2.1 <i>Electrofisiología del corazón</i>	12
2.2 <i>Vectores cardiacos</i>	17
2.3 <i>Parámetros fundamentales del ECG</i>	20
<b>Capítulo III</b>	
<b><i>Obtención y registro de señales electrocardiográficas</i></b>	<b>27</b>
3.1 <i>Antecedentes</i>	29
3.2 <i>Procesamiento digital de imágenes electrocardiográficas</i>	34
3.3 <i>Almacenamiento y despliegado de la señal</i>	46
<i>Anexos ( capítulo III)</i>	47
<b>Capítulo IV</b>	
<b><i>Técnicas para el análisis digital de señales electrocardiográficas</i></b>	<b>49</b>
4.1 <i>Antecedentes</i>	50
4.2 <i>Detección y caracterización de parámetros fundamentales del ECG</i>	52
4.3 <i>Aplicaciones de la TF en señales electrocardiográficas</i>	58
<i>Anexos ( capítulo IV)</i>	63
<b>Capítulo V</b>	
<b><i>Resultados</i></b>	<b>65</b>
<b>Capítulo VI</b>	
<b><i>Conclusiones</i></b>	<b>72</b>
<b>Referencias bibliográficas</b>	<b>76</b>

## *Introducción*

---

El presente trabajo se basa en un proyecto relacionado con el registro, análisis e interpretación de señales electrocardiográficas, y forma parte de un esquema general en el cual se requieren varias etapas, tanto de almacenamiento como de diagnóstico de las señales, mediante las cuales se pretende dar un soporte al especialista o usuario del mismo.

Para dar una idea acerca del contexto en el que se ubica este trabajo y la motivación del mismo, es conveniente mencionar que actualmente existen dispositivos electrocardiográficos con diversas características especiales, entre las cuales se pueden destacar las siguientes:

- a) Varios canales de entrada de señales
- b) Visualización de la señal en pantalla
- c) Capacidad de almacenamiento e impresión
- d) Manejo del registro desde una PC
- e) Interpretación de los registros

Desafortunadamente, también encontramos algunas limitantes en cuanto a su adquisición y manejo. Por un lado, su costo oscila entre \$2,000 y \$20,000 dólares en promedio<sup>[1]</sup> (dependiendo del número de canales y características de los mismos), mientras que su tiempo de vida útil depende en buena medida del manejo que se le dé al mismo. Por otro lado, su capacidad de almacenamiento es reducida (un máximo de 50 registros en promedio), al tiempo que su estabilidad durante el proceso de registro está sujeta a factores externos (ruido, movimiento del paciente, colocación de los electrodos, etc.) en muchas ocasiones.

Debido a que en varias instituciones especializadas de nuestro país aún se cuenta con los tradicionales electrocardiógrafos, cuya inscripción se realiza sobre papel electrocardiográfico (similar al papel milimétrico), y debido también a que la cantidad de información de los mismos es extensa, se concibió la idea de un crear una herramienta que fuera capaz de capturar todos estos registros e incorporarlos a una base de datos, la cual es parte integral de un sistema informático de apoyo, que asiste a los especialistas en la labor de almacenar registros electrocardiográficos y el cual tiene también herramientas para el manejo y análisis de los mismos. Con base en lo anterior, surgió un proyecto de colaboración entre personal del Instituto Nacional de Cardiología (INC) y personal del Laboratorio de Computación Adaptable del Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico (CCADET) de la UNAM, que tiempo después fue retomado por la Clínica contra el Tabaquismo de la Facultad de Medicina de la UNAM, institución con la que actualmente se está trabajando.

En un principio se expuso la idea de este sistema como un auxiliar en el manejo de estos registros en conjunto con los historiales clínicos de las personas, pues entendemos la importancia que estos últimos tienen para la labor de diagnóstico y seguimiento de los casos. Las características generales del sistema fueron concebidas con base en las pláticas que se mantuvieron con el personal del INC durante un periodo de aproximadamente dos meses. Por supuesto que muchas de estas características tendrán que ser revisadas e incluso mejoradas para su funcionamiento óptimo en un posible sistema prototipo.

---

[1] Fuente: [http://medizin.li/ekg/ekg\\_36es.htm](http://medizin.li/ekg/ekg_36es.htm)

En el primer capítulo se muestra un esbozo general acerca de las características y constitución del sistema dividido en módulos (en base a las características que pensamos que debe contener el mismo); así como algunos aspectos fundamentales a considerar para la elaboración de una base de datos como parte integral de este sistema, la cual no sólo se limite a contener los registros, sino que pueda relacionar estos últimos con el historial clínico de cada persona.

Para entender qué características son las que nos interesan resaltar en un electrocardiograma (ECG), es necesario entender antes cómo es que se producen estas señales en el tejido cardiaco, cómo es que son captadas en el trazo, y el significado físico que tiene cada una de ellas. Por este motivo es importante resaltar ciertos conceptos básicos acerca de la fisiología del corazón, que se abordan en el segundo capítulo.

Uno de los problemas fundamentales que encontramos en el proceso de realización del diseño de una base de datos para este sistema, consistió en obtener archivos con la información de las señales electrocardiográficas, los cuales tuvieran las características suficientes para poder ser manipulados con fines de análisis y almacenado. Dado que gran parte de los registros que se tienen actualmente están trazados sobre papel, es de gran utilidad el poder contar con una base de datos incorporada al sistema, en la cual se puedan almacenar y consultar los mismos. Por lo tanto hubo que hacer un procesamiento digital de las imágenes obtenidas a partir de los registros, a fin de extraer la información básica de las señales; y es precisamente esta labor, la principal tarea que se realizó en el desarrollo de este trabajo, y se describe con profundidad en el tercer capítulo.

La caracterización adecuada de cada componente en el ECG nos brinda información invaluable que puede ser tomada en cuenta para la labor de diagnóstico o simplemente para llevar a cabo un análisis previo de la señal. Es por esta razón que se desarrolló también un algoritmo que fuera capaz de aislar cada uno de estos componentes y guardar sus características de la misma forma en que se almacena la señal entera. Este algoritmo no sólo se limita a caracterizar componentes por separado, sino que permite también visualizar segmentos e intervalos completos dentro de cada ciclo cardiaco, y está descrito ampliamente en el cuarto capítulo.

Los resultados finales acerca del proceso que se llevó a cabo al digitalizar los registros, así como el análisis de los mismos y las observaciones en torno a las características del sistema y su labor, forman parte de los dos últimos capítulos de este trabajo.

# ***Capítulo I. Características fundamentales para el diseño del sistema***

---

El diagnóstico basado solamente en el ECG muchas veces puede ser erróneo; por ello se recomienda siempre hacer un diagnóstico tomando en cuenta el historial clínico del paciente en conjunto con los datos proporcionados por el ECG y demás pruebas de laboratorio. Lo anterior se ampliará aún más en el siguiente capítulo. De esta manera, el desarrollo de un sistema que contemple todas estas características clínicas trascendentales y las integre a una base de datos de fácil consulta, resulta de gran utilidad en el manejo de información relacionada con los registros electrocardiográficos de pacientes y la formación de un historial clínico.

La adquisición e integración de ECG's, así como su interpretación preliminar hecha por especialistas, es uno de los aspectos fundamentales en el desarrollo de esta base de datos. Dentro de este proceso se incluyen también estrategias de ordenamiento y clasificación de los registros.

Todo lo comentado con anterioridad tiene como objetivo primordial la integración de una base de datos para el sistema, que sea:

- a) *Confiable*
- b) *Representativa*
- c) *Basada en información de expertos*

Es precisamente bajo estas características del sistema que se estudiarán las señales electrocardiográficas.

## ***1.1 Aspectos clínicos relevantes***

### **Importancia clínica del ECG**

El ECG es de gran ayuda en el diagnóstico de las siguientes cardiopatías:

- hipertrofia auricular y ventricular
- isquemia e infarto del miocardio
- pericarditis
- padecimientos generalizados que afectan el corazón
- determinación del efecto de fármacos cardíacos (en particular de la digital y otros antiarrítmicos)
- trastornos electrolíticos (en especial del potasio)
- valoración de la función de marcapasos cardíacos.

Además, el ECG es de considerable importancia diagnóstica al evaluar:

- el retardo de la conducción de impulsos eléctricos auriculares y ventriculares
- el origen y comportamiento de las arritmias.



El ECG es solamente una prueba de laboratorio y no un “*sine qua non*” en el diagnóstico de las enfermedades del corazón. Un paciente con enfermedad cardiaca puede tener un ECG normal, en tanto que un individuo normal puede tener un ECG anormal. Con demasiada frecuencia se les comenta erróneamente a los pacientes que tienen un padecimiento cardiaco exclusivamente sobre la base de “anormalidad” electrocardiográfica. Por otra parte, un paciente no puede tener la seguridad garantizada de que no tiene padecimientos cardiacos en base exclusivamente a un ECG normal. *El ECG siempre debe interpretarse conjuntamente con los datos clínicos.*

El ECG debería considerarse como el complemento de la historia clínica y la exploración física del cardiólogo. Es fundamental para el diagnóstico preciso de trastornos del ritmo cardiaco y es útil en el diagnóstico de pacientes con dolores precordiales. Ofrece también cierta información del trabajo efectuado por las diferentes cavidades cardiacas. Por ser una herramienta tan útil en casos de diagnóstico clínico, es de gran importancia que se entienda y se use de manera adecuada.

Un ECG debe contener ciertos datos mínimos para poder ser interpretado. Aunque parezca poco creíble, muchas veces suele faltar algún dato como la fecha de realización, lo cual inutiliza el registro con los años. Estos datos comúnmente se encuentran en el mismo papel del trazado y son los siguientes:

- Nombre del paciente
- Sexo
- Edad
- Constitución física
- Fecha de realización
- Tensión arterial (presión arterial)
- Calibración del aparato o dispositivo

Además de los aspectos anteriores, también se suele mencionar:

- Patología base del enfermo
- Motivo de la petición
- Fármacos que toma el paciente
- ECG's previos

A continuación se muestra un formato para el registro y evaluación de pacientes<sup>[2]</sup>, el cual sirve para clasificar las anomalías detectadas en el paciente, y a su vez es de ayuda en la conformación del historial clínico. Este formato es de consulta exclusiva para el especialista.

---

<sup>[2]</sup> Fuente: Clínica contra el tabaquismo de la Facultad de Medicina, UNAM.

Código del protocolo	Número de sesión	Iniciales del sujeto	Número del sujeto
<b>Electrocardiograma Visita de Selección</b>			
¿Está clínicamente indicado un ECG?		<input type="checkbox"/> Sí	<input type="checkbox"/> No
En caso afirmativo, registrar los siguientes datos:			
Fecha del ECG	Día__	Mes__	Año__
Tasa ventricular/frecuencia cardiaca	____ latidos/min		
ECG	<input type="checkbox"/> Normal	<input type="checkbox"/> Con anomalías	
¿Hay anomalías clínicamente significativas?	<input type="checkbox"/> Sí	<input type="checkbox"/> No	
En caso afirmativo (marcar lo que corresponda),			
<b>A. Ritmo</b>			
<input type="checkbox"/> Bradicardia sinusal (<50/min)			
<input type="checkbox"/> Taquicardia sinusal (>100/min)			
<input type="checkbox"/> Pausa sinusal			
<input type="checkbox"/> Contracciones supraventriculares ectópicas			
<input type="checkbox"/> Ritmo de confluencia (<100/min)			
<input type="checkbox"/> Taquicardia supraventricular (>100/min)			
<input type="checkbox"/> Flutter auricular			
<input type="checkbox"/> Fibrilación auricular			
<input type="checkbox"/> Contracciones ventriculares ectópicas			
<input type="checkbox"/> Ritmo ventricular (describir en comentarios)			
<input type="checkbox"/> Marcapasos			
<b>B. Morfología de la onda P</b>			
<input type="checkbox"/> Anomalía auricular izquierda (P mitral)			
<input type="checkbox"/> Anomalía auricular derecha (P pulmonar)			
<b>C. Conducción</b>			
<input type="checkbox"/> Bloqueo AV de primer grado (intervalo PR>0.20 [s])			
<input type="checkbox"/> Bloqueo AV de segundo grado (Mobitz tipo 1)			
<input type="checkbox"/> Bloqueo AV de segundo grado (Mobitz tipo 2)			
<input type="checkbox"/> Desviación del eje a la izquierda (Eje QRS <-30°)			
<input type="checkbox"/> Desviación del eje a la derecha (Eje QRS >+110°)			
<input type="checkbox"/> Bloqueo incompleto de la rama derecha			
<input type="checkbox"/> Bloqueo de la rama izquierda			
<input type="checkbox"/> Retraso no específico en la conducción intraventricular (QRS≥0.12 [s])			
<input type="checkbox"/> Ruta accesoria (Wolff-Parkinson-White)			

<p style="text-align: center;"><input type="checkbox"/> Prolongación QT/QTc (anotar medición en comentarios)</p> <p><b>D. Despolarización/Repolarización (QRS-T)</b></p> <p><input type="checkbox"/> Infarto miocárdico antiguo</p> <p><input type="checkbox"/> Otro infarto miocárdico (anotar en comentarios)</p> <p><input type="checkbox"/> Cambios ST-T no específicos</p> <p><input type="checkbox"/> Voltaje QRS bajo</p> <p><b>E. Otros</b> (especificar en los comentarios)</p> <p><b>Comentarios</b> _____</p>
--

Adicionalmente se pueden incluir en estos formatos pruebas tales como exámenes de laboratorio (tanto de sangre como de orina) y radiografías de tórax (así como pruebas de espirometría), si es que el especialista lo considera necesario. A continuación se muestran un par de estos formatos, que son bastante sencillos, pero de gran ayuda en la conformación y manejo del historial clínico; el primero correspondiente a exámenes de laboratorio, y el segundo a radiografía de tórax.

<i>Código del protocolo</i>	<i>Número de sesión</i>	<i>Iniciales del sujeto</i>	<i>Número del sujeto</i>
<b>Exámenes de laboratorio</b>			
¿Se tomaron exámenes de laboratorio?		<input type="checkbox"/> Sí	<input type="checkbox"/> No
BH <input type="checkbox"/>	Normal <input type="checkbox"/>	QS <input type="checkbox"/>	Anormalidades presentes <input type="checkbox"/>
¿Estuvieron presentes algunas anomalías clínicamente significativas?		<input type="checkbox"/> Sí	<input type="checkbox"/> No
<b>Comentarios</b> _____			

Código del protocolo	Número de sesión	Iniciales del sujeto	Número del sujeto
<b>Radiografía de tórax</b>			
¿Se tomó radiografía de tórax?		<input type="checkbox"/> Sí	<input type="checkbox"/> No
Normal <input type="checkbox"/>		Anormalidades presentes <input type="checkbox"/>	
¿Estuvieron presentes algunas anomalías clínicamente significativas?		<input type="checkbox"/> Sí	<input type="checkbox"/> No
Si estas anomalías fueron clínicamente significativas, describa a continuación:			
<b>Comentarios</b> _____			

## 1.2 Capacidades y esquema funcional del sistema

Como puede suponerse, un sistema como el que pretendemos integrar debe ofrecer una serie de características atractivas para su manejo; hay que recordar que en principio está dirigido para apoyar la labor de personas dedicadas a este ramo de la Medicina. De esta manera, contemplamos que este sistema debe contener las siguientes capacidades mínimas en cuanto a su funcionamiento:

- a) *Interfases de usuarios*. Pretendemos que el sistema sea “flexible” en cuanto a su manejo, es decir, que sea hecho tomando en cuenta las características y herramientas que los especialistas necesitan para su uso.
- b) *Herramientas de manejo de datos*. Es importante contar con herramientas mediante las cuales se puedan realizar las tareas de almacenamiento y consulta de registros, esto implica las labores de integración y extracción de los mismos, respectivamente.
- c) *Herramientas de procesamiento de señales*. En este apartado se incorporan las labores de identificación y reconocimiento de los patrones electrocardiográficos de interés (algunos de los cuales fueron mencionados en el capítulo anterior), además del análisis y evaluación de parámetros relevantes dentro de los mismos registros.
- d) *Herramientas de consulta de registros previos*. En donde se efectúa la consulta, así como la ampliación de historiales clínicos de pacientes.
- e) *Expansión de la base de datos*. Aquí se contempla la posibilidad de mejoramiento en cuanto a las labores de clasificación y enriquecimiento del propio sistema, así como apartados especiales para comentarios del especialista, en caso de que se requiera.

A continuación se describen gráficamente cada una de las partes que conforman nuestro sistema, y de las cuales se ha dado ya una previa explicación respecto de su funcionamiento. Debido a que queremos dar una descripción detallada acerca de los componentes, separamos nuestro esquema en cuatro apartados.

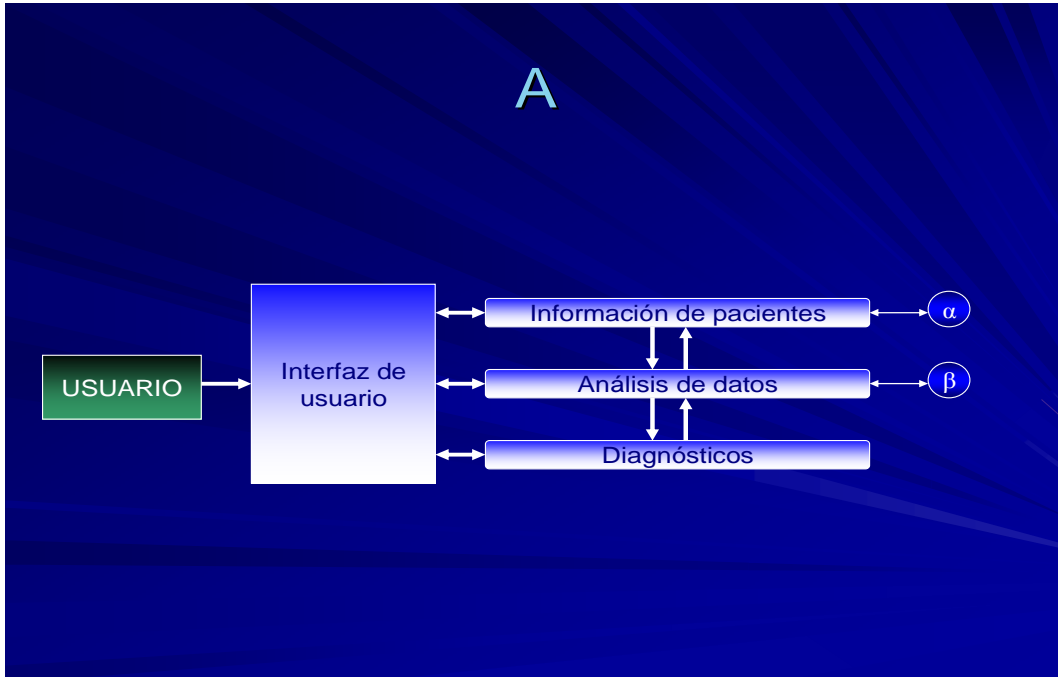


Figura 1.1. Interfaz de usuario y principales labores del sistema.

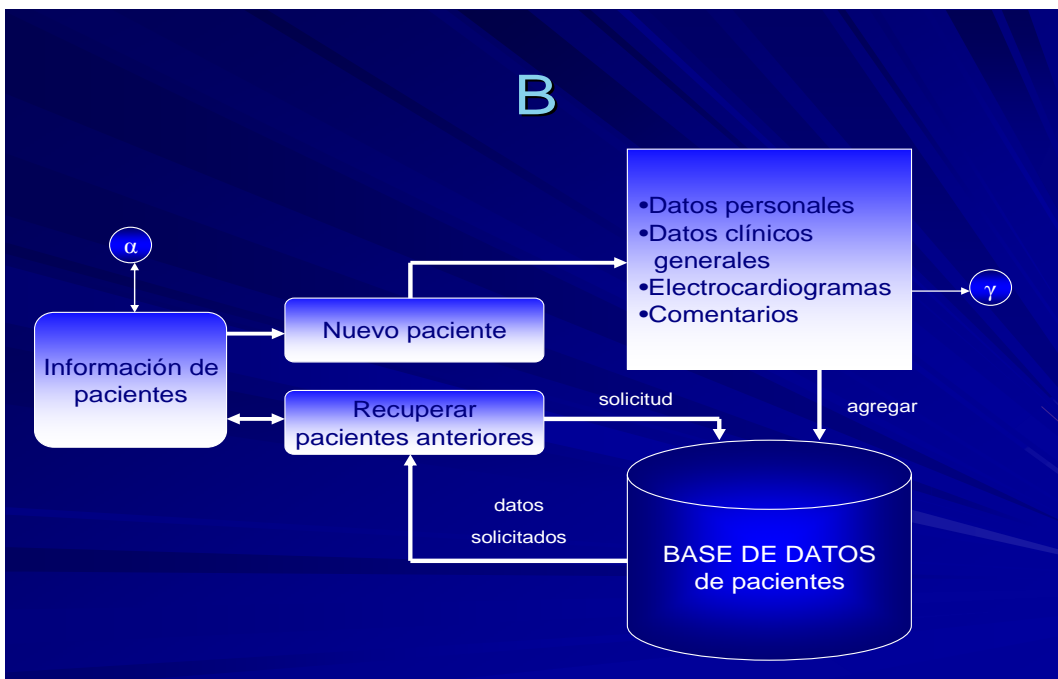


Figura 1.2. Base de datos para el manejo de registros e historiales clínicos de pacientes.

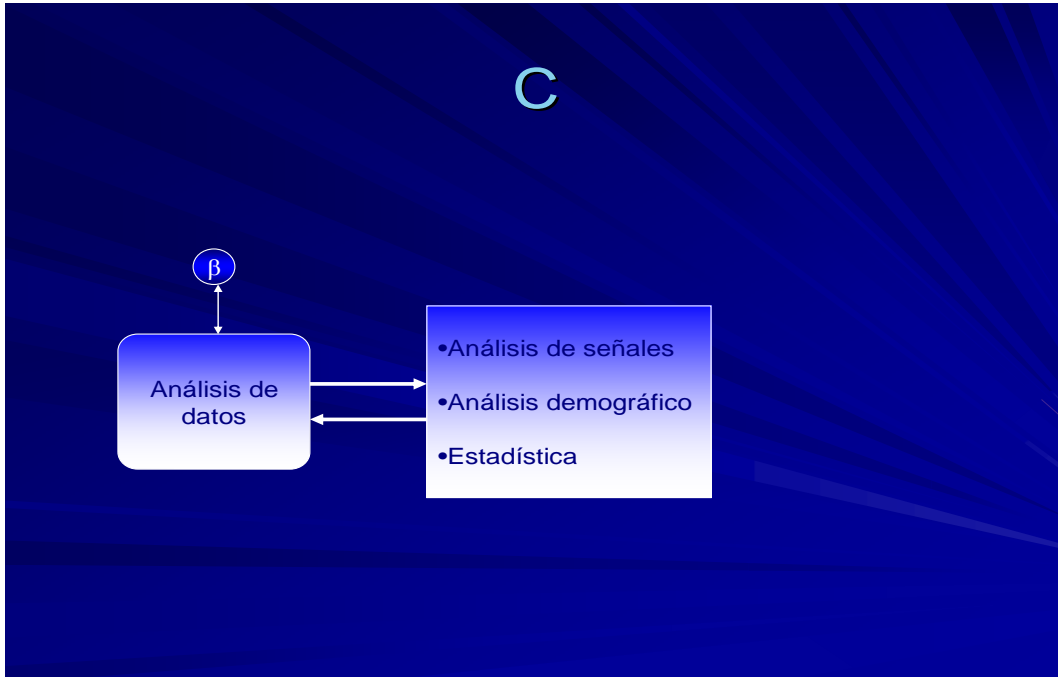


Figura 1.3. Análisis y estadísticas del sistema.

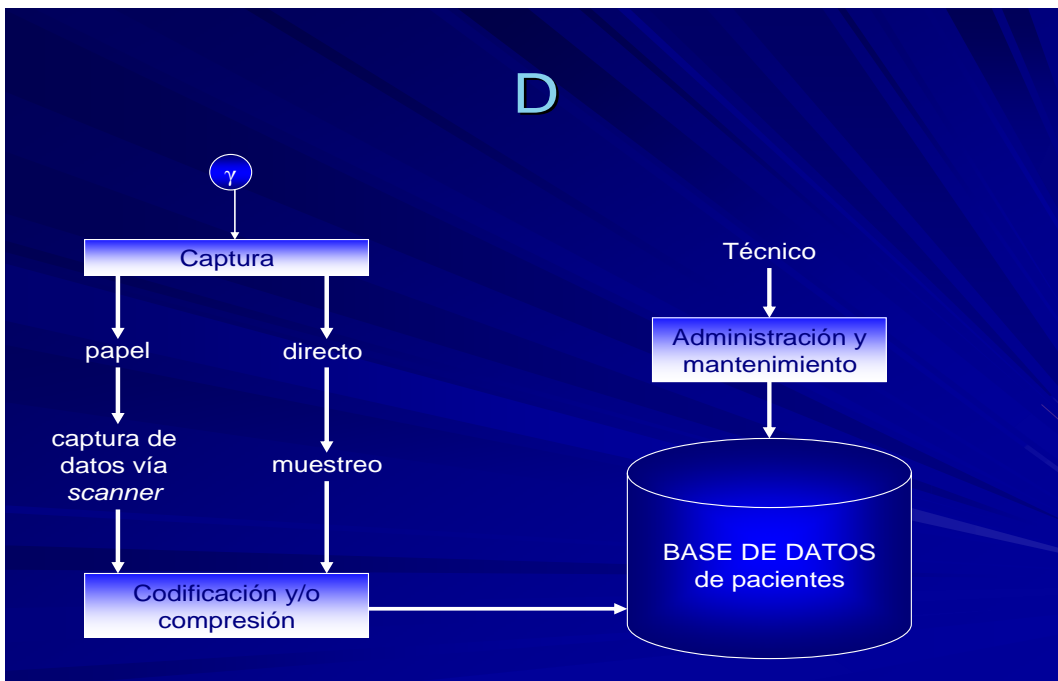


Figura 1.4. Captura de registros del sistema.

### 1.3 *Requerimientos del sistema*

Como primer paso dentro del proceso de conformación de una base de datos del sistema necesitamos obtener cierta información fundamental para apoyar nuestra labor. De esta forma, podemos describir a continuación una serie de elementos esenciales dentro de nuestra propuesta de diseño:

- a) *Adquisición de registros electrocardiográficos.* Dentro de este apartado podemos mencionar la importancia de contar con registros, cuyas características de inscripción e impresión difieran sustancialmente, ya que pretendemos crear un método de extracción y almacenamiento que pueda ser homogeneizado y aplicado a cualquier registro, en base a una población significativa.
- b) *Interpretación preliminar de los registros.* Necesitamos saber de antemano con qué tipo de registros estamos trabajando, es decir, pertenecientes a personas sanas o con algún tipo de cardiopatía que se aprecie en el registro; para crear posibles rubros dentro del apartado clasificación de los mismos, y también para observar qué características son de particular interés en cada caso.
- c) *Estrategias de ordenamiento y clasificación.* Estas estrategias deben estar basadas en la experiencia de los especialistas, así como también deben estar orientadas a apoyar la realización de una base de datos que sea de fácil acceso y consulta.

Debido a que los principales objetivos de este trabajo se enfocan en la obtención de las señales electrocardiográficas a partir de los registros que se tienen en papel, así como el posterior registro y caracterización para su análisis; a partir del siguiente capítulo, se comentan algunos aspectos fisiológicos básicos acerca de la forma en que funciona el sistema de conducción cardiaco, así como su representación y significado dentro de un registro electrocardiográfico. Asimismo, en el capítulo III se aborda la metodología que fue utilizada para la obtención, registro y almacenamiento de estos registros.

## Capítulo II. Principios de electrocardiografía clínica

El electrocardiograma (ECG) es un registro gráfico de los potenciales eléctricos producidos por el tejido cardíaco. El corazón es singular entre los músculos del cuerpo en vista de que posee la propiedad de la formación de un impulso automático y una contracción rítmica. El impulso eléctrico se produce en el sistema de conducción del corazón; la excitación de las fibras musculares de todo el miocardio resulta en la contracción cardíaca. La producción y conducción de estos impulsos eléctricos originan pequeñas corrientes eléctricas que se propagan a todo el cuerpo.

El ECG se obtiene colocando electrodos en varios sitios de la superficie corporal, que se conectan al aparato de registro. Las conexiones del aparato son de tal manera que, una deflexión hacia arriba indica un potencial positivo, mientras que una deflexión hacia abajo indica un potencial negativo.

El papel de registro del ECG tiene líneas horizontales y verticales a intervalos de 1 [mm]. Por cada 5 [mm] existe una línea más gruesa. El tiempo se mide sobre las líneas horizontales: 1 [mm] = 0.04 [s], 5 [mm] = 0.2 [s]. El voltaje se mide sobre las líneas verticales y se expresa en [mV] (10 [mm] = 1 [mV]). En la práctica diaria, la velocidad del papel es de 25 [m[m/s]]. La calibración más usada es una señal de 1 [mV] que produce una deflexión de 10 [mm]. Una estandarización “doble” produce una deflexión de 20 [mm], mientras que una estandarización “a la mitad” produce una deflexión de 5 [mm], figura (2.1).

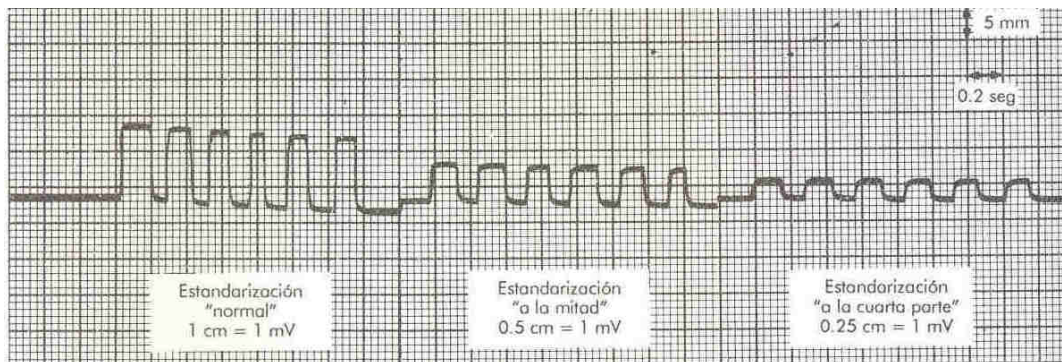


Figura 2.1. Papel electrocardiográfico y señales de calibración de 1 [mV].



## 2.1 *Electrofisiología del corazón*

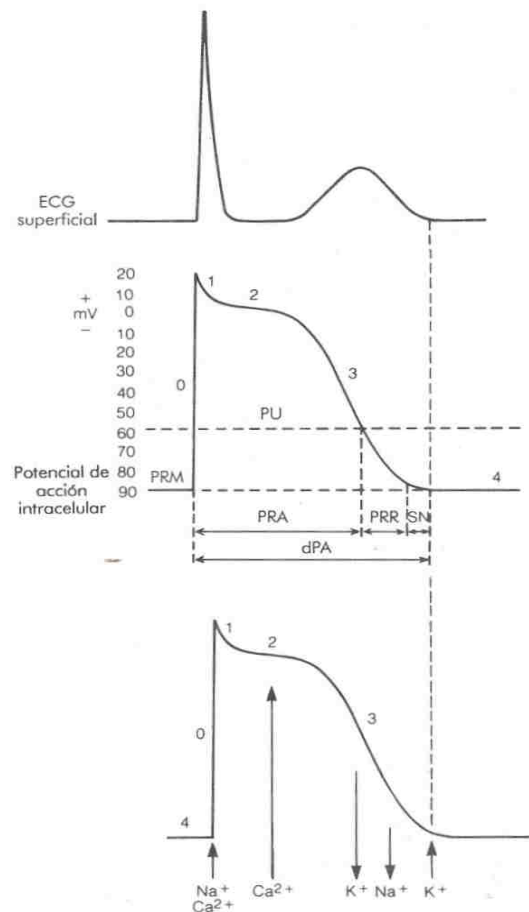
### Potenciales de acción de membrana

Gran parte de la electrocardiografía clínica se basa en el comportamiento de los potenciales de acción de membrana. Las características de este potencial varían con el sitio de su origen y difieren en diferentes tipos de células y diferentes regiones del corazón. El ritmo cardiaco normal depende de mecanismos normales de producción de potenciales de acción. Los potenciales de acción celular de generación anormal llegan a causar trastornos del ritmo cardiaco. La falta de propagación (o los retardos en la conducción) de los impulsos eléctricos generados por los potenciales de acción de membrana, pueden alterar el ritmo cardiaco o retardar la despolarización de una cavidad cardiaca.

La generación del ECG depende de cuatro fenómenos electrofisiológicos:

1. *Formación del impulso* en el marcapaso principal del corazón (que suele ser el nodo sinoauricular)
2. *Transmisión del impulso* a través de las fibras especializadas en la conducción
3. *Activación (despolarización)* del miocardio
4. *Recuperación (repolarización)* del miocardio.

Si se coloca un microelectrodo sobre una célula miocárdica en reposo y otro en un sitio distante, como por ejemplo, en el espacio extracelular, no se registra ningún potencial eléctrico (potencial cero) a causa de la elevada impedancia de la membrana celular. Pero, si a través de la membrana se introduce un microelectrodo, se registra entonces un potencial negativo, el cual representa la diferencia de potencial entre el interior y exterior de la fibra cardiaca. Este potencial se denomina *potencial de reposo de la membrana*, figura (2.2). El factor principal que determina este potencial de reposo es el gradiente de iones de potasio ( $K^+$ ) a través de la membrana. El potencial de reposo va de -80 a -90 [mV] en casi todas las células cardiacas, exceptuando las fibras de los nodos sinoauricular (SA) y auriculoventricular (AV). La concentración intracelular de  $K^+$  es 30 veces mayor que la extracelular, por lo que su gradiente de concentración es de 30:1. Para el ión sodio ( $Na^+$ ) el gradiente iónico es opuesto porque su concentración extracelular es elevada en comparación con la intracelular. Sin embargo, como las membranas cardiacas son mucho menos permeables al  $Na^+$  que al  $K^+$ , el gradiente de  $Na^+$  no modifica de modo considerable el potencial de reposo. Estos gradientes de concentración se conservan por un mecanismo de transporte iónico activo que es la *bomba de sodio*.



**Figura 2.2.** Diagramas del potencial de acción de una célula del músculo ventricular. PRM = potencial de reposo de la membrana; dPA = duración del potencial de acción; PU = potencial de umbral; PRA = periodo refractario absoluto; PRR = periodo refractario relativo; SN = periodo supernormal. Fase 4: potencial de reposo de la membrana (-90 [mV]). Fase 0: despolarización rápida debida a la entrada de  $\text{Na}^+$  y  $\text{Ca}^{2+}$ . Fase 1: fase inicial de repolarización. Fase 2: meseta de repolarización con entrada lenta de  $\text{Ca}^{2+}$ . Fase 3: salida de  $\text{K}^+$ , que tiene por resultado la restauración lenta del potencial intracelular a -90 [mV]. Al finalizar la fase 3, el sistema de transporte activo extrae  $\text{Na}^+$  de la célula y bombea  $\text{K}^+$  a su interior.

## Despolarización y repolarización celular

Al comienzo de la despolarización de una célula miocárdica, se produce un cambio brusco en la permeabilidad de la membrana celular hacia  $\text{Na}^+$ . Los iones  $\text{Na}^+$  (y en menor grado los de calcio [ $\text{Ca}^{2+}$ ]), penetran en la célula por sus conductos respectivos y causan una elevación repentina del potencial intracelular en sentido positivo de cerca de +20 [mV], figura (2.2). Esta fase de despolarización se denomina *fase 0*, y se produce por una corriente rápida de entrada de  $\text{Na}^+$ , típica en las células activas del miocardio y en las fibras de Purkinje. La velocidad máxima de despolarización de las células ventriculares es de 200 [V/s], y la de las células auriculares es de 100-200 [V/s]. La velocidad máxima de despolarización de las células de Purkinje es de 500 [V/s]. Las células marcapaso de los nodos SA y AV, se despolarizan por una corriente lenta de entrada de  $\text{Ca}^{2+}$ . En ciertas circunstancias anormales, como en el caso de la isquemia, las células cuya corriente rápida de entrada de  $\text{Na}^+$  se inhibe, se despolarizan por corrientes lentas de entrada de  $\text{Ca}^{2+}$ .

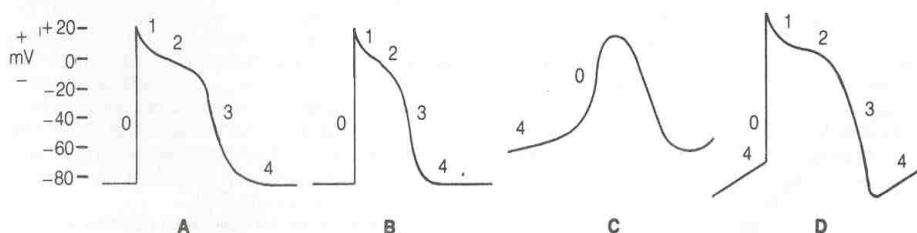
A la despolarización celular le sigue un retorno gradual al potencial de reposo. Este proceso de *repolarización* consta de tres fases:

*Fase 1.* Caracterizada por un retorno inicial rápido del potencial intracelular a 10 [mV], debido en gran parte al cierre de los conductos del  $\text{Na}^+$ .

*Fase 2.* En forma de meseta, es resultado de la entrada lenta de  $\text{Ca}^{2+}$  en las células.

*Fase 3.* Es el restablecimiento del potencial de reposo, debido a la salida de  $\text{K}^+$  fuera de las células.

Al final de la fase 3, se ha restablecido ya el potencial normal negativo de reposo; mientras que en el interior de las células hay un exceso de  $\text{Na}^+$  y un déficit de  $\text{K}^+$ . Es en este momento en que empieza a funcionar la bomba de  $\text{Na}^+$ , la cual extrae  $\text{Na}^+$  de las células e introduce  $\text{K}^+$  en las mismas. En las células que dependen de  $\text{Ca}^{2+}$  (nodos SA y AV), las fases de la repolarización son menos evidentes, figura (2.3).



**Figura 2.3.** Diagramas de los potenciales de acción de varios tipos de células cardiacas. **A:** célula del músculo ventricular. **B:** célula del músculo auricular. **C:** célula de los nodos SA o AV. **D:** célula de Purkinje. Hay que notar las diferencias entre las células miocárdicas activas (A y B), cuya fase 4 es horizontal, y las células (C y D) que tienen automaticidad y cuya fase 4 se acerca al potencial de activación durante la diástole. Esta despolarización diastólica es característica de las células automáticas; ya que toda vez que se alcance de manera espontánea el potencial de umbral, se verificará la activación celular.

### Relación entre los fenómenos celulares y el ECG periférico

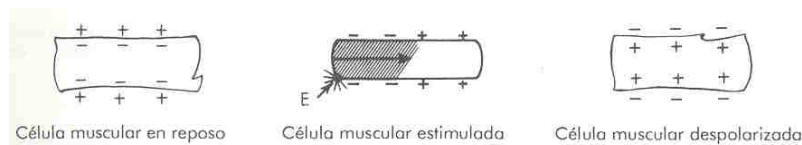
La onda P del ECG representa la suma de todos los potenciales de la fase 0 de las células del miocardio auricular. La fase 2 corresponde al segmento PR que sigue a la onda P y la fase 3 a la onda  $T_a$ , causada por la repolarización auricular. El complejo QRS del ECG representa la suma de todos los potenciales de la fase 0 de las células del miocardio ventricular. La fase 2 corresponde al segmento ST y la fase 3 a la onda T, figura (2.2).

### Velocidad de conducción

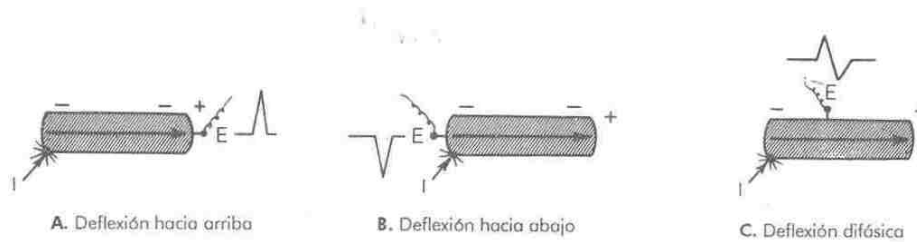
La velocidad con que los impulsos eléctricos se propagan a través del corazón es muy variable, ya que depende de las propiedades intrínsecas de las diferentes partes del sistema de conducción y del miocardio. La velocidad de conducción más rápida se encuentra en el haz de His y el sistema de Purkinje (unos 2 [m/s]), y la más lenta en los nodos SA y AV (0.01 a 0.02 [m/s]); la conducción en el miocardio auricular y ventricular es cercana a 1 [m/s].

## Electrograma

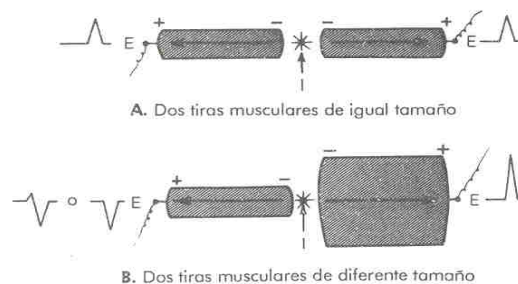
El registro de los potenciales eléctricos de un músculo estimulado es análogo a un registro unipolar del ECG. Se denomina *electrograma* y consta de dos partes: la despolarización, que es la deflexión producida al pasar el impulso eléctrico por el músculo; y la repolarización, que es la deflexión producida conforme el músculo recupera su potencial de reposo, figura (2.4). La polaridad del registro depende de la dirección en que se propaga el impulso a través del miocardio y de la posición del electrodo de registro con respecto a la dirección en que se propaga el impulso, figura (2.5). Cuando se estimulan músculos de diferentes tamaños, los potenciales eléctricos registrados reflejan el efecto neto de la despolarización y la repolarización, figura (2.6).



**Figura 2.4.** Diagramas de células musculares en reposo, estimuladas y despolarizadas. Cuando el músculo es estimulado ( $E =$  estímulo), el exterior de la porción estimulada del músculo se vuelve eléctricamente negativo. Conforme el estímulo se difunde por el músculo, hay un avance de cargas negativas. La porción del músculo que aún no recibe el estímulo presenta cargas positivas.

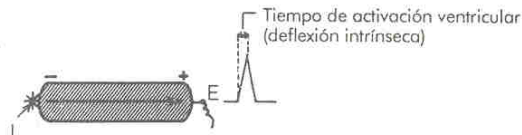


**Figura 2.5.** Deflexiones eléctricas producidas al estimular un músculo. **A:** la deflexión hacia arriba (positiva) se debe a la propagación del impulso ( $I$ ) hacia el electrodo ( $E$ ) colocado en el extremo del músculo con cargas positivas. **B:** la deflexión hacia abajo (negativa) se debe a que el impulso se aleja del electrodo colocado en el extremo del músculo con cargas negativas. **C:** mediante un electrodo colocado a la mitad del músculo se registra una deflexión difásica producida por el acercamiento inicial de cargas positivas y el alejamiento sucesivo de cargas negativas.



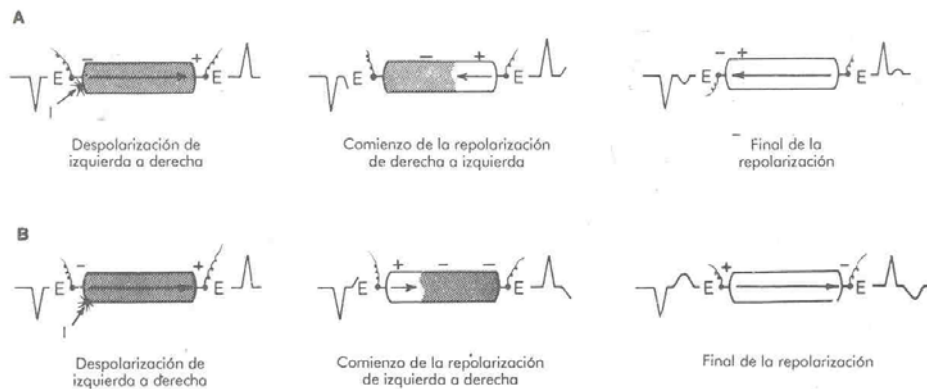
**Figura 2.6. A:** Músculos de igual tamaño. Si dos músculos de igual tamaño se estimulan en un punto central ( $I =$  impulso), se registra una deflexión positiva (despolarización) de igual magnitud en ambos extremos. **B:** Músculos de tamaño diferente. Si dos músculos de tamaño diferente (como los ventrículos derecho e izquierdo) se estimulan en un punto central, se registra una gran deflexión positiva sobre el músculo de mayor tamaño y una pequeña deflexión positiva sobre el músculo de menor tamaño, seguida por una gran deflexión negativa (o una deflexión completamente negativa). Esta deflexión negativa se debe a que la deflexión resultante de la despolarización se aleja de la masa muscular más pequeña.

El tiempo necesario para que el impulso se propague del extremo estimulado de un músculo al extremo opuesto, se mide en el electrograma desde el comienzo de la deflexión de despolarización hasta su vértice. En electrocardiografía clínica, una aproximación de este tiempo, medido desde el inicio de la inscripción del complejo hasta su vértice, se representa por la llamada deflexión intrínseca (o intrinsecóide), o también tiempo de activación. Tal medición suele aplicarse sólo al complejo QRS, figura (2.7).



**Figura 2.7.** La deflexión intrínseca (o intrinsecóide) o el tiempo de activación ventricular mide el tiempo necesario para que un impulso (I) se propague de un extremo de un músculo estimulado al otro (E = electrodo).

Durante la repolarización, el músculo regresa a su estado de reposo. Si la repolarización se verifica en un sentido opuesto al de la despolarización, la deflexión de la repolarización tendrá el mismo sentido que la de la despolarización, figura (2.8A). Si la repolarización se verifica en el mismo sentido que la despolarización, entonces la deflexión de la repolarización será opuesta a la de la despolarización, figura (2.8B). Estos conceptos se aplican a tiras aisladas de músculo, pero no al corazón humano intacto.



**Figura 2.8. A:** Despolarización de izquierda a derecha y repolarización en sentido opuesto. **B:** Despolarización de izquierda a derecha y repolarización en el mismo sentido.

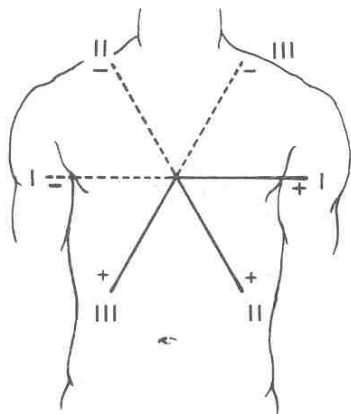
## 2.2 Vectores cardiacos

El término “vector cardiaco” es la designación de todas las fuerzas electromotrices del ciclo cardiaco. Un vector tiene *magnitud*, *dirección* y *polaridad* (sentido). Se debe tener presente que en cualquier instante determinado durante la despolarización y la repolarización, los potenciales eléctricos se están propagando en muchas direcciones en el espacio. Más del 90% de estos potenciales quedan cancelados por fuerzas opuestas y solamente se registra el resultado neto. El *vector instantáneo* representa la fuerza eléctrica neta en un instante determinado. El *vector medio* de una determinada porción de la secuencia de despolarización-repolarización (por ejemplo, el complejo QRS) representa la magnitud, dirección y polaridad de ese periodo (por ejemplo, el vector medio de QRS). El símbolo matemático de un vector es una flecha que apunta en la dirección del potencial neto (positivo o negativo); la longitud de la flecha indica la magnitud de la fuerza eléctrica. Se puede dibujar un vector para la despolarización auricular (vector P), la despolarización ventricular (vector QRS) y la repolarización ventricular (vectores ST y T).

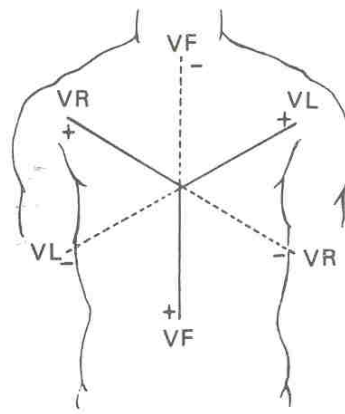
### Vectores del plano frontal

El resultado de los potenciales eléctricos de todo el ciclo cardiaco, según se refleja en el plano frontal del cuerpo, es el *vector del plano frontal*. Al combinar las derivaciones bipolares I, II y III del plano frontal, figura (2.9), con las derivaciones unipolares VR, VL y VF del plano frontal, figura (2.10), se obtiene un sistema de referencia hexaxial que comprende las seis derivaciones del plano frontal, figura (2.11).

Convencionalmente el polo positivo de la derivación I se designa como  $0^\circ$  y el polo negativo como  $\pm 180^\circ$ ; el polo positivo de VF como  $+90^\circ$  y el polo negativo de VF como  $-90^\circ$  (o  $+270^\circ$ ); el polo positivo de la derivación II como  $+60^\circ$ ; el polo positivo de la derivación III como  $+120^\circ$ ; el polo positivo de VR como  $-150^\circ$  (o  $+210^\circ$ ) y el polo positivo de VL como  $-30^\circ$ .



**Figura 2.9.** Derivaciones bipolares del plano frontal.



**Figura 2.10.** Derivaciones unipolares del plano frontal.

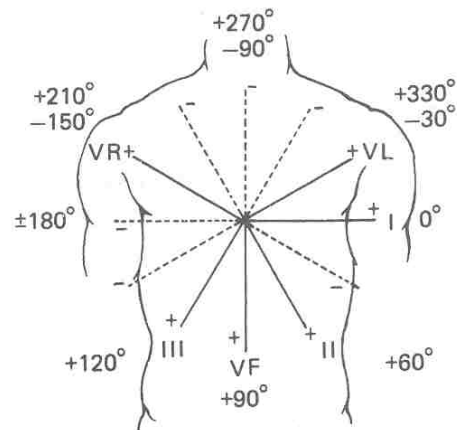


Figura 2.11. Derivaciones del plano frontal (sistema de referencia hexaxial).

### Polaridad de los ejes de las derivaciones del plano frontal individuales

Si se traza una línea perpendicular que pase por el centro del eje de una derivación determinada, cualquier fuerza eléctrica (un vector) orientada hacia la mitad positiva del campo eléctrico registrará una deflexión positiva en esa derivación; cualquier fuerza hacia la mitad negativa del campo eléctrico registrará una deflexión negativa, figura (2.12).

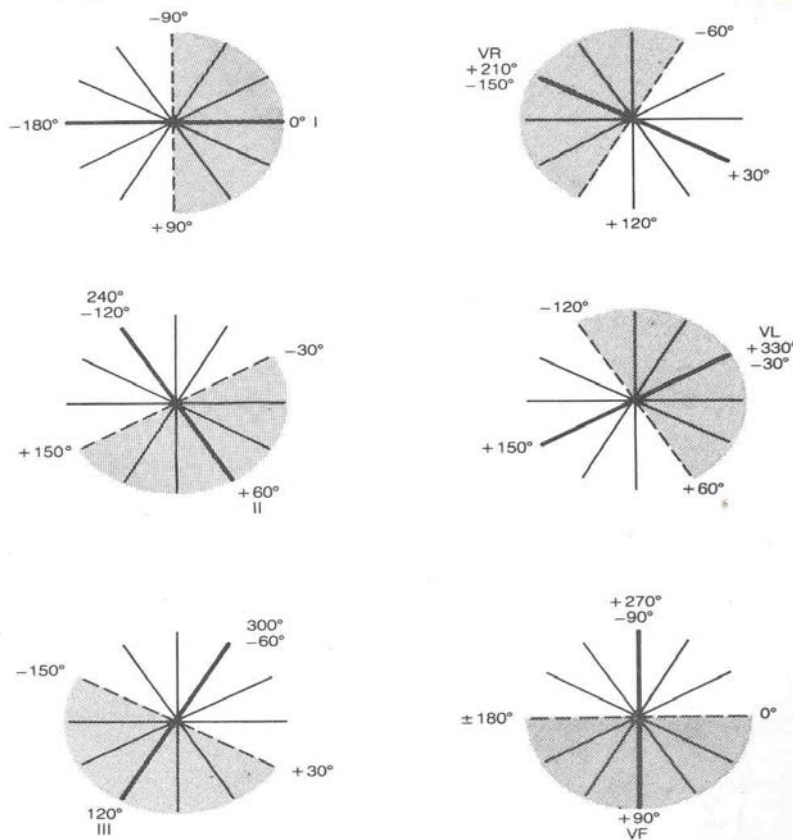


Figura 2.12. Polaridad del eje de las derivaciones en el plano frontal. Para cada derivación en el plano frontal, una línea perpendicular (punteada) divide las regiones en vectores positivos y negativos para esa derivación. Los vectores en las regiones sombreadas corresponden a una deflexión positiva (hacia arriba) en esa derivación, y vectores en la región blanca corresponden a una deflexión negativa en esa derivación.





## Desviación anormal del eje eléctrico

El ángulo del vector medio de QRS en el plano frontal determina su eje en el plano frontal. El eje normal del QRS se encuentra entre  $0$  y  $+110^\circ$ ; hay desviación a la izquierda (superior) del eje cuando se encuentra entre  $-30$  y  $-90^\circ$ , y desviación a la derecha cuando el eje se encuentra entre  $+110$  y  $\pm 180^\circ$ . Una desviación a la izquierda del eje de QRS en el plano frontal, se observa en personas ancianas sin que existan datos de cardiopatía clínica. Entre los límites normales, una desviación a la izquierda (superior) del eje eléctrico (entre  $0$  y  $-30^\circ$ ) representa una posición normal del corazón en terminología unipolar, y una desviación a la derecha del eje (entre  $+75$  y  $+110^\circ$ ) representa una posición vertical normal del corazón. El término de eje a la izquierda es más tradicional, pero es más correcto el término de *eje superior*.

Normalmente el eje de la onda T suele corresponder al del QRS, y tiene la misma dirección general, pero a veces puede haber una variación de  $45^\circ$  en las derivaciones del plano frontal. Así mismo, el eje de la onda P corresponde por lo general al del QRS.

### 2.3 Parámetros fundamentales del ECG

El ECG consta de complejos, intervalos, uniones, segmentos y ondas. Cada uno de éstos debe describirse o medirse con precisión cuando se interpreta el trazo. A continuación se describen los complejos eléctricos normales o usuales.

#### Activación auricular

La **onda P** es la deflexión producida por la despolarización auricular, figura (2.14). La **onda Ta** es la deflexión producida por la repolarización auricular; esta deflexión no suele observarse en el ECG de 12 derivaciones.

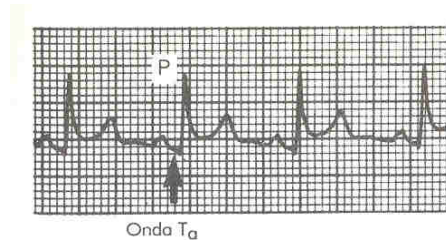


Figura 2.14. Ondas P y  $T_a$ .

## Activación ventricular

La **onda Q (q)** es la deflexión inicial negativa producida por la *despolarización ventricular*, figura (2.15). La **onda R (r)** es la primera deflexión positiva producida por la *despolarización ventricular*. La **onda S (s)** es la *primera deflexión negativa* de despolarización ventricular que *sigue a la primera onda positiva R*. Una **onda QS** es una deflexión negativa que no sobrepasa la línea basal. Una **onda R' (r')** es la segunda deflexión positiva, es decir, la *primera deflexión positiva* de despolarización ventricular que *sigue a la onda S*. La deflexión negativa que sigue a la r' se denomina **onda s'**. Si después de la onda R (r) inicial no existe una onda s evidente, la segunda deflexión positiva se sigue llamando **onda R' (r')**, y el complejo QRS se describe como Rr' (rR'). Las letras mayúsculas (Q, R, S) indican ondas de gran tamaño (> 5 [mm]), las minúsculas (q, r, s) ondas pequeñas (< 5 [mm]).

## Repolarización ventricular

La **onda T** es la deflexión producida por la *repolarización ventricular*, figura (2.16). La **onda U** es la deflexión (casi siempre positiva) que *sigue a la onda T* y precede a la siguiente onda P. Se piensa que esta onda se produce por repolarización del sistema de conducción intraventricular (Purkinje), pero su mecanismo preciso de producción se desconoce. A veces se observan ondas U invertidas o negativas que son típicas de pacientes con cardiopatía coronaria e isquemia miocárdica aguda o con hipertensión arterial.

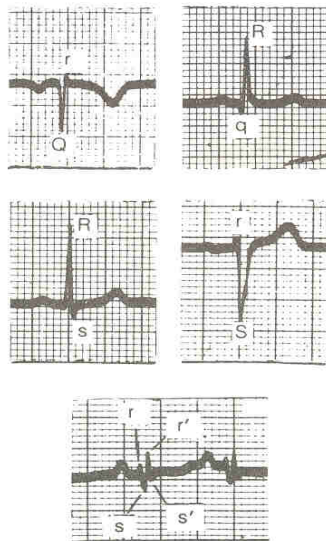


Figura 2.15. Complejo QRS.

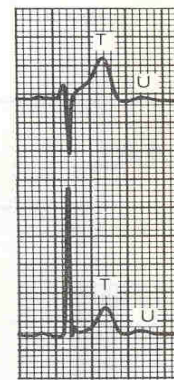


Figura 2.16. Ondas T y U.

## Intervalos normales de un ECG

El **intervalo RR** es el intervalo comprendido entre dos ondas R consecutivas, figura (2.17). Con ritmo ventricular regular, el intervalo medido en segundos (o fracciones de segundo) comprendido entre dos ondas R consecutivas, al dividirlo entre 60 [s], representa la frecuencia cardiaca por minuto. Así, un intervalo de 0.2 [s] (intervalo entre dos líneas gruesas en el papel del ECG) es igual a una frecuencia cardiaca de 300/min; un intervalo de 0.4 [s] (intervalo entre tres líneas gruesas) equivale a una frecuencia cardiaca de 150/min; un intervalo de 0.6 [s] (intervalo entre cuatro líneas gruesas) es igual a una frecuencia de 100/min. Si el ritmo ventricular es irregular, debe contarse el número de ondas R en un determinado periodo de tiempo (e.g. 6 [s]) y la cuenta convertirla en un número de ondas R por minuto. Por ejemplo, si en un intervalo de 6 [s] se cuentan 10 ondas R que ocurren de manera irregular, la frecuencia ventricular es en promedio de 60/min ( $10 \cdot 6$ ). Los intervalos RR deben medirse desde el comienzo de los complejos QRS y no desde el vértice de las ondas R.

El **tiempo de activación ventricular** (*TAV o deflexión intrinsecoide*) es el tiempo necesario para que un impulso atraviese el miocardio, desde el endocardio al epicardio. En electrocardiografía clínica, corresponde al intervalo medido desde el comienzo de la onda Q al vértice de la onda R, figura (2.18). Este intervalo no debe superar 0.03 [s] en derivaciones  $V_{1-2}$  y 0.05 [s] en derivaciones  $V_{5-6}$ .

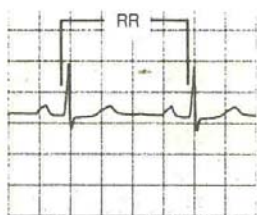


Figura 2.17. Intervalo RR.

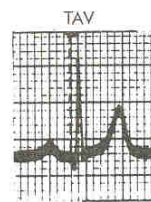
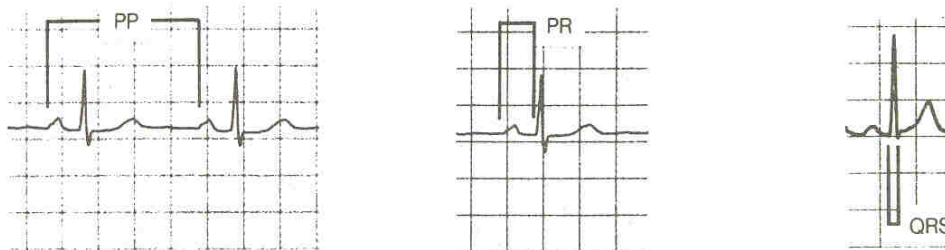


Figura 2.18. Tiempo de activación ventricular (TAV).

El **intervalo PP** es el que está comprendido entre dos ondas P consecutivas, figura (2.19). Con ritmo sinusal regular, el intervalo PP es igual al intervalo RR. No obstante, con ritmo ventricular irregular o cuando las frecuencias auricular y ventricular son regulares pero diferentes entre sí, el intervalo PP debe medirse desde el mismo punto en dos ondas P sucesivas (y de preferencia desde sus inicios) y calcular la frecuencia auricular por minuto, tal y como se calcula la frecuencia ventricular por minuto.

El **intervalo PR** es aquél entre el comienzo de la onda P y el inicio del complejo QRS. Mide el tiempo de conducción auriculoventricular (AV) e incluye el tiempo necesario para: 1) la despolarización auricular, 2) el retardo normal de la conducción en el nodo AV (cerca de 0.07 [s]) y, 3) el paso del impulso a través del haz de His y sus dos ramas, hasta el comienzo de la despolarización ventricular. El intervalo PR normal varía entre 0.12 y 0.2 [s]; se relaciona con la frecuencia cardiaca, ya que a menor frecuencia, mayor es el intervalo PR.

El **intervalo o duración de QRS** representa el tiempo de despolarización ventricular. Se mide desde el comienzo de la onda Q (o de la onda R, si no existe onda Q) hasta el final de la onda S (o de la onda r' o s', si no existe onda S). El límite superior normal es de 0.1 [s] en las derivaciones del plano frontal y de 0.11 [s] en las precordiales.



*Figura 2.19. Intervalos PP, PR y QRS.*

El **intervalo QT** se mide desde el comienzo de la onda Q al final de la onda T; indica la duración de la sístole eléctrica, figura (2.20). El intervalo QT varía con la frecuencia cardíaca y por efecto del sistema nervioso autónomo. Este intervalo se corrige a veces por la frecuencia cardíaca ( $QT_c$ ), pero al hacerlo no se toman en cuenta los efectos del sistema autónomo, cuyas variaciones no siempre se correlacionan con la frecuencia cardíaca. Por ello, el  $QT_c$  no tiene a veces un significado clínico preciso. El  $QT_c$  normal no suele superar 0.42 [s] en los varones y 0.43 [s] en las mujeres. En ocasiones, el final de la onda T no está bien definido; en otras, hay una onda U superpuesta a la T. En estas circunstancias es imposible medir correctamente el intervalo QT. Si existe una porción del descenso de la onda T, es posible calcular con cierta aproximación el intervalo QT al extrapolar el final de la onda T sobre la línea basal mediante la tangente a la pendiente de la T. El intervalo QT debe medirse en las derivaciones electrocardiográficas con ondas T bien definidas. En pacientes con bloqueo de rama, el intervalo QT incluye al complejo QRS, el cual se prolonga anormalmente. En estos pacientes, el tiempo de repolarización ventricular se calcula mejor al medir el **intervalo JT** desde el punto J (comienzo del segmento ST), al final de la onda T.

El **intervalo QU** es el intervalo entre el comienzo de la onda Q y el final de la onda U; indica el tiempo total de repolarización ventricular, incluyendo el de las fibras de Purkinje, figura (2.21). Cuando la onda T no está bien definida por la superposición de la onda U, puede medirse el intervalo QTU (o QU) en vez del intervalo QT.

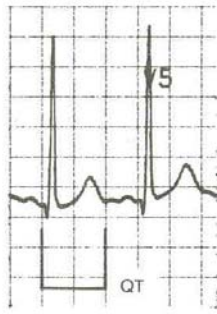


Figura 2.20. Intervalo QT.



Figura 2.21. Intervalo QU.

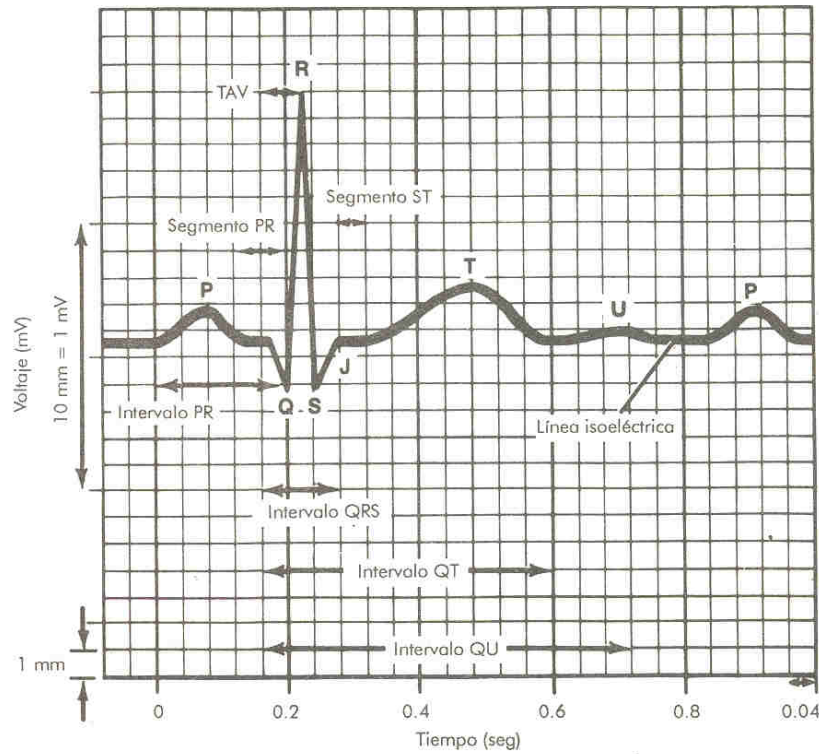
### Segmentos y uniones normales

El **segmento PR** es la porción del ECG comprendida entre el final de la onda P y el comienzo del complejo QRS; normalmente es isoelectrico, figura (2.22).

El **punto J** (*unión RST*), es el punto en que termina el complejo QRS y empieza el segmento ST.

El **segmento ST** es la porción del ECG comprendida entre el punto J y el comienzo de la onda T. Este segmento suele ser isoelectrico, pero en las derivaciones precordiales puede variar entre -0.5 y +2.0 [mm]. Se define como elevado o deprimido al relacionarlo con la porción de la línea basal entre el final de la onda T y el comienzo de la onda P (*segmento TP*), o al relacionarlo con el segmento PR. Si ninguno de los dos segmentos es isoelectrico, entonces puede usarse el comienzo del complejo QRS.

El **segmento TP** es la porción del ECG entre el final de la onda T y el comienzo de la siguiente onda P. Con una frecuencia cardiaca normal, el segmento suele ser isoelectrico. Con frecuencias rápidas la onda P se superpone a la onda T, con lo que desaparece el segmento TP isoelectrico.



**Figura 2.22.** Esquema de los complejos, intervalos y segmentos del ECG.

### Mediciones de voltaje

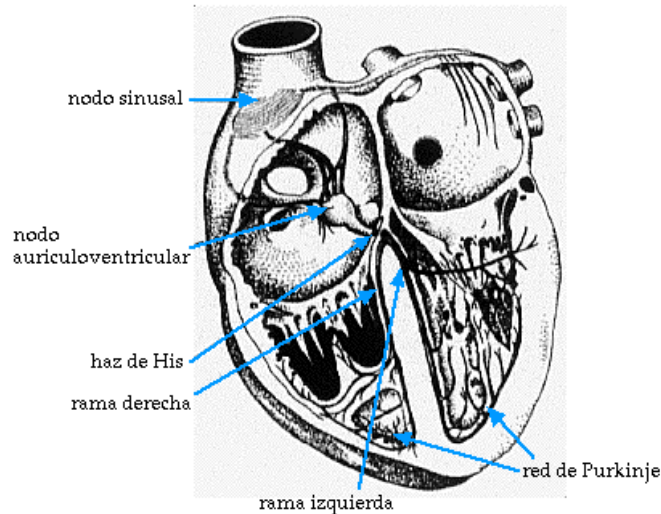
El voltaje de las deflexiones positivas se mide desde la parte superior de la línea basal al vértice de la onda. El voltaje de las deflexiones negativas se mide desde la parte inferior de la línea basal al nadir de la onda.

### Complejos auriculares

La onda P se debe a la despolarización auricular; normalmente, la onda P en las derivaciones estándar (de las extremidades y en las precordiales) no supera 0.11 [s] en duración o 2.5 [mm] en altura. Como la excitación se propaga del nodo SA al AV en dirección de izquierda a derecha y de arriba hacia abajo, figura (2.23); la onda P es positiva, por lo común, en I, II, aVF y V<sub>3-6</sub> e invertida en aVR (y a menudo en V<sub>1-2</sub>). Puede ser positiva o invertida en III o en aVL, dependiendo del eje medio de la onda P en el plano frontal.

La onda T<sub>a</sub> se debe a la repolarización auricular, y se registra mejor en las derivaciones II, III y aVF cuando éstas presentan una onda P evidente. Si se registra en las derivaciones inferiores, la onda T<sub>a</sub> es una onda ancha (hasta de 0.4 [s]) y negativa que puede deformar el segmento ST. No obstante, la onda T<sub>a</sub> casi nunca se observa en el ECG.





**Figura 2.23.** Esquema del sistema de conducción del corazón.

### Complejos ventriculares

El complejo QRS se debe a la despolarización ventricular; los ventrículos empiezan a despolarizarse en el tercio medio del tabique interventricular en dirección de izquierda a derecha. Luego, el impulso cardíaco se transmite a las dos ramas, los fascículos izquierdos, el sistema periférico de Purkinje y los ventrículos. El miocardio se despolariza del endocardio al epicardio, figura (2.24). Puesto que la masa del ventrículo izquierdo es más grande que la del derecho, el potencial eléctrico generado por el ventrículo izquierdo es mucho mayor que el del derecho.

Por último, se produce la repolarización ventricular que es un proceso complejo y no del todo conocido. Se sabe que las cavidades ventriculares son negativas durante la repolarización; el epicardio del ventrículo izquierdo es positivo y el del derecho puede ser positivo o negativo.

El complejo QRS no debe ser superior a 0.10 [s] de duración en ninguna derivación. La onda R de  $V_{5,6}$  debe ser inferior a 26 [mm] de altura. La suma de la onda R de  $V_5$  o  $V_6$  más la onda S de  $V_1$  normalmente es inferior a 35 [mm]. La onda R de aVF suele ser inferior a 20 [mm] de altura.



**Figura 2.24.** Complejos ventriculares en el ECG.

## ***Capítulo III. Obtención y registro de señales electrocardiográficas***

---

Como se mencionó en el capítulo anterior, el ECG es un registro, a nivel de la superficie corporal, acerca de la actividad eléctrica del corazón. En dicho registro se representa la diferencia de potencial ocasionada por los ciclos de despolarización y repolarización cardiacos. Estas diferencias de potencial se inscriben en función del tiempo en forma de señales eléctricas, y proporcionan información muy útil sobre el estado y funcionamiento del corazón.

Actualmente existen aparatos diseñados para el registro y almacenamiento de señales electrocardiográficas. Estos dispositivos almacenan los ECG's en forma de datos que se pueden imprimir sobre papel electrocardiográfico, y de igual manera se pueden almacenar en la memoria de los mismos. La limitante en estos casos es, naturalmente, el número de ECG's que se pueden almacenar (recordando que el registro de los ECG's se hace en base a una escala de tiempo); pues si bien los datos se pueden descargar a una PC en algunos casos (con el software adecuado); estos aparatos no cuentan con una memoria de gran capacidad y, por el tipo de codificación que se les da a los datos, resultan ineficaces para almacenar grandes volúmenes de información. Además de que, como se mencionó en la introducción, su costo es elevado en algunos casos.

En instituciones especializadas en el ramo en nuestro país (y también en algunas que no lo son), estos registros se realizan de manera tradicional (aun hasta la fecha), inscribiendo los trazos sobre papel electrocardiográfico, mediante un inscriptor (polígrafo) que capta las deflexiones producidas por los ciclos de despolarización y repolarización cardiacos, o bien, imprimiendo los datos directamente sobre el papel, cuando el dispositivo así lo permite. Naturalmente, detrás de estos dispositivos se encuentran componentes electrónicos y mecánicos que deben ser calibrados periódicamente, para evitar que factores ajenos a los registros (e.g. ruido, mala colocación de los electrodos, posición y estado de relajación del paciente, etc.) se vean reflejados en la inscripción final. El trabajo técnico de este capítulo se llevó a cabo exclusivamente con ECG's, cuyos patrones esenciales no se vieron afectados por este tipo de factores externos según la opinión de gente especializada en el ramo. En estas instituciones existe una gran cantidad de registros electrocardiográficos realizados sobre papel, de pacientes que aún siguen acudiendo a consultas hoy en día. Por consiguiente, el almacenamiento de estos registros es una tarea que requiere de espacios adecuados de en los que se puedan colocar los mismos para su manejo y/o consulta posterior.

Debido a los aspectos mencionados con anterioridad, es bastante útil una herramienta mediante la cual se pueda almacenar la información electrocardiográfica en pequeños archivos que puedan ser manipulados a conveniencia. Digitalizar los ECG's para su archivo en medios magnéticos constituye una alternativa mediante la cual se tendría toda la potencia del procesamiento y análisis en computadora para aplicarla a estos registros. En los siguientes párrafos se discute el método a utilizar para la realización de dicha tarea, así como sus principales características y limitantes. La parte de procesamiento y análisis de los trazados (capítulos III y IV) se realizó en *MATLAB*<sup>[3]</sup>.

---

<sup>[3]</sup> MATLAB. Versión 5.2.0.3084.



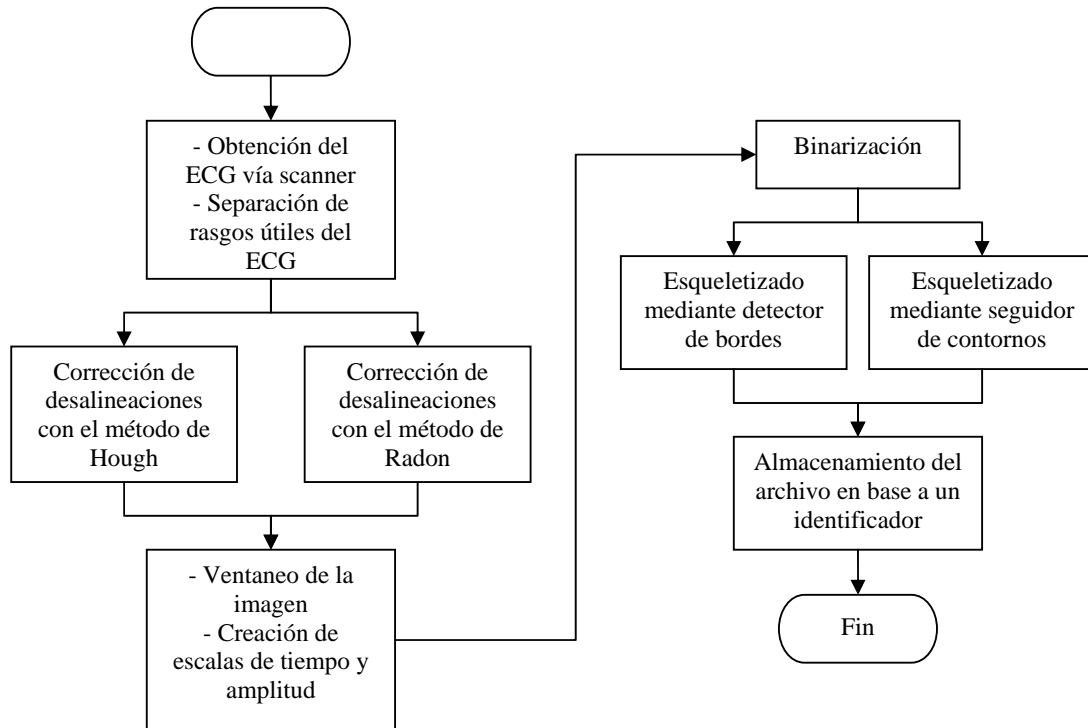
El procedimiento general que se siguió en la digitalización de estas señales se comenta a continuación. Para obtener las imágenes digitales se utilizó un *scanner* de página comercial, ya que es uno de los más difundidos y accesibles hoy en día. Esta imagen es preprocesada para obtener los rasgos de información útil en los ECG's (sólo la información correspondiente a la señal, sin considerar posibles inscripciones, anotaciones o valores extra que se hayan añadido al trazado original).

Posteriormente viene una etapa de *detección y corrección de posibles desalineaciones* de la imagen, ya que hay que hacer que líneas de amplitud y tiempo de la misma sean congruentes con filas y columnas de la imagen digital, minimizando así, posibles errores al digitalizar el trazado. Para la realización de esta tarea se incluyen un par de métodos, el primero basado en la *transformada de Hough*, y el segundo en la *transformada de Radon*.

Una vez que la imagen es congruente en tiempo y amplitud, necesitamos hacer un *ventaneo* de la misma, de manera que separemos la zona que nos interesa obtener del trazado, al mismo tiempo que debemos introducir parámetros para escalas de tiempo y amplitud. El siguiente paso consiste en *binarizar* la imagen de acuerdo con un umbral preestablecido al analizar el histograma de la imagen, el cual se basa en detectar el pico máximo de niveles de gris y escoger una población de alrededor del 5% del mismo (aunque esta medida puede variar) hacia los tonos claros, reasaltando de esta forma, los tonos oscuros que forman parte del trazado.

Después, es necesario realizar un *esqueletizado* del trazado, ya que de esta forma podremos almacenar los puntos del mismo en archivos adecuados para su almacenamiento y manejo. Esta labor se llevó a cabo mediante un par de métodos. El primero que consiste en aplicar un *detector de bordes* al trazado, de manera que el mismo quede descrito por un par de líneas (una en la parte superior del trazo y otra en la parte inferior), para posteriormente aplicar un algoritmo de localización de puntos intermedios entre ambos bordes. Más adelante se mencionarán algunos detalles y desventajas del mismo. El segundo método consiste en aplicar un *seguidor de contornos* después de la binarización, localizando puntos situados en la parte superior del trazado y obteniendo mejores resultados que con el primero; más adelante comentaremos ampliamente.

Por último se almacena el archivo con un identificador, en base a dos vectores de valores, uno de tiempo y otro de amplitudes del trazado. A continuación se muestra el diagrama de flujo correspondiente al proceso de obtención, digitalización y almacenamiento de un ECG, diagrama (3.1).



**Diagrama 3.1.** Secuencia de digitalización y almacenamiento de un ECG.

### 3.1 Antecedentes

Algunos ejemplos de señales naturales son *los electrocardiogramas*, los electroencefalogramas y las señales de voz. *Los electrocardiogramas, las señales de voz y los electroencefalogramas son ejemplos de señales que portan información y que varían como funciones de una única variable independiente, el tiempo.* Una imagen constituye un ejemplo de señal que varía en dos variables independientes. Las dos variables independientes en este caso son las coordenadas espaciales. Estos son unos pocos ejemplos de un incontable número de señales naturales que se pueden encontrar en la práctica.

Asociados a las señales naturales se encuentran los medios con los que se generan. Por ejemplo, las señales de voz se generan al forzar el paso del aire a través de las cuerdas vocales. Las imágenes se obtienen exponiendo película fotográfica ante un paisaje u objeto. Los *electrocardiogramas* se obtienen al registrar la actividad eléctrica del corazón con ayuda de electrodos. Por lo tanto, la forma en la que se generan las señales se encuentra asociada con un sistema que responde ante un estímulo o fuerza. El estímulo en combinación con el sistema se llama *f fuente de la señal.*

Un sistema se puede definir también como un dispositivo físico que realiza una operación sobre una señal. Por ejemplo, un *filtro* realiza algunas operaciones sobre la señal cuyo efecto es reducir el ruido y la interferencia presentes en la señal deseada. Cuando pasamos una señal a través de un sistema, como en el caso del filtrado, decimos que hemos procesado la señal. En este caso, el procesamiento de la señal implica la separación de la señal deseada del ruido y la interferencia. En general, el sistema se caracteriza por el tipo de operación que realiza sobre la señal. Por ejemplo, si la operación es lineal, el sistema se denomina lineal, si la operación es no lineal, el sistema se dice no lineal.

Es conveniente ampliar la definición de sistema para incluir no sólo dispositivos físicos, sino también realizaciones en software de operaciones sobre una señal. En el *procesamiento digital de señales* en una computadora, las operaciones realizadas sobre una señal constan de varias operaciones matemáticas especificadas por un programa de *software*. El procesamiento de señales involucra primero obtener una representación de la señal sobre la base de un modelo dado y luego la aplicación de alguna transformación de alto nivel para poner la señal en una forma más conveniente. El último paso en el proceso es la extracción y utilización de la información del mensaje. Este paso puede ser realizado por oyentes humanos o automáticamente por máquinas.

### **Clasificación de las señales**

Los métodos que se utilizan en el procesamiento de una señal o en el análisis de la respuesta de un sistema a una señal dependen fuertemente de las características de la señal en particular. Existen técnicas que se aplican sólo a familias específicas de señales. En consecuencia, cualquier investigación en procesamiento de señales debe comenzar con la clasificación de las señales que se encuentran en la aplicación concreta.

**Señales multicanal y multidimensionales.** Una señal se describe mediante una función de una o más variables independientes. El valor de la función (es decir, de la variable dependiente) puede ser un escalar real, una cantidad compleja o quizás un vector. En algunas aplicaciones, las señales son generadas por múltiples fuentes o sensores. Estas señales pueden representarse en forma vectorial. Nos referiremos a un vector de señales como señal multicanal. Por ejemplo, *en electrocardiografía* se usan electrocardiogramas (ECG) de 3 y 12 tomas que dan lugar a señales de 3 y 12 canales, figura (3.1). Si la señal es función de una única variable independiente, la señal se denomina unidimensional. Una señal se denomina *M-dimensional* si es función de *M* variables independientes.

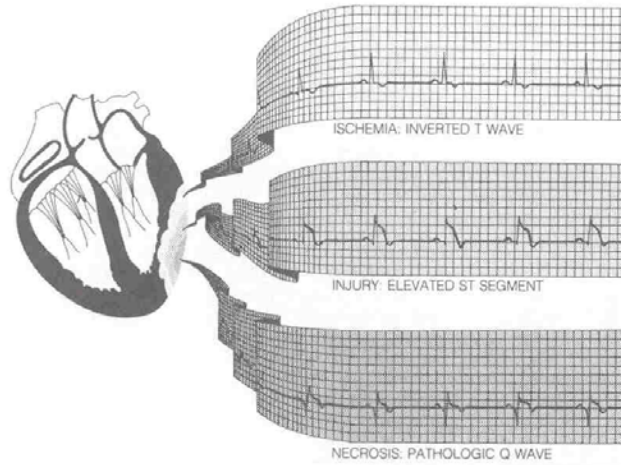


Figura 3.1. Ejemplo de una señal de ECG de tres canales.

**Señales en tiempo continuo y señales en tiempo discreto.** Las señales se pueden clasificar en cuatro categorías diferentes dependiendo de las características de la variable independiente (tiempo, en general) y de los valores que ésta puede tomar, ver tabla (3.1). Las *señales en tiempo continuo* o *señales analógicas* están definidas para todos los valores del tiempo y pueden tomar cualquier valor en el intervalo continuo  $(a,b)$ , donde  $a$  puede ser  $-\infty$  y  $b$  puede ser  $\infty$ . La onda de voz y la señal  $x_1(t) = \cos\pi t$ ,  $-\infty < t < \infty$ , son ejemplos de señales analógicas. Las *señales en tiempo discreto* están definidas solo para ciertos valores del tiempo. Estos instantes del tiempo no necesitan ser equidistantes, aunque en la práctica se toman normalmente instantes equiespaciados conforme a intereses computacionales y matemáticos. Si usamos el índice  $n$  como la variable independiente que representa los instantes de tiempo, la señal pasa a ser una función de una variable entera (es decir, una secuencia de números). Por lo tanto, una señal en tiempo discreto se puede representar matemáticamente como una secuencia de números reales o complejos. Para destacar la naturaleza discreta de una señal se la suele denotar como  $x(n)$  o  $x[n]$  en vez de como  $x(t)$ . Si los instantes de tiempo  $t_n$  están equiespaciados (es decir,  $t_n = nT$ ), también se usa la notación  $x(nT)$  ( $T$  es el período de muestreo).

	Tiempo continuo	Tiempo discreto
V. dependiente Continua	Señal analógica	Señal continua en tiempo discreto
V. dependiente discreta	Señal discreta en tiempo continuo	Señal digital

Tabla 3.1. Clasificación de señales en tiempo continuo y en tiempo discreto.

En la práctica, las señales en tiempo discreto pueden originarse de dos maneras:

1. Eligiendo valores de una señal analógica en determinados instantes de tiempo. Este proceso se denomina muestreo. Todos los aparatos de medida que proporcionan medidas en instantes de tiempo regulares generan señales en tiempo discreto.
2. Acumulando una variable a lo largo de un determinado periodo de tiempo.

**Señales continuas y señales discretas.** El valor de una señal en tiempo continuo o discreto, puede ser continuo o discreto. Si una señal toma todos los valores posibles en un intervalo tanto finito como infinito, se dice que es continua. Por el contrario, si toma valores de un conjunto finito se dice que es discreta. Normalmente, estos valores son equidistantes y por tanto pueden expresarse como un múltiplo de la distancia entre dos valores sucesivos. Una señal en tiempo discreto, que toma valores en un conjunto discreto se denomina *señal digital*, figura (3.2).

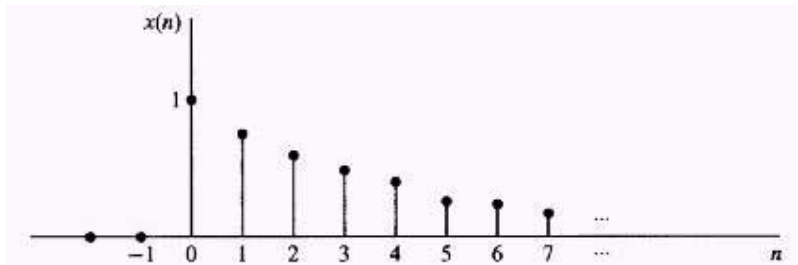


Figura 3.2. Representación gráfica de la señal en tiempo discreto  $x(n) = 0.8^n$ , para  $n > 0$ , y  $x(n) = 0$ , para  $n < 0$ .

Para que una señal pueda ser procesada digitalmente debe ser en tiempo discreto y tomar valores discretos (es decir, debe ser una señal digital). Si la señal a procesar es analógica, se convierte a digital muestreándola en el tiempo y obteniendo por tanto una señal en tiempo discreto y posteriormente cuantificando sus valores en un conjunto discreto. El proceso de convertir una señal continua en discreta, denominado *cuantificación*, es básicamente un proceso de aproximación y puede lograrse por *redondeo* o *truncamiento*.

**Señales deterministas y señales aleatorias.** El análisis matemático y el procesamiento de señales requieren que la señal sea descrita matemáticamente. Esta descripción matemática, normalmente denominada *modelo matemático*, conduce a otra importante clasificación de las señales. Cualquier señal que pueda ser definida por una forma matemática explícita, un conjunto de datos o una regla bien definida se denomina *determinista*. Este término se usa para resaltar el hecho de que valores de la señal tanto presentes como pasados o futuros, se conocen exactamente, sin incertidumbre. En muchas situaciones prácticas, sin embargo, existen señales que no se pueden describir con un grado de precisión razonable mediante fórmulas matemáticas explícitas o cuya descripción es demasiado complicada para ser de utilidad práctica. La falta de tal relación supone que dichas señales evolucionan con el tiempo de forma impredecible. Nos referiremos a estas señales como *señales aleatorias*. La señal de ECG es un ejemplo de señal aleatoria. El análisis y descripción de las señales aleatorias se hace mediante técnicas estadísticas en vez de mediante fórmulas explícitas. El marco matemático para el análisis de señales aleatorias lo constituye la

teoría de la probabilidad y los procesos estocásticos. La clasificación de una señal real como determinista o aleatoria no está siempre clara. Algunas veces ambas aproximaciones dan lugar a resultados significativos que ayudan a clarificar el comportamiento de la señal. Otras veces, una clasificación errónea puede dar lugar a resultados erróneos, dado que algunas herramientas matemáticas se aplican solo a señales deterministas y otras a señales aleatorias.

### Teorema del muestreo de Nyquist y rangos de frecuencia de algunas señales biológicas

Para saber cuál es la tasa de muestreo que debemos emplear al muestrear una señal, primero debemos obtener cierta información acerca de las características de la señal a ser muestreada. En particular, debemos saber la información concerniente al contenido frecuencial de la señal. Por ejemplo, se sabe que generalmente los mayores componentes de frecuencia de una señal de voz se encuentran debajo de los 3000 [Hz]. Por otro lado, las señales de televisión, en general, contienen importantes componentes en frecuencia de hasta 5 [MHz].

Las *señales electrocardiográficas* tienen componentes en frecuencia de **hasta 100 [Hz]**<sup>[4]</sup>, tabla (3.2). El contenido de información que conllevan estas señales se encuentra en las amplitudes, frecuencias y fases de sus varios componentes frecuenciales. Por otro lado, el conocimiento de las características de esas señales no lo podemos conocer previo a la obtención de las mismas. De hecho, el propósito de procesar las señales es normalmente extraer este tipo de información detallada. No obstante, si conocemos el máximo contenido frecuencial del tipo de señales con el que vamos a trabajar, podemos saber la tasa de muestreo necesaria para convertir las señales analógicas a señales digitales.

<i>Tipo de señal</i>	<i>Rango de frecuencia [Hz]</i>
Electrorretinograma	0-20
Pneumograma	0-20
<b>Electrocardiograma (ECG)</b>	<b>0-100</b>
Electroencefalograma (EEG)	0-100
Electromiograma	10-200
Esfigmomanograma	0-200
Voz	100-4000

Tabla 3.2. Rangos de frecuencia de algunas señales biológicas.

**Teorema del muestreo de Nyquist.** Si la frecuencia más alta contenida en una señal analógica  $x_a(t)$  es  $F_{max} = B$  (ancho de banda), entonces dicha señal puede ser recuperada a una tasa de muestreo  $F_s \geq 2B$  muestras por segundo, que se denomina *tasa de Nyquist*.

Con base en lo anterior, podemos concluir que la tasa de muestreo mínima (en el caso extremo) requerida para recuperar de manera aceptable las señales electrocardiográficas es de 200 [Hz]; esto es, muestrear la señal 200 veces por segundo.

<sup>[4]</sup> John G. Proakis. Digital Signal Processing, pp. 271.

## Procesamiento Digital de Imágenes

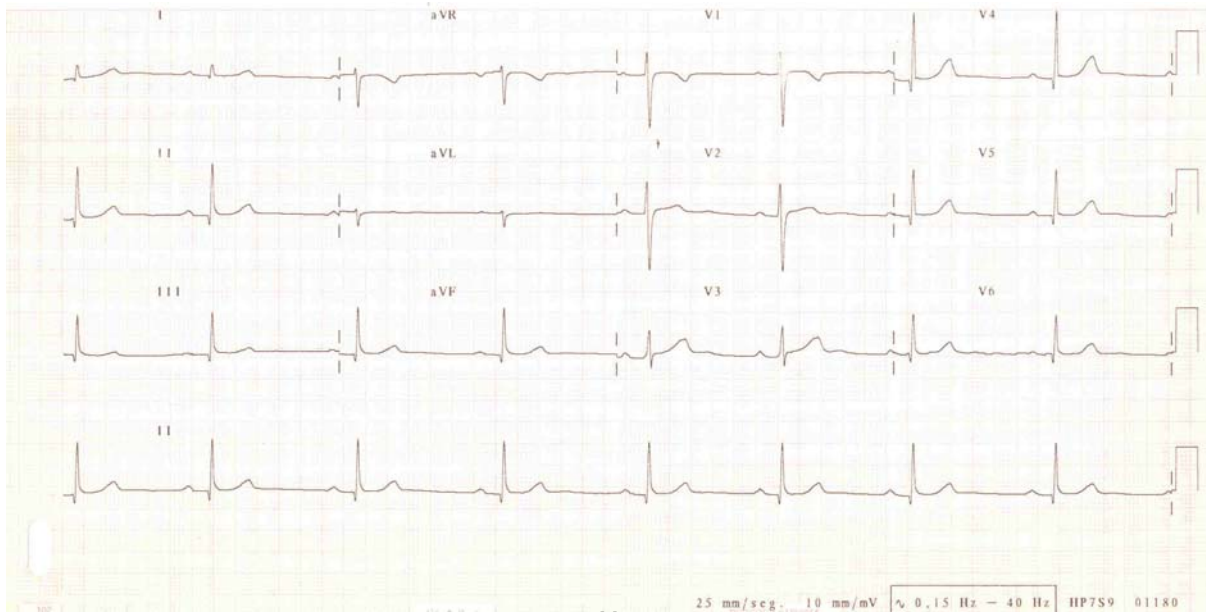
*Procesamiento digital de imágenes* es el término usado para denominar las operaciones desarrolladas sobre un *set* de datos de imagen para mejorarlas de alguna forma, para ayudar a su interpretación o para extraer algún tipo de información útil de ella.

Los sistemas, tales como *scanners* de cama plana y cámaras digitales, adquieren los datos pixel a pixel en base a un dispositivo llamado CCD (*Couple Charge Device*), el cual recibe la luz de la imagen (ya sea por reflexión o por transmisión) e integra en un tiempo definido la cantidad de luz que llega a él. De esta forma se genera una imagen en forma matricial de dimensión  $M_{\text{renglones}} * N_{\text{columnas}}$ , de acuerdo al número de CCD's que se utilicen. La imagen es guardada como una rejilla de pixeles. La radiancia (sensores visibles e IR) de cada uno de esos pixeles es registrada por el detector y entonces es digitalizada para permitir su manipulación por parte del computador. Las radiancias podrán tomar cualquier valor entre 0 y  $R_{\text{max}}$ , el que es el número de intervalos digitales que están disponibles y dependen del número de bits del convertidor análogo-digital  $R_{\text{max}} = 2^n - 1$ , donde  $n$  es el número de bits.

Es posible citar una gran cantidad de ejemplos donde el procesamiento de imágenes ayuda a analizar, deducir y tomar decisiones. Entre algunas de las áreas en las cuales se han desarrollado herramientas de gran utilidad podemos mencionar las siguientes: Medicina, Fisiología, Biometría, Astronomía, Ciencias ambientales, Robótica, Metalurgia, Física, Electrónica, Biología y Reconocimiento Óptico de Caracteres (ROC).

### 3.2 *Procesamiento digital de ECG's*

Por principio, mostraremos la imagen de un registro electrocardiográfico de 12 canales, es decir, 12 derivaciones, figura (3.3). Es precisamente con base en este tipo de registros que se implementaron los algoritmos de extracción de la señal y descomposición de la misma en sus componentes para su análisis posterior (ondas, segmentos e intervalos). Por un lado, contamos con cerca de 12 registros de personas sin cardiopatías y 8 correspondientes a personas que presentaban alguna anomalía cardiaca. Por otro lado, cada uno de estos registros contaba con información acerca de la edad y sexo de la persona en cuestión, lo cual sería de gran utilidad contemplando la base de datos de ECG's que se pretende crear.



**Figura 3.3.** Registro electrocardiográfico original<sup>[5]</sup> (se omiten los datos correspondientes al paciente).

Una vez obtenida la imagen anterior, procedemos a separar cada una de las derivaciones en imágenes aisladas, de manera que podamos procesar cada una de éstas de manera individual. De esta forma podemos obtener archivos separados de cada uno de los registros que queramos, evitando también posibles traslapes o errores al combinar las señales.

En el siguiente apartado se comienza a describir el método empleado para la extracción de la señal, a partir de estos registros.

### Corrección de desalineaciones

Al *scanear* un ECG es común que este último no quede perfectamente alineado con las líneas de simetría del scanner; esto se conoce como “*skew angle*” o “*ángulo de desviación*”. En nuestro caso, los bordes de los registros y las correspondientes cuadrículas pueden ser usados como referencia para medir este ángulo de desviación, y poder así corregirlo. Para realizar esto, debemos tener en cuenta que la línea de base del trazado representa el eje del tiempo del potencial registrado en la mayoría de los casos (recordando que los potenciales registrados poseen una línea isométrica o isoelectrica). Si dicha línea de base coincide con los ejes de simetría del scanner, tiempos y valores de potencial se corresponden con filas y columnas del archivo de imagen, de lo cual sacaremos ventaja al digitalizar los trazados. En la práctica, existirá en la mayoría de los casos una desalineación que habrá que compensar en tiempo de procesamiento.

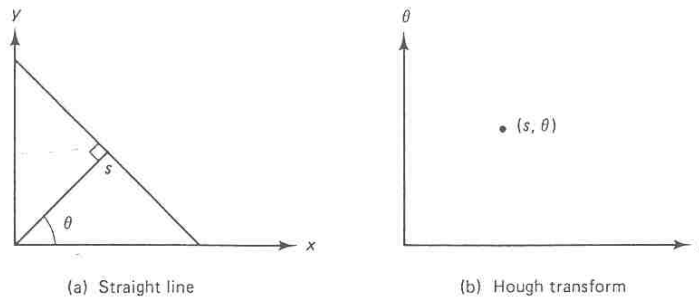
Para realizar esta tarea de estimación y corrección del ángulo de desviación, proponemos dos métodos que a continuación se describen.

<sup>[5]</sup> Fuente: Clínica contra el tabaquismo de la Facultad de Medicina, UNAM.



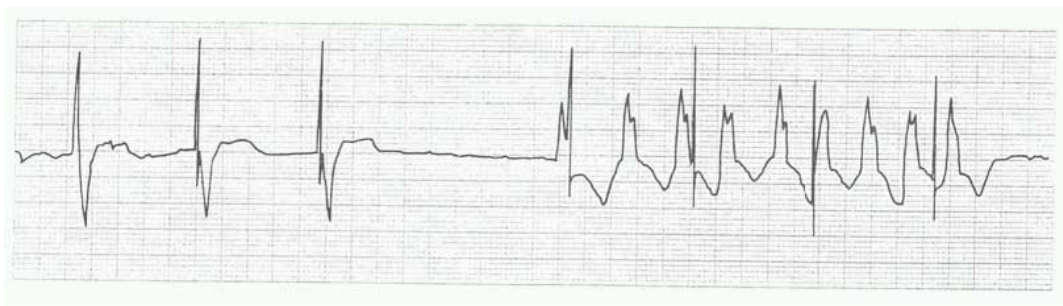
**Método de la transformada de Hough**<sup>[6]</sup>. Este método se basa en la transformación de Hough, la cual se utiliza esencialmente para aislar determinados rasgos dentro de una imagen (e.g. líneas, círculos, elipses), mediante la siguiente función

$$s = x\cos\theta + y\sin\theta \quad (3.1)$$



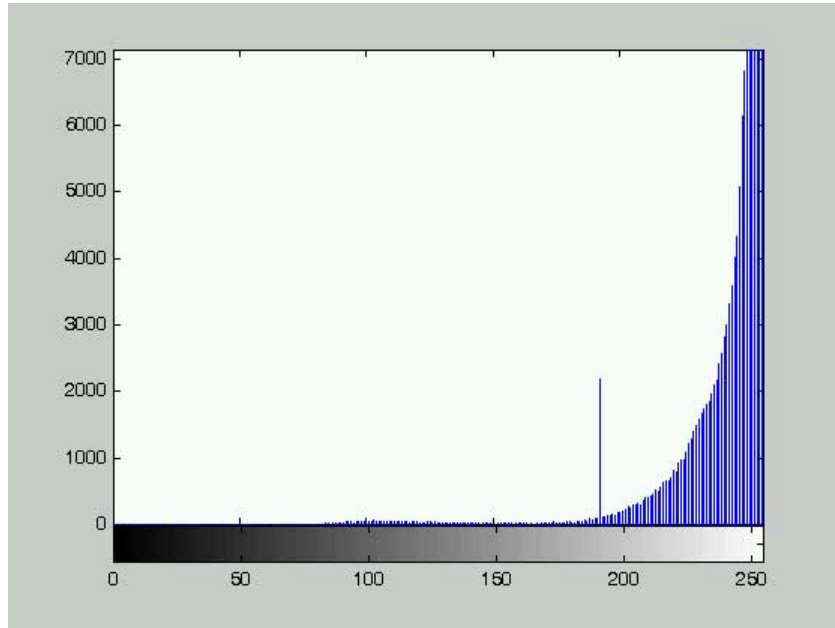
**Figura 3.4.** Ejemplo de la transformada de Hough.

En pocas palabras, cada línea en el plano  $(x,y)$  mapea en un punto en el plano  $(s,\theta)$ , figura (3.4); de manera que, una serie de líneas en una imagen pueden ser representadas por una serie de puntos que contienen información sustancial acerca de las mismas. En este caso, se empleó una versión modificada de esta transformación, que consiste en captar puntos correspondientes a líneas en el borde de un ECG, el cual fue previamente contrastado para facilitar la tarea anterior, figuras (3.5-3.7).

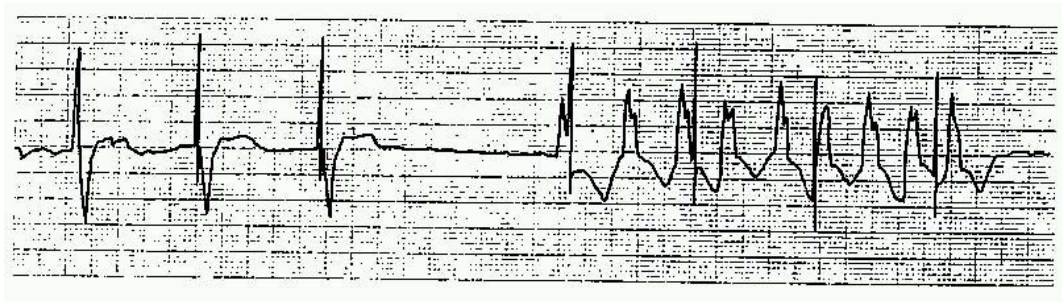


**Figura 3.5.** Imagen original.

<sup>[6]</sup> Huei-Fen, Jiang. A fast approach to detect and correct skew documents. Pattern Recognition. 1996. Proceedings of the 13th International Conference on. Volume 3. Pages 742-746.

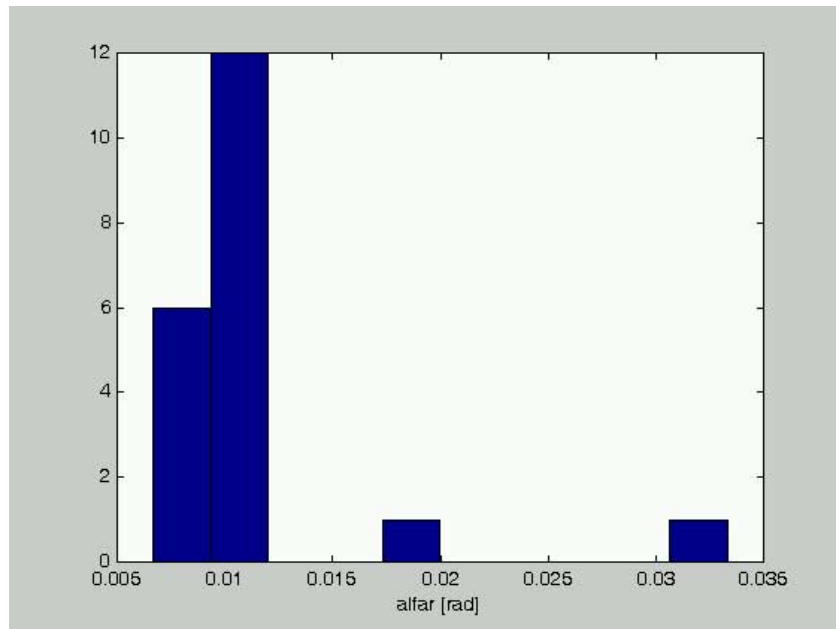


*Figura 3.6. Histograma de la imagen original en escala de grises.*

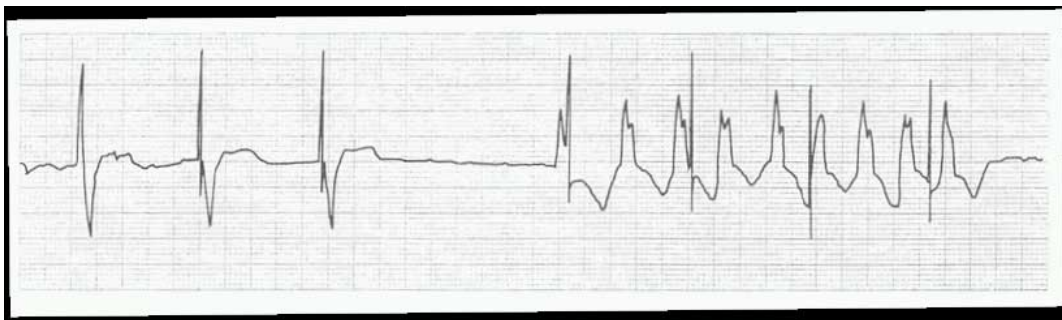


*Figura 3.7. Imagen contrastada.*

Con base en esta serie de puntos (correspondientes a líneas en el registro), se calcula el ángulo de desviación mediante la función tangente y, mediante la moda del vector de valores de los ángulos calculados, se obtiene el ángulo buscado (*alfar*) y la correspondiente rotación de la imagen, figuras (3.8-3.9).



**Figura 3.8.** Histograma de los ángulos de desviación captados en radianes.



**Figura 3.9.** Corrección del ángulo de desviación ( $\alpha = 0.57^\circ$ ).

En este caso hay que ajustar la imagen para evitar la aparición de espacios no deseados, figura (3.10).



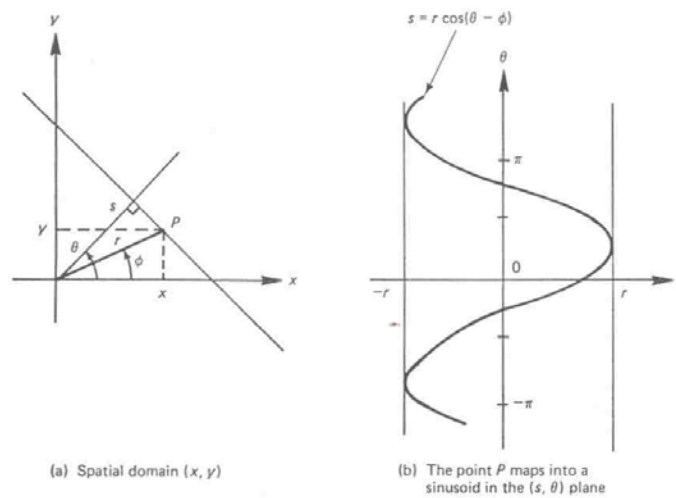
**Figura 3.10.** Imagen final después de la supresión de espacios no deseados.

Este algoritmo no requiere de la intervención del usuario. El diagrama correspondiente a dicho proceso se incluye en el primer anexo<sup>[3.1]</sup> al final de este capítulo.

**Método de la transformada de Radon.** Esta transformación está estrechamente relacionada con la transformada de Hough. Se obtiene mediante la siguiente función

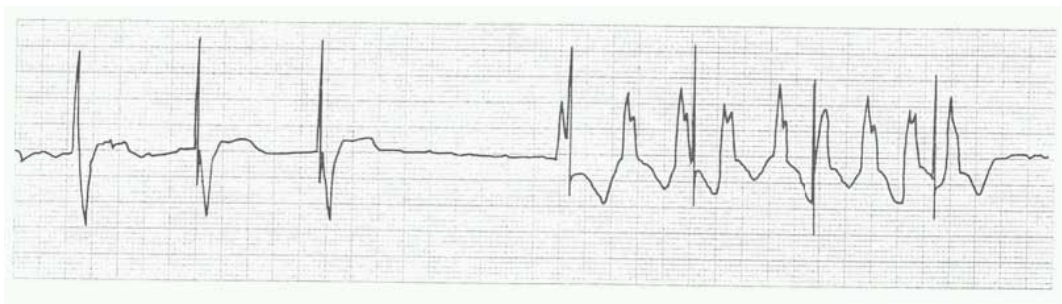
$$g(s, \theta) \triangleq \mathfrak{R}f = \int \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - s) dx dy \quad (3.2)$$

donde  $\mathfrak{R}$  denota el operador de transformación de Radon<sup>[7]</sup>. La función  $g(s, \theta)$ , que es la transformada de Radon de  $f(x, y)$ , es una proyección unidimensional de  $f(x, y)$  a un ángulo  $\theta$ , figura (3.11).



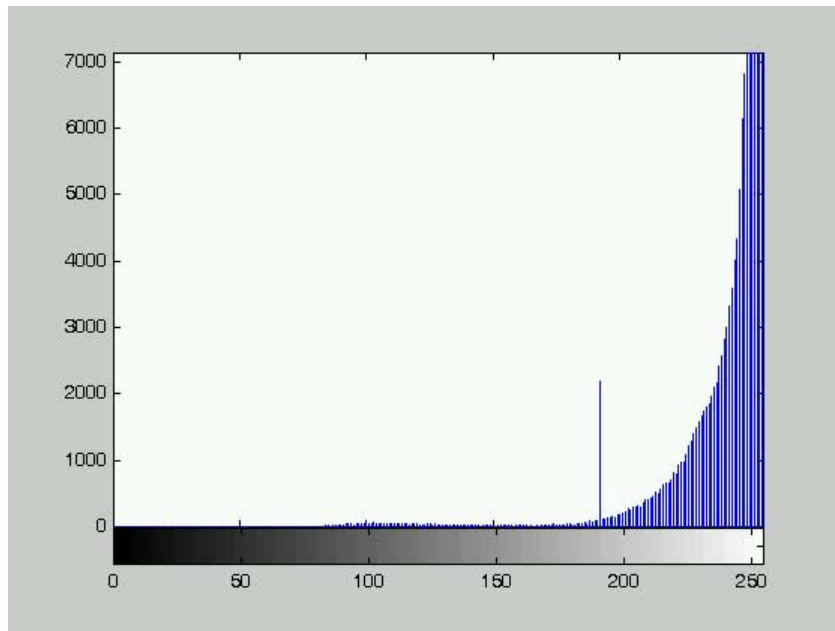
**Figura 3.11.** Ejemplo de la transformada de Radon.

Partiendo entonces del hecho de que, las líneas *mapearán* en sinusoides con información acerca del ángulo de inclinación en el espectro obtenido, tomaremos ventaja de este tipo de transformación mediante una función en MATLAB que involucra esta transformación y que sirve para la detección de líneas dentro de una imagen. Antes de aplicar esta transformación es necesario observar el histograma de la imagen y ver la distribución máxima de tonos de gris, figuras (3.12-3.13).



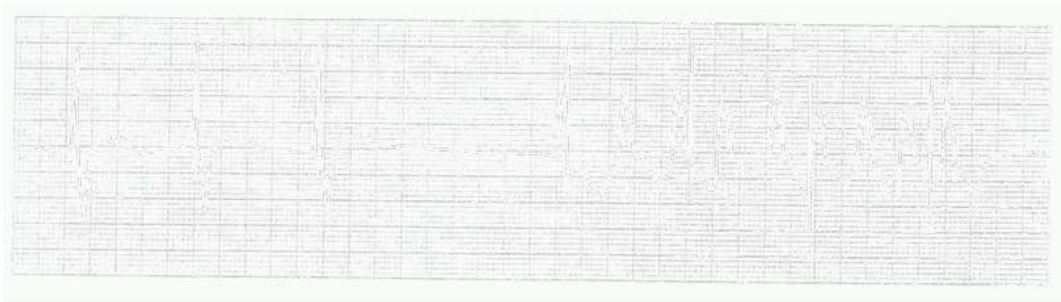
**Figura 3.12.** Imagen original.

<sup>[7]</sup> Anil K. Jain. Fundamentals of Digital Image Processing.

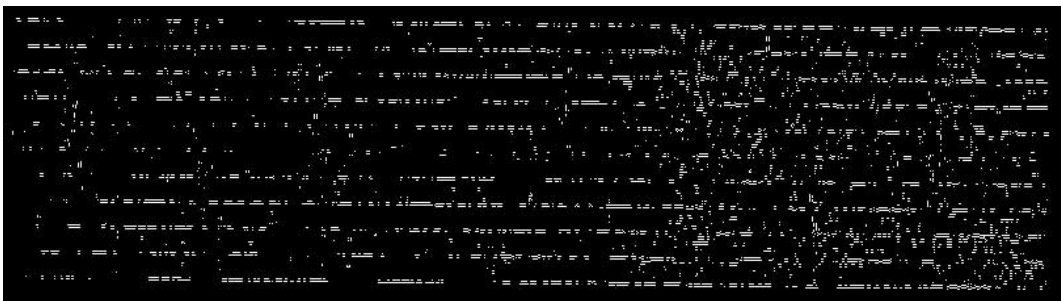


*Figura 3.13. Histograma de la imagen en escala de grises para la detección de tonos del trazado.*

Específicamente las líneas que detectamos son algunas correspondientes a la amplitud (horizontales), contenidas en la cuadrícula del registro; lo anterior se hace tras haber suprimido la señal y binarizado la imagen (de manera que la detección de estas líneas fuera más sencilla), figuras (3.14-3.15).

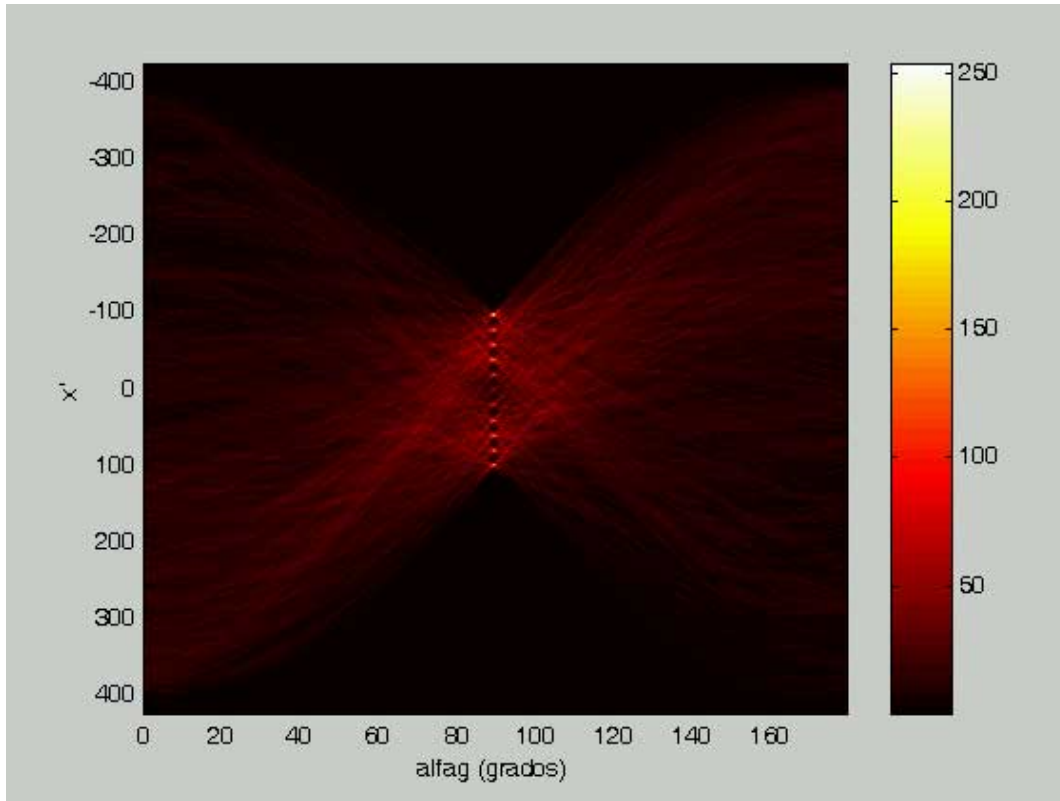


*Figura 3.14. Supresión del trazado en la imagen para facilitar la detección de líneas horizontales.*



*Figura 3.15. Resaltamiento de la rejilla de fondo antes de la aplicación de la transformada de Radon.*

Posteriormente, con ayuda de la transformación calculamos el ángulo de desviación (*alfag*) respecto de la vertical y corregimos la imagen con una simple rotación, figuras (3.16-3.17).



**Figura 3.16.** Resultados de la detección de líneas de amplitud, después de la transformación. La parte central de la gráfica muestra el ángulo de desviación ( $\text{alfag} = 90.5^\circ$ , respecto de la vertical) en el cual coinciden las líneas detectadas (puntos en amarillo) que son paralelas entre sí.



**Figura 3.17.** Imagen rotada.



Por último, hay que reajustar la imagen debido a la aparición de espacios no deseados, figura (3.18).



*Figura 3.18. Imagen reajustada tras la supresión de espacios no deseados.*

En este caso, tampoco es necesaria la intervención del usuario. El algoritmo del programa correspondiente a este método se encuentra en el segundo anexo<sup>[3.2]</sup> al final del capítulo.

### **Binarización y esqueletizado**

Como primer paso en el procesamiento de las imágenes para la extracción de la señal, se debe tomar en cuenta el color de la cuadrícula de fondo. En muchas ocasiones el color del papel electrocardiográfico suele ser de tono rojizo o verde (incluso en ocasiones puede llegar a ser de tono azul), mientras que el color del trazo es casi siempre de color negro o algún tono oscuro, figura (3.19).



*Figura 3.19. Imagen original de un ECG.*

Por la razón anterior, uno de los planos que componen la imagen (R para el rojo, G para el verde, B para el azul) coincidirá casi siempre con el de la cuadrícula de fondo del ECG; de manera que podemos obtener un filtrado muy sencillo que consiste en leer sólo uno de los planos de la imagen, atenuando la cuadrícula de fondo y resaltando a la vez el trazo de la señal. Abajo se muestran de manera comparativa los procesos anteriores, figuras (3.20-3.21). En el primer caso realizamos una simple conversión de la imagen a tonos de grises de 256 niveles; mientras que para el segundo caso, visualizamos la imagen en su componente en el plano rojo.



**Figura 3.20.** Imagen en escala de grises.



**Figura 3.21.** Imagen en el plano R (rojo) en escala de grises. Notar la diferencia de la cuadrícula de fondo de esta figura respecto de la anterior. El efecto del filtrado hace que la rejilla se atenúe.

De manera adicional, se pueden elevar los valores de intensidad de la imagen al cuadrado o al cubo y normalizarlos (dividirlos por 255, que es la cantidad de niveles de grises), si es que se quiere resaltar aún más el trazado de la señal.

La *extracción* de las señales en las zonas en donde se registran los complejos QRS se vuelve una tarea difícil, ya que el inscriptor al pasar rápidamente deja trazos débiles (menos gruesos) que comparten la misma zona de grises y, en ocasiones, hasta el mismo espesor de la cuadrícula. Lo anterior hace imposible su separación directa por binarización; ya que, si se aplica este método, los puntos de la señal se pierden irremediamente. Si bien es cierto que se puede interpolar con rectas sin cometer errores apreciables, el hecho de perder información podría no ser aceptable en algunos casos. Otra posibilidad sería trabajar con algoritmos para la detección de bordes que utilicen todo el rango dinámico de la señal de entrada<sup>[8]</sup>; en este caso, utilizar los 256 niveles de gris para lograr un borde del ancho de un píxel; pero el costo en este caso es la mayor complejidad algorítmica y, por consiguiente, mayor tiempo de cómputo.

La *binarización* se hace entonces, aplicando un umbral cuyo valor debe ser ajustado a cada registro, pues la intensidad del trazo cambia de una inscriptor a otro, además de que el fondo impreso no es un estándar y la imagen digital depende de los parámetros utilizados para el proceso de digitalización. Se concluye entonces, que el cálculo de este umbral se realiza por medio de un análisis del histograma. Esta tarea se facilita aún más, dado que el color del trazo tiende a un tono oscuro (negro) en todos los inscriptores conocidos. De manera que, al analizar el histograma de la imagen, observaremos un pico de niveles de gris cargado hacia los tonos oscuros (atribuible al trazo del inscriptor) y con un rápido decaimiento de los mismos, figura (3.22).

<sup>[8]</sup> Juan Carlos Perffeto. Experiencias en la digitalización de ECG's registrados sobre papel. 1er. Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica.



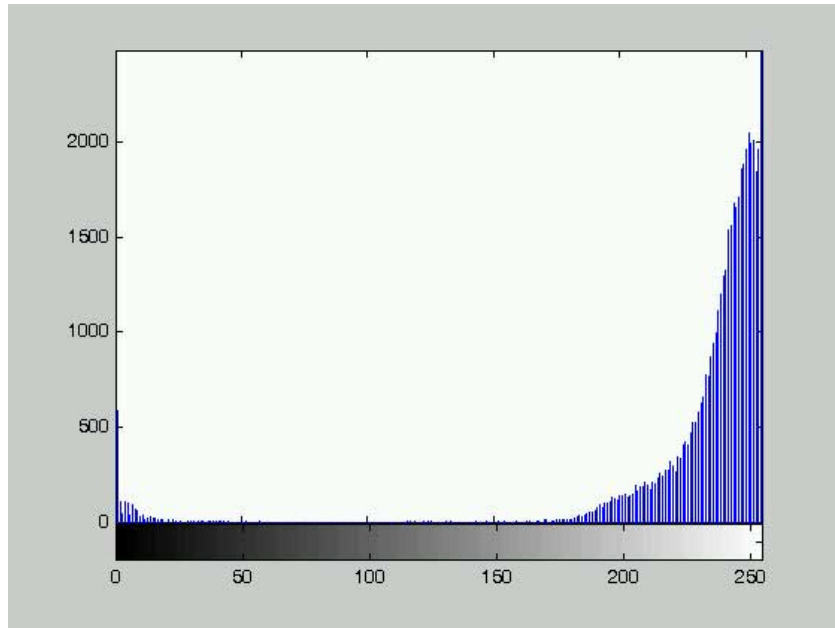


Figura 3.22. Histograma de la imagen (3.21).

El umbral se determina como el nivel de gris con una población del 5% respecto de la del pico del histograma. Una vez que se calcula de manera *a priori* este umbral, se procede a binarizar la imagen, resaltando el trazado del registro, figura (3.23).

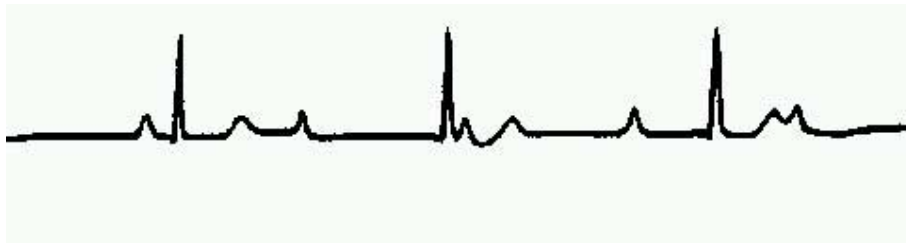
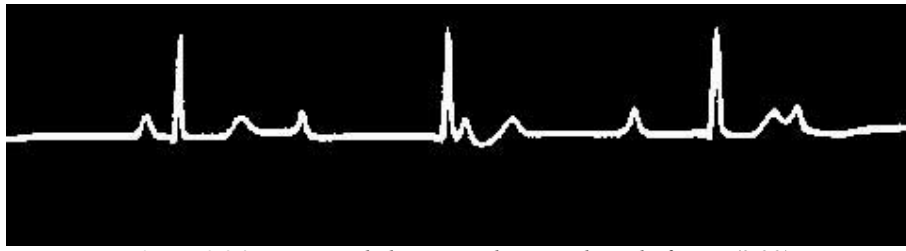


Figura 3.23. Binarización de la imagen con un umbral específico.

El siguiente paso consiste en hacer un *esqueletizado* de la señal. Este proceso consiste en “erosionar” el trazo gradualmente hasta tener el ancho de un píxel en cada punto de la señal. En este caso realizamos una forma más simple de esqueletizado que la mencionada anteriormente, que consiste en aplicar un filtrado (de Canny) para resaltar los bordes de la imagen. La implementación del método de Canny<sup>[9]</sup> consiste brevemente en calcular el gradiente en magnitud y fase de una imagen previamente convolucionada con una Gaussiana, y se aplica tras obtener el negativo de la imagen binarizada, figura (3.24).

<sup>[9]</sup> John Canny. A computational approach to edge detection. IEEE Vol. PAMI-8, No. 6. 1986.



**Figura 3.24.** Negativo de la imagen binarizada en la figura (3.23).

El efecto de la Gaussiana es el de limitar el ruido, incluyendo el parámetro sigma ( $\sigma$ ) de la curva de Gauss. Si este parámetro es grande, los contornos se suavizan y se pierden los detalles. En nuestro caso elegimos un parámetro sigma estándar de valor unitario, pues es el que dio mejores resultados, figura (3.25).



**Figura 3.25.** Imagen después de la aplicación del detector de bordes de Canny. Notar las discontinuidades que aparecen en la parte inferior del trazo.

Una vez que hemos aplicado el detector de bordes, tenemos un par de líneas que se ajustan al trazo original (una por la parte de arriba y otra por la parte de abajo). Aquí podríamos realizar una de las siguientes dos tareas: a) realizar un algoritmo para obtener puntos medios de la señal, dado que contamos con los trazos superior e inferior; b) tras una simple inspección, podemos observar que la línea en la parte superior se ajusta de una mejor manera al contorno del trazo, con lo que podríamos extraer la señal directamente.

Elegimos realizar el algoritmo para un *seguidor de contornos*, basándonos en la línea superior del trazo, figura (3.26); puesto que el otro método exige un mayor tiempo de cómputo y las señales obtenidas presentaban en muchas ocasiones discontinuidades que había que corregir mediante interpolaciones, con lo cual la señal se veía distorsionada en los tramos faltantes.

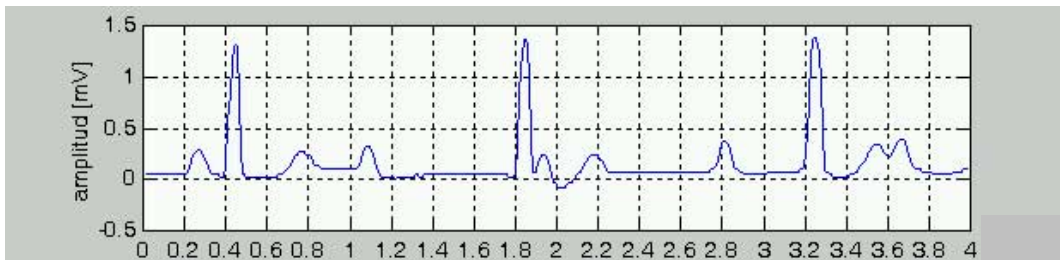


**Figura 3.26.** Imagen tras la aplicación del seguidor de contornos en la parte superior.

En algunos casos, se puede aplicar el seguidor de contornos sin necesidad de haber obtenido los bordes de la señal previamente, siempre y cuando ésta no presente discontinuidades significativas que podrían traducirse en la pérdida de información.

### 3.3 Almacenamiento y despliegado de la señal

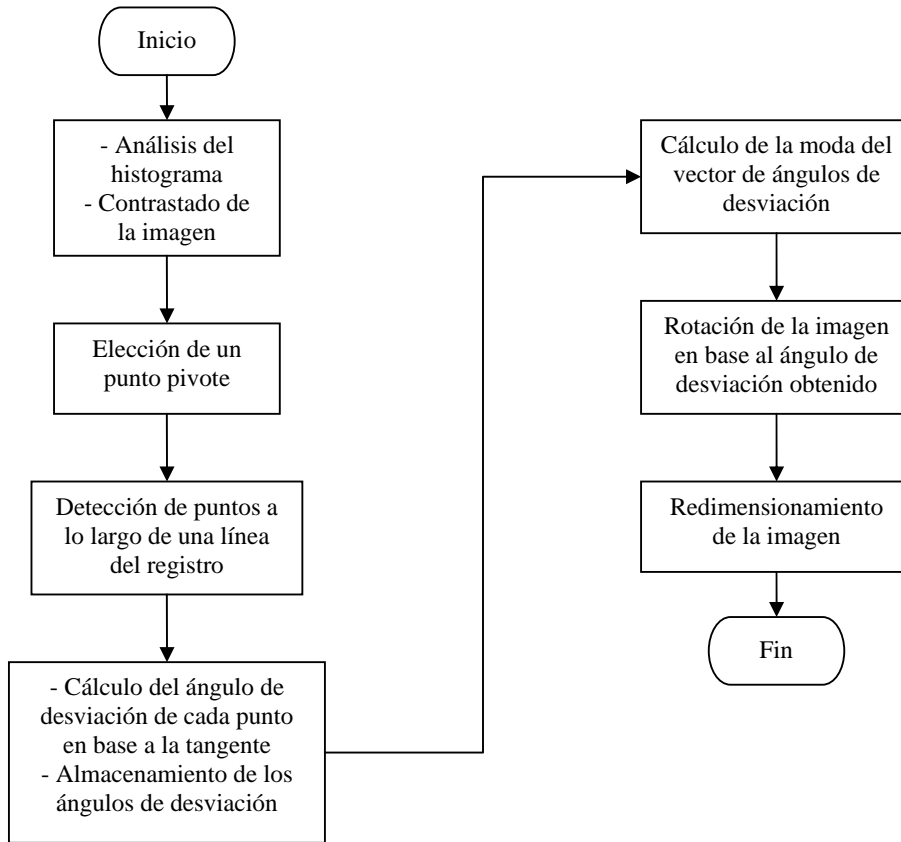
El último paso en cuanto a la obtención de la señal para fines de almacenamiento lo constituye la creación de un par vectores que corresponden a los valores de tiempo y amplitud asociados a cada punto de la señal. Estos vectores se obtienen mediante un algoritmo de extracción de puntos que hace un barrido horizontal de la señal tras la aplicación del seguidor de contornos, y los utiliza para crear una escala en base a la cual la señal puede ser desplegada de nuevo, figura (3.27). El formato en el cual se almacenan los vectores es el correspondiente a un archivo de texto (\*.txt), o bien tipo datos (\*.dat).



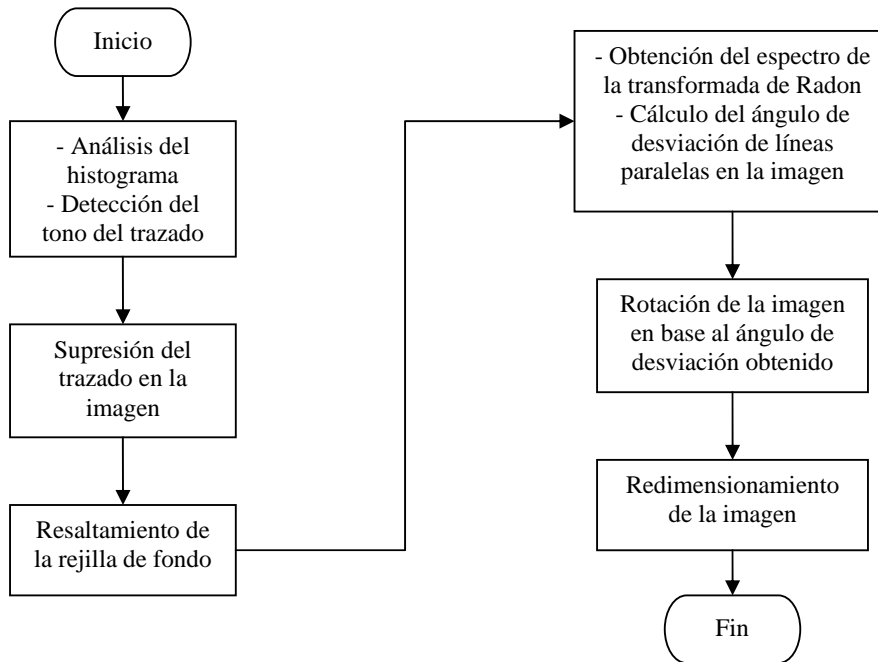
**Figura 3.27.** Despliegado de la señal a partir de los vectores amplitud y tiempo.

**Anexos (capítulo III)**

**[3.1] Diagrama de flujo del método de la transformada de Hough**



[3.2] Diagrama de flujo del método de la transformada de Radon



## ***Capítulo IV. Técnicas para el análisis digital de señales electrocardiográficas***

---

El análisis de señales eléctricas es un problema fundamental para muchos ingenieros y científicos en diversos campos. Aun cuando el problema inmediato no sea de índole eléctrica, los parámetros básicos de interés son a menudo cambiados por sus correspondientes en señales eléctricas por medio de transductores. Los transductores comunes incluyen a los acelerómetros y celdas de carga mediante trabajo mecánico, electrodos de ECG y electroencefalogramas (EEG), sondas de presión sanguínea en Biología y Medicina, y sondas de pH y conductividad en Química. Los beneficios al transformar los parámetros físicos en señales eléctricas son amplios, ya que existe una gran cantidad de instrumentos disponibles para el análisis de señales eléctricas en los dominios del tiempo y la frecuencia, así como para hacer estudios de índole estadística. Las posibilidades en cuanto a mediciones y análisis de estos instrumentos nos pueden guiar a un rápido entendimiento del sistema bajo estudio.

*La transformada de Fourier (TF) es una de las diferentes herramientas útiles en el análisis y diseño de sistemas LTI (lineales e invariantes en el tiempo). Estas representaciones de señales implican básicamente la descomposición de las mismas en términos de componentes sinusoidales (o exponenciales complejas). Con esta descomposición, se dice que una señal está representada en el dominio de la frecuencia.*

*La mayor parte de las señales de interés práctico se pueden descomponer en la suma de componentes sinusoidales. Para la clase de señales periódicas esta descomposición se denomina una serie de Fourier. Para la clase de señales de energía finita, la descomposición se denomina transformada de Fourier. Ambas descomposiciones son extremadamente importantes en el análisis de sistemas LTI porque la respuesta de un sistema LTI a una señal de entrada sinusoidal es una senoide de la misma frecuencia pero de diferente amplitud y fase. Además, la propiedad de linealidad de los sistemas LTI implica que la suma lineal de componentes sinusoidales a la entrada produce una suma similar de componentes sinusoidales a la salida, que difieren únicamente en las amplitudes y fases de las sinusoides de la entrada. Este comportamiento característico de los sistemas LTI hace que la descomposición sinusoidal de señales sea muy importante. Aunque son posibles muchas otras descomposiciones, sólo la clase de señales sinusoidales (o exponenciales complejas) posee esta interesante propiedad al pasar a través de un sistema LTI.*

## 4.1 Antecedentes

### Interpretación geométrica de la derivada como una pendiente

La derivada tiene una interesante interpretación geométrica que conduce por un camino natural a la idea de tangente a una curva. En la figura (4.1) está dibujada una parte de la gráfica de una función  $f$ . En el triángulo rectángulo cuya hipotenusa es  $PQ$ , la altura es  $f(x+h) - f(x)$  y representa la diferencia de las ordenadas de los dos puntos  $P$  y  $Q$ ; y en consecuencia, el cociente de diferencias

$$\frac{f(x+h) - f(x)}{h} \quad (4.1)$$

representa la tangente trigonométrica del ángulo  $\alpha$  que forma  $PQ$  con la horizontal. El número real  $\tan(\alpha)$  se denomina la *pendiente de la curva* entre  $P$  y  $Q$  y da un método para valorar la inclinación de esta línea. Sea  $f$  una función que tiene derivada en  $x$ , por lo que el cociente de diferencias tiende a cierto límite  $f'(x)$  cuando  $h$  tiende a cero. En la interpretación geométrica, al tender  $h$  a cero, el punto  $P$  permanece fijo pero  $Q$  se mueve hacia  $P$  a lo largo de la curva, y la recta  $PQ$  se mueve cambiando su dirección de manera que la tangente del ángulo  $\alpha$  tiende al límite  $f'(x)$ . Por esta razón parece natural tomar como pendiente de una curva en el punto  $P$  el número  $f'(x)$ . La recta por  $P$  que tiene esta pendiente se denomina la tangente a la curva en  $P$ .

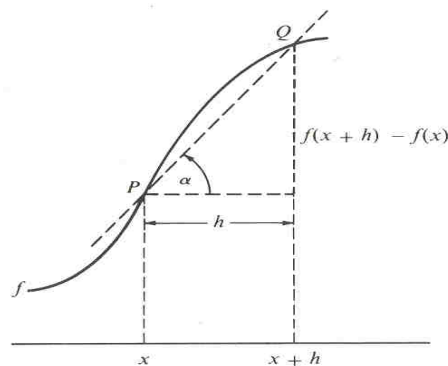
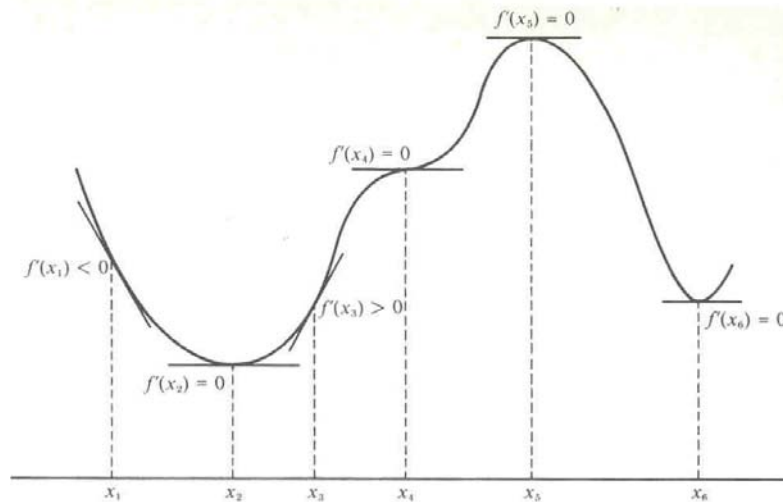


Figura 4.1. Interpretación geométrica del cociente de diferencia como tangente de un ángulo.

El signo de la derivada de una función es de utilidad para precisar la forma de la gráfica. Por ejemplo, si en un punto  $x$  de intervalo abierto la derivada es *positiva*, la gráfica es ascendente en la proximidad de  $x$ , al pasar de la izquierda de  $x$  a la derecha ( $x_3$  de la figura 4.2). Una derivada *negativa* en un intervalo indica que la gráfica es descendente (como ocurre en  $x_1$  de la figura 4.2), mientras una derivada *cero* en un punto significa un tangente horizontal.



**Figura 4.2.** Significado geométrico del signo de la derivada.

### Análisis frecuencial de señales aperiódicas en tiempo discreto

El análisis frecuencial de señales aperiódicas de energía finita en tiempo discreto implica una transformada de Fourier de la señal en el dominio del tiempo. La transformada de Fourier de una señal de energía finita en tiempo discreto  $x(n)$  se define como

$$X(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n) e^{-j\omega n} \quad (4.2)$$

Físicamente  $X(\omega)$  representa el contenido en frecuencia de  $x(n)$ . En otras palabras,  $X(\omega)$  es una descomposición de  $x(n)$  en sus componentes en frecuencia.



Existen dos diferencias básicas entre la transformada de Fourier de una señal de energía finita en tiempo discreto y la transformada de Fourier de una señal de energía finita analógica. Primero, para el caso de tiempo continuo, la transformada de Fourier, y por tanto, el espectro de la señal, tiene un rango en frecuencia que va desde  $-\infty$  a  $\infty$ . Por el contrario, el rango de frecuencias de una señal en tiempo discreto es  $(-\pi, \pi)$  o, equivalentemente  $(0, 2\pi)$ . Esta propiedad se refleja en la transformada de Fourier de la señal. De hecho,  $X(\omega)$  es periódica de período  $2\pi$ . La segunda diferencia básica es también consecuencia de la naturaleza discreta de la señal. Dado que la señal es en tiempo discreto, la transformada de Fourier de la señal implica una suma en lugar de una integral, como ocurre en el caso de señales de tiempo continuo, tabla (4.1). También, como  $X(\omega)$  es una función periódica de la variable frecuencia  $\omega$ , puede expandirse en series de Fourier siempre y cuando se verifiquen las condiciones descritas anteriormente. De hecho, de la definición de la transformada de Fourier  $X(\omega)$  de la secuencia  $x(n)$ , dada en la ecuación (4.2), tenemos que  $X(\omega)$  tiene la forma de una serie de Fourier. Los coeficientes de Fourier de esta serie son los valores de la secuencia  $x(n)$ .

<b>Ecuación de síntesis (transformada inversa)</b>	$x(n) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} X(\omega) e^{j\omega n} d\omega \quad (4.3)$
<b>Ecuación de análisis (transformada directa)</b>	$X(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n) e^{-j\omega n} \quad (4.4)$

*Tabla 4.1. Ecuaciones para el análisis frecuencial de señales aperiódicas en tiempo discreto.*

## 4.2 Detección y caracterización de parámetros fundamentales del ECG

### Detección de las ondas del ECG

Como se mencionó al final del capítulo I, un ECG en casos normales está constituido idealmente por ciertos parámetros fundamentales: *onda P*, *complejo QRS* (formado por las ondas Q, R y S) y *onda T* (en algunos casos se da también la existencia de una onda U, precedida por las anteriores). Estas ondas representan cada una de las etapas del ciclo cardiaco en conjunto, y su registro y detección son fundamentales para el análisis posterior. Es por esta razón que en este trabajo se implementó un algoritmo que realizara la detección de las ondas mencionadas con anterioridad, de manera que éstas pudieran ser caracterizadas posteriormente tanto en tiempo como en amplitud, es decir, dar su ubicación detallada dentro del conjunto de ondas que constituyen el ECG.

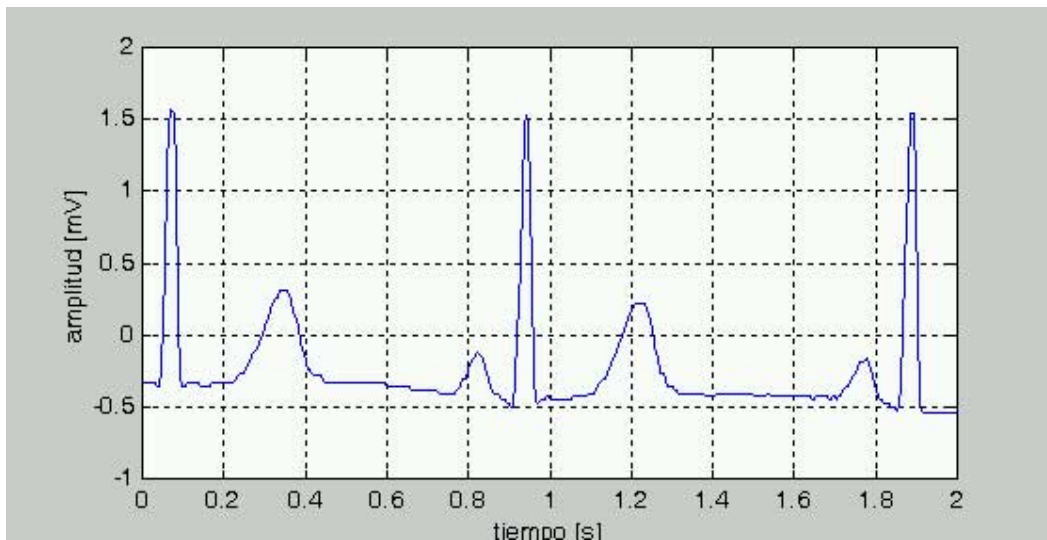
El algoritmo propuesto se implementó con base en los parámetros de las ondas correspondientes a la derivación II de ECG's (correspondientes a pacientes sanos), por ser ésta una de las derivaciones más utilizadas en cuanto al análisis general (por supuesto, sin descartar las otras derivaciones). La detección de las ondas se realizó en base al concepto de recta tangente de una curva (*pendiente*) que tiene la derivada. Al aplicar este concepto a las señales obtenidas a partir de la graficación de los vectores que contienen la información en cuanto a tiempo y amplitud de la señal original, podemos observar que el problema fundamental de la detección consiste en registrar los puntos en los que hay cambios de signo de la pendiente de la curva y la duración de estos intervalos, así como los máximos locales descritos en cada parte de la gráfica.

Como primer paso dentro de nuestro algoritmo tenemos que situarnos en un punto dentro de la *línea isoelectrica* de la señal, antes de cualquier *onda P*. A partir de este momento hay que esperar uno de dos casos: a) que haya una subida continua en al menos 3 puntos o, b) que el punto detectado esté al menos 0.1 [mV] por encima de la línea isoelectrica descrita con anterioridad (en nuestro caso se trabajó en base a una subida de pendiente continua). Cuando cualquiera de estos dos casos se cumpla daremos por sentado que se ha dado el inicio de la *onda P*. Dado que suponemos una *onda P* completa, debemos esperar a que la pendiente de la misma sea negativa y que suceda de nuevo uno de dos casos: a) que el punto en análisis haya rebasado la línea isoelectrica o, b) que haya al menos tres puntos consecutivos que se encuentren dentro de una línea isoelectrica, es decir, que su pendiente sea cero. A continuación sabemos que hay que detectar el *complejo QRS* (que viene enseguida de la *onda P*) y, aplicando la misma mecánica, esperamos que haya tres cambios consecutivos en el signo de la pendiente de la señal. Ya que su análisis se realiza comúnmente como un conjunto, no tiene caso separarlo en cada una de estas componentes. Dentro del primer cambio, de negativo a positivo, tendremos descrita la *onda Q*, misma que precederá a la *onda R* con un cambio en la pendiente de positivo a negativo; después tendremos la *onda S*, que será descrita después de un cambio de negativo a positivo en la pendiente. Una vez que estamos en este punto hay que esperar uno de dos casos para dar por sentado que se ha detectado la onda final del *complejo QRS*: a) que se tenga una pendiente cero en al menos 3 puntos consecutivos o, b) que haya un cambio en la pendiente de positivo a negativo (debido a pequeñas irregularidades en la forma de la señal). Por último, como la *onda T* está separada considerablemente del *complejo QRS*, hay que conceder un adelanto en el tiempo del ECG dentro del algoritmo (aproximadamente de la mitad del tamaño de una *onda P*), con el objeto de agilizar el tiempo de procesamiento. Después se repetirán, de manera análoga, los pasos descritos para la detección de la *onda P*.

El diagrama de flujo correspondiente a este análisis se incluye al final de este capítulo en el primer anexo<sup>[4.1]</sup>. Es importante resaltar que sólo nos interesa captar aquellas ondas que se encuentren contenidas dentro de un mismo ciclo cardiaco, debido a que su análisis se realiza de manera conjunta. Por esta razón, si es que alguna de las ondas no se captara mediante este algoritmo, es necesario situarse en otro ciclo cardiaco diferente.

## Caracterización de las ondas del ECG

En este apartado veremos los resultados obtenidos tras aplicar nuestro algoritmo de detección a una señal de electrocardiográfica (previamente obtenida con el método propuesto en el capítulo III). Estos resultados preliminares nos darán la pauta para caracterizar las ondas en nuestro caso en particular; pues si bien se describieron las generalidades que seguían las ondas inscritas en un ECG al final del capítulo I, éstas pueden tener pequeñas diferencias que varían de registro a registro. Abajo se muestra la señal graficada con base en nuestros vectores de amplitud y tiempo, figura (4.3). La parte que se eligió para hacer la detección y su caracterización es la descrita entre 0.6 y 1.6 [s] aproximadamente; aquí se nota claramente la presencia de todo un ciclo cardiaco inscrito en el ECG.



**Figura 4.3.** Señal obtenida tras la aplicación del programa descrito en el capítulo III.

A continuación, veremos las características principales de la *onda P*, figura (4.4). Podemos apreciar que tiene una duración de 0.12 [s] y una amplitud de 0.3 [mV]; su forma es la de cualquier onda descrita normalmente, es decir, tanto su ascenso como su descenso están descritos en base a pendientes sostenidas.

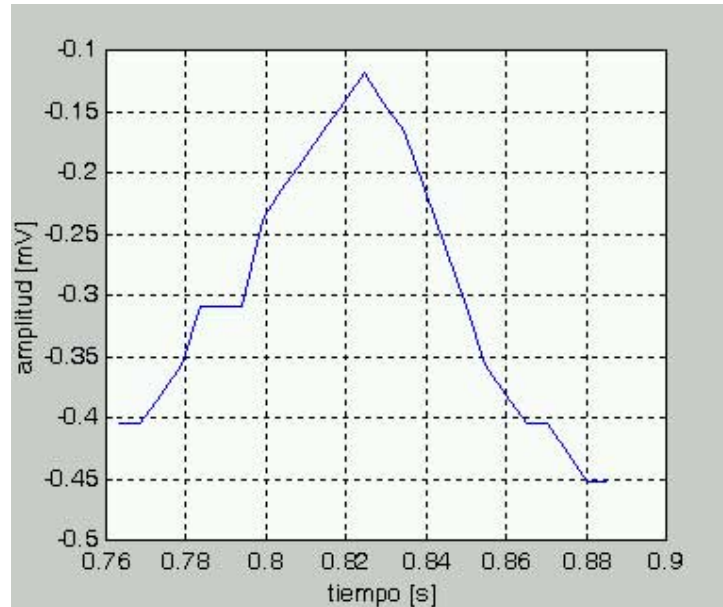


Figura 4.4. Onda P.

Ahora pasamos a la descripción del *complejo QRS*, figura (4.5). Como sabemos, éste está compuesto por la conjunción de tres *ondas Q, R y S*. Para este caso su duración es de aproximadamente 0.1 [s] y su amplitud de 2 [mV]; cada una de sus componentes está bien definida como se puede apreciar en la figura, aunque hay que recordar que este complejo es mucho más estrecho que el que observamos en la figura en cualquier trazo normal.

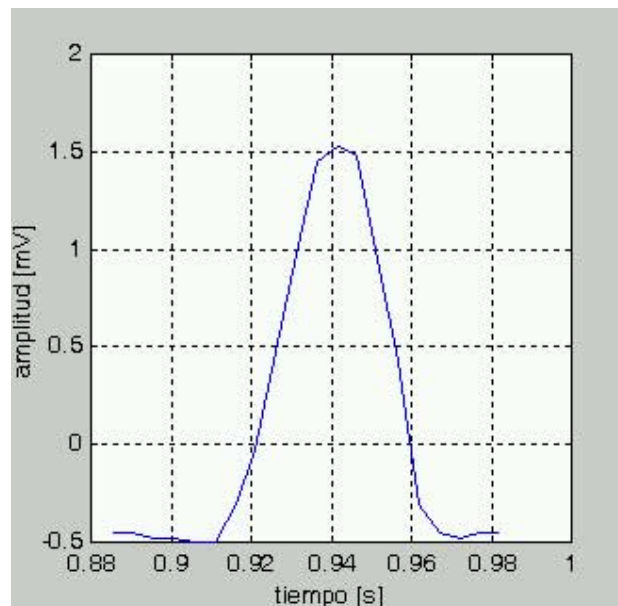
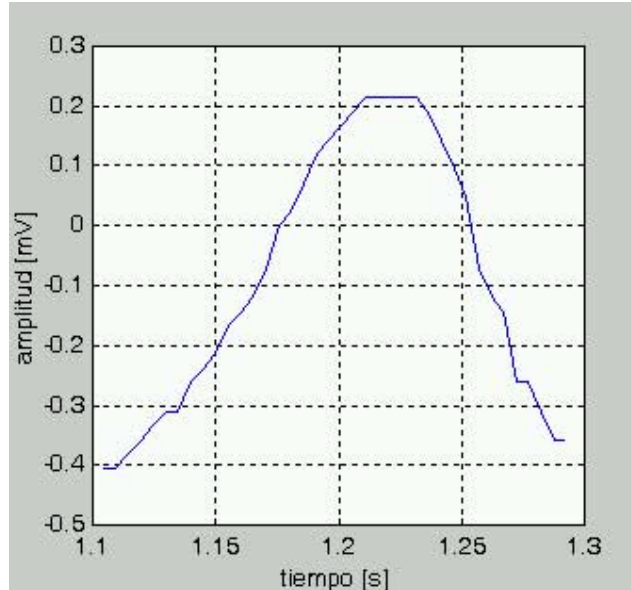


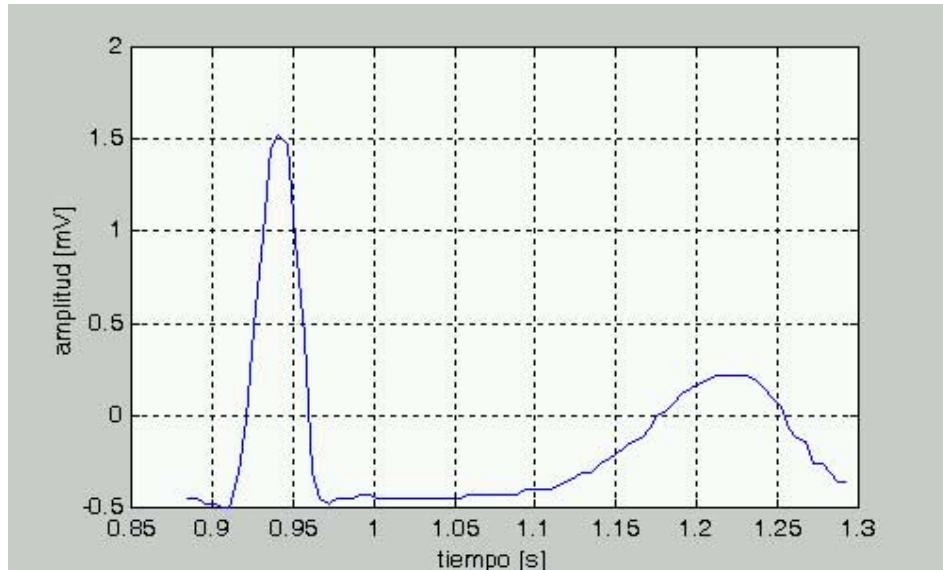
Figura 4.5. Complejo QRS.

Para finalizar, hay que caracterizar la *onda T*, figura (4.6), que está perfectamente definida en nuestro caso. Tiene como parámetros fundamentales una duración de 0.18 [s] y una amplitud de 0.62 [mV] aproximadamente. Su forma está bien definida, al igual que la de la onda P.



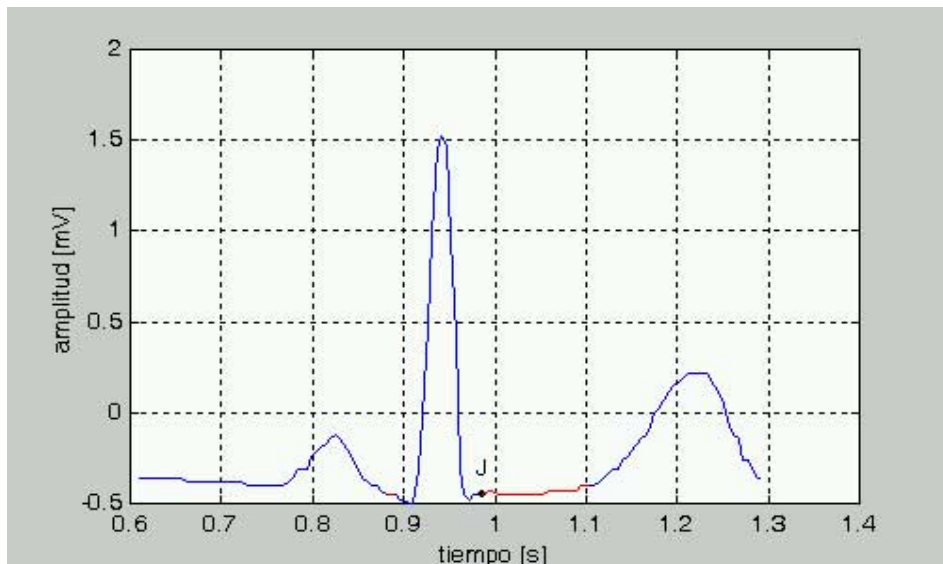
**Figura 4.6.** Onda T.

Una vez que realizamos la caracterización de las ondas en el ECG, procedemos a distinguir las principales características de los segmentos e intervalos descritos al final del capítulo I, aplicados a nuestro caso en específico. El *intervalo RR* (espacio comprendido entre dos ondas R consecutivas) lo calcularemos de una manera diferente más adelante, es comúnmente conocido como la frecuencia cardiaca. El *TAV* (comienzo de Q al vértice de R) es de aproximadamente 0.06 [s]. El *intervalo PP* (espacio entre dos ondas P consecutivas) debe ser igual al intervalo RR, aproximadamente de 0.9 [s], pero en este caso no lo calcularemos. El *intervalo PR* (comienzo de P al inicio de QRS) en nuestro caso es igual a la onda P, ver figura (4.4), debido a la cercanía inmediata del final de la onda P y el comienzo de QRS. El *intervalo QRS* (comienzo de Q al final de S) está descrito en el complejo QRS, figura (4.5). El *intervalo QT* (comienzo de Q al final de T) es de 0.4 [s] y se puede observar en la figura (4.7). El *intervalo QU* (comienzo de Q al final de U) en nuestro caso no está presente debido a la ausencia de onda U.



**Figura 4.7.** Intervalo QT.

Enseguida realizaremos la detección y descripción de los segmentos. El *segmento PR* (entre el final de P y el comienzo de QRS) es de 0.01 [s] aproximadamente y se aprecia en la figura (4.8), en color rojo. El *punto J* (entre QRS y ST) está situado en 0.98 s. El *segmento ST* (entre J y onda T) tiene una duración de 0.12 [s] y se puede apreciar en la figura (4.8) en color rojo; mientras que el *segmento TP* (final de T y comienzo de P) no se calcula en nuestro caso.



**Figura 4.8.** Descripción de segmentos del ECG.

### 4.3 Aplicaciones de la TF en señales electrocardiográficas

#### Límites y variaciones normales del ECG de doce derivaciones del adulto

El verdadero conocimiento de los límites y variaciones de normalidad del ECG depende de un conocimiento básico tanto de la electrofisiología normal como de la patológica. Debe recordarse que muchas de las configuraciones tabuladas a continuación, en la tabla (4.2)<sup>[10]</sup>, pueden representar anomalías electrocardiográficas cuando se interpretan a la luz de todo el trazo, de la historia clínica y de un posible examen físico. Por lo tanto, la información que contiene la tabla (4.2) intenta servir solamente como una guía aproximada para la interpretación de trazos ambiguos en los límites de la normalidad.

Derivación	P	Q	R	S	T	ST
I	Deflexión positiva	Pequeña; < de 0.04 seg y < de 25% de R	Dominante. Es la mayor deflexión del complejo QRS	< R o no hay	Deflexión positiva	Generalmente isoeléctrica; puede variar de +1 a -0.5 mm
II	Deflexión positiva	Pequeña o no hay	Dominante	< R o no hay	Deflexión positiva	Generalmente isoeléctrica; puede variar de +1 a -0.5 mm
III	Positiva, plana, difásica o invertida, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	Pequeña o no hay, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1); o grande (0.04-0.05 seg o > 25% de R)	No hay o es dominante, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	No hay o es dominante, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	Positiva, plana difásica o invertida, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	Generalmente isoeléctrica; puede variar de +1 a -0.5 mm
aVR	Deflexión positiva	Pequeña, no hay o grande	Pequeña o no hay, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	Dominante (puede ser QS)	Deflexión invertida	Generalmente isoeléctrica; puede variar de +1 a -0.5 mm
aVL	Positiva, plana difásica o invertida, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	Pequeña, no hay o grande, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	Pequeña, no hay o dominante, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	No hay o puede ser dominante, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	Positiva, plana, difásica o invertida, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	Generalmente isoeléctrica; puede variar de +1 a -0.5 mm
aVF	Deflexión positiva	Pequeña o no hay	Pequeña, no hay o dominante, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	Ninguna o dominante, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	Positiva, plana difásica o invertida, dependiendo del eje en el plano frontal (cuadro 6-1)	Generalmente isoeléctrica; puede variar de +1 a -0.5 mm
V <sub>1</sub>	Invertida, plana, positiva o difásica	Ninguna (puede ser QS)	< S o ninguna (QS); puede haber una pequeña onda r' (fig. 5-9)	Dominante (puede ser QS)	Positiva, plana, difásica o invertida*	0 a +3 mm
V <sub>2</sub>	Positiva, menos comúnmente difásica o invertida	Ninguna (puede ser QS)	< S o ninguna (QS); puede haber una pequeña onda r' (fig. 5-9)	Dominante (puede ser QS)	Positiva; menos frecuentemente plana, difásica o invertida*	0 a +3 mm
V <sub>3</sub>	Positiva	Pequeña o no hay.	R <, > o = S	S >, < o = R	Positiva*	0 a +3 mm

[10] Goldschalger, Nora. Principios de Electrocardiografía Clínica. pp. 358-359



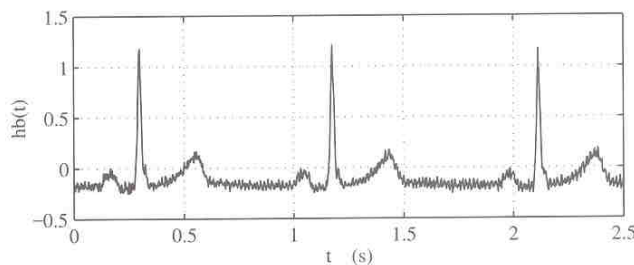
V <sub>4</sub>	Positiva	Pequeña o no hay	R > S	S < R	Positiva*	Generalmente isoeletrica; puede variar de +1 a -0.5 mm
V <sub>5</sub>	Positiva	Pequeña	Dominante (< 26 mm)	S < SV <sub>4</sub>	Positiva	
V <sub>6</sub>	Positiva	Pequeña	Dominante (< 26 mm)	S < SV <sub>5</sub>	Positiva	

\* Invertida en lactantes, niños y ocasionalmente en adultos jóvenes (figs. 7-2, 7-3, 7-11 y 7-12).

**Tabla 4.2.** Límites normales del ECG en adultos.

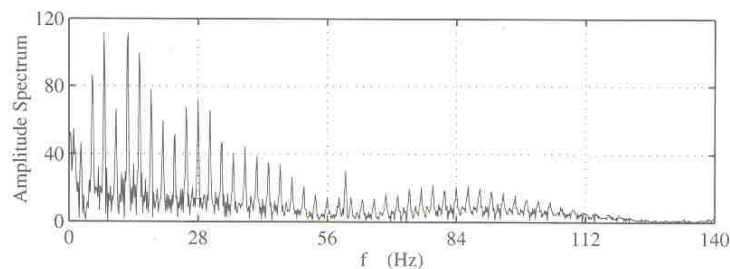
### Algunas aplicaciones de la TF de señales electrocardiográficas

Tal y como se mencionó en la introducción de este capítulo, existen diversas técnicas para el análisis de señales eléctricas. Mediante un análisis del espectro en frecuencia de la señal podemos, por un lado, eliminar componentes de ruido que se hayan introducido en el registro, mediante la aplicación de un filtro. Abajo se muestra la gráfica de una señal de ECG que contiene ruido debido a una fuente externa de 60 [Hz], figura (4.9).



**Figura 4.9.** Señal de ECG con ruido.

En la figura (4.10) podemos apreciar el espectro en frecuencia de la señal. Observamos la aparición de un pico o componente de 60 [Hz], la cual hay que remover con ayuda de un filtro para limpiar la señal. Esta componente se debe muy probablemente a una fuente de luz externa al aparato.



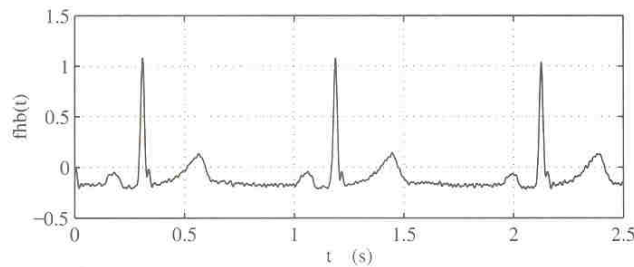
**Figura 4.10.** Espectro de la señal de la figura (4.9). Notar la aparición de una componente de 60 [Hz].



Para reducir el ruido de alta frecuencia en el ECG, utilizamos un filtro cuya respuesta al impulso sea de la forma

$$h(t) = \{568e^{-300t} - e^{-243t} [485 \cos(176t) - 668 \operatorname{sen}(176t)] - e^{-93t} [83 \cos(285t) + 255 \operatorname{sen}(285t)]\} \quad (4.5)$$

Abajo se muestra la señal tras aplicación del filtro descrito en (4.5), figura (4.11).

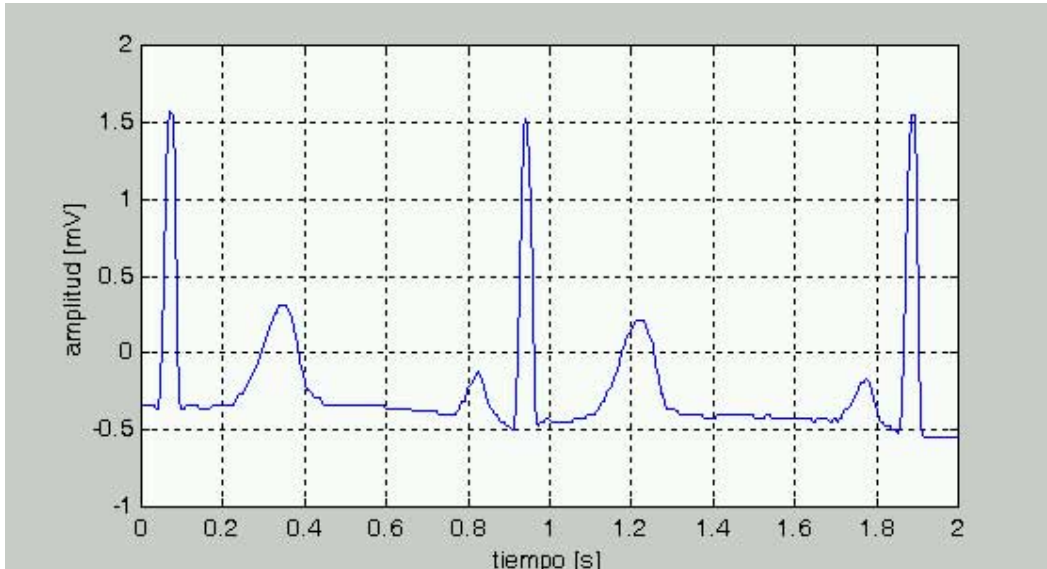


**Figura 4.11.** Aspecto de la señal de ECG mostrada en la figura (4.9), tras el filtrado.

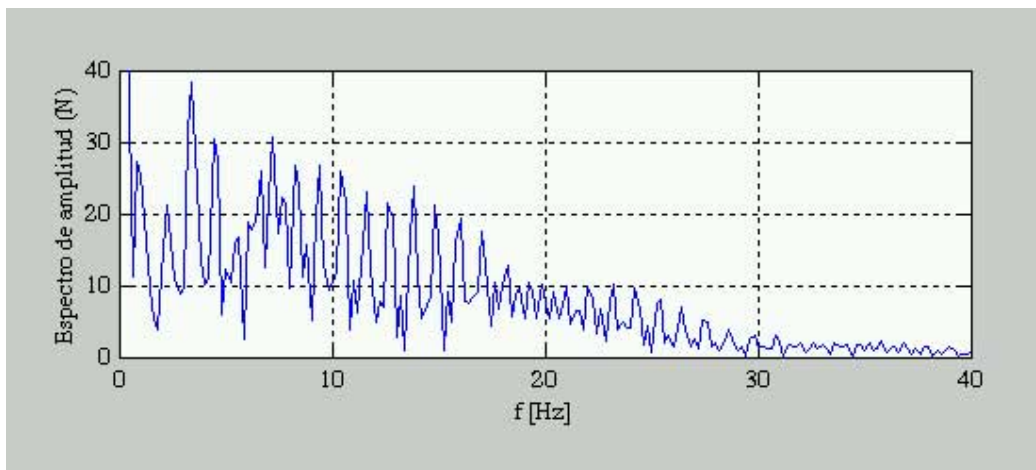
Por otro lado, utilizamos la TF para hacer un análisis cualitativo acerca de los biopotenciales cardiacos. Si bien esta inspección no es muy profunda, es decir, no utilizamos dicha herramienta con los fines que tal vez en otras áreas normalmente se usan (e.g. aplicaciones en electrónica y comunicaciones); sí nos permite distinguir ciertas propiedades de un ECG normal y compararlas con otro anormal. A su vez, este análisis nos permite distinguir parámetros de uso común en el diagnóstico clínico.

A continuación se muestran las gráficas correspondientes a la derivación DII del ECG de una persona sana (a partir de los mismos que se utilizaron en el apartado anterior) y su correspondiente espectro de amplitud en frecuencia, figuras (4.12-4.13). Las gráficas correspondientes al análisis frecuencial<sup>[11]</sup> fueron hechas en MATLAB y el diagrama de flujo para su obtención se encuentra al final de este capítulo en el segundo anexo<sup>[4.2]</sup>.

<sup>[11]</sup> Con las funciones descritas en “Signal and Linear System Analysis” de Carlson, Gordon E. Consultadas en el sitio [http://www.ittc.ku.edu/EECS/EECS\\_360.petr/matlab.functions/](http://www.ittc.ku.edu/EECS/EECS_360.petr/matlab.functions/)



**Figura 4.12.** ECG de una persona sana.



**Figura 4.13.** Espectro de amplitud de la figura (4.12).

De igual manera, enseguida se muestran las gráficas correspondientes al ECG de una persona que padece de una patología cardíaca (bloqueo de rama, para ser más específico) y el espectro de amplitud de la misma, figuras (4.14-4.15). Se puede notar el considerable espaciamiento en tiempo de la onda P que precede al complejo QRS.

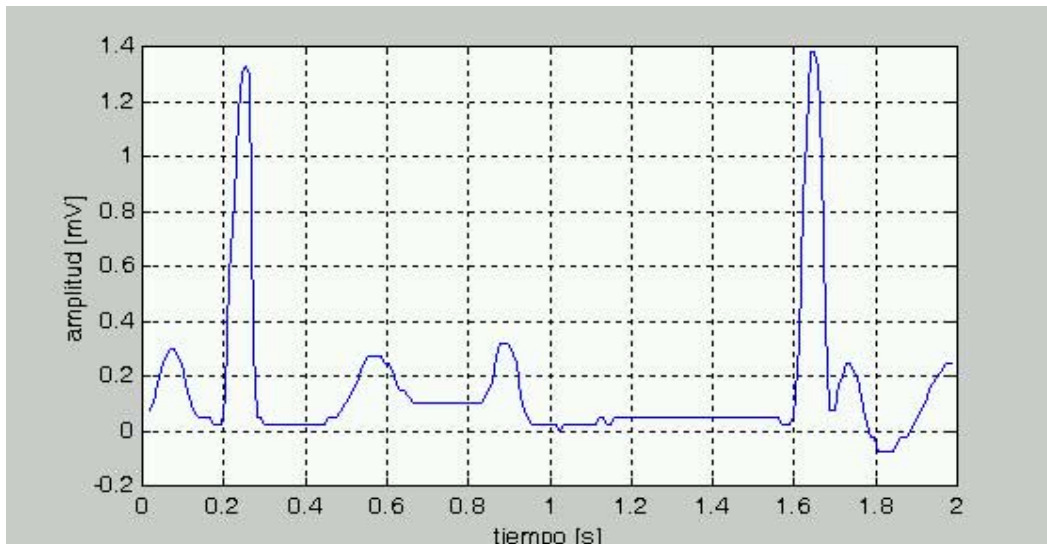


Figura 4.14. ECG de una persona con una cardiopatía (bloqueo de rama).

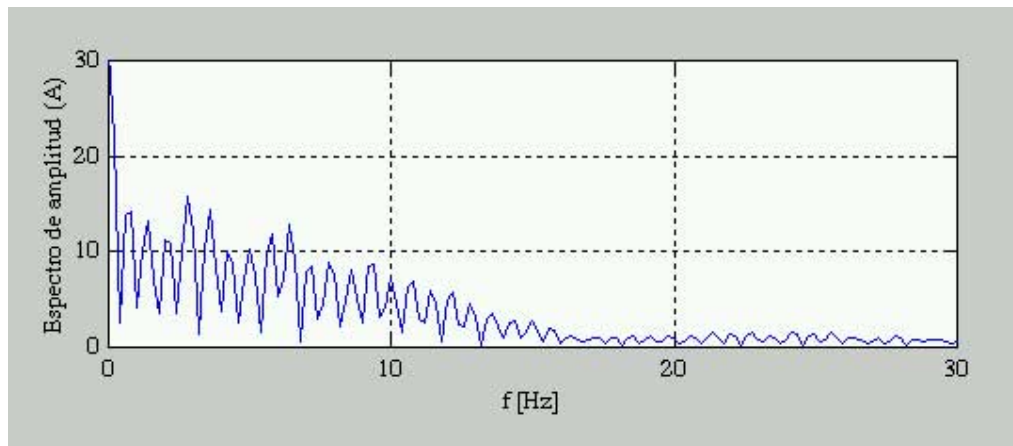


Figura 4.15. Espectro de amplitud de la figura (4.14).

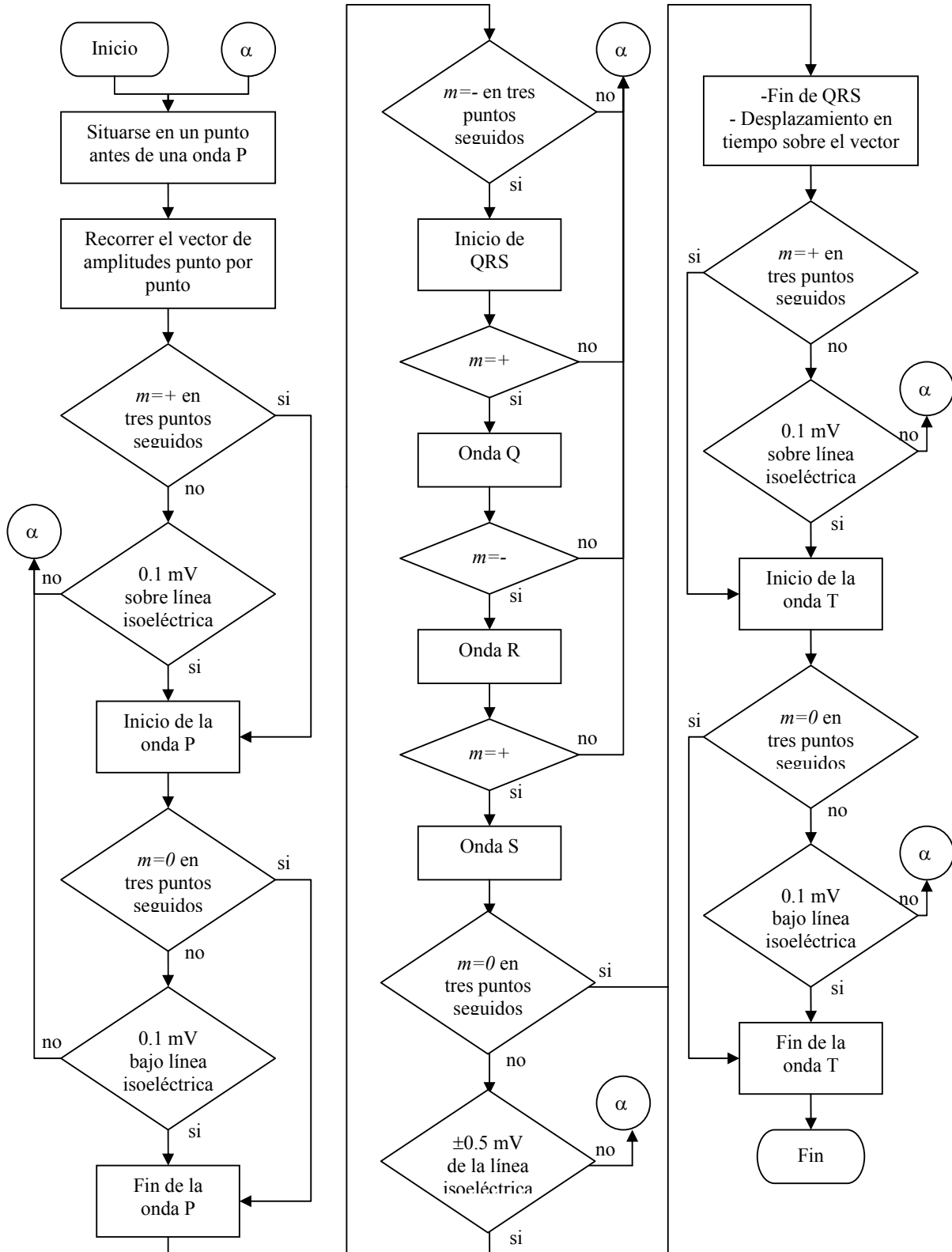
Tras una breve inspección a cada uno de los espectros de amplitud podemos observar que el segundo presenta armónicos de menor amplitud respecto del primero y su componente de  $DC$  es menor también que la del primero. La inspección de este tipo de espectros puede ayudar a especialistas a determinar las características específicas de cada padecimiento en particular<sup>[12]</sup>. Se puede notar que los armónicos de dicho espectro se concentran en frecuencias menores a 20 [Hz]; por el contrario, para el primer caso, estas componentes se concentran en frecuencias de hasta 40 [Hz].

A partir de estos espectros se puede calcular de manera rápida la frecuencia cardiaca de la persona. Para esto, tan sólo hay que observar el número de armónicos contenidos en una frecuencia determinada. Para el primer caso tenemos 9 armónicos en un intervalo de 10 [Hz] aproximadamente; por lo tanto la frecuencia cardiaca es de  $9/10 = 0.9$  latidos por segundo. De manera análoga, para el segundo caso tenemos una frecuencia cardiaca de  $14/10 = 1.4$  latidos por segundo.

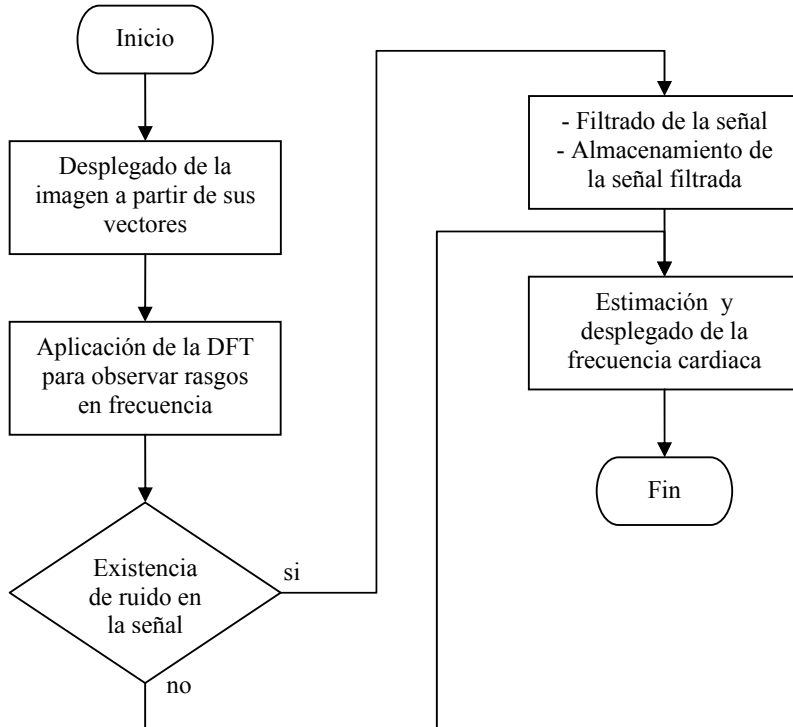
<sup>[12]</sup> Carlson, Gordon E. Signal and Linear System Analysis. pp. 664-666.

Anexos (capítulo IV)

[4.1] Diagrama de flujo para la detección de ondas en el ECG de personas sanas



[4.2] Diagrama de flujo para el análisis frecuencial de un ECG



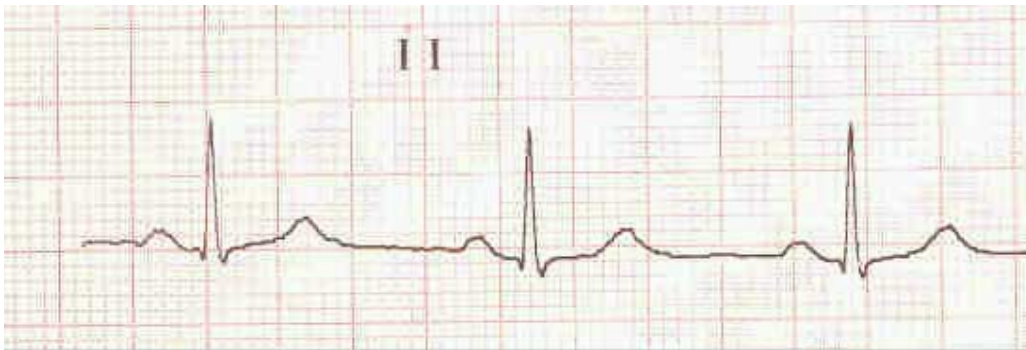
## *Capítulo V. Resultados*

---

Como resultado tangible de este trabajo, tenemos la digitalización de cerca de 250 señales electrocardiográficas, correspondientes a 15 personas clínicamente sanas de entre 35 y 50 años de edad. Estas señales quedaron registradas en archivos de texto, cuyo formato se discutirá un poco más adelante. De igual forma, se aplicó en muchas de ellas el algoritmo de análisis de la señal (correspondiente al capítulo IV), para observar las características específicas acerca de los componentes de cada una.

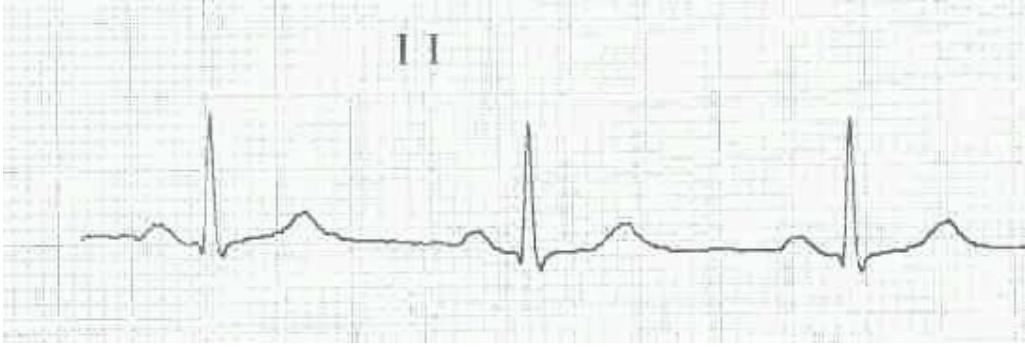
A continuación se muestran los resultados de una corrida completa de los algoritmos de digitalización presentados en este trabajo. Éstos se aplicaron a una señal de ECG correspondiente a una persona sana de 48 años, en su derivación II. Se escogió este ECG y esta derivación en particular, ya que presenta un trazado muy tenue en la zona en la cual se inscribe el complejo QRS, lo cual hace difícil su separación del fondo del registro. Es interesante observar que la zona del QRS es particularmente estrecha, lo cual hace necesaria la detección de varios puntos que nos ayuden a visualizar la señal tras el proceso de digitalización y almacenamiento.

Como primer paso, necesitamos digitalizar la imagen con ayuda de un scanner, figura (5.1).



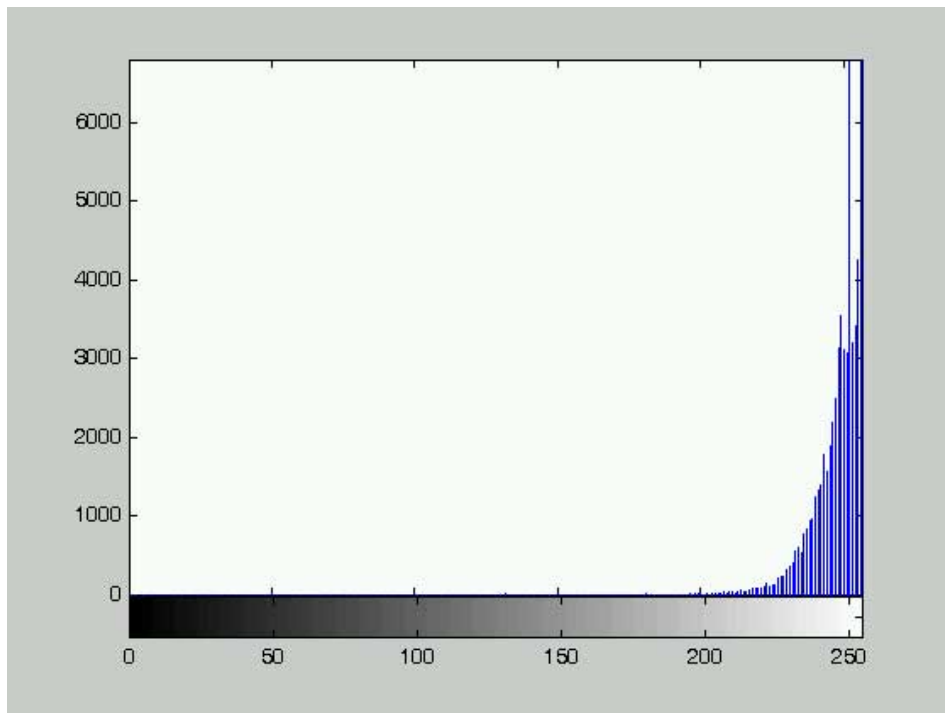
*Figura 5.1. Imagen original del ECG.*

Después, hay que separar la imagen en planos y leer solamente el plano rojo, en el cual se atenuará la cuadrícula de fondo, figura (5.2). Este filtrado nos ayudará a dos cosas: a) hacer más evidente el trazado (así como la inscripción II, correspondiente a la derivación, de lo cual nos ocuparemos después); y b) al ser más evidente esta diferencia de tonos entre el trazado y la rejilla, podemos suprimir el trazo sin eliminar las líneas que nos interesan para calcular el ángulo de desviación.



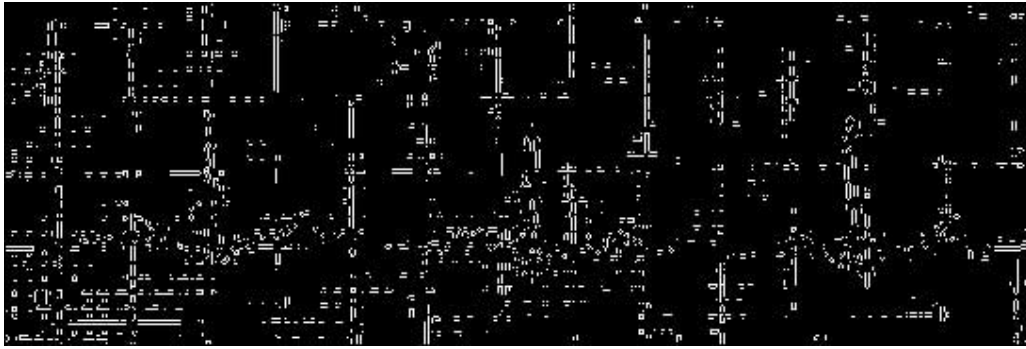
*Figura 5.2. Filtrado de la imagen en el plano rojo (atenuación de la cuadrícula).*

Una vez que hemos filtrado la imagen, necesitamos hacer un análisis del histograma para detectar la zona de tonos de gris en la que se encuentra el trazo, de manera que podamos suprimirlo, figura (5.3).



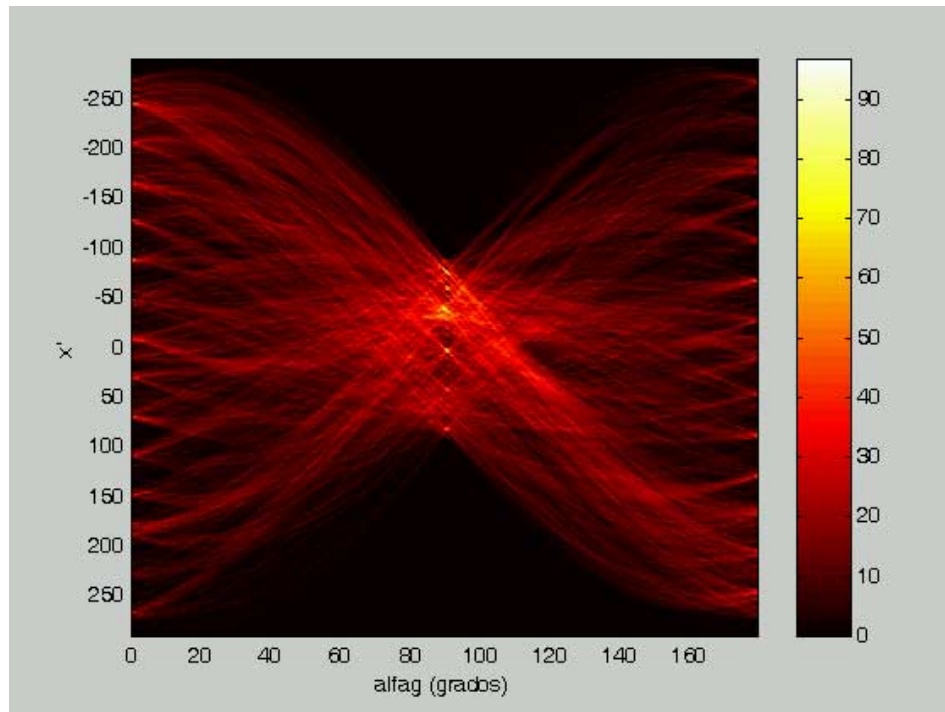
*Figura 5.3. Histograma de la imagen de la figura (5.2).*

El siguiente paso consiste en eliminar los tonos del trazo y binarizar la imagen, figura (5.4).



*Figura 5.4. Supresión de la señal y resaltamiento de la cuadrícula.*

Ahora, mediante la aplicación del método de transformada de Radon, podemos calcular el ángulo de desviación que se ha introducido al digitalizar la imagen del ECG. Este ángulo se calcula en base a las líneas que son parte de la cuadrícula, y se visualizan como puntos en amarillo en el espectro mostrado en la figura (5.5).



*Figura 5.5. Transformada de Radon de la imagen para identificar el ángulo de desviación (detección de líneas paralelas).*



Con la estimación del ángulo de desviación, procedemos a corregir el mismo con una simple rotación de la imagen, figura (5.6). De esta forma hacemos que líneas y columnas de la imagen digital sean congruentes con líneas de amplitud y tiempo del registro, respectivamente.



*Figura 5.6. Rotación de la imagen.*

Dado que sólo nos interesa la parte del trazado de la señal, el siguiente paso consiste en hacer un ventaneo de la imagen, figura (5.7). En este proceso eliminamos la inscripción correspondiente a la derivación, inherente en el registro. También en este paso introducimos un par de escalas, una correspondiente al tiempo y la otra correspondiente a la amplitud del ECG.



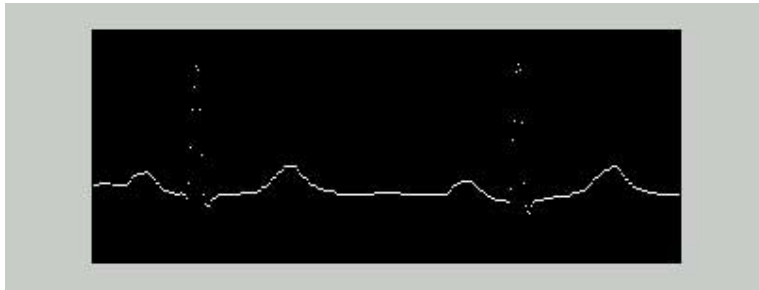
*Figura 5.7. Ventaneo de la imagen en (5.6).*

Ya que conocemos el histograma de la imagen, ahora procedemos a binarizar la misma, mediante la previa elección de un umbral, figura (5.8).



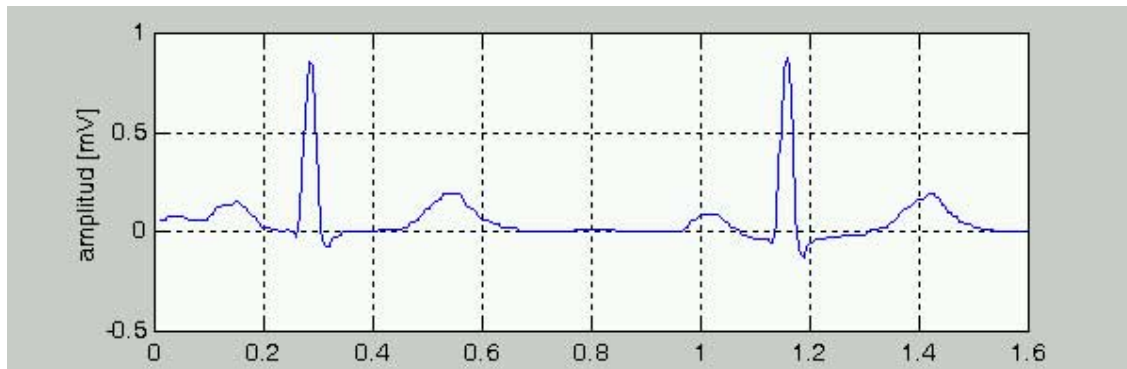
*Figura 5.8. Binarización de la imagen.*

Una vez que el trazado es evidente, hay que aplicar el seguidor de contornos, de manera que tomemos muestras de puntos a intervalos equiespaciados de tiempo, figura (5.9). En este caso no es necesario aplicar el detector de bordes antes del esqueletizado, ya que tras la binarización de la imagen podemos obtener la señal con el seguidor de contornos.



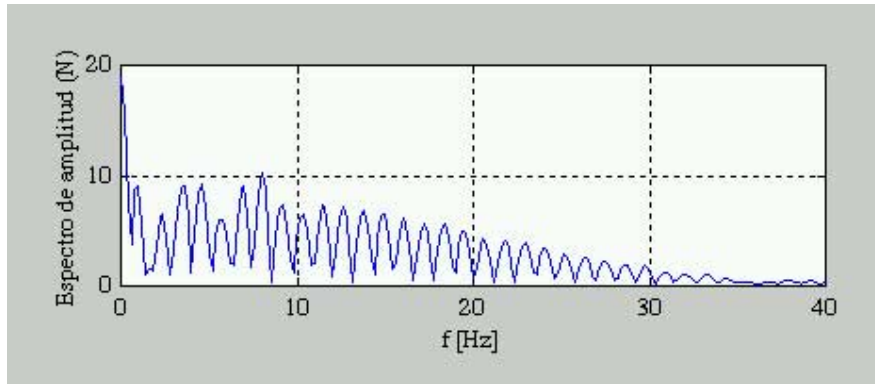
*Figura 5.9. Imagen tras la aplicación del seguidor de contornos.*

Por último, sólo restaría almacenar los puntos detectados mediante el detector de contornos, los cuales contienen la información correspondiente a la amplitud y tiempo del trazado. Ya que tenemos la señal en un par de vectores (amplitud y tiempo), podemos visualizarla de manera sencilla, figura (5.10). Además, ahora nuestra señal está acondicionada para ser procesada y obtener rasgos útiles de la misma.



*Figura 5.10. Señal digitalizada.*

Pasando a la parte de análisis de la señal, como primer paso dentro de este proceso, aplicaremos la transformada rápida de Fourier (DFT) a nuestra señal, figura (5.11). De esta forma podemos conocer un estimado de la frecuencia cardíaca, que se obtiene dividiendo el número de componentes frecuenciales divididos por un intervalo determinado; así como también observar componentes de frecuencia que afecten a nuestra señal (en caso de que éstas existan). Para este caso nuestra frecuencia cardíaca es de  $9/10 = 0.9$  latidos por segundo.

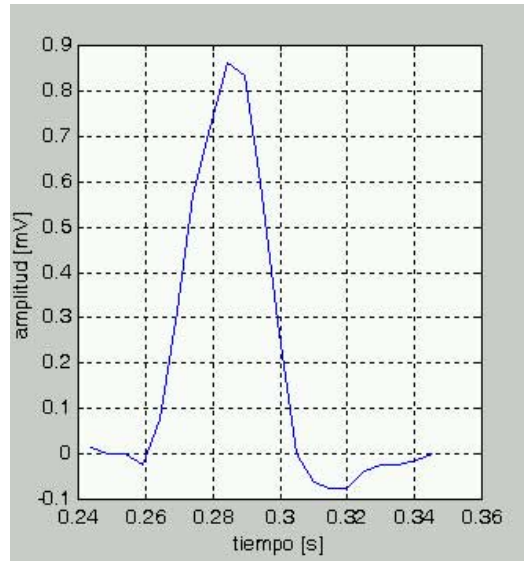


**Figura 5.11.** Espectro de amplitud (DFT) de la señal en la figura (5.10).

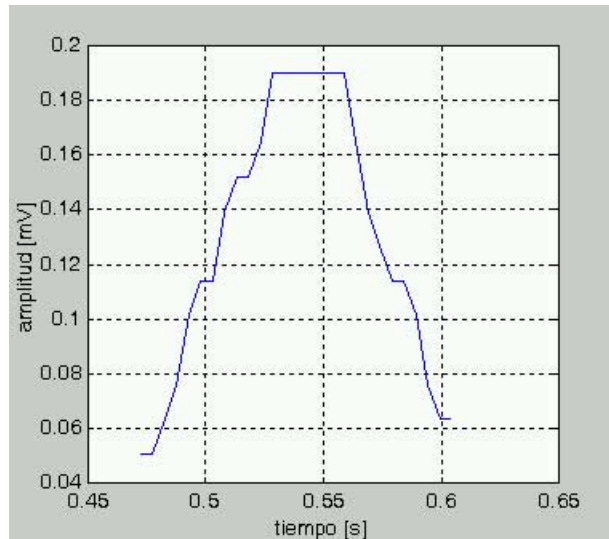
Para finalizar con nuestro análisis, ahora aislaremos los componentes correspondientes al primer ciclo cardiaco de nuestro ECG. Los parámetros que nos interesa obtener son cada una de las ondas que componen el ciclo cardiaco (P, QRS, T), figuras (5.12-5.14).



**Figura 5.12.** Onda P.



*Figura 5.13. Complejo QRS.*



*Figura 5.14. Onda T.*

## *Capítulo VI. Conclusiones*

---

En este apartado comenzaremos por comentar la parte de procesamiento digital de la imagen, que estuvo basada principalmente en dos aspectos: a) la detección de un ángulo de desviación, que se supone pequeño en casi todas las imágenes; y b) la posterior digitalización y almacenamiento de la señal en un par de vectores, mediante algoritmos de binarización y esqueletizado.

Como se pudo apreciar en el capítulo III, se sugirieron distintas técnicas para efectos de calcular el ángulo de desviación. Hay que resaltar que este paso es fundamental antes de la obtención de la señal, ya que debemos hacer que líneas de amplitud y tiempo sean congruentes con líneas y columnas de la imagen digital. Las primeras conclusiones a las que podemos llegar a este respecto consisten en determinar qué tan exacto es cada método y el tiempo de cómputo empleado. Originalmente trabajamos con un método de elección de puntos en la imagen, que toma cerca de 10 segundos en ejecutarse y arroja un ángulo de desviación de  $0.58^\circ$ ; hay que resaltar que este método requiere de la intervención directa por parte del usuario, con lo cual podría llegar a verse afectado el resultado final y podría no ser aceptable en algunos casos. El método de la transformada de Hough toma cerca de 8 segundos en ejecutarse y nos proporciona un ángulo de  $0.57^\circ$ ; mientras que para el método de la transformada de Radon, se obtiene un ángulo de  $0.5^\circ$  con un tiempo de cómputo de cerca de 20 segundos (ambos aplicados a la misma imagen). La ventaja de los dos últimos métodos mencionados es que no requieren de intervención del usuario durante su ejecución y sus resultados son por ende más confiables. Personalmente trabajé con el método de Radon durante la digitalización de cerca del 80% de todas las señales, ya que éste permite observar mediante su espectro qué tan preciso puede ser el cálculo de ángulo de desviación (debido a la aparición de puntos que representan las líneas paralelas de la cuadrícula).

Antes de pasar a la discusión de los resultados de los algoritmos de binarización y esqueletizado, es conveniente mencionar algunos aspectos referentes a la tasa de muestreo que se utilizó para extraer las señales. Como se mencionó en los antecedentes del capítulo III, el rango en frecuencia de una señal electrocardiográfica varía entre 0 y 100 [Hz], lo cual nos lleva a la conclusión de que hay que muestrear a una tasa de 200 muestras por segundo en el caso extremo. Es precisamente tomando en cuenta esta tasa máxima de muestreo que se realizó la extracción de las señales en cada caso, es decir, al tamaño original de las imágenes digitalizadas se obtuvieron resultados de 200 muestras por segundo. La tasa de muestreo se puede variar a medida que se escala la imagen, teniendo en cuenta que mientras más grande sea este escalado, la imagen podría perder resolución y con ello se vería afectado el resultado de la extracción de la señal.

La parte de binarización de la imagen es un punto muy delicado, pues de ésta depende qué tan buena es la extracción de la señal. Mencionamos que el trazado puede hacerse más evidente si se elevan los valores de intensidad del mismo al cuadrado y se normalizan; pero en nuestro caso no fue necesario hacer esto, ya que los trazados eran perfectamente identificables tras el filtrado en el plano rojo. Después sólo había que elegir un umbral respecto de los valores en los que se encontraba el trazado, suprimiendo de esta forma la rejilla de fondo. La tarea anterior se hizo tomando en cuenta los valores de intensidad del trazado en el histograma de la imagen (de la misma forma en que se realizó la supresión del trazado en el método de transformada de Radon), por lo que había que escoger aquellos tonos que fueran únicamente más oscuros que los del valor pico en el histograma.

Pasando a los resultados del método propuesto para el esqueletizado de la señal, podemos comentar que tras la aplicación del detector de bordes implementamos un algoritmo que detectara los puntos medios del trazado descritos por el borde superior y el inferior. Desafortunadamente, este algoritmo tuvo muchos problemas al tratar de situar aquellos puntos en los que había ausencia de unos de los bordes, lo cual se trató de compensar interpolando en el trazado final, pero, como mencionamos en ese entonces, la pérdida de información en algunos casos podría no ser admisible. Por esta razón optamos en aplicar un simple seguidor de contornos al que antecedió el detector de bordes. Este seguidor de contornos mostró buenos resultados incluso al ser aplicado sin necesidad del detector de bordes, es decir, directamente tras la binarización de la señal, ya que en algunos casos el trazo es perfectamente identificable al binarizar la imagen.

En cuanto al almacenamiento de la señal, ésta quedó registrada en un par de vectores (uno de amplitud y otro de tiempo), con lo cual se puede reproducir nuevamente en su totalidad, a partir del intervalo seleccionado desde un principio. El vector de tiempo puede ser reducido aún más, si es que tomamos en cuenta que podemos crear un vector con el valor de espaciamiento entre cada muestra, un vector que contenga únicamente la frecuencia de muestreo; multiplicando así, el índice de cada valor de amplitud por la tasa de muestreo de la señal para recuperar la misma.

El apartado de detección de ondas, intervalos y segmentos en el ECG, del capítulo IV, es sin duda uno de los fundamentos en el diseño del sistema propuesto. Hay que recordar que es precisamente en este análisis de la señal en lo que muchos especialistas se basan para tener una guía en cuanto al diagnóstico del paciente. Si bien el algoritmo propuesto para dicha detección es simple en cuanto a los fundamentos que utiliza (derivada de una función como pendiente), su implementación supuso un análisis más complejo de la señal, ya que nos enfocamos en observar las características que describen a cada señal (análisis de ondas), así como las características de su entorno (análisis de segmentos e intervalos); de manera que tratamos de implementar un algoritmo que fuera homogéneo para las señales de ECG normales en personas adultas entre 35 y 50 años. Desafortunadamente, este tipo de algoritmos difícilmente se puede extender a otros grupos poblacionales debido a que las características de las señales no se mantienen uniformes.

De igual manera, resultó bastante provechoso dar una pequeña introducción acerca del análisis frecuencial que podemos hacer de las señales mediante la transformada de Fourier (TF). Su uso inmediato se vio reflejado al calcular la frecuencia cardiaca descrita por la señal; mientras que sus posibles usos a futuro (como se apreció en ese apartado) están ligados a la descripción de patrones en ECG's de personas con cardiopatías y su comparación con aquellos patrones descritos por personas sanas. Cabe aclarar que esta comparación se realizó con personas de cerca de 35 años, y sería interesante hacer una asociación de estos patrones con sus correspondientes orígenes fisiológicos dentro de la actividad cardiaca. Está claro que para llevar a cabo esta tarea se necesita de una persona con los suficientes conocimientos en fisiología cardiaca.

Con respecto a la conformación de un historial clínico, podemos resaltar de nuevo la trascendencia que éste tiene en cuanto a la labor de diagnóstico que conlleva la interpretación del ECG. Cabe recordar que el diagnóstico basado únicamente en la interpretación del ECG es muchas veces erróneo (existen algunos casos en que una persona sana puede tener un ECG anormal, mientras que una persona con alguna cardiopatía puede tener una ECG normal); razón por la cual esta labor debe llevarse a cabo teniendo datos de la interpretación del trazado y el historial clínico (del cual se mostró un formato en el capítulo I) del paciente al mismo tiempo.

Abordando la parte de diseño, que es la parte fundamental de este proyecto, hay que ser muy enfáticos en el sentido de que todo este trabajo representa tan sólo una prueba de concepto, la cual se basa en la adquisición, registro, análisis y almacenamiento de ECG's. Estos nos lleva a la obvia conclusión de que nuestro diseño, así como sus aplicaciones, necesitan ser validados por especialistas y posibles usuarios del mismo, ya que es precisamente a estos grupos a quienes está enfocado nuestro sistema. Dentro de esta validación, es necesario la introducción de pruebas estadísticas que avalen nuestras herramientas y aplicaciones, es decir, probar nuestros algoritmos en grupos poblacionales mucho más extensos y diversos, pasando de la generalidad de nuestra aplicación, a la particularidad de los casos. Hay que recordar que los algoritmos que aquí se presentaron, tanto para la digitalización de las señales, como para su análisis, están basados en ECG's de personas sanas; por lo que habría que incorporar un algoritmo que contemple la digitalización y análisis de ECG's con anomalías, así como con trazados irregulares. Al mismo tiempo, es necesario que se corrijan manera satisfactoria las posibles fallas y/o defectos que pudieran estar presentes en nuestro diseño.

Debemos tomar en cuenta que en este trabajo se desarrollaron algunas de las utilerías básicas que conforman nuestro sistema; así como también se tiene planeado integrar poco a poco utilerías específicas para usuarios más específicos. Este proyecto tiene todavía mucha labor a futuro, dado que es un sistema en desarrollo y representa una herramienta integral a un sistema más general, el cual deberá estar en constante depuración y actualización.

Por último, comentaremos acerca de los alcances y metas que podríamos fijar para este sistema. Por un lado, se tiene proyectado que la base de registros electrocardiográficos digitales sea incorporada y ampliada en el sistema informático de apoyo para hospitales e instituciones del ramo (debido a la gran cantidad de material que en estos lugares se maneja), aprovechando el potencial de almacenamiento y manejo de los ECG's. De esta forma, el manejo tradicional que de estos registros electrocardiográficos sobre papel se tenía, puede ser llevado a un nivel más óptimo en cuanto a sus posibilidades de almacenamiento y análisis. Por otro lado, se podría contemplar la posibilidad de integrar este sistema en redes de telemedicina; así como la implementación de dispositivos electrocardiográficos automatizados, es decir, utilizar electrocardiógrafos digitales que proporcionen una salida directa de la señal (en muchos casos se pueden obtener las 12 derivaciones incluso en una sola medición, lo cual simplifica bastante este proceso), la cual puede ser recuperada posteriormente mediante el uso de software como LABVIEW, utilizando una simple tarjeta de adquisición de datos. Es precisamente con este tipo de electrocardiógrafos con los que se cuenta actualmente en la Clínica contra el Tabaquismo de la UNAM. El propósito de este proceso sería de brindar un análisis dinámico (en tiempo real) de las señales y automatizar las tareas de análisis de las mismas, y forma parte de una etapa posterior en el desarrollo del proyecto.



## *Referencias bibliográficas*

---

- [1] Goldschlager, Nora. Principios de Electrocardiografía Clínica. Ed. El Manual Moderno. México. 1991. 13a. edición.
- [2] Dubin, Dale. Electrocardiografía Práctica: Lesión, trazado e interpretación. Nueva Editorial Interamericana. México. 1976. 3a. edición.
- [3] Fleming, James. Atlas de Electrocardiografía práctica. Ediciones Doyma. España. 1985. 2a. edición.
- [4] Matlab versión 5.2.0.3084. Image Processing Toolbox. EE.UU. 1997.
- [5] G. Proakis, John. Introduction to Digital Signal Processing. Macmillan Publishing Company. EE.UU. 1988.
- [6] Canny, John. A computational approach to edge detection. IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, Vol. PAMI-8, No. 6. 1986.
- [7] Jain, Anil K. Fundamentals of digital image processing. Ed. Prentice Hall. EE.UU. 1989.
- [8] Lim, Jae S. Two dimensional signal and image processing. Ed. Prentice Hall. EE.UU. 1990.
- [9] Li, Yan Chay. Data acquisition for electrocardiograms on recording charts. Journal of the Chinese Institute of Engineers, Vol. 15, No. 2. 1992.
- [10] Carlson, Gordon E. Signal and Linear system Analysis. John Wiley and Sons, Inc. Estados Unidos de América. 1998. 2a. edición.
- [11] Apostol, Tom M. Cálculo con funciones de una variable. Ed. Reverté, S.A. España. 1978. 2a. edición.
- [12] Leithold, Louis. El Cálculo con Geometría Análítica. Ed. Harla. México. 1992. 6a. edición.