

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CATALUÑA

Programa de Doctorado:

BIOINGENIERÍA

Tesis Doctoral

**CONTRIBUCIÓN AL DIAGNÓSTICO  
AUTOMÁTICO DE ARRITMIAS CARDÍACAS  
BASADO EN EL CÓDIGO MINNESOTA**

Beatriz F. Giraldo Giraldo

Instituto de Cibernética

Junio 1996

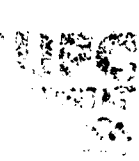
Director: Prof. Pere Caminal Magrans

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA▲  
ADMINISTRACIÓ D'ASSUMPTES ACADÈMICS

Aquesta Tesi ha estat enregistrada  
a la pàgina 88 amb el número 789

Barcelona, 12-9-96

L'ENCARREGAT DEL REGISTRE



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CATALUÑA

Programa de Doctorado:

BIOINGENIERÍA

Tesis Doctoral

**CONTRIBUCIÓN AL DIAGNÓSTICO  
AUTOMÁTICO DE ARRITMIAS CARDÍACAS  
BASADO EN EL CÓDIGO MINNESOTA**

Beatriz F. Giraldo Giraldo



**BIBLIOTECA RECTOR GABRIEL FERRATÉ**  
Campus Nord

Instituto de Cibernética

Junio 1996

Director: Prof. Pere Caminal Magrans

*A Chapi, Oscar y César*



# Agradecimientos

El trabajo que se presenta en esta tesis doctoral ha sido desarrollado en el marco de un proyecto de investigación financiado por la CICYT y del convenio de colaboración existente entre el Instituto de Cibernética y el Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Sin este soporte y el del Instituto de Cibernética, donde se ha desarrollado este trabajo, no hubiera sido posible su realización.

Desearía expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que de una u otra forma han colaborado en la realización de esta tesis. En particular quiero expresar mi agradecimiento :

Al Dr. Pere Caminal, catedrático de la Universitat Politècnica de Catalunya y director del Instituto de Cibernética, que ha dirigido esta tesis con gran entusiasmo. Quiero agradecerle especialmente el haberme introducido en el campo de la Bioingeniería, su constante dedicación, sus palabras de ánimo, y su apoyo y cooperación.

A la Dra. Muriel Binia, cardiólogo del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, por su soporte en el campo médico, fundamental para el desarrollo de este trabajo.

A la Dra. Montserrat Martín, por la colaboración en el desarrollo de la validación de este trabajo.

Al Dr. Ferran Sanz, cap del Departament d'Informàtica Mèdica de l'Institut Municipal d'Investigació Mèdica IMIM, por su colaboración con el desarrollo de la validación de este trabajo.

Al Dr. Jaume Marrugat, por el soporte médico brindado para la implementación del sistema.

Al Dr. Pablo Laguna, profesor de la Universidad de Zaragoza, por sus continuos y constantes comentarios, y sus palabras de ánimo a lo largo de todo el tiempo de desarrollo de esta tesis.

Al Dr. Raimon Jané, investigador del Instituto de Cibernética, por sus

prudentes y valiosos comentarios sobre este trabajo.

Al Dr. Bayés de Luna, director del Departament de Cardiologia i Cirurgia Cardíaca del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, por su colaboración y aprobación del equipo de médicos de su hospital, para el trabajo de validación del sistema objeto de esta tesis.

A los Doctores Rafal Baranowski, Carlos Cabrera, Carlos Castaño, Carles Crexells, Josep Guindo, Eduard Homs y Xavier Viñolas, por su valiosísima colaboración en la validación del sistema automático de ayuda al diagnóstico de arritmias cardíacas, parte fundamental en la culminación de este trabajo.

A todos y cada uno de los miembros del Instituto de Cibernética por sus continuas palabras de ánimo, y en especial a mis compañeros de la división de Bioingeniería por brindarme su apoyo y amistad en todo momento.

De una manera muy especial a mi madre y a mis hermanos, que desde muchos kilómetros de distancia, siempre han estado a mi lado apoyándome y animándome a seguir adelante.

Finalmente, a mi marido Chapi y a mis hijos Oscar y César, por su ayuda y comprensión, y por todo el tiempo que me han cedido para que pudiera llevar a buen fin este trabajo.

# Resumen de la tesis doctoral

## CONTRIBUCIÓN AL DIAGNÓSTICO AUTOMÁTICO DE ARRITMIAS CARDÍACAS BASADO EN EL CÓDIGO MINNESOTA

**Realizada por:** *Beatriz F. Giraldo Giraldo.*

**Dirigida por:** *Pere Caminal Magrans.*

El objetivo principal del presente trabajo ha sido el diseño y desarrollo de un sistema automático de ayuda al diagnóstico de arritmias cardíacas, denominado SAYDAC, basado en el código Minnesota, que permite describir de forma cuantitativa y cualitativa la señal electrocardiográfica (ECG), y diagnosticar patologías relacionadas con alteraciones producidas en la conducción auriculoventricular, en la conducción intraventricular, y alteraciones del ritmo cardíaco. Así mismo, este trabajo presenta una metodología desarrollada para la detección y diagnóstico de fibrilación y flutter auriculares, a partir del análisis de las ondas F presentes en la línea de base.

En el primer capítulo se introducen los conceptos básicos de la señal electrocardiográfica, una breve descripción de las arritmias que van a ser objeto de diagnóstico automático por el sistema desarrollado, y la presentación de las bases de datos utilizadas a lo largo de esta tesis CSE y MIT-BIH.

En el capítulo dos se hace un revisión de los sistemas automáticos de diagnóstico clínico, y en particular los relacionados con el diagnóstico de patologías cardíacas. Se comparan las diferentes metodologías utilizadas en trabajos previos con la desarrollada en el sistema propuesto.

El capítulo tres está dedicado al procesado de la señal electrocardiográfica. Una vez adquirida la señal, se procede a la detección de los complejos QRS, se efectúa la etapa de preprocesado de la señal, y la detección de inicios



y finales de cada una de las ondas P, Q, R, S, y T, y sus respectivas amplitudes y duraciones. Se presenta también la metodología desarrollada para la detección de las ondas F, fundamentales en el diagnóstico de fibrilación y flutter auriculares. Se ha diseñado un criterio, a partir de la derivada de la señal ECG, que resulta suficientemente robusto para identificar inicios y finales de ondas F frente a oscilaciones suaves de la línea de base. Así mismo se ha elaborado una metodología para ajustar de forma adaptativa la posición de las ventanas de búsqueda de las ondas F.

El siguiente capítulo presenta el entorno de programación ART, utilizado para el desarrollo del software del sistema automático, elegido por la flexibilidad que presenta en el manejo de información, y su potencia para el desarrollo de sistemas complejos, como son los relacionados con el campo médico.

En el capítulo quinto se desarrolla y analiza la metodología utilizada para el diagnóstico de fibrilación y flutter auriculares. A partir del procesado de segmentos de señales ECG etiquetadas con estas patologías en la base de datos MIT-BIH, se identifican sus ondas F. El análisis estadístico de diversos parámetros sirve de base para la propuesta del criterio diagnóstico.

El capítulo sexto presenta la estructuración y codificación de SAYDAC. Está compuesta por tres grandes módulos, que parten de la información generada previamente en el procesado de la señal ECG, y son: caracterización del ECG, reglas de decisión y diagnóstico. La caracterización del ECG permite realizar una descripción cualitativa del electrocardiograma, a partir de los datos obtenidos en el procesado de la señal. Las reglas de decisión combinan información cualitativa y cuantitativa del registro, que se ajustan a los requerimientos del diagnóstico de cada patología. Una vez aplicadas estas reglas de decisión se obtiene el diagnóstico o los diagnósticos del ECG, si es del caso. La estructura del sistema permite obtener arritmias múltiples, en caso de producirse, así como también el detalle de los pasos intermedios que han conducido al diagnóstico final.

Finalmente el capítulo séptimo presenta la validación de SAYDAC para la cual se han seleccionado registros electrocardiográficos de las bases de datos CSE y MIT-BIH. Los diagnósticos generados por SAYDAC fueron contrastados con los diagnósticos presentados por un grupo de siete médicos, con diferentes niveles de especialización. La metodología de validación está basada en medidas de distancia y medida de concordancia entre diagnósticos.

En cuanto a los resultados más destacados cabe citar en primer lugar la propuesta de un criterio para identificar fibrilación y flutter auriculares con una

significación estadística de  $p < 0.001$ . En segundo lugar el sistema SAYDAC permite diagnosticar ciertas arritmias cardíacas que no están incluidas en los posibles diagnósticos de los electrocardiogramas que existen actualmente en el mercado. Por último la validación realizada permite afirmar que los diagnósticos dados por SAYDAC están más próximos a los dados por los médicos expertos en arritmias que los dados por otros cardiólogos sin este grado de especialización.

Por todo ello se concluye que el trabajo de esta tesis tiene un inmediato interés clínico en la ayuda al diagnóstico de arritmias, y que debería dar lugar a un proyecto de transferencia de tecnología para incorporar el trabajo de investigación desarrollado en un nuevo equipo comercializado por una empresa del sector productivo.



# Índice

|          |  |          |
|----------|--|----------|
| <b>1</b> | <b>Introducción</b>                                    | <b>1</b> |
| 1.1      | La señal electrocardiográfica . . . . .                | 2        |
| 1.1.1    | Origen fisiológico . . . . .                           | 2        |
| 1.1.2    | Características morfológicas . . . . .                 | 4        |
| 1.2      | Electrocardiógrafos . . . . .                          | 6        |
| 1.2.1    | Derivaciones . . . . .                                 | 7        |
| 1.2.1.1  | Derivaciones del plano frontal . . . . .               | 8        |
| 1.2.1.2  | Derivaciones en el plano transversal . . . . .         | 9        |
| 1.2.1.3  | Derivaciones ortogonales . . . . .                     | 9        |
| 1.2.2    | Electrocardiógrafos comerciales . . . . .              | 11       |
| 1.3      | Las arritmias en el ECG. El código Minnesota . . . . . | 12       |
| 1.3.1    | El electrocardiograma normal . . . . .                 | 13       |
| 1.3.2    | Código 6 Minnesota . . . . .                           | 13       |
| 1.3.3    | Código 7 Minnesota . . . . .                           | 15       |
| 1.3.4    | Código 8 Minnesota . . . . .                           | 17       |
| 1.4      | Bases de datos . . . . .                               | 21       |
| 1.4.1    | MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE . . . . .                  | 21       |
| 1.4.2    | CSE MULTILEAD ATLAS . . . . .                          | 22       |
| 1.5      | Contenido de la Tesis . . . . .                        | 24       |

---

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| <b>2</b> | <b>Sistemas automáticos de diagnóstico clínico</b>                            | <b>27</b> |
| 2.1      | Introducción . . . . .  | 27        |
| 2.2      | Antecedentes en sistemas de diagnóstico clínico . . . . .                     | 28        |
| 2.2.1    | Introducción . . . . .  | 28        |
| 2.2.2    | La informática en la medicina . . . . .                                       | 29        |
| 2.2.3    | Sistemas de diagnóstico médico . . . . .                                      | 31        |
| 2.3      | Sistemas de diagnóstico automático de patologías cardíacas . . .              | 33        |
| 2.3.1    | Introducción . . . . .  | 33        |
| 2.3.2    | Un modelo cualitativo para el diagnóstico de arritmias<br>cardíacas . . . . . | 36        |
| 2.3.3    | Programa de análisis Dalhousie. DALECG - NOVACODE                             | 38        |
| 2.3.3.1  | Programa de medidas DALECG . . . . .  | 38        |
| 2.3.3.2  | Programa NOVACODE. Procedimientos de<br>clasificación del ECG . . . . .       | 39        |
| 2.3.4    | Redes neuronales en el diagnóstico de cardiopatías . . . .                    | 40        |
| 2.4      | Sistemas expertos . . . . .   | 41        |
| 2.4.1    | Base de conocimiento . . . . .  | 43        |
| 2.4.1.1  | Representación del conocimiento . . . . .                                     | 44        |
| 2.4.1.2  | Heurística . . . . .  | 49        |
| 2.4.1.3  | Metaconocimiento . . . . .  | 49        |
| 2.4.2    | Motor de inferencia . . . . .   | 50        |
| 2.4.2.1  | Razonamiento . . . . .  | 50        |
| 2.4.2.2  | Control . . . . .   | 52        |
| 2.4.3    | Interfase de usuario . . . . .  | 54        |
| 2.5      | Lenguajes y herramientas . . . . .  | 55        |
| 2.5.1    | Lenguajes . . . . .   | 55        |
| 2.5.2    | Herramientas . . . . .  | 55        |

---

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| 2.6      | Capacidad de los sistemas expertos . . . . .                             | 55        |
| 2.7      | Conclusiones . . . . .   | 57        |
| <b>3</b> | <b>Procesado de la señal ECG</b>   | <b>59</b> |
| 3.1      | Introducción . . . . .   | 59        |
| 3.2      | Adquisición de la señal ECG . . . . .                                    | 60        |
| 3.3      | Detección de complejos QRS . . . . .                                     | 62        |
| 3.3.1    | Esquema básico de un detector . . . . .                                  | 62        |
| 3.3.2    | Preprocesado . . . . .   | 64        |
| 3.3.2.1  | Filtrado lineal . . . . .  | 64        |
| 3.3.2.2  | Transformación no lineal . . . . .                                       | 66        |
| 3.3.3    | Regla de decisión . . . . .  | 67        |
| 3.3.4    | Señales intermedias utilizadas en el procesado de la señal ECG . . . . . | 68        |
| 3.4      | Detección de los puntos significativos en las ondas P, Q, R, S y T       | 69        |
| 3.4.1    | Localización de las ondas . . . . .                                      | 71        |
| 3.4.2    | Identificación del tipo de complejo QRS . . . . .                        | 72        |
| 3.4.3    | Determinación del inicio y final de una onda . . . . .                   | 73        |
| 3.4.4    | Determinación de las amplitudes de las ondas . . . . .                   | 77        |
| 3.5      | Detección de las ondas F . . . . .                                       | 77        |
| 3.5.1    | Preprocesado del ECG y detección del QRS . . . . .                       | 78        |
| 3.5.2    | Localización de las ondas F . . . . .                                    | 79        |
| 3.5.3    | Determinación de los inicios y finales de las ondas F . . . . .          | 81        |
| 3.5.4    | Determinación de las amplitudes y duraciones de las ondas F . . . . .    | 82        |
| 3.6      | Análisis multiderivacional . . . . .                                     | 83        |
| 3.6.1    | Detector multiderivacional de complejos QRS . . . . .                    | 83        |

---

|          |   |            |
|----------|---|------------|
| 3.6.2    | Detector multiderivacional de puntos significativos . . . . . | 86         |
| 3.7      | Adaptación e implementación del software . . . . .            | 88         |
| 3.8      | Conclusiones . . . . .  | 99         |
| <b>4</b> | <b>Entorno de programación ART</b> . . . . .                  | <b>101</b> |
| 4.1      | Introducción . . . . .  | 101        |
| 4.2      | Características del ART . . . . .                             | 103        |
| 4.2.1    | Expresiones en lenguaje ART . . . . .                         | 104        |
| 4.2.2    | El alfabeto ART . . . . .                                     | 105        |
| 4.2.3    | Estado de la base de datos . . . . .                          | 106        |
| 4.2.4    | Ciclo de razonamiento ART . . . . .                           | 107        |
| 4.3      | Conocimiento declarativo . . . . .                            | 108        |
| 4.3.1    | Facts . . . . .   | 108        |
| 4.3.2    | Schema . . . . .  | 108        |
| 4.3.3    | Estructura viewpoint . . . . .                                | 109        |
| 4.4      | Conocimiento procedural . . . . .                             | 111        |
| 4.4.1    | Reglas con encadenamiento hacia adelante . . . . .            | 111        |
| 4.4.2    | Reglas con encadenamiento hacia atrás . . . . .               | 114        |
| 4.5      | Un “data-driven computation” . . . . .                        | 115        |
| 4.6      | La interfase ART Studio . . . . .                             | 116        |
| 4.7      | El código ART . . . . .                                       | 116        |
| 4.7.1    | Creación de un fichero . . . . .                              | 116        |
| 4.7.2    | Utilización de facts . . . . .                                | 117        |
| 4.7.3    | Utilización del sistema de esquemas . . . . .                 | 119        |
| 4.7.4    | Patterns . . . . .  | 122        |
| 4.7.5    | Condiciones de las reglas . . . . .                           | 126        |

|          |   |            |
|----------|---|------------|
| 4.7.6    | Acciones de las reglas . . . . .  | 127        |
| 4.7.7    | Declaraciones de "saliencia" . . . . .  | 129        |
| 4.7.8    | Flujo de control en ART . . . . .   | 130        |
| 4.8      | Ejecución de la aplicación . . . . .  | 131        |
| 4.9      | Conclusiones . . . . .  | 133        |
| <b>5</b> | <b>Detección de fibrilación y flutter auriculares</b>                                 | <b>135</b> |
| 5.1      | Introducción . . . . .  | 135        |
| 5.2      | Antecedentes . . . . .  | 136        |
| 5.3      | Análisis de las ondas F . . . . .   | 137        |
| 5.4      | Resultados . . . . .  | 137        |
| 5.5      | Identificación de fibrilación y flutter . . . . .                                     | 140        |
| 5.6      | Ejemplos de señales con fibrilación y flutter auriculares . . . . .                   | 140        |
| 5.7      | Aplicación de la detección de ondas F en el sistema automático                        | 141        |
| 5.8      | Conclusiones . . . . .  | 144        |
| <b>6</b> | <b>Codificación y estructuración de SAYDAC</b>  | <b>145</b> |
| 6.1      | Introducción . . . . .  | 145        |
| 6.2      | Caracterización del electrocardiograma . . . . .                                      | 148        |
| 6.3      | Codificación del sistema automático de ayuda al diagnóstico de<br>arritmias . . . . . | 151        |
| 6.3.1    | Código 6 . . . . .  | 153        |
| 6.3.2    | Código 7 . . . . .  | 156        |
| 6.3.3    | Código 8 . . . . .  | 159        |
| 6.4      | Presentación de resultados obtenidos por SAYDAC . . . . .                             | 165        |
| 6.4.1    | Resultados para el paciente d-00011. Base de datos CSE                                | 165        |
| 6.4.2    | Resultados para el paciente g1-231. Base de datos MIT-<br>BIH . . . . .               | 169        |



---

|          |  |            |
|----------|--|------------|
| 6.5      | Conclusiones . . . . .   | 172        |
| <b>7</b> | <b>Validación de SAYDAC</b>  | <b>175</b> |
| 7.1      | Introducción . . . . .   | 175        |
| 7.2      | Conceptos generales de validación de sistemas automáticos de diagnóstico . . . . . | 176        |
| 7.3      | Validación del sistema automático . . . . .  | 178        |
| 7.3.1    | Selección de los registros electrocardiográficos . . . . .                         | 178        |
| 7.3.2    | Formato de presentación de las señales a los médicos . . . . .                     | 179        |
| 7.3.3    | Metodología de la validación . . . . .   | 179        |
| 7.4      | Análisis estadístico . . . . .   | 182        |
| 7.4.1    | Medidas de distancia . . . . .   | 182        |
| 7.4.2    | Medida de concordancia: Índice Kappa . . . . .                                     | 183        |
| 7.4.3    | Representación gráfica . . . . .   | 187        |
| 7.5      | Resultados y discusión . . . . .   | 188        |
| 7.5.1    | Frecuencia de los diagnósticos . . . . .   | 188        |
| 7.5.2    | Patologías singulares . . . . .  | 191        |
| 7.5.3    | Patologías omitidas . . . . .  | 192        |
| 7.6      | Análisis de las distancias entre médicos y el sistema automático SAYDAC . . . . .  | 193        |
| 7.6.1    | Distancia Euclidiana . . . . .   | 193        |
| 7.6.2    | Distancia City-block . . . . .   | 194        |
| 7.6.3    | Distancia Mahalanobis . . . . .  | 196        |
| 7.6.4    | Medida de concordancia: Índice Kappa . . . . .                                     | 197        |
| 7.7      | Ejemplos de diagnósticos realizados . . . . .                                      | 198        |
| 7.8      | Conclusiones . . . . .   | 211        |
| <b>8</b> | <b>Conclusiones</b>  | <b>213</b> |

---

|  |            |
|--|------------|
| 8.1 Aportaciones de la tesis . . . . . | 214        |
| 8.2 Extensiones futuras . . . . .      | 216        |
| <b>Referencias</b>                     | <b>219</b> |



# Lista de Figuras

|     |  |    |
|-----|--|----|
| 1.1 | <i>Propagación del impulso eléctrico y de la señal ECG asociada.</i>   | 4  |
| 1.2 | <i>Electrocardiograma de un latido normal, con sus respectivas ondas e intervalos.</i>   | 5  |
| 1.3 | <i>Derivaciones del ECG estándar clínico. Las derivaciones bipolares I, II, III y aumentadas <math>aV_R</math>, <math>aV_L</math> y <math>aV_F</math> se obtienen de RA, LA y LL. Derivaciones precordiales <math>V_1</math>, <math>V_2</math>, <math>V_3</math>, <math>V_4</math>, <math>V_5</math>, <math>V_6</math> (adaptado de Webster (1988)).</i> | 8  |
| 1.4 | <i>Derivaciones ortogonales X, Y, Z, (a), con la red de resistencias necesaria para su cálculo (b) (Adaptado de Webster (1988)).</i>   | 10 |
| 2.1 | <i>Estructuras básicas de un sistema experto.</i>  | 43 |
| 2.2 | <i>Diferentes métodos de representación del conocimiento.</i>  | 45 |
| 2.3 | <i>Red semántica. sc: Superconjunto o suceso global, el: elemento de, arg: argumento.</i>  | 47 |
| 2.4 | <i>Rangos de conocimiento expresados por los factores de certeza.</i>  | 53 |
| 2.5 | <i>Estructura general del interfase de comunicación.</i>   | 54 |
| 3.1 | <i>Registro de ECG multiderivacional. Derivaciones I, II, III, <math>aV_R</math>, <math>aV_L</math>, <math>aV_F</math>, <math>V_1</math>, <math>V_2</math>, <math>V_3</math>, <math>V_4</math>, <math>V_5</math>, <math>V_6</math>. Base de datos CSE.</i>   | 61 |
| 3.2 | <i>Registro de ECG de la base de datos MIT-BIH. Canales 0 y 1.</i>   | 61 |
| 3.3 | <i>Diagrama de bloques de un detector de QRS.</i>  | 63 |

|      |   |     |
|------|---|-----|
| 3.4  | <i>Diagrama de bloques de la etapa de filtrado lineal de un detector de QRS. ECG(k) es la señal original, <math>X_a(k)</math> es la salida del filtro paso alto, <math>X_b(k)</math> es la salida del filtro paso bajo e <math>Y(k)</math> es la salida después del derivador. . . . .</i>  | 64  |
| 3.5  | <i>Diagrama de bloques de la transformación no lineal para el detector de QRS. . . . .</i>  | 67  |
| 3.6  | <i>Diferentes señales obtenidas en la etapa de preprocesado. Paciente d-00011, derivación I. . . . .</i>  | 70  |
| 3.7  | <i>Determinación del final del complejo QRS por el método del umbral. . . . .</i>   | 73  |
| 3.8  | <i>Tipos de complejos QRS. . . . .</i>  | 74  |
| 3.9  | <i>Criterio de la derivada mínima. . . . .</i>  | 75  |
| 3.10 | <i>Detección de los límites de las ondas en dos latidos del registro 103 (derivación MLII) de la base de datos MIT-BIH. Las líneas cortas denotan las posiciones de las ondas (P, Q, R, S y T) y las líneas largas los límites de las ondas: inicio de P (<math>P_i</math>), final de P (<math>P_f</math>), etc. a) es la señal ECG original, b) la señal ECGPB y c) la señal ECGDER. . . . .</i> | 76  |
| 3.11 | <i>Detección de los tramos a analizar para la localización de las ondas F. . . . .</i>  | 79  |
| 3.12 | <i>Diagrama esquemático de la definición de ventanas y la localización de los inicios y finales de las ondas F. . . . .</i>   | 80  |
| 3.13 | <i>Determinación del inicio, final y pico de la onda F. . . . .</i>   | 81  |
| 3.14 | <i>Ejemplo de funcionamiento del algoritmo de detección multiderivacional de complejos QRS. . . . .</i>   | 85  |
| 3.15 | <i>Ejemplo de detección de QRS multiderivacional en el registro MO1-109 de la base de datos CSE. . . . .</i>  | 87  |
| 4.1  | <i>Interrelación del ART con el experto humano y el ingeniero de conocimiento. . . . .</i>  | 104 |
| 4.2  | <i>Estructura viewpoint, una bifurcación . . . . .</i>  | 110 |
| 4.3  | <i>Estructura viewpoint, varias bifurcaciones . . . . .</i>   | 110 |

|     |  |     |
|-----|--|-----|
| 4.4 | <i>Estructura viewpoint, rechazadas las bifurcaciones de la izquierda.</i>   | 111 |
| 5.1 | <i>Registro 201_2:05, canal 0 (MLII) y canal 1 (<math>V_1</math>), MIT-BIH.<br/>Fibrilación Auricular.</i>   | 142 |
| 5.2 | <i>Registro 202_19:10, canal 0 (MLII) y canal 1 (<math>V_1</math>), MIT-BIH.<br/>Fibrilación Auricular.</i>  | 142 |
| 5.3 | <i>Registro 202_25:34, canal 0 (MLII) y canal 1 (<math>V_1</math>), MIT-BIH.<br/>Flutter Auricular.</i>  | 143 |
| 5.4 | <i>Registro 202_25:41, canal 0 (MLII) y canal 1 (<math>V_1</math>), MIT-BIH.<br/>Flutter Auricular.</i>  | 143 |
| 6.1 | <i>Diagrama general de procesos</i>  | 145 |
| 6.2 | <i>Diagrama esquemático de la arquitectura del sistema</i>   | 146 |
| 6.3 | <i>Estructura del sistema desarrollado (SAYDAC).</i>   | 149 |
| 7.1 | <i>Esquema de la matriz de datos, que representa los 7 médicos<br/>y el sistema automático, los 92 registros considerados y las 28<br/>posibles arritmias.</i> | 180 |
| 7.2 | <i>Acuerdo observado y esperado por el efecto del azar (adaptado<br/>de Martín, 1993).</i>   | 186 |
| 7.3 | <i>Representación gráfica del número total de veces que los médicos<br/>y el sistema automático han diagnosticado cada una de las<br/>patologías.</i>          | 190 |
| 7.4 | <i>Representación gráfica del número total de diagnósticos que han<br/>dado cada médico y el sistema automático.</i>   | 190 |
| 7.5 | <i>Representación gráfica del número total de patologías singulares<br/>dadas por cada médico y el sistema automático.</i>                                     | 191 |
| 7.6 | <i>Representación gráfica del número total de patologías omitidas<br/>dadas por cada médico y el sistema automático.</i>                                       | 192 |
| 7.7 | <i>Dendograma del análisis de conglomerados a partir de la<br/>distancia Euclidiana.</i>   | 194 |
| 7.8 | <i>Dendograma del análisis de conglomerados a partir de la<br/>distancia City-block.</i>   | 195 |

|      |   |     |
|------|---|-----|
| 7.9  | <i>Dendograma del análisis de conglomerados a partir de la distancia Mahalanobis.</i>       | 196 |
| 7.10 | <i>Dendograma del análisis de conglomerados a partir de los índices Kappa.</i>              | 198 |
| 7.11 | <i>Señal D-01026, CSE. 12 derivaciones. ECG normal.</i>                                     | 200 |
| 7.12 | <i>Señal d-00892, CSE. 12 derivaciones. Bloqueo de primer grado. PR prolongado.</i>         | 201 |
| 7.13 | <i>Señal d-00970, CSE. 12 derivaciones. Bloqueo de rama derecha incompleto.</i>             | 202 |
| 7.14 | <i>Señal d-00385, CSE. 12 derivaciones. Contracción prematura ventricular (VPB).</i>        | 203 |
| 7.15 | <i>Señal D-00014, CSE. 12 derivaciones. Fibrilación auricular.</i>                          | 204 |
| 7.16 | <i>Señal g1-231, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Bloqueo parcial AV de segundo grado.</i>           | 205 |
| 7.17 | <i>Señal g4-230, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Wolff Parkinson White.</i>                         | 205 |
| 7.18 | <i>Señal g2-231, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Bloqueo completo de rama derecha.</i>              | 206 |
| 7.19 | <i>Señal g1-100, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Contracción prematura supraventricular (SVPB).</i> | 206 |
| 7.20 | <i>Señal g5-106, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Bigeminismo ventricular.</i>                       | 207 |
| 7.21 | <i>Señal g1-119, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Trigeminismo ventricular.</i>                      | 207 |
| 7.22 | <i>Señal g5-207, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Ritmo ventricular persistente.</i>                 | 208 |
| 7.23 | <i>Señal g1-205, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Taquicardia ventricular.</i>                       | 208 |
| 7.24 | <i>Señal g3-209, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Taquicardia supraventricular intermitente.</i>     | 209 |
| 7.25 | <i>Señal g1-232, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Parada sinoauricular.</i>                          | 209 |
| 7.26 | <i>Señal g1-213, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Taquicardia sinusal.</i>                           | 210 |
| 7.27 | <i>Señal g6-232, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Bradicardia sinusal.</i>                           | 210 |

# Lista de Tablas

|     |   |     |
|-----|---|-----|
| 1.1 | <i>Límite máximo del intervalo PR normal para diferentes edades y frecuencias cardíacas (Reproducida de Bayés de Luna (1988))</i>   | 13  |
| 3.1 | <i>Valores de K para cada límite de onda: inicio P (<math>P_i</math>), final P (<math>P_f</math>), etc, en función de la máxima pendiente del QRS "dermax" (adaptado de Laguna y otros, 1994)</i>                                     | 75  |
| 3.2 | <i>Identificación de la grabación del paciente d-00011</i>  | 91  |
| 3.3 | <i>Procesado de la señal del paciente d-00011, de la base de datos CSE.</i>   | 92  |
| 3.4 | <i>Procesado de la señal del paciente g1-231, de la base de datos MIT-BIH.</i>  | 98  |
| 5.1 | <i>Valor medio (<math>\mu_d</math>) y coeficiente de variación (<math>\sigma_d/\mu_d</math>) de las duraciones de las ondas F, en cada segmento de 2 segundos.</i>  | 138 |
| 5.2 | <i>Valor medio (<math>\mu_a</math>) y coeficiente de variación (<math>\sigma_a/\mu_a</math>) de las amplitudes de las ondas F, en cada segmento de 2 segundos.</i>  | 139 |
| 5.3 | <i>Valores medios y desviación estandar de las medias (<math>\mu_d</math>) y los coeficientes de variación (<math>\sigma_d/\mu_d</math>) de las duraciones de las ondas F, en registros ECG de fibrilación y flutter auriculares.</i> | 140 |
| 5.4 | <i>Valores medios y desviación estandar de las medias (<math>\mu_a</math>) y los coeficientes de variación (<math>\sigma_a/\mu_a</math>) de las amplitudes de las ondas F, en registros ECG de fibrilación y flutter auriculares.</i> | 141 |
| 6.1 | <i>Descripción de algunas arritmias según el código Minnesota.</i>  | 147 |
| 6.2 | <i>Análisis de algunas ondas.</i>   | 151 |



---

|      |  |     |
|------|--|-----|
| 7.1  | <i>28 posibles diagnósticos considerados en la etapa de validación.</i>  | 181 |
| 7.2  | <i>Matriz inicial de datos en el caso de dos evaluadores y una variable de clasificación binaria (adaptado de Martín, 1993).</i>                     | 184 |
| 7.3  | <i>Tabla de contingencias en el caso de dos evaluadores y una variable de clasificación binaria (adaptado de Martín, 1993).</i>                      | 185 |
| 7.4  | <i>Significación cuantitativa del índice Kappa.</i>  | 187 |
| 7.5  | <i>Número de veces que los médicos y el sistema automático han diagnosticado cada una de las patologías.</i>   | 189 |
| 7.6  | <i>Número de patologías singulares por cada médico y el sistema automático, con respecto al total de diagnósticos realizados por cada evaluador.</i> | 191 |
| 7.7  | <i>Número de patologías omitidas por cada médico y el sistema automático, con respecto al total de diagnósticos realizados por cada evaluador.</i>   | 192 |
| 7.8  | <i>Matriz de disparidades calculada a partir de la distancia Euclidiana.</i>   | 193 |
| 7.9  | <i>Matriz de disparidades calculada a partir de la distancia City-block.</i>   | 195 |
| 7.10 | <i>Matriz de disparidades calculada a partir de la distancia Mahalanobis.</i>  | 196 |
| 7.11 | <i>Matriz cuadrada de los coeficientes Kappa.</i>  | 197 |

# Capítulo 1

## Introducción

Los problemas cardíacos representan una de las primeras causas de muerte en los países desarrollados. En el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares el análisis de la señal electrocardiográfica, para extraer información de sus características, da como resultado un número muy elevado de posibles arritmias cardíacas múltiples.

La electrocardiografía es la técnica más usada para el estudio electrofisiológico del corazón, debido a que es un método no invasivo y permite registrar la actividad eléctrica del corazón desde la superficie del cuerpo humano. La electrocardiografía es uno de los campos donde la medicina ha recibido grandes contribuciones de distintas disciplinas. Después del primer electrocardiograma (ECG) registrado en un ser humano por Waller (1887), la electrocardiografía se hizo posible en la práctica clínica gracias a las técnicas desarrolladas por Einthoven (1903), con el uso de galvanómetros. En las últimas décadas, la Bioingeniería ha permitido incorporar técnicas de instrumentación y procesamiento digital de señales para mejorar aspectos de adquisición, monitorización, almacenaje y procesamiento automático de los ECG.

A continuación se presenta una breve introducción sobre la señal electrocardiográfica, que describe el origen fisiológico de ésta, sus características morfológicas, los sistemas utilizados para el registro de la actividad eléctrica del corazón, las mediciones de dicha actividad mediante electrodos y las derivaciones establecidas para la estandarización de dichas medidas. Seguidamente se describen las arritmias tratadas en el sistema de diagnóstico presentado en este trabajo, de acuerdo con el código Minnesota que determina procedimientos estándares para la medida y clasificación de la señal electrocardiográfica. Por último se hace una breve descripción de las bases de datos utilizadas en el

desarrollo de la presente tesis.

## 1.1 La señal electrocardiográfica

El estudio de la señal electrocardiográfica (ECG) obtenida mediante electrodos de superficie es una de las pruebas médicas más frecuentes en la exploración de la actividad cardíaca. A su vez ha permitido desarrollar múltiples estudios en cardiología, generándose información muy importante en el diagnóstico de arritmias, defectos de conducción, infartos, hipertrofias y otras anomalías.

### 1.1.1 Origen fisiológico

El origen de la señal ECG se encuentra en las células del músculo cardíaco. Estas células tienen la propiedad de excitarse eléctricamente, generando un flujo de iones a través de su membrana que produce un potencial eléctrico variable entre el interior y el exterior (potencial de acción de la célula). En este proceso de excitación la membrana celular cambia de polaridad (se despolariza), para posteriormente volver a la normalidad en la fase de recuperación (repolarización). Una célula del músculo cardíaco que se excita eléctricamente produce un fenómeno de propagación, excitando las células de las regiones adyacentes.

Funcionalmente, el corazón se comporta como una bomba, sincronizada por eventos eléctricos, que mantiene el transporte de la sangre por el organismo. A diferencia de los músculos del esqueleto, cuyas contracciones son estimuladas por neuronas, el corazón late espontánea y rítmicamente a una frecuencia que puede ser controlada por el sistema nervioso central. Los potenciales de acción de las células cardíacas son transmitidos directamente de una célula a otra sin necesidad de una transmisión química. Un conjunto de las células del corazón tienen la particularidad de despolarizarse y repolarizarse espontáneamente, y a distinta frecuencia de oscilación dependiendo del tipo de tejido. Otra de las características de las células cardíacas es su propiedad refractaria, es decir que luego de ser despolarizadas necesitan de un mínimo período de tiempo para tener una nueva despolarización. Esto permite que haya una conducción armoniosa de la sangre a través de un corazón sano.

El corazón presenta diferentes tipos de células con funciones específicas. Desde el punto de vista anatomofuncional, las células cardíacas son de dos tipos: contráctiles y específicas.

Las células contráctiles, cuya función principal es la mecánica de bomba, son largas y estrechas y están formadas por tres componentes: la membrana celular, los sarcómeros y el sistema mitocondrial; electrofisiológicamente corresponden a las células llamadas de respuesta rápida, fundamentalmente musculaturas auricular y ventricular, y células del sistema de conducción intraventricular.

Las células específicas tienen como principal función la formación del estímulo y conducción del mismo desde el nodo sinusal, donde normalmente nace, hasta las fibras contráctiles y ventriculares, y son de tres tipos: células P, células transicionales y células de Purkinje.

Las células P o células marcapasos son muy abundantes en el nodo sinusal y algo menos en la unión auriculoventricular (AV); electrofisiológicamente son las llamadas de respuesta lenta (células del nodo sinusal, del nodo AV y de los anillos mitral y tricúspideo).

Las células transicionales constituyen un grupo heterogéneo que comprende células de estructura intermedia entre las células P, las de Purkinje y las contráctiles.

Las células Purkinje se encuentran fundamentalmente en las ramas del haz de His y en las redes de Purkinje; electrofisiológicamente corresponden, como las contráctiles, a las células llamadas de respuesta rápida.

La mayoría de las células del miocardio están especializadas en la contracción, conducen los estímulos eléctricos de forma relativamente lenta; en condiciones normales los impulsos eléctricos no nacen espontáneamente en ellas. Sin embargo un pequeño número de células están especializadas en la conducción eléctrica. Estas células no participan en la contracción. Se encuentran en ciertos acúmulos (los nodos sinusal y auriculoventricular AV) y a lo largo de las ramificaciones del haz de His, sus ramas y el sistema de Purkinje. Estas células pueden producir impulsos, y por lo general, los conducen con gran rapidez. El nodo auriculoventricular es una excepción, ya que en él la conducción es lenta, debido sobretodo a su compleja estructura ramificada y al hecho de que la conducción depende casi por completo de la corriente lenta del calcio. Este retraso limita la velocidad máxima a la que pueden ser estimulados los ventrículos por las aurículas, e impone un retraso entre la contracción auricular y ventricular.

El primer impulso que desencadena el proceso de excitación de todas las células cardíacas ocurre en el nodo sinusal (SA), localizado en la proximidad entre la vena cava y la aurícula derecha, y conocido como el marcapasos

natural del corazón. Distintos factores controlan la frecuencia de disparo de estas células marcapasos, a través de fibras nerviosas del sistema simpático y parasimpático. El impulso se propaga en forma organizada a través de las aurículas, activando primero la aurícula derecha y después la aurícula izquierda, produciendo su contracción, y como consecuencia el llenado de sangre de los ventrículos. Debido a las características de los tejidos que separan la zona auricular de la zona ventricular, se produce un retardo de la conducción del impulso generado en el nodo sinusal, siendo el nodo auriculoventricular el encargado de controlar la propagación del impulso por la zona ventricular a través del haz de His y de las células que forman las fibras de Purkinje. Este sistema de conducción lleva rápidamente el impulso a los tejidos ventriculares donde su propagación se hace más lenta, produciendo la contracción de éstos (figura 1.1).

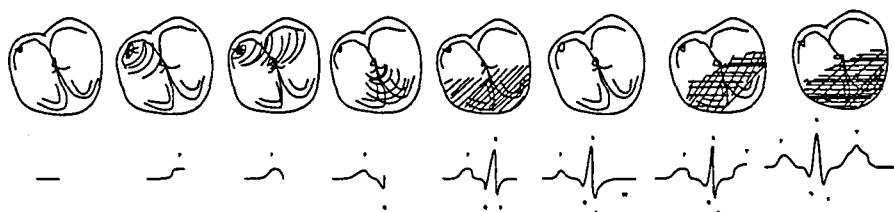


Figura 1.1: *Propagación del impulso eléctrico y de la señal ECG asociada.*

La propagación de esta activación genera un campo eléctrico variable, proporcional al grado de despolarización y repolarización de las aurículas y los ventrículos. Esto se traduce en la generación de dipolos eléctricos variables en todas las células, que a su vez generan los correspondientes potenciales de acción. Estos potenciales se encuentran desfasados en el tiempo y en el espacio, dependiendo de la ubicación y del momento de excitación de cada célula. Midiendo a lo largo del tiempo, la diferencia de potencial entre dos puntos de la superficie del cuerpo, se obtiene una señal proporcional a esta diferencia de potencial que constituye la señal Electrocardiográfica o ECG.

### 1.1.2 Características morfológicas

Al estar la señal electrocardiográfica asociada a la actividad del músculo cardíaco, el ECG presenta un comportamiento repetitivo, unido a cada recurrencia de los latidos cardíacos. Cada recurrencia o ciclo de la señal ECG

consta de una serie de ondas en una secuencia determinada. Cada onda o grupo de éstas, representa una diferente fase del latido cardíaco, y se denotan por letras del alfabeto P, Q, R, S, T. La figura 1.2 muestra la señal ECG de un latido cardíaco ideal, con sus correspondientes ondas e intervalos.

La onda P representa la despolarización del músculo de la aurícula. La siguiente secuencia de ondas QRS, también denominado complejo QRS, refleja la combinación de la despolarización de los ventrículos y la repolarización de las aurículas que ocurren prácticamente al mismo tiempo. La onda Q es la deflexión negativa inicial, la onda R es la deflexión positiva y la onda S es la deflexión negativa que sigue a la onda R. Una o más de estas ondas puede no estar presente, y en ocasiones aparecer una segunda onda R que se denota como R'. La onda T representa la repolarización de los ventrículos. En ocasiones, posterior a la onda T aparece una onda U de escasa amplitud y origen incierto, aunque existen bases experimentales que la asocian con la repolarización de las fibras de Purkinje o a post-potenciales.

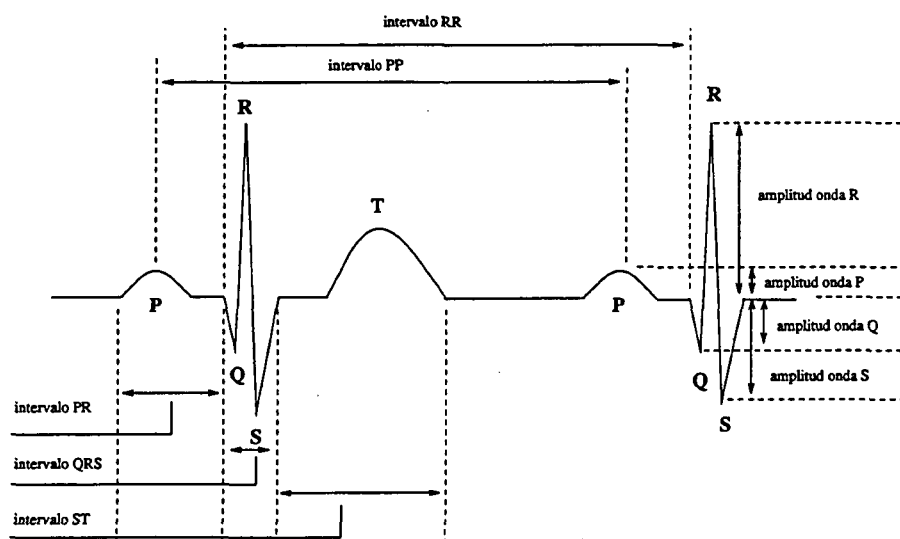


Figura 1.2: *Electrocardiograma de un latido normal, con sus respectivas ondas e intervalos.*

El intervalo PR es la distancia comprendida desde el inicio de la onda P hasta el inicio del complejo QRS, y está relacionado con el tiempo de propagación del impulso eléctrico desde el nodo sinusal hasta el comienzo de la despolarización de los ventrículos, incluyendo el tiempo de retraso que conlleva la activación del nodo AV. El segmento ST comprende desde el final

del complejo QRS hasta el inicio de la onda T, e indica el tiempo entre el final de la despolarización y el inicio de la repolarización ventricular, siendo éste un corto período de relativa inactividad. El intervalo QT va desde el inicio del complejo QRS (Q ó R), hasta el final de la onda T.

Los intervalos PP y RR comprenden las distancias entre dos ondas consecutivas P y R respectivamente. El intervalo RR es usado para medir la frecuencia cardíaca y para la investigación de algunas patologías.

La interpretación del ECG depende en gran medida de la identificación de las ondas y los segmentos que contiene, y es uno de los campos actuales de investigación dado que de ello depende en gran parte un buen diagnóstico.

## 1.2 Electrocardiógrafos

La electrocardiografía es el registro de la actividad eléctrica del corazón mediante aparatos denominados electrocardiógrafos convencionales. La electrocardiografía se puede definir como una parte de la electrocardiología, la cual es una rama de la cardiología dedicada al estudio de la electricidad producida por el corazón o aplicada al mismo. La electrocardiología incluye la electrocardiografía convencional, la vectocardiografía, las técnicas electrofisiológicas intracavitatorias, la señal ECG de Holter, la señal ECG de esfuerzo, todas las técnicas de monitorización, etc., así como las técnicas de tratamiento eléctrico de las arritmias (Bayés de Luna, 1988).

Los potenciales eléctricos generados por el corazón tienen una representación vectorial. Estos potenciales se registran mediante aparatos llamados electrocardiógrafos. El trazo que se recoge se denomina electrocardiograma (ECG). El papel en el que se registra el electrocardiograma presenta una cuadrícula con líneas horizontales y verticales separadas entre sí a 1 mm. Con la estandarización de los aparatos que son normalmente usados en la electrocardiografía, 1 mV origina una deflexión de 10 mm, y si la velocidad usual de registro es de 25 mm/s, la distancia entre dos líneas verticales representa un intervalo de tiempo de 0.04 s. En conclusión, cada división horizontal del papel representa 0.04 s de duración, y cada división vertical 0.1 mV.

Actualmente, la mayoría de los aparatos de registro electrocardiográfico son de inscripción directa, y los sistemas más utilizados son los de chorro de tinta, papel termosensible y papel de calco. Los electrocardiógrafos pueden registrar una o más derivaciones al mismo tiempo, según el número de canales

de registro de que disponga el equipo. La curva del ECG se puede visualizar también en una pantalla de forma continua (osciloscopio o monitor), sin que quede un registro permanente, pues para ello se debe conectar a un sistema de registro de papel.

La corriente eléctrica generada por el corazón se conduce a través de cables al aparato de registro, que consta fundamentalmente de un amplificador que magnifica las señales eléctricas y de un galvanómetro que mueve una aguja inscriptora, la cual se desplaza a más o menos velocidad según la magnitud del potencial eléctrico (diferencia de potencial) que genera el paciente.

El elemento sensor encargado de medir la diferencia de potencial entre dos puntos de la superficie del cuerpo es el electrodo, que convierte las corrientes iónicas del cuerpo en corrientes eléctricas a través de un conductor. Esta diferencia de potencial es lo que genera la señal electrocardiográfica.

### 1.2.1 Derivaciones

Para detectar la diferencia de potencial que genera la señal ECG, es necesario seleccionar la posición de los electrodos. Con el fin de unificar criterios, los cardiólogos han estandarizado los diferentes puntos de medida del ECG descritos seguidamente (Webster, 1988). A cada posición de medida (par de puntos) se le conoce con el nombre de derivación<sup>1</sup>, y por extensión a la señal ECG registrada entre esos puntos se le denomina con el mismo término.

Las tres primeras derivaciones normalizadas fueron propuestas por Einthoven y otros (1913) y se conocen con el nombre de derivaciones bipolares I, II, III. Otras tres derivaciones fueron propuestas por Goldberger, denominadas derivaciones aumentadas,  $aV_R$ ,  $aV_L$  y  $aV_F$ . Estos dos tipos de derivaciones, bipolares y aumentadas, son las denominadas derivaciones del plano frontal. Las siguientes seis derivaciones normalizadas son las conocidas como unipolares precordiales o derivaciones  $V_i$  ( $i = 1, \dots, 6$ ), propuestas por Wilson, que recogen la actividad cardíaca en el plano transversal. Normalmente estas 12 derivaciones son las usadas en el diagnóstico de cardiopatías. Existen otras derivaciones llamadas ortogonales o de Frank, X, Y, Z, que pretenden recoger la actividad cardíaca en tres ejes ortogonales del cuerpo humano.

---

<sup>1</sup>En electrocardiografía se refiere a una posición particular de los electrodos (en inglés *lead*).



### 1.2.1.1 Derivaciones del plano frontal

**Derivaciones bipolares** - Las derivaciones bipolares conocidas con los nombres I, II, III, están definidas a partir de la lectura de la diferencia de potencial en: la pierna izquierda (LL)<sup>2</sup>, el brazo derecho (RA)<sup>3</sup> y el brazo izquierdo (LA)<sup>4</sup>. De acuerdo con la figura 1.3, estas derivaciones están definidas por las siguientes diferencias de potencial:

$$I = LA - RA \quad (1.1)$$

$$II = LL - RA \quad (1.2)$$

$$III = LL - LA \quad (1.3)$$

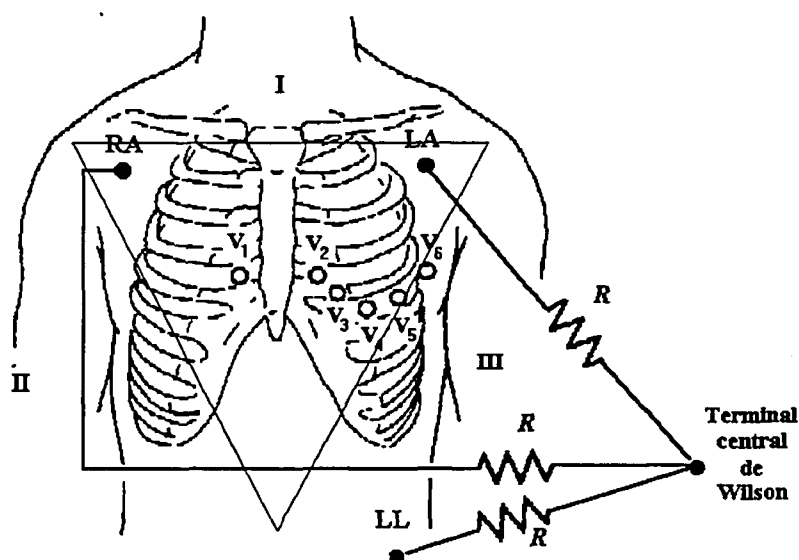


Figura 1.3: Derivaciones del ECG estándar clínico. Las derivaciones bipolares I, II, III y aumentadas  $aV_R$ ,  $aV_L$  y  $aV_F$  se obtienen de RA, LA y LL. Derivaciones precordiales  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ ,  $V_5$ ,  $V_6$  (adaptado de Webster (1988)).

<sup>2</sup>LL: del inglés left leg

<sup>3</sup>RA: del inglés right arm

<sup>4</sup>LA: del inglés left arm

**Derivaciones aumentadas** - Las derivaciones aumentadas son tomadas a partir de las derivaciones bipolares, con un punto común de referencia denominado terminal central de Wilson, y conocidas con los nombres de  $aV_R$ ,  $aV_L$  y  $aV_F$  (figura 1.3). Su cálculo se obtiene de acuerdo con las siguientes expresiones:

$$aV_R = RA - 0.5(LA + LL) \quad (1.4)$$

$$aV_L = LA - 0.5(LL + RA) \quad (1.5)$$

$$aV_F = LL - 0.5(LA + RA) \quad (1.6)$$

Estas seis derivaciones recogen toda la información del potencial eléctrico cardíaco proyectado sobre el plano frontal.

### 1.2.1.2 Derivaciones en el plano transversal

Las derivaciones que describen la actividad eléctrica del corazón sobre el plano horizontal, denominadas también derivaciones precordiales, son las monopolares, y se denotan por  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ ,  $V_5$ ,  $V_6$  (figura 1.3); las posiciones de los electrodos  $v_i$  ( $i = 1, \dots, 6$ ) están repartidas por el pecho en un plano transversal al torso, y están determinadas según las siguientes ecuaciones:

$$V_1 = v_1 - (LA + RA + LL)/3 \quad (1.7)$$

$$V_2 = v_2 - (LA + RA + LL)/3 \quad (1.8)$$

$$V_3 = v_3 - (LA + RA + LL)/3 \quad (1.9)$$

$$V_4 = v_4 - (LA + RA + LL)/3 \quad (1.10)$$

$$V_5 = v_5 - (LA + RA + LL)/3 \quad (1.11)$$

$$V_6 = v_6 - (LA + RA + LL)/3 \quad (1.12)$$

### 1.2.1.3 Derivaciones ortogonales

Las derivaciones ortogonales, llamadas también de Frank, se denotan con las letras X, Y, Z, y se calculan con 7 electrodos (I, E, C, A, M, H, LL), colocados en diferentes partes del cuerpo, según indica la figura 1.4, y una determinada red de resistencias, manteniéndose como referencia el punto RL. Las ecuaciones que las definen son:

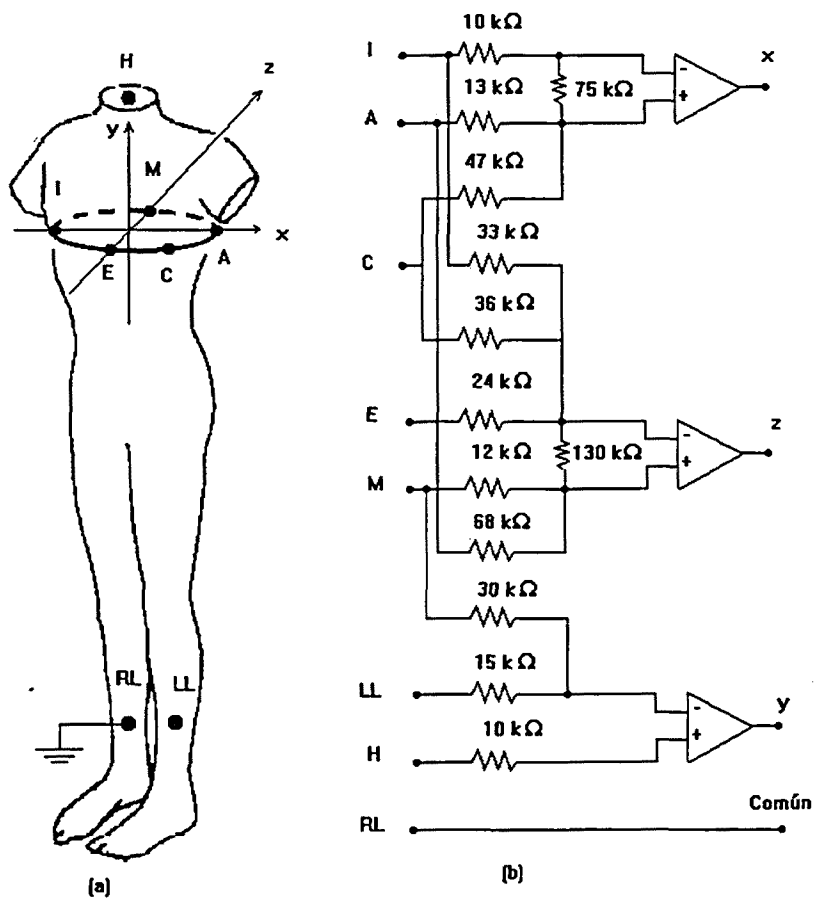


Figura 1.4: Derivaciones ortogonales  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ , (a), con la red de resistencias necesaria para su cálculo (b) (Adaptado de Webster (1988)).

$$X = 0.610 A + 0.171 C - 0.781 I \quad (1.13)$$

$$Y = 0.655 LL + 0.345 M - 1.000 H \quad (1.14)$$

$$Z = 0.133 A + 0.736 M - 0.264 I \\ - 0.374 E - 0.231 C \quad (1.15)$$

De esta configuración se puede obtener también el vectorcardiograma, que es un gráfico del movimiento del vector de potencial cardíaco sobre un plano, o representado en el espacio. Este tipo de derivaciones ortogonales es más utilizado en la electrocardiografía de alta resolución.

### 1.2.2 Electrocardiógrafos comerciales

En la actualidad, diferentes tipos de electrocardiógrafos presentan un cierto nivel de diagnóstico a partir de la señal ECG. Estos equipos presentan una completa información en relación con las características del registro obtenido, esto es, velocidad de registro y estabilidad, método de registro, respuesta en frecuencia, sensibilidad de entrada, impedancia de entrada, potencia, etc. Igualmente se tiene información relacionada con el paciente: identificación, edad, sexo, altura, peso, etc. En cuanto al registro electrocardiográfico en sí, aunque variando de formato dependiendo de la máquina, se tiene información en relación con los latidos detectados: ritmo cardíaco (mínimo, medio y máximo), duración de intervalos, totalización de latidos, latidos normales, latidos ventriculares, número de morfologías. En relación con el segmento ST se tiene información de la pendiente, la amplitud, valores máximo y mínimo, etc.

En cuanto a la detección de arritmias, hay equipos que pueden identificar extrasístole supraventricular, taquicardia ventricular, bradicardia, extrasístole ventricular (R en T, prematura, ó escape), bigeminismo, trigeminismo, y pausas. También pueden presentar información relacionada con las isquemias, que dependen directamente del segmento ST.

### 1.3 Las arritmias en el ECG. El código Minnesota

Se entiende por arritmias todos los ritmos cardíacos que no sean el ritmo sinusal normal. El ritmo sinusal es el que nace en el nodo sinusal y en condiciones normales se conduce a los ventrículos con un intervalo PR que no es superior a los 0.20 s en el adulto, y con una frecuencia de descarga normal en reposo que oscila entre 60 y 100 pulsaciones por minuto.

Una vez definidos los criterios para medir las amplitudes y duraciones de las ondas que forman el electrocardiograma (apartado 1.1.2), y los puntos de medida del ECG sobre el cuerpo humano (apartado 1.2.1), se necesitan criterios que ayuden a determinar las patologías presentadas, dado que la interpretación de un registro depende en gran medida de la experiencia médica para su análisis. El código Minnesota (Prineas y otros, 1982) permite realizar procedimientos estándares para la medida y clasificación de la señal electrocardiográfica, criterios que han sido utilizados extensamente en estudios epidemiológicos de análisis de patologías cardíacas, por lo que ha sido elegido como la mejor codificación de señales ECG para ser utilizado en este trabajo.

De acuerdo con la clasificación de patologías presentadas en el código Minnesota (Prineas y otros, 1982), existen tres grandes grupos que enmarcan los problemas relacionados con:

- Los defectos en la conducción entre las aurículas y los ventrículos, relacionados con la onda P y el complejo QRS.
- Los defectos en la conducción en los ventrículos, donde el camino de excitación a través del corazón es inusual e ineficiente.
- Los desordenes en el ritmo, debidos a un foco anormal de generación de las ondas P o de los complejos QRS, que puede ocurrir tanto en las aurículas como en los ventrículos.

Para el diagnóstico de arritmias cardíacas se deben tener en cuenta las doce derivaciones estándares: I, II, III,  $aV_R$ ,  $aV_L$ ,  $aV_F$ ,  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ ,  $V_5$ ,  $V_6$ . Generalmente en las derivaciones II y  $V_1$  se aprecia mejor la actividad auricular.

### 1.3.1 El electrocardiograma normal

La morfología del ECG varía considerablemente entre sujetos normales. La onda P refleja la despolarización auricular y su amplitud es máxima en la derivación II, donde su forma es suavemente redondeada. El intervalo PR refleja la conducción del impulso por los tejidos de la unión auriculoventricular, y su duración debe ser de 0.12 - 0.20 s. El complejo QRS refleja la despolarización de los ventrículos, suele tener su máxima amplitud en la derivación II, y su duración debe ser inferior a 0.12 s.

| Edad (años)     | Frecuencia cardíaca (pulsaciones/minuto) |         |          |           |       |
|-----------------|--|---------|----------|-----------|-------|
|                 | < 70                                     | 71 - 90 | 91 - 110 | 111 - 130 | > 130 |
| 0 - 1.5         | 0.16                                     | 0.15    | 0.15     | 0.14      | 0.13  |
| 1.6 - 6         | 0.17                                     | 0.17    | 0.16     | 0.15      | 0.14  |
| 7 - 13          | 0.18                                     | 0.17    | 0.16     | 0.15      | 0.14  |
| 14 - 17         | 0.19                                     | 0.18    | 0.17     | 0.16      | 0.15  |
| Adultos jóvenes | 0.20                                     | 0.19    | 0.18     | 0.17      | 0.16  |
| Adultos mayores | 0.21                                     | 0.20    | 0.19     | 0.18      | 0.17  |

Tabla 1.1: Límite máximo del intervalo PR normal para diferentes edades y frecuencias cardíacas (Reproducida de Bayés de Luna (1988))

El ritmo normal del corazón es el sinusal que en reposo presenta generalmente una frecuencia de entre 60 y 100 pulsaciones por minuto. La tabla 1.1 presenta, a nivel de ejemplo de la elevada variabilidad del ECG normal, los valores máximos de un intervalo cardíaco, el intervalo PR, en función de la frecuencia cardíaca y la edad.

### 1.3.2 Código 6 Minnesota

El código 6 Minnesota clasifica los defectos en la conducción auriculoventricular (AV) (Prineas y otros, 1982) según la siguiente codificación:

**Bloqueo completo de tercer grado (6.1).** Se caracteriza por un fallo completo de la conducción. El ritmo sinusal está totalmente disociado del ritmo ventricular, existe una disociación completa entre la onda P

y el complejo QRS. La frecuencia del ritmo de escape suele ser lenta, menor de 60 ppm (pulsaciones por minuto) y menor que la frecuencia auricular.

**Bloqueo de segundo grado - Mobitz tipo II (6.2.1).** En este tipo de alteración se presenta un fallo brusco e imprevisto de la conducción. Después de una serie regular de ondas P se termina con una pausa, que equivale exactamente a dos intervalos PP, lo que significa que el marcapaso sinusal se descargó a tiempo, pero que el impulso quedó bloqueado antes de salir del nodo.

**Bloqueo parcial AV de segundo grado (6.2.2).** Una o varias ondas P no conducen a los ventrículos a pesar de que se haya superado el período refractario fisiológico de la unión AV. Presentan una relación de conducción 2:1, 3:1, 4:1, o más. En los casos de bloqueo de segundo grado es frecuente que un impulso de escape tome el mando del corazón antes que el próximo impulso sinusal consiga despolarizar el mismo.

**Bloqueo parcial AV Wenckebach (6.2.3).** Existe una alteración progresiva de la conducción hasta que un impulso queda totalmente bloqueado. En los ciclos cardíacos siguientes se produce un alargamiento progresivo del intervalo PR hasta que una onda P no se transmite. Puede ser detectada en la derivación II.

**Bloqueo de primer grado. PR prolongado (6.3).** Se tiene bloqueo AV de primer grado cuando el intervalo PR es superior a 0.18 s en el niño, a 0.20 s en el adulto y a 0.22 s en personas mayores.

**Wolff Parkinson White (6.4.1).** Se presenta una preexcitación (excitación precoz) en la que la masa muscular ventricular se activa de forma más precoz de lo que debería esperarse si la conducción del estímulo sinusal hubiera ido por las vías normales del sistema específico de conducción. La preexcitación ventricular presenta un acortamiento del intervalo PR, siendo generalmente menor que 0.12 s. La morfología del complejo QRS es anormal ya que la excitación precoz se inicia en el miocardio ventricular.

**Wolff Parkinson White intermitente (6.4.2).** Se presenta la patología descrita en el código anterior (Wolff Parkinson White) en forma intermitente, en menos del 50% de los latidos registrados.

**PR corto (6.5).** Existe una preexcitación de la masa muscular ventricular. Se presenta un acortamiento del intervalo PR, pero la morfología del

complejo QRS no se modifica ya que la excitación precoz se realiza con la distribución intraventricular del estímulo normal.

**Conducción ventricular aberrante intermitente (6.6).** Depende fundamentalmente de la longitud de la diástole precedente y del intervalo de acoplamiento. La aberrancia en la conducción se presenta de forma aislada, y en menos del 50% de los latidos analizados, con una onda P normal, el complejo QRS ancho (mayor de 0.12 s) y el intervalo PR superior a 0.12 s.

**Marcapasos artificial (6.8).** Un marcapasos está formado por un generador eléctrico (fuente de energía o pila más un circuito electrónico) y un cable (catéter) que conecta el generador con el corazón, y se encarga de generar impulsos eléctricos para activar el corazón. Actualmente se utilizan los marcapasos a demanda, que tienen la capacidad de detectar la actividad eléctrica espontánea del corazón. En los casos en los que esta actividad espontánea no aparece, el marcapasos genera el impulso eléctrico correspondiente.

### 1.3.3 Código 7 Minnesota

El código 7 trata los defectos en la conducción intraventricular, y tiene como resultado un QRS diferente del normal (Prineas y otros, 1982).

**Bloqueo completo de rama izquierda (7.1.1).** Son los bloqueos que se producen en la conducción a nivel de la rama izquierda del haz de His. Cuando la rama izquierda se bloquea, la rama derecha no encuentra ninguna oposición, despolarizándose primero el lado derecho del septum cardíaco, reflejándose en el ECG como una actividad positiva inicial (al contrario de lo normal). La duración del QRS es mayor que 0.12 s. Este bloqueo afecta todo el complejo QRS, porque la despolarización septal que forma la parte inicial del complejo, suele producirse desde la rama izquierda, si ésta está bloqueada, y la despolarización del tabique es anormal.

**Bloqueo completo de rama izquierda intermitente (7.1.2).** De acuerdo con lo descrito en el bloqueo completo de rama izquierda (7.1.1), si menos de la mitad de los latidos presentan estas características se considera que el bloqueo es intermitente.

**Bloqueo completo de rama derecha (7.2.1).** Este tipo de bloqueos presenta alterada la conducción de la rama derecha del haz de His. Los



rasgos característicos son un complejo QRS ancho (duración mayor que 0.12 s) y un retraso de la despolarización del ventrículo derecho, que suele estar enmascarado por la despolarización ventricular izquierda, pero cuando está retrasado se manifiesta como una onda R secundaria en  $V_1$  y una onda S en las derivaciones I y  $V_6$ .

**Bloqueo completo de rama derecha intermitente (7.2.2).** De acuerdo con lo descrito en el bloqueo completo de rama derecha (7.2.1), si menos de la mitad de los latidos presentan estas características se considera que el bloqueo es intermitente.

**Bloqueo de rama derecha incompleto (7.3).** Presenta alteraciones en la conducción de la rama derecha del haz de His. Se dice que el bloqueo de rama es incompleto si se encuentra un complejo QRS con una duración menor que 0.12 s.

**Bloqueo intraventricular (7.4).** Se presenta un retardo en la conducción entre los ventrículos, que se refleja con un QRS ancho (mayor de 0.12 s).

**Modelo RSR' (7.5).** La morfología  $rsr'$  detectable normalmente en la derivación  $V_1$ , va asociada a un QRS menor de 0.12 s. Se supone que la onda  $r'$  se debe a la despolarización retrasada de una parte del ventrículo derecho.

**Bloqueo de rama izquierda incompleto (7.6).** Se dice que el bloqueo de rama izquierda es incompleto porque se ve afectada la conducción a través de la rama izquierda del haz de His, presenta un QRS con duración menor que 0.12 s y una conducción inicial de derecha a izquierda.

**Hemibloqueo anterior izquierdo (7.7).** El hemibloqueo corresponde al bloqueo de la conducción de los impulsos por uno de los fascículos de la rama izquierda del haz de His, siendo entonces el hemibloqueo anterior el bloqueo del fascículo anterosuperior. Presenta el eje del QRS generalmente entre  $-30^\circ$  y  $-70^\circ$ .

**Bloqueo bifascicular (7.8).** Corresponde a un bloqueo de rama derecha asociado a un hemibloqueo anterior o posterior. Si se asocia a un hemibloqueo anterior presentará en el ECG un eje izquierdo y la morfología del QRS del bloqueo de rama derecha. Si el bloqueo de rama derecha es asociado al hemibloqueo posterior, el bloqueo se presenta con un eje desviado a la derecha.

### 1.3.4 Código 8 Minnesota

El código 8 clasifica las anomalías relativas al ritmo del corazón (Prineas y otros, 1982). La función del nodo sinusal y la conducción a través del corazón pueden ser afectadas por daños en el músculo cardíaco, desórdenes en el metabolismo, o el efecto de drogas. En general estas arritmias están determinadas por la presencia de latidos inusuales, intervalos RR irregulares, o ritmos rápidos o lentos.

**Contracción prematura supraventricular (8.1.1).** Denominada también extrasístole supraventricular. Refleja la actividad eléctrica fuera del ritmo de base del paciente. Puede producirse en el nodo sinusal, en la aurícula, en el tejido de unión y en el haz de His. Presentan una onda P adelantada, que tiene un intervalo de acoplamiento bastante fijo y una morfología generalmente distinta a la de la onda P sinusal.

**Contracción prematura ventricular (8.1.2).** Denominada también como extrasístole ventricular. El foco ectópico que la genera puede estar en cualquier lugar del sistema de conducción de ambos ventrículos, con un QRS muy ancho (mayor que 0.12 s), que se produce entre las ondas T y la P siguiente. Son complejos QRS adelantados que se originan en los ventrículos y cuya morfología es diferente de la del QRS de base.

**Bigeminismo ventricular (8.1.2.1).** El término bigeminismo se usa para definir latidos agrupados de dos en dos. El bigeminismo ventricular agrupa un latido normal y una extrasístole ventricular.

**Trigeminismo ventricular (8.1.2.2).** El término trigeminismo es usado para latidos agrupados de tres en tres, agrupando dos latidos normales consecutivos y una extrasístole ventricular.

**Código 8.1.3. SVPB - VPB (8.1.3).** Código asignado a aquellos registros donde se presentan latidos de extrasístole ventricular y supraventricular, no necesariamente en la misma derivación.

**Fusión (8.1.3.1).** El complejo de fusión ventricular tiene una morfología intermedia entre el impulso sinusal y el ectópico. El complejo de fusión no es prematuro o lo es mínimamente, porque para que exista fusión se necesita que coincidan en el tiempo el impulso sinusal y el ectópico.

**Marcapaso auricular errático (8.1.4).** Aunque el nodo AV no tiene células automáticas y por lo tanto no puede producir despolarizaciones ectópicas, los marcapasos que están en el tejido de unión, o sea alrededor

del nodo, se les llama marcapasos AV o del área de unión. Por tanto los latidos ectópicos generados presentan variaciones en la forma de la onda P, inclusive su ausencia, con un complejo QRS de morfología normal.

**Código 8.1.5. (8.1.5).** El código 8.1.5 es una combinación de la contracción prematura ventricular (8.1.2), y el marcapasos auricular errático (8.1.4).

**Fibrilación ventricular (8.2.1).** Se presenta una caótica despolarización ventricular. La línea basal es completamente irregular, no son claras las formas de las ondas, y su frecuencia suele estar entre 300 y 500 ppm. La fibrilación ventricular se caracteriza por contracciones parciales, desincronizadas de los ventrículos, sin que conlleve una actividad mecánica eficaz del corazón.

**Asístole ventricular (8.2.1.1).** Corresponde al paro cardíaco, se suspende toda actividad y su electrocardiograma es el trazado de una línea plana.

**Ritmo ventricular persistente (8.2.2).** Todos los latidos se caracterizan por contracciones prematuras ventriculares (extrasístoles ventriculares), con la ausencia de la onda P y un complejo QRS mayor de 0.12 s.

**Taquicardia ventricular intermitente (8.2.3).** Con un ritmo normal sinusal se intercalan episodios de contracción prematura ventricular (tres o más latidos) a un ritmo auricular mayor de 100 pulsaciones por minuto.

**Taquicardia ventricular (8.2.3.1).** Se engloban dentro del término de taquicardia ventricular todos los ritmo rápidos (tres o más complejos) originados por debajo de la bifurcación del haz de His, exceptuando el flutter (aleteo) y la fibrilación ventriculares. Tienen un QRS mayor de 0.12 s, que nace en las redes de Purkinje o en el miocardio banal ventricular.

**Parasístole ventricular (8.2.4).** Los impulsos parasistólicos se deben a un foco ectópico ventricular que está protegido de ser despolarizado por los impulsos del marcapasos del ritmo de base, el cual generalmente es sinusal. Se presenta un latido unifocal de palpitación prematura ventricular, con una diferencia entre intervalos cortos y largos del RR superior a 0.12 s.

**Fibrilación auricular (8.3.1).** Se trata de una fluctuación irregular de la línea basal. La respuesta ventricular es irregular y la morfología de algunos complejos QRS es extraña. Es una taquiarritmia que se produce por el disparo a altas frecuencias de varios focos auriculares simultáneamente, o por reentrada desordenada siguiendo las vías

internodales. Esto da una frecuencia auricular entre 350 y 700 pulsaciones por minuto, hemodinámicamente ineficaz; fisiológicamente el nodo AV es refractario a más de 200 impulsos por minuto, por tanto se tiene una respuesta ventricular entre 80 y 180 latidos por minuto muchas veces en forma irregular.

**Flutter auricular (8.3.2).** Existe un fino temblor basal, pero es visible el patrón de “dientes de sierra” de la despolarización auricular, visible claramente en las derivaciones II, III,  $V_1$  ó  $V_2$ . El flutter (conocido también como aleteo) suele tener un ritmo de 300 ppm, aproximadamente. No todos los impulsos son conducidos a los ventrículos. Frecuentemente se conduce una proporción fija de latidos, dando lugar a una respuesta ventricular regular de 100 o 150 ppm (índice de conducción 2:1 y 3:1, respectivamente).

**Fibrilación auricular intermitente (8.3.3).** Los disparos a altas frecuencias de varios focos auriculares se producen de forma intermitente, permitiendo que existan momentos donde la conducción se desarrolla completamente normal. Con un ritmo ventricular irregular se presentan en forma consecutiva tres o más latidos normales.

**Flutter auricular intermitente (8.3.4).** Presenta la patología del flutter auricular (8.3.2) en forma intermitente.

**Ritmo supraventricular persistente (8.4.1).** La descripción de esta patología está dada por complejos QRS normales (duración menor de 0.12 s), un ritmo ventricular regular, onda P ausente o de diferente forma, y un intervalo PR menor de 0.12 s.

**Taquicardia supraventricular intermitente (8.4.2).** Presenta alternadamente episodios de contracción prematura supraventricular (tres o más latidos consecutivos) con una conducción normal, y un ritmo auricular mayor de 100 pulsaciones por minuto.

**Parada sinoauricular (8.5.1).** Presenta un bloqueo completo de un latido, ausencia de las ondas P, QRS y T con un ritmo ventricular regular, y un intervalo RR dos veces mayor que el normal, incluyendo el latido ausente, considerado como una pausa.

**Bloqueo sinoauricular (8.5.2).** Consiste en un bloqueo, a nivel del tejido perinodal, de un impulso sinusal. Es causado por un fallo periódico de la propagación del impulso sinusal a través de las aurículas. Es una situación análoga al bloqueo parcial AV pero ocurriendo a nivel del nodo

sinusal. Su patología está caracterizada por un bloqueo completo de un latido (parada sinoauricular, ausencia de P, QRS y T) con un intervalo RR múltiplo del RR normal, y un progresivo acortamiento del intervalo PP.

**Disociación AV con marcapaso ventricular sin captura de latido (8.6.1).** Se habla de disociación AV cuando la actividad eléctrica auricular es independiente de la actividad ventricular. La disociación AV es completa cuando el estímulo sinusal no puede atravesar la unión AV. El complejo QRS está ensanchado (mayor de 0.12 s), y el ritmo ventricular es superior a 60 pulsaciones por minuto.

**Disociación AV con marcapaso ventricular y captura de latido (8.6.2).** Igual que en la patología anterior (disociación AV con marcapaso ventricular sin captura de latido) la disociación presenta la actividad eléctrica auricular y ventricular independientes. La disociación AV se debe a bloqueo cuando, como consecuencia de que la unión AV tiene un período refractario muy alargado, casi todos los estímulos quedan detenidos en la unión, y algún estímulo consigue atravesarla. Es por tanto incompleta ya que este latido tiene una anchura menor de 0.12 s.

**Disociación AV con marcapaso auricular sin captura de latido (8.6.3).** La disociación presenta una actividad eléctrica auricular y ventricular independientes. Los intervalos PP son mayores que los intervalos RR, y todos los complejos QRS son menores de 0.12 s, excluyendo el del latido no capturado (que es mayor de 0.12 s). El ritmo ventricular es superior a 60 pulsaciones por minuto.

**Disociación AV con marcapaso auricular y captura de latido (8.6.4).** Al igual que los códigos anteriores, la disociación presenta la actividad eléctrica auricular y ventricular independientes. Como en la patología anterior (disociación AV con marcapaso auricular y sin captura de latido), los intervalos PP son mayores que los intervalos RR, el ritmo ventricular es mayor de 60 pulsaciones por minuto, pero en cambio todos los complejos QRS tienen una duración inferior a 0.12 s, incluyendo el latido capturado.

**Taquicardia sinusal (8.7).** Es una arritmia común que puede ser consecuencia de una simpaticotonía o bien de una insuficiencia cardíaca. Con una secuencia de latidos normales se tiene un ritmo auricular mayor o igual a 100 ppm. Normalmente se mide en la derivación I.

**Bradycardia sinusal (8.8).** La cadencia de la descarga sinusal es menor de lo normal. Se considera ligera si está entre 50 y 60 pulsaciones por minuto,

moderada entre 40 y 50 por minuto y severa si es de menos de 40 por minuto. Está marcada por la vagotonía.

## 1.4 Bases de datos

A continuación se presentan las bases de datos MIT-BIH y CSE utilizadas en el desarrollo y la validación del sistema automático presentado en esta tesis.

### 1.4.1 MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE

La base de datos de Arritmias "MIT-BIH" fué desarrollada en el Massachusetts Institute of Technology. Esta base de datos está compuesta por señales ECG de Holter, grabadas en forma digital en un disco compacto CD-ROM.

Las señales ECG incluidas en la base de datos de Arritmias MIT-BIH están tomadas de más de 4000 registros de Holter obtenidos en el Laboratorio de Arritmias del Beth Israel Hospital entre los años 1975 y 1979. Aproximadamente el 60% de esos registros fueron obtenidos de pacientes internos. La base de datos contiene 23 registros (numerados desde el 100 hasta el 124 inclusive, con algún número vacío) tomados aleatoriamente de la serie de registros obtenidos, y 25 registros (numerados desde el 200 hasta el 234 inclusive, con algunos números vacíos) seleccionados de la misma serie pero incluyendo algún fenómeno clínico importante. Cada uno de los 48 registros tiene una duración de 30 minutos.

El primer grupo de señales es considerado como un ejemplo representativo de variaciones de la forma de onda, que deben ser captadas por un detector de arritmias de uso clínico. El segundo grupo incluye complejos ventriculares, arritmias supraventriculares, y deficiencias de la conducción. Varios de estos registros han sido seleccionados porque las características del ritmo, la variación de la morfología del complejo QRS, o la calidad de la señal pueden presentar dificultades en los detectores de arritmias.

Las personas tratadas son: 25 hombres de entre 32 y 89 años, y 22 mujeres de entre 23 y 89 años. (Los registros 201 y 202 pertenecen a la misma persona).

Por cada registro se tienen dos derivaciones. En muchos casos, el canal superior corresponde a la derivación II modificada (MLII), obtenida colocando los electrodos en el pecho. El canal inferior usualmente corresponde a la derivación  $V_1$  modificada (ocasionalmente corresponde a la derivación  $V_2$  o

$V_5$ ), y al igual que la primera señal los electrodos se colocan en el pecho. Esta configuración es comúnmente usada por el Laboratorio de Arritmias BIH.

La frecuencia de muestreo de las señales es de 360 Hz. Estas señales están anotadas latido a latido, de manera que cada latido y cada arritmia está clasificada por cardiólogos especialistas en este campo. Todas las señales y anotaciones están grabadas en formato binario.

### 1.4.2 CSE MULTILEAD ATLAS

Esta base de datos fue creada dentro del marco de un proyecto europeo<sup>5</sup>, con el objetivo de estandarizar los criterios y evaluar el análisis del funcionamiento de sistemas automáticos de procesado de señales electrocardiográficas.

La base de datos CSE MULTILEAD ATLAS está elaborada dentro de la "*Common Standards for Quantitative Electrocardiography, CSE DATA BASES*", y formado por un conjunto de registros electrocardiográficos multiderivacionales, digitalizados y almacenados directamente en un disco compacto CD-ROM.

La base de datos CSE MULTILEAD ATLAS fue creada para evaluar el funcionamiento de programas automáticos de procesado de señales ECG. Con este propósito se escogió una serie de 250 señales con morfologías características de diversas anomalías clínicas. De estas señales la mitad se incluyeron en la base de datos, y la otra mitad quedaron de propiedad del equipo investigador para hacer posteriores tests.

Hay programas de procesado automático que para tratar las señales ECG construyen, a partir de un cierto número de latidos del registro, un latido medio sobre el cual realizan las medidas de los puntos significativos. Esta base de datos contiene, por cada registro original, un registro artificial compuesto por la concatenación de latidos iguales al escogido. La base de datos está compuesta por 125 señales originales y 125 señales artificiales construidas a partir de los registros originales correspondientes.

Las señales son de 10 s de duración, muestreadas a 500 Hz. Cada valor muestreado ocupa una longitud de 2 bytes, de forma tal que cada derivación ocupa una memoria de 10.000 bytes, y el registro multiderivacional de cada paciente ocupa 150.000 bytes.

---

<sup>5</sup>Common Standards for Quantitative Electrocardiography Action Project II.1.1.2, del cuarto programa sectorial en el campo de la investigación en Medicina y Salud Pública(86/549/EEC).

Por cada paciente se dispone de los siguientes archivos:

1. Un archivo de 153.000 bytes que contiene el registro original. En los primeros 3.000 bytes se encuentra la identificación del paciente, en formato ASCII, y en los 150.000 bytes restantes se encuentra el registro de las 15 derivaciones originales, en formato binario.
2. Un archivo que contiene el registro artificial, con la misma estructura que el descrito anteriormente.

La identificación del paciente permite conocer su edad, el sexo, si está medicado, considerando tres opciones:

(000): ninguna medicación

(009): digital<sup>6</sup>

(999): otros medicamentos o desconocido

Igualmente está incluida la identificación de la grabación que permite conocer la fecha en que se efectuó el registro, el lugar donde se realizó, los grupos de electrodos utilizados:

(1): X, Y, Z

(4): I, II, III,  $aV_R$ ,  $aV_L$ ,  $aV_F$ ,  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ ,  $V_5$ ,  $V_6$

(5): I, II, III,  $aV_R$ ,  $aV_L$ ,  $aV_F$ ,  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ ,  $V_5$ ,  $V_6$ , X, Y, Z

y la simultaneidad de ellos:

(3) ... de tres en tres (por grupos)

(6) ... de seis en seis: I ...  $aV_F$ ,  $V_1$  ...  $V_6$

(9) ... 9 electrodos: I, II, III, +  $V_1$  ...  $V_6$

(0) ... 8 electrodos: I, II, +  $V_1$  ...  $V_6$

(1) ... 15 electrodos simultáneos

Para acceder a la base de datos CD-ROM se debe utilizar el programa CSE.EXE, que tiene incorporado la misma base de datos. Este programa funciona con el sistema operativo MS-DOS, y permite efectuar el descryptado de las señales mediante la utilización de su correcto "password"<sup>7</sup>.

<sup>6</sup>Medicación utilizada en tratamientos para regular el corazón.

<sup>7</sup>Identificación para acceder correctamente a la información.



## 1.5 Contenido de la Tesis

La tesis está estructurada en ocho capítulos que abordan toda la temática relacionada con el diagnóstico de arritmias cardíacas partiendo del registro de la señal electrocardiográfica. El objetivo de esta tesis es el diseño y desarrollo de un sistema automático de ayuda al diagnóstico de arritmias cardíacas, SAYDAC, basado en el código Minnesota. La validación del sistema se ha realizado utilizando señales electrocardiográficas de las bases de datos MIT-BIH y CSE.

El sistema automático SAYDAC identifica un número superior de arritmias al de los equipos que existen actualmente en el mercado, como son: Wolff Parkinson White, conducción ventricular aberrante intermitente, bloqueo completo de rama izquierda y de rama derecha, bloqueos incompletos de rama izquierda o de rama derecha, fibrilación y fluter auriculares, parada sinoauricular, etc. Igualmente permite una descripción completa de la señal electrocardiográfica cuantitativa y cualitativamente.

En este *primer capítulo* se introducen los conceptos básicos de la señal electrocardiográfica como son el origen fisiológico de la señal, las características morfológicas, los sistemas de registro, y las derivaciones electrocardiográficas. Igualmente se presenta una breve descripción de las arritmias tratadas en el sistema automático de diagnóstico objeto de esta tesis, y una presentación de las bases de datos utilizadas a lo largo del trabajo.

En el *capítulo dos* se analizan los sistemas automáticos dedicados al diagnóstico clínico. Seguidamente se estudian con detalle los sistemas de diagnóstico de patologías cardíacas: aplicaciones en el campo de la modelización cualitativa y en el campo de las redes neuronales. Finalmente se analizan las principales características de los sistemas expertos, lenguajes y herramientas para su diseño.

En el *capítulo tres* se desarrolla la temática relacionada con el procesado de la señal ECG, incluyendo la etapa de adquisición, detección de los complejos QRS en la señal electrocardiográfica, análisis de los puntos significativos, y el tratamiento de las derivaciones del ECG. Se presenta la metodología desarrollada para la detección de las ondas F, que determinan el diagnóstico de la fibrilación y el fluter auriculares, presentado en el capítulo quinto. Se describe la adaptación e implementación del software utilizado para el procesado de la señal, y se presenta un ejemplo completo del procesado de una señal por cada una de las bases de datos (CSE y MIT-BIH).

En el *capítulo cuatro* se presenta el entorno de programación ART utilizado

para el desarrollo del software del sistema de diagnóstico automático de arritmias, SAYDAC. Se hace una descripción general del funcionamiento del entorno de programación, fundamental para la descripción adecuada del sistema desarrollado en el capítulo sexto.

El *capítulo quinto* está dedicado a la detección y validación de la fibrilación y el flutter auriculares. Este capítulo permite cuantificar el comportamiento de la línea de base para determinar su morfología. Se ha considerado importante el desarrollo de este capítulo para cumplimentar la detección de fibrilación o flutter auriculares en el ECG, dado que el código Minnesota presenta una descripción cualitativa de estas patologías.

El *capítulo seis* está dedicado a la codificación y estructuración del sistema automático de diagnóstico SAYDAC. La información inicial que recibe el sistema es la cuantificación de la señal electrocardiográfica, generada en el capítulo 3, de procesamiento de la señal ECG. Se desarrolla la caracterización del ECG que produce una descripción cualitativa de éste. Luego se aplican las reglas de decisión para obtener finalmente el diagnóstico del sistema SAYDAC. Este capítulo presenta una esquematización de las reglas elaboradas para cada uno de los diagnósticos considerados por el sistema. Finalmente se presenta un ejemplo de la ejecución del código, para el diagnóstico de dos pacientes, uno por cada base de datos.

El *capítulo siete* comprende la validación del sistema automático de diagnóstico SAYDAC. Para tal fin se han utilizado las bases de datos CSE y MIT-BIH, y se ha formado un equipo de médicos integrado por 3 cardiólogos especialistas en arritmias, 3 cardiólogos y un médico no cardiólogo. Este capítulo presenta la metodología desarrollada para la selección de registros, el formato de presentación de las señales a los médicos, y la metodología de validación. El análisis estadístico se ha desarrollado utilizando medidas de distancia y medidas de concordancia. Seguidamente se presentan los resultados obtenidos por los médicos y el sistema SAYDAC. Los resultados son analizados aplicando las medidas de distancia Euclidiana, City-block y Mahalanobis, y la medida de concordancia con el índice Kappa, entre los médicos y el sistema automático SAYDAC. Se incluyen así mismo unas señales como ejemplo, con sus respectivos diagnósticos.

Finalmente, el *capítulo ocho*, que contiene las conclusiones de este trabajo, está dividido en dos secciones: la primera resume las principales aportaciones realizadas, y la segunda presenta las extensiones futuras que se pueden generar a partir de este trabajo.



## Capítulo 2

# Sistemas automáticos de diagnóstico clínico

### 2.1 Introducción

Los sistemas que soportan el conocimiento médico (libros, revistas, etc), han crecido exponencialmente, por tanto a un médico le es difícil acceder a gran parte de la información, a causa de su extensión. Existe entonces la necesidad creciente de nuevos sistemas que continúen con la tarea de incrementar y mejorar el conocimiento médico y facilitar el acceso a éste cuando sea requerido.

Un sistema de ayuda a las decisiones médicas a nivel informático, es un programa diseñado para dar soporte a los profesionales de la salud en la toma de decisiones clínicas. En el diseño de estos sistemas son utilizadas diversas técnicas, desde las más sencillas (algoritmos de resolución de problemas específicos diseñados por clínicos y posteriormente codificados para trabajar con un ordenador), pasando por técnicas de modelización matemática, reconocimiento de patrones y especialmente estadística bayesiana, hasta llegar a una subdivisión de la ciencia informática denominada inteligencia artificial.

La automatización aplicada en el campo de la medicina permite estar siempre en busca de mayores y mejores herramientas en el ejercicio de ésta. A continuación, en este capítulo se presenta una breve descripción de la evolución de los sistemas de diagnóstico clínico a través del tiempo, se analiza la influencia de la informática en el campo de la medicina, incluyendo unas breves reseñas de algunos sistemas expertos dedicados al diagnóstico médico. Entrando más en la materia de esta tesis, se presentan descripciones de trabajos

desarrollados en el área del diagnóstico de cardiopatías. Finalmente, para una mejor comprensión del tema relacionado con sistemas expertos, se describen sus aspectos más importantes.

## 2.2 Antecedentes en sistemas de diagnóstico clínico

### 2.2.1 Introducción

El diagnóstico es la clave de una buena práctica médica, y por tanto el que éste sea preciso y correcto es primordial para elegir una terapia adecuada.

Una vez presentado el problema, el médico se plantea un número limitado de hipótesis a considerar (ocasionalmente las hipótesis generadas no son diagnósticos convencionales sino que pueden ser hipótesis de procedimiento). Este número limitado de hipótesis generadas está dado por la capacidad de la memoria de retener elementos complejos. Estudios formales (Elstein y otros, 1978; Barrows y otros, 1982) sugieren que cuando las hipótesis consideradas son diagnósticos, su número oscila entre 4 y 6. Al sobrepasar estos límites, existen diversas estrategias como la fragmentación de la documentación y la utilización de esquemas de representación sencillas para seleccionar los datos que parezcan más relevantes, es decir, agrupando los principales signos y síntomas en categorías de diagnóstico amplio.

Los médicos expertos generan un número menor de hipótesis que los no expertos, y el número máximo de hipótesis activas también es menor. Las hipótesis generadas surgen a partir de una combinación de datos. Para generar estas hipótesis Pople (1985) indica que el clínico, a partir de su experiencia, crea una red asociativa que le permite limitar el número de decisiones alternativas posibles fraccionando el espacio de investigación.

Al enfrentarse a problemas con un enfoque hipotético-deductivo, el médico elegirá un procedimiento para el diagnóstico que no se limita a seguir un esquema rígido y predefinido, un algoritmo. El factor que parece distinguir las capacidades de diagnóstico de los médicos con diferentes grados de experiencia no es tanto la diferencia del método empleado como la estructuración de su conocimiento. Este conocimiento o memoria se considera como una red de elementos de información sujeto a variaciones en función de los datos que circulan por dicha red. El médico experto genera hipótesis más específicas o efectivas, y tiene una mejor estructura del conocimiento general porque su

información es mejor y más útil que la del no experto (Campbell, 1987).

Los avances en el conocimiento del proceso del diagnóstico (Elstein, 1978) sobre la naturaleza psicológica del diagnóstico (Campbell y otros, 1979), y sobre los enfoques basados en estadística (De Dombal y otros, 1974) y en inteligencia artificial (Fox y Alvey, 1983; Szolovits, 1985; Szolovits y otros, 1988), han permitido a la ciencia del conocimiento explicar porqué muchos problemas de diagnóstico aparentemente triviales no lo son cuando se intentan desarrollar programas informáticos que solucionen estos problemas. Diferentes estudios sobre la actuación clínica (Johnson-Laird y Wason, 1977; Kahneman y otros, 1982), han demostrado que el hombre es frecuentemente ilógico e ineficaz a la hora de utilizar la información porque muchas veces ignora la evidencia, sobrevalora los datos irrelevantes y hace deducciones erróneas (Dawson y Arkes, 1987).

El conocimiento médico se construye sobre la habilidad de percibir, la capacidad de recibir y la capacidad de razonar. La habilidad de percibir se adquiere con el ejercicio clínico. La capacidad de razonar, con el estudio. Ambas se complementan, pero el conocimiento médico será correcto sólo si la toma de datos clínicos es adecuada.

### **2.2.2 La informática en la medicina**

La ciencia médica ha sobrepasado la capacidad humana para absorber todo el conocimiento que precisa la práctica de la medicina. Son demasiadas pruebas, demasiados fármacos y demasiados detalles a recordar.

La informática médica aplica la tecnología de los ordenadores a la adquisición, almacenamiento, procesado y suministro de la información médica. Los avances de la informática han implicado una importante modificación en los planteamientos de la investigación médica. La posibilidad de acceder, mediante la informática, a técnicas y análisis estadísticos ha facilitado la popularización de métodos de investigación clínica.

La aplicación, desde principios de los años 70, de las técnicas de inteligencia artificial en el campo de las ciencias médicas, ha conducido a la creación de los sistemas expertos médicos que son herramientas informáticas diseñadas para modelizar el conocimiento de los expertos en un determinado campo.

Con la expansión del conocimiento médico se ha hecho más difícil que el médico esté al corriente de la medicina fuera de un estrecho campo en una determinada especialidad. Al mismo tiempo muchas veces las opiniones de los

expertos no se pueden conseguir cuando se necesitan. Por ello a finales de los años 60 y comienzos de los 70, se intentaron desarrollar programas informáticos que pudieran ser utilizados como consultores (Schwartz, 1970; Lusted, 1968; Jacques, 1972).

A principio de los años 70 parecía claro que herramientas convencionales como el teorema de Bayes no podían tratar los problemas clínicos más complejos (Gorry, 1973). En efecto, los métodos probabilísticos asumen que el conjunto de enfermedades a considerar son mutuamente excluyentes y que cada dato clínico sucede independientemente de los otros. En teoría estos problemas se pueden evitar con una base de datos de probabilidades que controle todas las posibles interacciones (Pearl, 1986). Pero la conservación y mantenimiento de estas enormes bases de datos es una tarea casi imposible. Además, los programas basados en técnicas estadísticas ignoran la causa de la enfermedad, y por tanto no pueden suministrar al médico el proceso de razonamiento ni cómo se ha llegado a las conclusiones del diagnóstico.

Diferentes investigadores comenzaron a estudiar el razonamiento del médico experto para obtener esquemas detallados de la naturaleza básica de la resolución de los problemas clínicos (Elstein y otros, 1978; Pauker y otros, 1976). Los resultados de estos estudios han conformado las bases para modelos informáticos de los fenómenos conocidos, y estos modelos se han utilizado posteriormente en la construcción de programas que usan las técnicas de inteligencia artificial.

La inteligencia artificial en sus inicios se definió como un intento de construir sistemas inteligentes que pudiesen reproducir algunos aspectos de la inteligencia humana: razonar, transformar información en deducciones y posibles acciones, aprender, incorporar nuevas experiencias y datos, comunicar, etc. Se trata de la representación simbólica del conocimiento y de su utilización en la resolución de problemas. Un sistema experto es un programa que usando las técnicas de la inteligencia artificial, codifica simbólicamente los conceptos aportados por los expertos en un área, generando una herramienta informática que permite su utilización sin el conocimiento del experto.

Los sistemas expertos pueden limitar rápidamente el número de posibilidades de diagnóstico, pueden utilizar de manera efectiva razonamiento fisiopatológico y crear modelos específicos. Además pueden explicar claramente sus decisiones.

El desarrollo de los sistemas expertos es muy lento dada la gran cantidad de información a almacenar para estructurar la base de conocimiento, el grado de certeza considerado para cada diagnóstico y los criterios utilizados para

determinar la enfermedad.

### 2.2.3 Sistemas de diagnóstico médico

Los objetivos generales de un sistema experto, bajo el punto de vista médico, son (Fernández y Montero, 1986):

- Poner el conocimiento del médico especialista al alcance del médico general e incluso, del personal sanitario no médico.
- Ser una herramienta de trabajo para el médico especialista.

Algunos de los sistemas de diagnóstico médico basados en sistemas expertos son los siguientes :

**ANGY.** Asistencia médica en el diagnóstico de vasos coronarios estrechos, para la identificación y su aislamiento en angiogramas. Desarrollado en la University of Pennsylvania.

**ANNA.** Asistencia médica en la administración de digital a pacientes con problemas cardíacos, tales como arritmias o perturbaciones cardíacas. Desarrollado en el MIT.

**ATTENDING.** Sistema utilizado para la instrucción médica de estudiantes en anestesiología analizando los planes de manejo de la anestesia. El sistema presenta a los estudiantes situaciones hipotéticas de pacientes que van a ser operados, y analiza el plan diseñado por los estudiantes. Desarrollado en la Yale University School of Medicine.

**BABY.** Es una ayuda clínica para la monitorización de pacientes recién nacidos en la unidad de cuidados intensivos. Contiene la experiencia de médicos especialistas en neonatología para la interpretación de datos clínicos y demográficos. Desarrollado en la University of Illinois, Champaign-Urbana.

**CENTAUR.** Asistencia médica para el diagnóstico de la función pulmonar. El sistema usa las medidas del gas en los pulmones y el ritmo del flujo a través de estos para determinar la presencia de alguna enfermedad pulmonar. Desarrollado en la Stanford University.

**CLOT.** Asistencia médica para la evaluación de desórdenes evidentes en el sistema de coagulación de la sangre. Desarrollado en la Stanford University.



**DIAGNOSER.** Ayuda médica para identificar enfermedades congénitas del corazón, específicamente las anomalías cardíacas relativas a la conexión total venosa pulmonar. Desarrollado en la University of Minnesota.

**DIGITALIS ADVISOR.** Ayuda médica para recomendar la apropiada terapia de digital en pacientes con problemas cardíacos. Desarrollado en el MIT.

**DRUG INTERACTION CRITIC.** Ayuda médica para decidir cómo administrar medicamentos en presencia de otros medicamentos. Desarrollado en el Virginia Polytechnic Institute. State University.

**EEG ANALYSIS SYSTEM.** Analiza electroencefalogramas (EEG) registrados en pacientes renales. El sistema de análisis del EEG se realiza directamente en el equipo de adquisición del EEG, usando el método de la transformada de Fourier. Desarrollado en la Vanderbilt University.

**GALEN.** Diagnostica casos de problemas congénitos en el corazón de los niños. Desarrollado en la University of Minnesota.

**GUIDON.** Es un instructor de estudiantes en la selección de terapias para pacientes en hospitales con infecciones bacteriales. Desarrollado en la Stanford University.

**HEART IMAGE INTERPRETER.** Ayuda médica para la interpretación de la conducta motriz del corazón. Desarrollado en la University of Erlangen.

**MECS-AI.** Ayuda médica para realizar el diagnóstico y sugerir tratamiento en problemas cardiovasculares y de tiroides. Desarrollado en la University of Tokyo Hospital. (MEDical Consultation System-by means of Artificial Intelligence).

**MI.** Ayuda médica para diagnosticar infartos de miocardio a través del análisis de la actividad enzimática del corazón. Desarrollado en la Rutgers University. (Myocardial Infarction system).

**MODIS.** Ayuda médica para diagnosticar varias formas de hipertensión arterial. Desarrollado en Tbilisi, Georgian SSR. (Machine-Oriented Diagnostic Interactive System).

**MYCIN.** Asistencia médica en la selección de tratamientos antimicrobiales para pacientes de hospitales con bacteriemia, meningitis y cistitis infecciosa. El sistema identifica la causa de la infección y recomienda

un tratamiento de acuerdo con los procedimientos seguidos por la experiencia médica en el tratamiento de enfermedades infecciosas. Desarrollado en la Stanford University.

**NEOMYCIN.** Ayuda médica para el diagnóstico y tratamiento de pacientes con meningitis y enfermedades similares. El sistema incluye la experiencia del MYCIN. Desarrollado en la Stanford University.

**ONCOCIN.** Asistencia médica en el tratamiento de pacientes con cancer. Desarrollado en la Stanford University.

**PNEUMON-IA.** Evaluación de la etiología de neumonías adquiridas en la comunidad, a partir de datos clínicos, radiológicos y de laboratorio, obtenidos al inicio de la enfermedad. Desarrollado en la Universitat Autònoma de Barcelona - Institut Municipal d'Investigació Mèdica.

**RENOIR.** Ayuda al diagnóstico de las más importantes y frecuentes enfermedades reumáticas, tales como colagenosis y artropatías inflamatorias. Desarrollado en la Universitat Autònoma de Barcelona - Institut Municipal d'Investigació Mèdica.

**SPE.** Distingue entre varias causas de condiciones de inflamación en pacientes (por ejemplo, cirrosis del hígado, mielomas) por reconocimiento de formas mediante densitometría. Desarrollado en la Rutgers University. (Serum Protein Electrophoresis diagnostic program).

**VM.** Diagnostica y sugiere terapias para pacientes postquirúrgicos en la unidad de cuidados intensivos. El sistema identifica posibles condiciones de alarma, reconoce datos falsos, caracteriza el estado del paciente y sugiere terapias. Desarrollado en la Stanford University y validado en el Pacific Center y en el Stanford University Medical Center. (Ventilator Manager).

## **2.3 Sistemas de diagnóstico automático de patologías cardíacas**

### **2.3.1 Introducción**

Diferentes trabajos se han presentado en la literatura, en relación con el tratamiento de las arritmias cardíacas y sistemas de diagnóstico automático. Un grupo del MIT-BIH ha trabajado en los problemas de aspectos terapéuticos

(Long y otros, 1983; Novick, 1987; Long y otros, 1992) y en el razonamiento relacionado con la taquicardia ventricular (Russ, 1983). En la Universidad de Ljubljana (Bratko y otros, 1989) han desarrollado el modelo cualitativo KARDIO del sistema de conducción eléctrica cardíaca. Otra aproximación ha sido desarrollada en la Universidad de Toronto (Shibahara, 1985) para el reconocimiento del mecanismo de generación de las arritmias basado en un modelo fisiológico causal, analizando cada complejo QRS, con problemas en términos de eficiencia.

Diferentes desarrollos en el campo de las arritmias están enfocados al análisis de los registros Holter (Guarino y otros, 1988), limitado en el número de patologías que pueden ser identificadas. El análisis del ritmo y el manejo clínico de las arritmias incluye dos módulos, uno con la valoración de las arritmias de acuerdo con el ritmo del corazón y fragmentos de ECG clasificados por monitores comerciales, y otro módulo que tiene como entrada la valoración de las arritmias del módulo anterior y los datos clínicos y de laboratorio de una base de datos externa. Otros trabajos de sistemas automáticos de diagnóstico en cardiología (Cervesato y otros, 1992; Chow y otros, 1992; Georgeson y Warner, 1992; Porenta y otros, 1992) están orientados a identificar un número muy reducido de patologías como taquicardias, latidos ectópicos, etc.

Un trabajo relacionado con la interpretación electrocardiográfica, en el campo del diagnóstico, es el presentado por Rautaharju y otros (1990), en el que se presenta una metodología para la interpretación del ECG a través del programa Dalhousie que consta de dos partes: DALECG para las mediciones de los registros del ECG, y NOVACODE para la clasificación de estos registros.

Kardioplan (Porenta y otros, 1992) es un sistema diseñado para asistir al personal médico en temas administrativos, como el manejo de la base de datos, la generación de informes, el archivo de imágenes, las decisiones médicas tomadas y los análisis científicos. La implementación de este sistema demuestra que la tecnología puede solucionar problemas de manejo de información médica en un gran departamento de cardiología.

Duman y otros (1992) presentan un sistema para la monitorización del ritmo cardíaco y perturbaciones en la conducción, KAURI, que permite diagnosticar 8 tipos de perturbaciones del ritmo y 4 tipos de perturbaciones en la conducción, emite alarmas por problemas de asístole, bradicardia y taquicardia, predice y previene el desarrollo de perturbaciones agudas, y puede seguir los efectos farmacológicos.

ERASMUS (Electrocardiogram Rhythm Analysis System Meant for Use by Specialists)(Braaksma y otros, 1988) es un prototipo diseñado e implementado

de un sistema de consulta basado en conocimiento para la interpretación de arritmias complejas. ERASMUS se presenta como una herramienta clínica para el análisis del ritmo ECG. Los registros de entrada son muestreados a 250 Hz, y contienen las marcas de los inicios y finales de las ondas P y los complejos QRS. Primeramente se compara la entrada con una librería de patrones de conducción basados en diagramas de Lewis. Luego se muestra el ECG con las correspondientes marcas en el diagrama. El segundo paso consiste en comparar los diagramas que contienen la información de los intervalos originales con la base de conocimientos que contiene las reglas para la interpretación del ritmo con sus correspondientes factores de certeza. Finalmente el sistema indica las reglas en las cuales se ha basado el diagnóstico.

Siregar y otros (1995) presentan CARDIOLAB que consiste en un sistema teórico compuesto de modelos computacionales, de diferentes tamaños y basado en diferentes formalismos, dedicado a la cardiología. Uno de los fines del sistema es asistir a investigadores médicos y farmacólogos para un mejor entendimiento de desórdenes del ritmo cardíaco y eventos de isquemia. El primer elemento del sistema está compuesto por un simulador cardíaco conceptual en el campo conocido como medicina cualitativa. El simulador genera descripciones detalladas, con diferentes niveles de abstracción, de los eventos eléctricos cardíacos a partir de unas condiciones iniciales. El sistema maneja cuatro aspectos de la simulación del ECG: simulación de los sistemas de conducción del corazón, simulación de la actividad del músculo cardíaco, simulación del vectocardiograma, y generación de múltiples niveles de descripciones cualitativas a partir de la simulación.

Fredric y Soowhan (1996) han diseñado un sistema basado en lógica difusa que permite clasificar arritmias cardíacas mediante el análisis de los complejos QRS del electrocardiograma. Permite analizar dos condiciones: latidos normales y latidos con contracción prematura ventricular en la señal ECG, basado en una arquitectura de redes neuronales.

Así mismo se encuentran otros tantos trabajos en la literatura que describen diferentes aspectos parciales relativos al tratamiento de las señales electrocardiográficas para diagnóstico de patologías, predicción, análisis, etc.

A continuación se analizan con mayor detalle tres aportaciones importantes realizadas hasta la fecha en el diagnóstico de cardiopatías.

### **2.3.2 Un modelo cualitativo para el diagnóstico de arritmias cardíacas**

En el tratamiento de la información en forma cualitativa, destaca el trabajo realizado por Bratko y otros (1989), que presenta el desarrollo de un sistema experto, llamado KARDIO, para el diagnóstico de ECG con arritmias cardíacas. Las técnicas desarrolladas se basan en la descripción del corazón mediante un modelo cualitativo de la actividad eléctrica del mismo.

Para la descripción del modelo de la actividad eléctrica del corazón, representado en términos cualitativos, se definen las arritmias cardíacas y su relación con el ECG desde el punto de vista médico, y se genera un lenguaje para la descripción de éstas. Luego se describen todas las componentes del modelo: la red de la estructura eléctrica del corazón, la relación entre las arritmias y los desórdenes del corazón, las restricciones posibles de los estados del corazón, y finalmente las reglas globales y locales para obtener el diagnóstico.

En cuanto a las arritmias tratadas se describe la fisiología de la actividad eléctrica del corazón y su influencia sobre la señal ECG. Se define un lenguaje para la descripción cualitativa del ECG y un diccionario de arritmias cardíacas. El diagnóstico combinado presentado por el sistema experto está definido por la combinación de arritmias cardíacas simples. Se habla de una arritmia combinada cuando se presentan simultáneamente diferentes anomalías en la actividad eléctrica del corazón.

El modelo del corazón se representa como una red eléctrica compuesta de: generadores de impulsos, caminos de conducción del impulso y los elementos que reciben los impulsos. Las reglas en el modelo se definen como axiomas expresados con cálculos de predicado de primer orden. Cada combinación de arritmias define un estado del corazón que se añade a los axiomas como hipótesis. Las hipótesis se verifican usando las reglas de inferencias. El modelo del corazón se ejecuta con todas las combinaciones matemáticamente posibles de las arritmias cardíacas simples. La mayoría de las combinaciones son eliminadas por las restricciones de los estados del corazón. El siguiente paso es la reducción de la base de arritmias del ECG que es generada. El método de reducción necesita hacer transformaciones en la base de conocimientos conservando la equivalencia del conocimiento comprimido con la base de conocimientos original.

Las arritmias combinadas y las descripciones del ECG se pueden representar como vectores de atributos de valores. Una arritmia combinada es una

combinación de arritmias simples (Lavrac y otros, 1985).

En la base de arritmias del ECG se tiene una regla para cada arritmia combinada. La correspondiente descripción del ECG puede ser una unión de varios ECG. Puede ser posible que se use la disgregación interna para obtener representaciones más compactas de varios registros de ECG. La base de arritmias de ECG reducida consiste en unas cuantas reglas que describen múltiples arritmias de acuerdo con el análisis de numerosos registros de ECG.

Cada descripción representa la selección de un desorden del corazón en términos de características del ECG, independiente de los estados de las otras componentes del corazón. El procedimiento de aprendizaje se repite para todas las componentes del corazón, generando descripciones simples de arritmias en términos de las características del ECG.

El análisis del sistema KARDIO, hecho por varios cardiólogos, presenta los siguientes resultados: la base de conocimiento cubre el 90-95 % de pacientes en una población que sufre problemas de arritmias cardíacas. En un grupo selecto de pacientes (casos especialmente difíciles diagnosticados por un especialista en cardiología) KARDIO diagnosticó correctamente el 75 % de los casos.

En cuanto a las conclusiones más críticas del sistema, se tienen:

- El contenido del conocimiento presta una asistencia correcta, pero algunos especialistas comentan la posibilidad de no encontrar la interpretación de una característica particular en el lenguaje de descripción del ECG, y problemas con las variaciones en la terminología médica.
- El lenguaje de descripción del ECG puede presentar problemas en cuanto a la terminología para la implementación de otras versiones del modelo del corazón.
- El nivel de detalle del modelo del corazón puede ser el correcto para unos casos, y ser demasiado detallado para otros en los que son pocos los casos a analizar.
- Se pueden introducir cambios en el lenguaje de descripción y en el nivel de detalle del modelo.

En relación con la aplicación clínica de KARDIO, los cardiólogos encuentran como una significativa limitación que el sistema acepte como entrada una descripción simbólica del ECG en vez de la señal real del ECG. El usuario tiene que transformar la forma de onda del paciente a su correspondiente descripción simbólica. Esto puede generar situaciones erróneas.

### 2.3.3 Programa de análisis Dalhousie. DALECG - NOVACODE

El programa de análisis Dalhousie ECG (DALECG) (Rautaharju y otros, 1990) está diseñado para las necesidades de estudios epidemiológicos, estudios de la salud y pruebas clínicas que pueden adaptarse a cualquier combinación de derivaciones de ECG y longitud de registro. El programa DALECG es una colección de programas acoplados para combinar varias técnicas y herramientas en el procesado y análisis de registros ECG. Está diseñado para varias aplicaciones combinadas: análisis de las 12 derivaciones estándares, las derivaciones de Frank, mapas de potenciales de la superficie del cuerpo, y otro tipo de señales cardíacas como magnetocardiogramas e intervalos de tiempos sistólicos y diastólicos derivados del sonido del corazón y registros de las pulsaciones, simultáneamente con el ECG.

Quizás la mayor característica del diseño del programa DALECG es el alto grado de parametrización que permite la adaptación del proceso de cualquier número de derivaciones del registro, simultánea o secuencialmente, con varias combinaciones de longitud de registro (en tiempo). El programa consta de dos partes: una parte que comprende las medidas del ECG (DALECG), y otra parte para la clasificación del ECG con el programa NOVACODE. Algunas aplicaciones requieren únicamente la parte de medidas, mientras que otras utilizan ambas partes.

#### 2.3.3.1 Programa de medidas DALECG

El programa para las mediciones del ECG, DALECG, trabaja con los promedios seleccionados de la media de los ciclos P-QRS-T que resultan de una serie de derivaciones registradas simultáneamente.

Los pasos desarrollados son:

- Un barrido rápido de la señal inicial para identificar los complejos QRS.
- Cada complejo QRS detectado es asignado a una familia de latidos. El primer latido encontrado es patrón de la familia 1 a partir del cual se acumulan los latidos siguientes.
- Cada siguiente latido es comparado con los patrones de las familias existentes añadiéndolo a una de éstas o creando una nueva familia.

- Después de que todos los latidos detectados son asignados a familias, es elegida una de éstas para representarlas en el análisis detallado. Estos acumuladores de familias son los usados para producir el promediado del ciclo por cada derivación presentada.
- Se determinan una serie de inicios y finales globales para las ondas P, QRS, T y U.

### 2.3.3.2 Programa NOVACODE. Procedimientos de clasificación del ECG

El programa de clasificación de ECG, Novacode, incluye una nueva versión del código Minnesota, complementada para algunas clasificaciones de esquemas de ECG nuevas. El software relaciona el código Minnesota tradicional, utilizado para la clasificación visual con nuevos criterios y más potentes para dicha clasificación. El programa de clasificación NOVACODE fué diseñado para el uso de pruebas clínicas y estudios de salud basados en la codificación del ECG y en los cambios de los registros, presentados durante un período de observación.

La versión del NOVACODE difiere del código Minnesota en la medición del ECG latido a latido de complejos individuales, y la evaluación independiente de los patrones de forma de onda en derivaciones individuales del registro ECG. La clasificación del NOVACODE está diseñada para medidas simultáneas de todas las derivaciones y el uso de complejos ECG representativos, derivados de su promediado.

Una de las deficiencias fundamentales presentadas en la electrocardiografía es la falta de adecuados estándares normales. Esta deficiencia se presenta en prácticamente todas las medidas de amplitud y duración críticas del ECG, entre las que se puede diferenciar radicalmente las diferencias de raza y los grupos de sexo con sus rangos de edad. Varias de estas diferencias son dadas por la influencia de las diferencias antropométricas, como por ejemplo, la relación entre el tamaño del pecho y el tamaño del corazón y los cambios de éstos con los años.

El programa NOVACODE incluye un fichero de estándares normales estratificados por edad y sexo, para poblaciones de personas adultas blancas, negras e hispánicas, y población pediátrica norteamericana. Un programa CIIS (Cardiac Infarction/Injury Score) para la clasificación de esquemas relacionados con el infarto de miocardio se usa también en el programa NOVACODE.

El programa Dalhousie está más enfocado a estudios epidemiológicos,



y pruebas clínicas que imponen ciertos requerimientos especiales de las aplicaciones clínicas. Uno de los requerimientos en el análisis de ECG en estudios epidemiológicos es el alto grado de precisión, estabilidad y repetibilidad de las medidas. La detección de relaciones diferenciales entre la edad, los efectos de medicamentos cardioactivos y los efectos de intervenciones en pruebas preventivas requieren precisión en las medidas de duración de las ondas y los intervalos del ECG, lo cual es difícil alcanzar con procedimientos estándares de medidas visuales y clasificaciones del ECG.

La estructura del NOVACODE no soporta todas las arritmias presentadas en el sistema automático SAYDAC diseñado en la presente tesis, en particular aquellas que necesitan un buen reconocimiento de la onda P. Este sistema, aunque basado en el código Minnesota, no soporta los códigos 6.1, 6.2 (bloqueo completo y de segundo grado, Mobitz tipo II y Wenckebach), y el código 8. De acuerdo con la forma en que NOVACODE efectúa las mediciones sobre el ECG, éste sistema está más orientado a estudios globales, no siendo adecuada su utilización en aquellos casos en los que se necesita un análisis puntual de latidos aislados.

### 2.3.4 Redes neuronales en el diagnóstico de cardiopatías

Una red neuronal está compuesta básicamente por dos partes: las neuronas y sus conexiones. Una conexión transporta información unidireccionalmente desde una neurona a otra. Las técnicas de redes neuronales también tienen su aplicación en el campo de la electrocardiografía. Han sido aplicadas en diferentes campos específicos de diagnóstico de cardiopatías (Mejía, 1994):

- Detección de isquemia en una derivación electrocardiográfica.
- Diagnóstico precoz de infartos.
- Detección de latidos ectópicos ventriculares.
- Clasificación de segmentos ST-T electrocardiográficos.
- Clasificación de ECG, mediante redes neuronales tipo *back-propagation*, y considerando las siguientes clases:
  - Normal.
  - Hipertrofia ventricular izquierda.
  - Hipertrofia ventricular derecha.

- Hipertrofia biventricular.
- Infarto anterior de miocardio.
- Infarto inferior de miocardio.
- Infarto de miocardio combinado.

Otros trabajos están enfocados hacia algoritmos de compresión de datos de electrocardiogramas para registros digitales de Holter utilizando las redes neuronales (Iwata y otros, 1990), desarrollado utilizando el sistema *back-propagation* para el aprendizaje del algoritmo. Los estudios realizados muestran que una red completamente conectada es más sensitiva en la clasificación de datos que un modelo de la red. La técnica de *back-propagation* es capaz de reconocer pequeñas diferencias entre tejido de miocardio normal y patológico.

El diagnóstico de la oclusión coronaria aguda también ha sido tratada a través de redes neuronales, en el análisis de los datos para la toma de decisiones (Baxt, 1990). En un estudio realizado retrospectivamente con 356 pacientes que no presentaron infarto agudo de miocardio y 120 que si lo presentaron, el trabajo desarrollado obtuvo un diagnóstico correcto del 92% para los pacientes con infarto de miocardio, y el 96% de los que no lo presentaron.

## 2.4 Sistemas expertos

Un sistema experto es una aplicación informática diseñada para alcanzar una decisión o ayudar al hombre a alcanzarla, y solucionar problemas que de otra forma exigen una amplia pericia humana. Se simula el proceso de razonamiento humano mediante aplicación específica de conocimientos y de inferencias. Los sistemas expertos utilizan el conocimiento de expertos para resolver los problemas de un dominio dado. Se dicen que son sistemas “basados en conocimiento” por usar el conocimiento del dominio, además del conocimiento general de resolución de problemas.

Un sistema experto debe poder efectuar las siguientes funciones (Verdaguer, 1989):

1. Resolver problemas difíciles tan bien o mejor que el experto humano.
2. Razonar heurísticamente, utilizando reglas que los expertos humanos consideren eficaces.

3. Interactuar eficazmente y en lenguaje natural con el usuario.
4. Manipular descripciones simbólicas y razonar sobre ellas.
5. Poder funcionar con datos erróneos y reglas imprecisas.
6. Contemplar simultáneamente diversas hipótesis alternativas.
7. Explicar porque plantea sus preguntas.
8. Justificar sus conclusiones.

Los problemas que los sistemas expertos resuelven se pueden agrupar en tres categorías.

El primer nivel incluye la lógica de la decisión compleja. La operativa de los sistemas basados en conocimiento consiste en codificar las normas generales de un procedimiento en forma de condiciones bajo las que se pueden aplicar. Los sistemas expertos son un marco adecuado para la aplicación de normas ya existentes a casos específicos.

El segundo nivel de problemas incluye la aplicación de juicios para alcanzar una decisión. Este tipo de problemas no se resuelve con normas generales ya establecidas, pues existe una componente inherente al juicio en su resolución. Las decisiones tienen una componente que no se puede formular mediante normas generales. No se pueden tener todas las posibles combinaciones de situaciones susceptibles a aparecer, por tanto algunas partes de la decisión se analizan sobre la marcha.

El nivel más complejo de problemas comprende además de juicios la formulación creativa y el análisis de alternativas en la toma de decisiones. A este nivel se crean las alternativas y luego se evalúan por su adecuación al problema.

Un sistema experto ideal comprende:

- Amplio conocimiento específico en el campo de interés.
- Aplicación de técnicas de búsqueda.
- Soporte para el análisis heurístico.
- Habilidad para inferir nuevos conocimientos a partir del existente.
- Procesado de símbolos.

- Capacidad para aplicar su propio razonamiento.

Una característica fundamental de los sistemas expertos consiste en separar claramente los conocimientos de los procedimientos, diferenciándose dos módulos: la base de conocimiento y el motor de inferencia. Esta separación es esencial porque permite adquirir y modificar los conocimientos del sistema de forma flexible y explicar los razonamientos y las conclusiones. La figura 2.1 presenta el esquema de la estructura básica de un sistema experto.

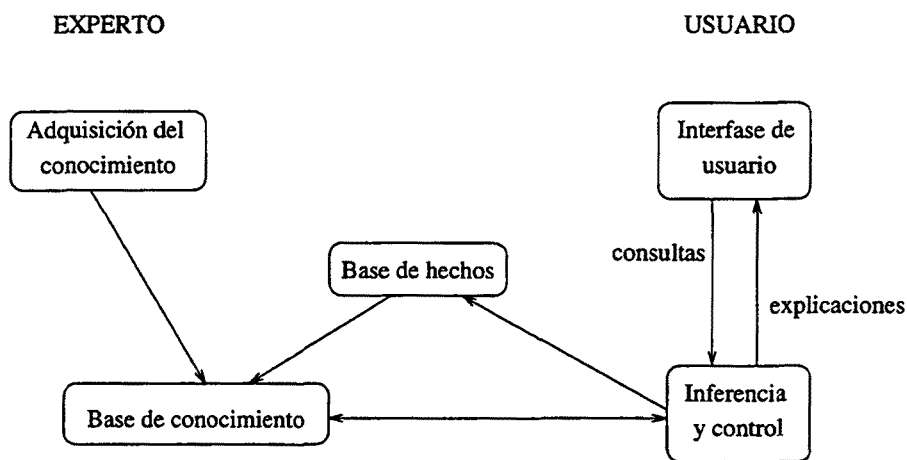


Figura 2.1: Estructuras básicas de un sistema experto.

Los sistemas expertos además de las representaciones del dominio, tienen representaciones de su estructura interna y funcionamiento, por tanto tienen alguna forma de autoconocimiento que permite explicar cómo se resuelven los problemas.

En la organización general de un sistema basado en el conocimiento debe considerarse principalmente la base de conocimiento, el motor de inferencia y la interfase de usuario, que se analizan a continuación.

### 2.4.1 Base de conocimiento

La estructura general de la base de conocimiento está dada por:

- **Conocimiento declarativo o descriptivo**

- Conocimiento del dominio
- Objetos y relaciones
- Definiciones de vocabulario
- Hechos: disyuntivos y/o inciertos
- Situaciones típicas: estáticas y dinámicas de descripciones de comportamiento
- Suposiciones
- Hipótesis
- Restricciones
- Taxonomías

- **Conocimiento operativo o de acción**

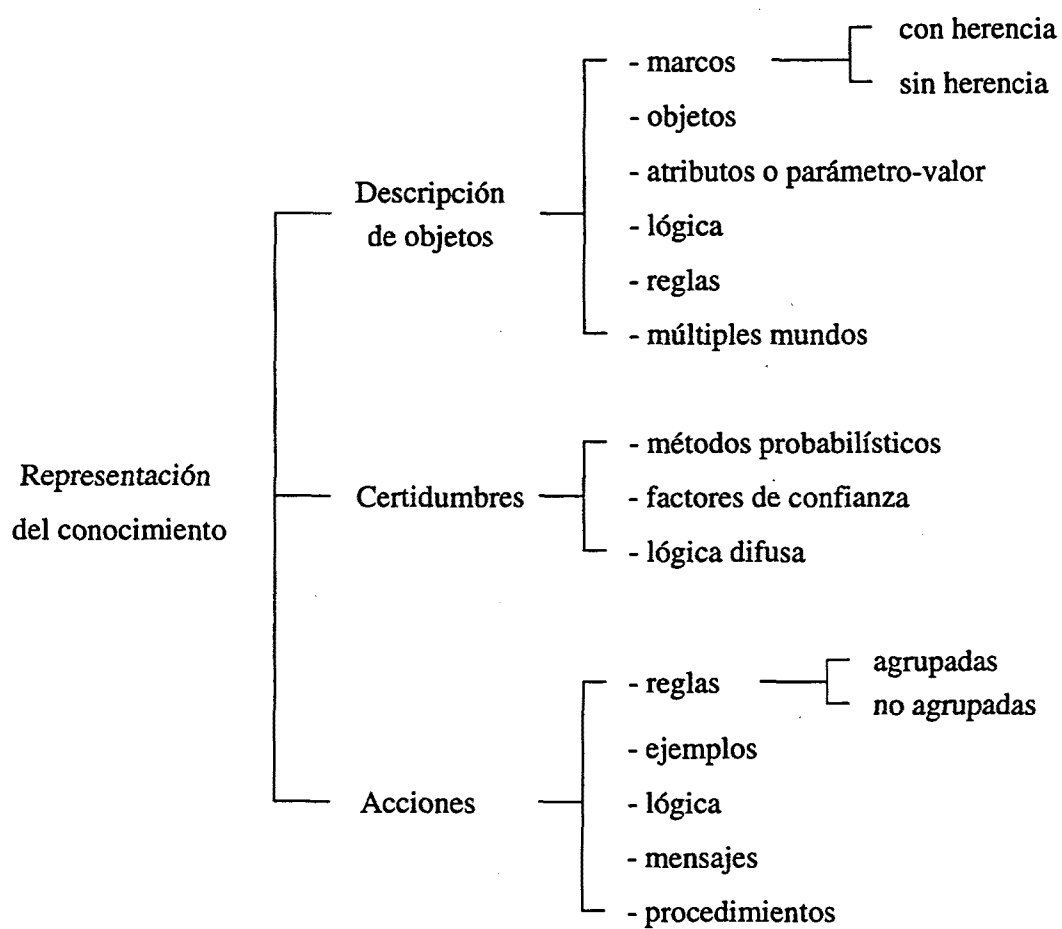
- Procesos
- Reglas, agrupadas o no
- Heurística
- Ejemplos

- **Metaconocimiento**

- Semántica situacional
- Razonamiento de sentido común
- Metarreglas
- Aprendizaje

#### 2.4.1.1 Representación del conocimiento

La adquisición del conocimiento declarativo o descriptivo, primer paso para formar la base de conocimiento, debe estar correctamente representado dado que es la base del manejo del conocimiento en un sistema experto. En la figura 2.2 se muestran diferentes métodos de representación del conocimiento.

Figura 2.2: *Diferentes métodos de representación del conocimiento.*

**Objetos:** Contienen la representación, descripción y clases de objetos.

**Certidumbres:** Donde se considera el núcleo de la capacidad de aprendizaje.

**Acciones:** Una parte del conocimiento son hechos sobre los objetos.

En cuanto a las técnicas desarrolladas existen dos grandes grupos: declarativas y procedurales, que no son excluyentes. Cuando los hechos son independientes y cambiantes, el procedimiento declarativo es más fácil de comprender por expertos y usuarios. Las representaciones procedurales son más eficientes y fáciles de mantener, y es el método normalmente preferido por el ingeniero de conocimiento.

En resumen, los sistemas declarativos enfatizan el “qué”. Como ejemplo de estos sistemas están el cálculo de predicados y las redes semánticas. El énfasis de las técnicas procedurales está en la forma de realizar las acciones, el “cómo”. Entre estos sistemas están los basados en reglas. Existen otros de carácter mixto, como son los marcos y guiones.

#### a.- Cálculo de predicados

Tiene gran poder expresivo. Un ejemplo de su representación es:

Suponiendo que se quiere representar

“Pepe da un lápiz a María”

“Pepe es amigo de María”

Los hechos se representan por medio de predicados:

|                         |                 |
|-------------------------|-----------------|
| da (Pepe, María, lápiz) | persona (Pepe)  |
| amigo (Pepe, María)     | persona (María) |
|                         | objeto (lápiz)  |

Estos modelos son compatibles con los modelos de bases de datos relacionales. Tiene como ventaja su modularidad y su fácil modificabilidad. Como inconvenientes cabe destacar que no se prestan con facilidad a representar heurísticas determinadas o sucesos imprecisos.

#### b.- Redes semánticas

Permiten representar el “universo” en forma de grafos dirigidos, cuyos nodos y arcos pueden estar etiquetados. Los nodos representan los objetos y los arcos las relaciones entre los mismos.

Según el ejemplo anterior, la figura 2.3 representa los sucesos mediante redes semánticas.

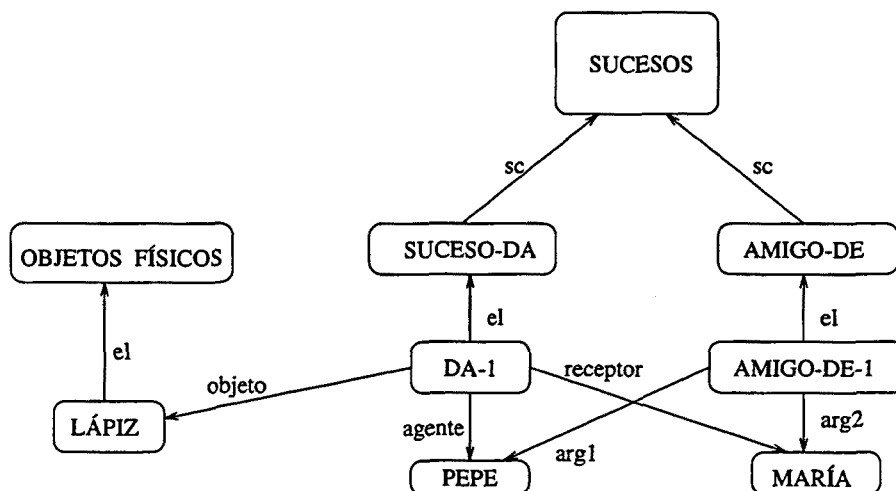


Figura 2.3: Red semántica. *sc*: Superconjunto o suceso global, *el*: elemento de, *arg*: argumento.

El etiquetado de los arcos permite conservar la semántica de las relaciones. Aunque podrían utilizarse el tipo de relaciones que sea necesario para una completa representación del problema, se puede llegar a una gran ineficiencia si el número es muy elevado. Por tanto se debe elegir un número restringido. Entre las más usadas se tienen las asociadas con procesos de:

- **Generalización:** “es-un (a)” pone en relación una entidad con otra más general.
- **Agregación:** “parte-de” relaciona un objeto con sus componentes.
- **Clasificación:** “miembro-de” relaciona un objeto con su tipo genérico.

#### c.- Reglas

Esta forma de representación es el prototipo de las técnicas de representación de tipo procedural.



Los sistemas basados en reglas pertenecen a una clase más general de sistemas denominados “sistemas de inferencia dirigidos por patrones”.

Las componentes básicas de un sistema basado en reglas son:

- **Bases de hechos:** Contiene datos sobre el entorno y programa.
- **Base de reglas:** Conjunto de reglas que relacionan los datos.
- **Motor de inferencia:** Es el encargado del control, de encadenar los ciclos de trabajo y de definir el comportamiento del sistema.

La expresión de una regla de producción es: si **A** entonces **B**,  
y de forma más genérica

si < **CONDICIÓN** > entonces < **CONCLUSIÓN O ACCIÓN** >

Las reglas representan las convicciones del experto, que pueden ser aproximativas. El grado de aproximación está expresado asociando a cada regla un factor de certeza que refleja el mayor o menor grado de confianza que el experto asocia a cada aseveración.

Las ventajas de esta forma de representación son su modularidad, lo que permite añadir, suprimir o modificarlas, así como la uniformidad, toda la información está codificada en forma de reglas. El mayor inconveniente es la dificultad para seguir el flujo de control en la resolución de un problema.

#### d.- Marcos

Son sistemas mixtos de representación del conocimiento. Cada marco lleva asociados distintos tipos de información, parte de la cual está relacionada en cómo utilizar el marco y la otra parte con lo que se espera que suceda a continuación.

Los niveles altos del marco representan cuestiones que son verdaderas siempre. Los niveles menores tienen muchos campos para rellenar mediante instancias específicas o con datos. Algunos campos del marco pueden ser asignados por defecto, es decir, datos cuya representación no está específicamente justificada por la situación.

Algunos campos se utilizan para establecer jerarquías de propiedad entre marcos, permitiendo el trasvase de información de los marcos más altos en jerarquía a los más bajos. Cuando la relación estereotipada refleja secuencias de marcos o acciones a tomar en un contexto particular, la estructura se denomina guión.

### 2.4.1.2 Heurística

Por heurística, enmarcada dentro del conocimiento operativo o de acción, se entiende cualquier criterio, método o principio que sirve para decidir cuál es el camino mejor a seguir para alcanzar la meta. Son el resultado de un compromiso entre la aplicación de criterios sencillos y una buena discriminación de entre todas las posibles elecciones. La heurística debe ser simple e intuitiva, que pueda ser entendida por el usuario. La heurística es por tanto una técnica que mejora la eficiencia del proceso de búsqueda.

Existen heurísticas de propósito general, útiles en una amplia gama de dominios. También son posibles heurísticas de propósito específico que utilizan el conocimiento en un dominio concreto para resolver problemas particulares.

### 2.4.1.3 Metaconocimiento

En el metaconocimiento cabe destacar principalmente tres aspectos específicos.

#### a.- Razonamiento de sentido común

Muchos problemas de orden práctico son de este tipo. Por razonamiento se entiende un proceso que implica el uso de conocimiento que permite hacer inferencias, planes y predicciones y finalmente obtener conocimiento adicional. Si este razonamiento se aplica a lo cotidiano y de dominio común, se llama sentido común.

#### b.- Metarreglas

Son reglas que poseen en sí un conocimiento de más alto nivel que el resto del conocimiento, y que incluso son clasificatorias del mismo, pueden originar la ejecución de grupos completos de reglas con un nivel más específico de conocimiento. Las metarreglas pueden llevar sus conclusiones a reglas sueltas, grupos de reglas, sistemas de marcos o redes.

#### c.- Aprendizaje

Se debe disponer de técnicas capaces de incorporar nuevo conocimiento e incluso deducirlo del ya existente y no expresado antes de forma explícita. Estas técnicas o mecanismos si están presentes se encuentran en la base de conocimientos.

En conclusión, la base de conocimientos es la que engloba todo el conocimiento disponible del problema en estudio.

## 2.4.2 Motor de inferencia

En la estructura general del motor de inferencia se consideran los siguientes aspectos:

- Encadenamiento adelante - atrás
- Unificación, equiparación
- Propagación de restricciones
- Gestión de prioridades
- Agenda
- Pizarra
- Razonamiento hipotético
- Lógica
- Introducción
- Demonios
- Meta-control
- Gestión de incertidumbre
- Cálculos matemáticos
- etc.

El motor de inferencia tiene por misión el control de la activación de los conocimientos. Se trata de una forma de razonar, un modelo de razonamiento. El motor de inferencia consta de dos partes, una relativa al razonamiento, y otra al control.

### 2.4.2.1 Razonamiento

#### a.- Razonamiento estructural

En un sistema basado en reglas existen dos categorías basadas en la síntesis de las reglas y su estructura de control:

- **Sistemas con encadenamiento hacia adelante** o de razonamiento deductivo, en los que cuando el antecedente es verdad, el consecuente se procesa y las acciones asociadas se ejecutan.
- **Sistemas con encadenamiento hacia atrás**, en los que se reemplaza la meta o submeta actual (parte derecha de la regla) por el conjunto de condiciones que están a la izquierda de dicha regla.

En ambos sistemas la estrategia de control tiene dos fases:

### 1.- Fase de decisión o selección de la regla a aplicar

Efectuada en tres etapas:

- a.- **Restricción.** Intenta reducir al máximo el número de reglas que han de aplicarse.
- b.- **Equiparación.** Se selecciona la base de reglas para seleccionar el subconjunto de reglas posibles a dispararse. En el encadenamiento hacia adelante se comparan las partes izquierdas de las reglas con la memoria de trabajo, y se eligen las que son equivalentes. En el encadenamiento hacia atrás, se eligen aquellas reglas en las que su parte derecha corresponde con la meta o submeta actual.  
Al conjunto de las reglas candidatas se le denomina “conjunto conflicto”.
- c.- **Resolución de conflictos.** Del conjunto seleccionado en la equiparación se determina cuál de ellas ha de ser efectivamente disparada. Existen diversos enfoques que van desde la de mayor prioridad indicada por el programador, hasta ser una cualquiera, o ninguna. Otra forma sería la exploración de todas en un seudoparalelismo aplicable en ordenadores paralelos.

### 2.- Fase de acción o deducción

En esta fase el motor de inferencia controla la ejecución de la regla seleccionada. Con el encadenamiento hacia adelante, se introducen nuevos datos en la base y/ó se suprimen o modifican otros. Con el encadenamiento hacia atrás la ejecución de la regla consiste en introducir en la base, como submeta, las condiciones o partes izquierdas de la regla.

El ciclo se repite hasta que la meta se añade a la base de hechos (en encadenamiento hacia atrás), y en ambos casos cuando no puede dispararse ninguna regla.

- a.- Encadenamiento hacia adelante. - En la equiparación se determina qué reglas tienen en su parte izquierda todo o parte de la base de hechos y se disparan.
- b.- Encadenamiento hacia atrás. - Este tipo de razonamiento tiene lugar a partir de una meta predefinida e introduce submetas equivalentes.

El encadenamiento hacia atrás es una forma de razonar muy típica del diagnóstico y en general de todos los problemas que buscan la justificación de un fenómeno o meta en función de ideas, conceptos o hechos más simples, disponibles en la base de hechos.

#### **b.- Razonamiento con incertidumbre**

En el razonamiento habitual, se comparan aseveraciones que expresan un grado de certidumbre sobre las mismas. Términos como “casi nunca”, “siempre”, “muchas veces”, etc. acompañan a la expresión o conocimiento de un objeto y determinan cuál es la opción elegida.

Existen varios métodos de expresión de la incertidumbre y de propagación de ésta, según el modo de razonamiento seguido. En un sistema basado en reglas son muy utilizados los llamados “factores de certeza” del sistema experto. Estos factores de certeza son un número que acompaña a cada regla y los clasifica con prioridades para su aplicación. Por ejemplo, los factores de certeza se encuentran en un intervalo  $[-1, +1]$  con un significado aproximado que se representa en la figura 2.4.

Los sistemas de gestión de incertidumbre forman parte del motor de inferencia, ayudan a resolver parte del razonamiento cuando existen hechos inciertos en la base de hechos.

Los factores de certeza son un método más de los existentes, como lo son también el probabilístico o inferencia bayesiana, la teoría de la evidencia, y la lógica difusa o borrosa.

#### **2.4.2.2 Control**

Además de los mecanismos más importantes de razonamiento descritos anteriormente, y que forman parte del motor de inferencia, existen otros que son puramente de control. Por tanto además del conocimiento declarativo y procedural, se debe tener descrito el conocimiento de control.

Entre las diferentes formas existentes cabe considerar:

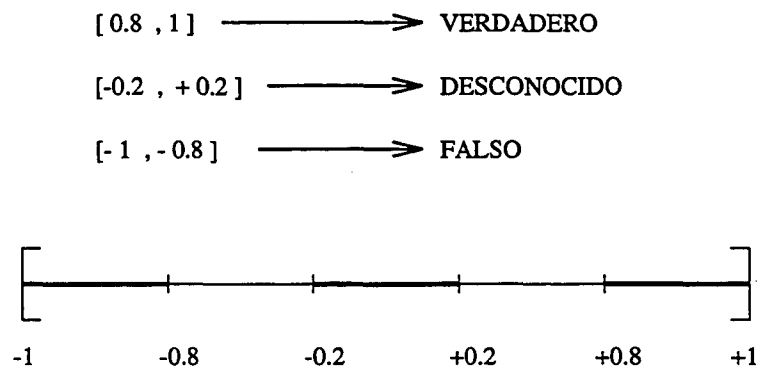


Figura 2.4: Rangos de conocimiento expresados por los factores de certeza.

#### a.- Meta-control ó metarreglas de control

Reflejan un nivel superior del conocimiento, y determinan las reglas del nivel objeto que se deben aplicar en ciertas situaciones.

La sintaxis es igual que la de las reglas de producción. La metarregla es por tanto una indicación de cómo razonar en una situación dada.

#### b.- Agenda

Una *agenda* es una lista de las tareas que un sistema puede realizar. Cada tarea tiene asociada normalmente una lista de las razones que conducen a proponerla, y una medida o coeficiente de la utilidad de realizarla. En conclusión, un sistema controlado mediante agenda opera seleccionando la tarea más interesante de la agenda y ejecutándola.

#### c.- Pizarra

Es un mecanismo de organización y control de componentes individuales de conocimiento, denominados fuentes de conocimiento. Es una forma de utilizar la interrelación de distintos tipos de conocimiento en un sistema único.

### 2.4.3 Interfase de usuario

La figura 2.5 presenta la estructura general de una interfase de comunicación.

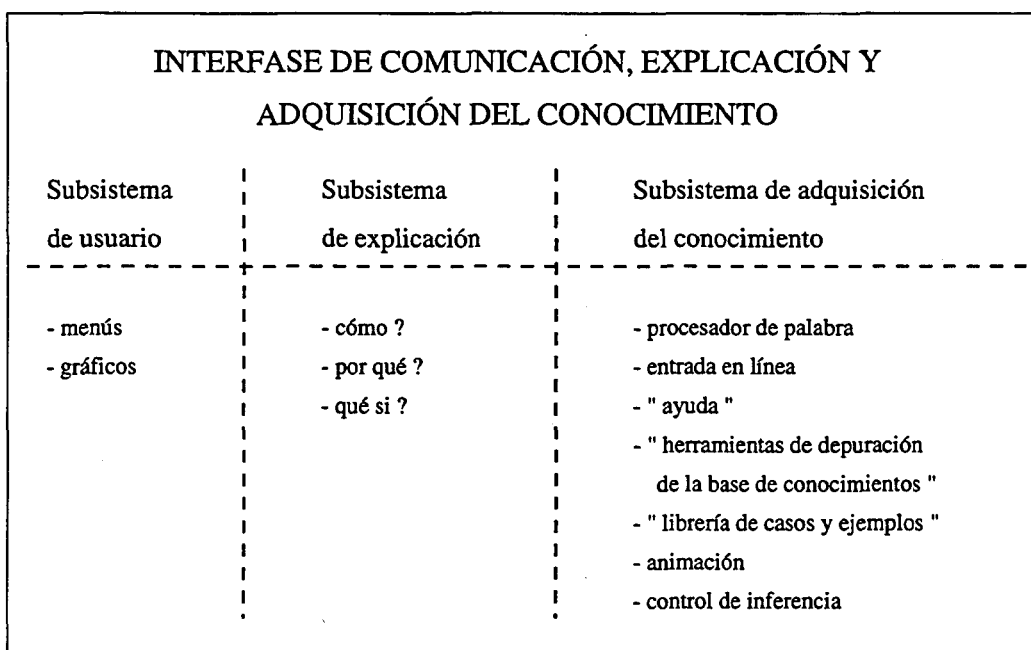


Figura 2.5: Estructura general del interfase de comunicación.

Es el tercer componente principal de un sistema basado en conocimiento. Una interfase amigable consta de tres partes:

- Subsistema usuario. Es la parte de menús y gráficos que ayudan y orientan al usuario en la utilización del sistema.
- Subsistema de explicación. El sistema debe poder razonar una conclusión. Debe poder responder el

¿Por qué?

¿Cómo?

¿Qué ...si ...?

- Subsistema de adquisición del conocimiento. Esta etapa conlleva la posibilidad de incorporar nuevo conocimiento a la base de conocimientos, de forma directa o mediante ejemplos, donde es importante la capacidad de aprendizaje del propio sistema.

## 2.5 Lenguajes y herramientas

### 2.5.1 Lenguajes

Dos son los lenguajes más conocidos y utilizados en la elaboración de sistemas basados en conocimiento.

El PROLOG es un lenguaje idóneo para la programación lógica y creado para tal fin.

El LISP es un lenguaje (el de mayor utilización en Inteligencia Artificial) para el tratamiento de listas y que permite representar las estructuras jerárquicas como son los árboles y otros, con gran facilidad. LISP es la abreviatura de "List Processing".

### 2.5.2 Herramientas

Una herramienta es un sistema basado en la utilización de software y/o hardware determinados para representar y resolver problemas específicos.

Según la capacidad de resolver determinados problemas, unas herramientas son más versátiles o potentes que otras. La herramienta debe elegirse por su adecuación al problema.

## 2.6 Capacidad de los sistemas expertos

Dependiendo de la aplicación, un sistema experto puede realizar funciones de interpretación, predicción, diagnóstico, diseño, planificación, monitorización, debugging, reparación, instrucción y control. A continuación se describen brevemente diez tipos de proyectos que pueden ser desarrollados por sistemas expertos, correspondientes a cada una de las aplicaciones citadas anteriormente (Hayes-Roth y otros, 1983).



- **Interpretación.** Un sistema de interpretación describe una situación basada en la interpretación de los datos de entrada. Por ejemplo, el programa DENDRAL se utiliza para interpretar la resonancia magnética nuclear y los datos de masa espectrográfica de un componente químico desconocido (Buchanan y Feigenbaum, 1978). Otra aplicación potencial incluye el análisis inteligente y la vigilancia.
- **Predicción.** Una aplicación típica de predicción es un sistema experto para la predicción del tiempo. Si un meteorólogo puede describir exactamente cómo él realiza una predicción del tiempo, un sistema experto puede aprender a aplicar las mismas reglas para hacer la misma predicción. Una potencial aplicación militar sería predecir las tácticas posibles del enemigo de acuerdo con su capacidad.
- **Diagnóstico.** Un sistema experto diseñado para diagnóstico local o identificar mal funcionamiento en sistemas electrónicos, biológicos u otros. Por ejemplo, dos de los más famosos sistemas expertos son CADUCEUS y MYCIN, ambos hacen diagnósticos médicos (Szolovitz, 1981).
- **Diseño.** Uno de los famosos sistemas de diseño es el R1 (ahora llamado XCON) desarrollado por Carnegie-Mellon University y Digital Equipment Corporation (DEC), para ordenar tipos de tareas de sistemas VAX y configurar cada nuevo ordenador de tipo básico (McDermott, 1981).
- **Planificación.** La planificación requiere que el sistema experto explore las posibles acciones futuras a producirse en una serie de pasos seguidos para alcanzar la meta deseada. Son muchas las aplicaciones potenciales en el campo de la planificación, programación de vuelos, encontrar rutas y programación automática.
- **Monitorización.** En una aplicación de monitorización un sistema experto examina en tiempo real los datos de un sistema industrial complejo y vigila el desarrollo de malas funciones. Por ejemplo un sistema experto que monitoriza las actividades de una planta nuclear.
- **Debugging.** Un sistema experto puede ser usado como una ayuda interactiva para un ingeniero de diseño. Un sistema de *debugging* puede ensayar el diseño para determinar si cumple con el trabajo planeado. En caso contrario el sistema detecta el fallo y sugiere un cambio en el diseño para corregirlo.

- **Reparación.** Un sistema reparador combina las actividades de los sistemas de diagnóstico y de planificación, para crear y ejecutar planes para reparar fallos del sistema. Por ejemplo es posible desarrollar un sistema experto para el diagnóstico, y prescribir reparaciones de mal funcionamiento de motores de automóviles.
- **Instrucción.** Un sistema de instrucción hace de profesor de un estudiante, diagnosticando los errores de los problemas y sus soluciones. Para un estudiante en un área específica en la que tenga poco conocimiento de la misma, el sistema experto puede prescribir tareas a desarrollar o iniciar un aprendizaje en tiempo real para dar instrucciones.
- **Control.** Los sistemas de control están desarrollados para controles complejos, como son el control de tráfico aéreo, misiones de control, producción industrial. Por ejemplo, es teóricamente posible utilizar un sistema experto para coordinar la defensa de un grupo de ataque o el control de un submarino sumergido en ataque.

## 2.7 Conclusiones

El desarrollo de un sistema experto en medicina es lento y dificultoso, no sólo por la cantidad de conocimiento médico que tiene que almacenar y por su complejidad informática, sino también porque es necesario evaluar su rendimiento para comprobar sus objetivos.

Un sistema de ayuda a las decisiones médicas busca dar una solución a diversos problemas relacionados con la práctica asistencial. Dado el continuo crecimiento de la literatura médica, probablemente es imposible conocer toda la información disponible en cada momento. Igualmente, la práctica médica diaria implica la utilización, por parte del médico, de patrones conocidos, como la síntesis de información y la estimación subjetiva de probabilidades, sobre las cuales basa en parte sus decisiones.

Los sistemas expertos, por sus características, pueden conseguir mejorar la consistencia de las decisiones clínicas, dado que éstos siempre llegan a la misma conclusión con los mismos datos, evitan influencias no deseables de casos similares pero no idénticos, y reproducen los criterios utilizados en las decisiones. Igualmente pueden mejorar la validez de las conclusiones por la habilidad de integrar, de forma completa y sistemática, gran cantidad de información procedente de diferentes fuentes. También pueden ahorrar procedimientos diagnósticos complejos, mejorar la comprensión de

la estructura del conocimiento médico, y ayudar a la formación de médicos, mediante la comprensión del proceso racional de la toma de decisiones.

Algunos de los sistemas de diagnóstico automático de patologías cardíacas analizados en este capítulo parten de un patrón definido para el corazón. Así, el sistema KARDIO describe el comportamiento del corazón a través de un modelo cualitativo de su actividad eléctrica. El sistema NOVACODE parte de una representación del ECG a través del promediado de sus medidas, en busca de un estándar para sus comparaciones. Otro enfoque de los sistemas automáticos de diagnóstico de cardiopatías está basado en las técnicas de redes neuronales. Estos sistemas presentan una gran limitación dado que la información inicial (punto de partida para estos sistemas) no corresponde directamente a la señal electrocardiográfica.

El sistema automático de ayuda al diagnóstico de arritmias diseñado, SAYDAC, a diferencia de los sistemas anteriores, parte de la lectura del registro electrocardiográfico, permitiendo generar información cualitativa y cuantitativa de éste, para la ejecución de sus reglas.

Los campos de aplicación de los sistemas expertos en el área médica son muy variados y permiten tener diferentes niveles de utilización, tales como su aplicación directa con el paciente, diagnóstico directo a través del sistema de adquisición de señales y en tiempo real, la simulación de casos o situaciones que permitan su estudio, la utilización en la tarea de aprendizaje y formación de personas en un campo de conocimiento específico, la utilización para estudios poblacionales, y de tendencias y comportamientos de patologías, etc.

# Capítulo 3

## Procesado de la señal ECG

### 3.1 Introducción

La señal ECG que representa la actividad eléctrica del corazón, responde a unos patrones bien conocidos asociados con el funcionamiento fisiológico del corazón. Generalmente los patrones de la señal ECG se diferencian entre los de personas que tienen el corazón sano y los que padecen enfermedades cardíacas. Una vez la señal ECG es registrada, comienza la fase de procesado para obtener la información que se desea de ésta. La señal ECG presenta las siguientes características: es de tipo transitorio, está contaminada por ruido y vinculada temporalmente a un impulso, que es el que desencadena cada latido cardíaco. Las etapas más comunes de un sistema de procesado de señal ECG son (Webster, 1988):

1. Preprocesado, que incluye el filtrado de la señal, para atenuar el ruido, y la obtención de señales derivadas del ECG original (filtradas, derivadas, convolucionadas), que facilitan la interpretación del ECG.
2. Detección de los complejos QRS. Es el primer paso para reconocer en qué momento se ha producido cada latido y poder calcular el ritmo cardíaco. La razón para detectar el QRS y no otra onda es que presenta mayor relación señal/ruido (SNR).
3. Identificación de otras ondas presentes en el latido, así como también sus inicios y finales (puntos significativos).
4. Cálculo de otras variables derivadas de los puntos significativos, importantes para hacer el diagnóstico (segmentos, amplitudes, duraciones, in-

tervalos, ...).

5. Estudio de segmentos concretos del ECG, que permiten extraer información relativa a anomalías específicas.
6. Diagnóstico.

El procesado de la señal ECG podría, en muchos casos, hacerse manualmente sobre un registro de papel de la señal. Esta forma de medida tiene los inconvenientes derivados de la necesidad de dedicación humana, la lentitud y la práctica inviabilidad de tener seguimientos dinámicos del comportamiento del ECG durante largos períodos de tiempo. Por todo ello resulta obvia la utilidad de procedimientos automáticos de medida del ECG.

A continuación se describen las etapas de procesado de la señal ECG necesarias para el sistema de ayuda al diagnóstico automático de arritmias desarrollado (SAYDAC). Inicialmente se describe la forma de adquisición de la señal ECG. Seguidamente se considera el tema de la detección de complejos QRS en la señal electrocardiográfica, donde se tienen las etapas de diseño del detector, preprocesado de la señal, regla de decisión para determinar la existencia o no de los complejos, así como también una breve descripción de las señales intermedias utilizadas para tal fin. Una vez detectados los complejos QRS se procede a la detección de los puntos significativos que determinan las posiciones de las ondas P, Q, R, S y T, con sus inicios y finales. Posteriormente se presenta un método desarrollado para detectar las ondas F, que permite diagnosticar la fibrilación y el flutter auriculares en la señal ECG. Finalmente todo este proceso es aplicado tanto al tratamiento de registros Holter, como al tratamiento de registros multiderivacionales, siendo validado con las bases de datos MIT-BIH y CSE respectivamente.

## 3.2 Adquisición de la señal ECG

La adquisición de la señal es realizada mediante el electrocardiógrafo que registra una o más derivaciones simultáneamente, dependiendo del número de canales de registro de que disponga el aparato. Los registros se obtienen mediante la colocación de los electrodos en la superficie del cuerpo, de acuerdo con las 12 derivaciones estandares (plano frontal: *I*, *II*, *III*, *aV<sub>R</sub>*, *aV<sub>L</sub>* y *aV<sub>F</sub>*, y plano transversal: *V<sub>1</sub>*, *V<sub>2</sub>*, *V<sub>3</sub>*, *V<sub>4</sub>*, *V<sub>5</sub>*, *V<sub>6</sub>*). Las figuras 3.1 y 3.2 presentan respectivamente, ejemplos de la base de datos CSE, con un registro que contiene las 12 derivaciones estándares del electrocardiograma, y de la

base de datos del MIT-BIH con un registro tipo Holter que presenta la señal registrada en los canales 0 y 1, y que corresponden a las derivaciones *II* modificada y  $V_1$ .

*Paciente d-00011*

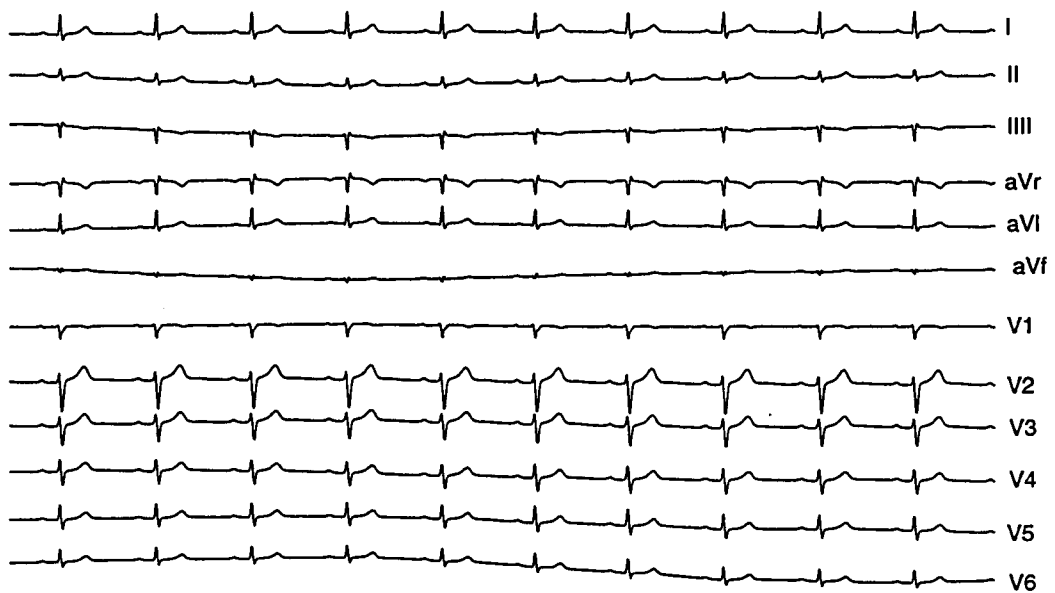


Figura 3.1: Registro de ECG multiderivacional. Derivaciones *I*, *II*, *III*,  $aV_R$ ,  $aV_L$ ,  $aV_F$ ,  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ ,  $V_5$ ,  $V_6$ . Base de datos CSE.

*Paciente g1-231*



Figura 3.2: Registro de ECG de la base de datos MIT-BIH. Canales 0 y 1.

### 3.3 Detección de complejos QRS

La detección de los complejos QRS es esencial en el análisis de la señal ECG. Estos complejos reflejan la actividad cardíaca, y aportan información directa, como es el ritmo cardíaco. Igualmente facilitan la realización de diversas mediciones sobre el registro de la señal una vez localizadas sus posiciones.

La detección de los complejos QRS presenta problemas (Thakor y otros, 1983; Pahlm y Sörnmo, 1984) debido a:

- La gran variabilidad de la morfología que puede presentar el complejo QRS, tanto entre diferentes individuos como en una misma persona a lo largo del tiempo.
- La presencia de ruido en el registro de la señal ECG, a consecuencia de: interferencias con la red eléctrica, movimientos relativos entre los electrodos y la piel, interferencias de radiofrecuencia de los equipos de cirugía, señales de origen biológico (como por ejemplo, la señal electromiográfica EMG causada por la actividad muscular), interferencias de los campos electromagnéticos, etc.
- La presencia de ondas P y T de gran amplitud que dificultan la localización de complejos QRS.

La bondad de un detector de complejos QRS se mide por el número de detecciones que no realiza y que realmente existen (falsos negativos) y por el número de detecciones que realiza de complejos inexistentes (falsos positivos). Dependiendo de la aplicación puede ser más tolerable el tener falsos negativos (perder información), que no los falsos positivos (tomar información errónea).

Para detectar los complejos QRS se debe hacer un procesado tal que los enfatize al máximo y atenué el ruido de frecuencias inferiores y superiores a las propias del QRS. Se aplica entonces un filtro paso banda que atenué el ruido fuera de las componentes frecuenciales del QRS, y posteriormente un filtro derivador que resalte los cambios bruscos de la señal (las inflexiones de las ondas) facilitando la posterior detección de cada complejo.

#### 3.3.1 Esquema básico de un detector

Los detectores de QRS operan generalmente en dos etapas: una primera de preprocesado de la señal y una segunda en la que se aplica una regla de decisión

que determina las posiciones de cada QRS. La primera etapa está compuesta por un filtrado lineal y por una transformación no lineal. La figura 3.3 presenta un diagrama de bloques de un detector de complejos QRS (Pahlm y Sörnmo, 1984).

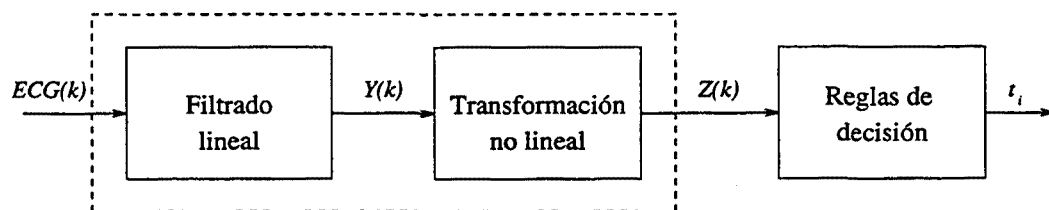


Figura 3.3: Diagrama de bloques de un detector de QRS.

$ECG(k)$  es la señal original,  $Y(k)$  es la salida del filtrado lineal,  $Z(k)$  es la salida de la transformación no lineal y  $t_i$  ( $i = 1, 2, \dots$ ) son los instantes estimados para las posiciones temporales de los QRS detectados.

El filtrado lineal que clásicamente se aplica a la señal ECG consta de un filtro paso bajo y de un derivador (Laguna, 1990), formando ambos un filtro LPD<sup>1</sup>. El filtro derivativo busca realzar las componentes de más alta frecuencia de la señal ECG, que corresponde a los complejos QRS (entre 5 y 30 Hz) (Thakor y otros, 1984). El filtro paso bajo se aplica con la finalidad de reducir el ruido de alta frecuencia que queda realzado con el filtro derivativo.

La utilización de la transformación no lineal permite obtener un pico por cada complejo QRS presente en la señal. Así es posible utilizar un detector de pico, con un valor umbral para determinar las posiciones de los complejos QRS.

La regla de decisión se aplica después del procesado de la señal. Generalmente se fija un valor umbral, a partir del cual se considera la presencia de un complejo QRS. Normalmente este umbral está dado en función de las amplitudes de los QRS anteriores (umbral adaptativo), dado que la morfología y amplitud del complejo QRS es variable en el tiempo (Laguna, 1990).

<sup>1</sup>del inglés Low-Pass Differentiator.



### 3.3.2 Preprocesado

Primeramente se considera el filtrado lineal, que corresponde a un filtro paso banda para realzar el contenido frecuencial del QRS. Filtrada la señal y luego derivada, se somete a una transformación no lineal, que consiste en elevar al cuadrado la derivada y convolucionarla con una estimación de ella misma sobre un QRS detectado en el paso previo. Sobre estas señales actúa la regla de decisión para la localización de los complejos QRS. En el presente trabajo se ha utilizado el filtrado lineal, transformación no lineal y regla de decisión definidos por Laguna (1990).

#### 3.3.2.1 Filtrado lineal

El filtrado lineal consta de un filtro paso banda, realizado con un filtro paso alto en cascada con uno paso bajo. Sobre la señal resultante se realiza la derivación (figura 3.4).

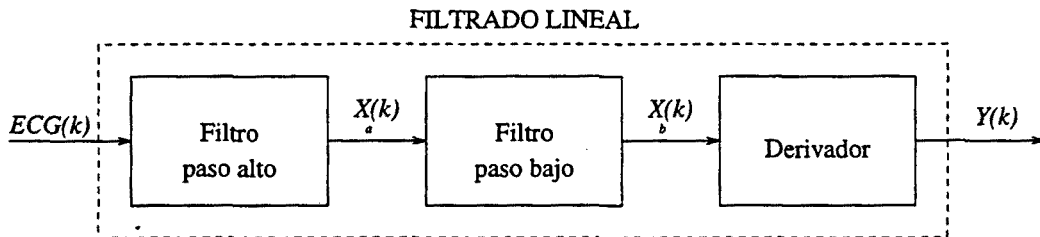


Figura 3.4: Diagrama de bloques de la etapa de filtrado lineal de un detector de QRS.  $ECG(k)$  es la señal original,  $X_a(k)$  es la salida del filtro paso alto,  $X_b(k)$  es la salida del filtro paso bajo e  $Y(k)$  es la salida después del derivador.

- Filtro paso bajo

El filtro paso bajo utilizado es un filtro Lynn (Lynn, 1982) recursivo de segundo orden, cuya función de transferencia en  $z$  (Laguna, 1990) es

$$H_1(z) = \frac{(1 - z^{-m})^2}{(1 - z^{-1})^2}. \quad (3.1)$$

La respuesta frecuencial se puede expresar como

$$H_1(\omega T) = \frac{\text{sen}^2\left(\frac{m\omega T}{2}\right)}{\text{sen}^2\left(\frac{\omega T}{2}\right)} e^{-j(m-1)\omega T}. \quad (3.2)$$

El retardo introducido es de  $m - 1$  muestras, y para  $\omega \rightarrow 0$  la ganancia vale  $m^2$ . El valor de  $m$  se adapta a la frecuencia de muestreo, seleccionada de forma tal que el primer cero del filtro se encuentre a una frecuencia  $f_0 = \frac{1}{mT}$  previamente determinada y que supone la frecuencia de corte ( $f_c$ ) deseada.

#### • Filtro paso alto

El filtro paso alto se ha realizado con una configuración en paralelo de un filtro paso todo y un filtro paso bajo de primer orden del mismo tipo que el descrito anteriormente. Su función de transferencia en  $z$  (Laguna, 1990) es

$$H_2(z) = mz^{-(m-1)/2} - \frac{(1 - z^{-m})}{(1 - z^{-1})}, \quad (3.3)$$

donde  $mz^{-(m-1)/2}$  corresponde al filtro paso todo y  $(1 - z^{-m})/(1 - z^{-1})$  al filtro paso bajo.

La respuesta frecuencial de este filtro es

$$H_2(\omega T) = \left[ m - \frac{\text{sen}\left(\frac{m\omega T}{2}\right)}{\text{sen}\left(\frac{\omega T}{2}\right)} \right] e^{-\frac{(m-1)}{2}\omega T} \quad (3.4)$$

El retardo del filtro es de  $(m - 1)/2$  muestras y la ganancia para altas frecuencias,  $\omega \rightarrow 2\pi f_m/2$  tiende a  $m$ . La elección de este parámetro  $m$  es tal que  $f_0 \simeq 1$  Hz para cualquier  $f_m$ .

#### • Filtro derivativo

La derivada se realiza con un filtro derivador paso bajo. En este caso, y dado que la señal ha sido filtrada paso banda previamente, se toma un derivador que actúa como tal hasta frecuencias por encima de las propias del QRS. Así se asegura que no distorsiona en ningún caso el QRS. El filtro considerado tiene una función de transferencia en  $z$  (Laguna, 1990) dada por

$$H_3(z) = \frac{1}{8T}(1 + 2z^{-1} - 2z^{-3} - z^{-4}). \quad (3.5)$$

La respuesta en frecuencia puede expresarse como

$$H_3(\omega T) = j \frac{1}{4T} (\text{sen}(2\omega T) + 2\text{sen}(\omega T)) e^{-j2\omega T}. \quad (3.6)$$

El efecto paso bajo se notará a frecuencias superiores a  $f_m/8$ . El retardo es de 2 muestras y su comportamiento a bajas frecuencias corresponde al de un derivador ideal:

$$\left. \frac{dH_3(\omega T)}{d\omega} \right|_{\omega T = 0} = j. \quad (3.7)$$

### 3.3.2.2 Transformación no lineal

Una vez filtrada la señal con los filtros paso bajo, paso alto y derivador, se aplica la transformación no lineal. El objetivo de esta transformación es obtener un pico por cada complejo QRS, para que el detector de picos pueda determinar sus posiciones (figura 3.5). Generalmente esta técnica consiste en una transformación no lineal seguida de un filtrado lineal. Esta transformación se expresa como

$$X_e(n) = \sum_{k=n-N+1}^n X_c^2(k) h(n-k). \quad (3.8)$$

La respuesta impulsional  $h(n)$  es la estimación de  $X_d(n)$  para un QRS de los detectados sobre la señal paso banda  $X_b(n)$ . Este filtro constituye un filtro adaptado según la propia forma de la señal y cuya respuesta impulsional es la propia estimación del complejo QRS invertida en el tiempo. Si la posición de un QRS detectado en la señal paso banda está en la muestra  $k_0$  entonces

$$h(n) = \begin{cases} X_d(k_0 - \frac{N}{2} + n) & n = 0, \dots, N-1 \\ 0 & \text{otros valores de } n \end{cases} \quad (3.9)$$

La selección de  $N$  determina la anchura que se considera para la respuesta impulsional del filtro, tomando en este caso la equivalente a 300 ms. Este valor recoge toda la información del QRS que se toma como plantilla del filtro adaptado. El QRS que se toma como modelo puede variarse a lo largo del tiempo o incluso tomar un cierto valor medio. Después de esta transformación

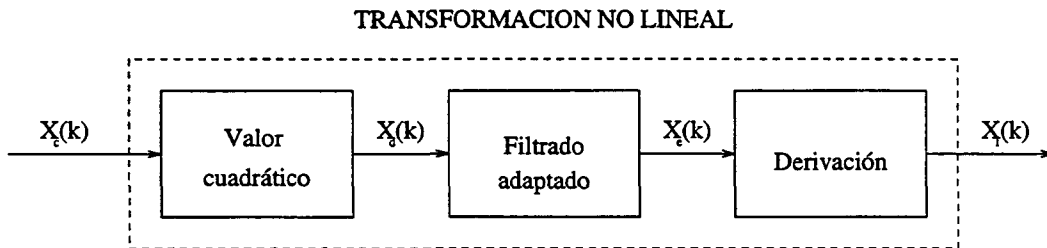


Figura 3.5: Diagrama de bloques de la transformación no lineal para el detector de QRS.

se aplica nuevamente el filtro derivador, dado que la regla de decisión hace uso de una señal  $X_e(kT)$  y su derivada  $X_f(kT)$ .

### 3.3.3 Regla de decisión

La etapa siguiente está dada por la aplicación de la regla de decisión sobre la señal filtrada paso banda (ECGPB) y sobre la señal después de la transformación no lineal (ECGMW). Se acepta que el pico detectado corresponde a un complejo QRS si supera un umbral (definido a partir de los picos anteriores al pico que se está tratando), y si su pendiente máxima está entre los valores definidos por las pendientes de los QRS anteriores (Laguna, 1990).

Al finalizar esta etapa se tienen dos conjuntos de posiciones de complejos QRS, las posiciones detectadas en la señal ECGPB y las detectadas en ECGMW. A estos dos conjuntos de posiciones se les aplica una regla de conformación que da el conjunto final de posiciones asignadas a los complejos QRS.

La selección de latidos se hace rechazando los latidos detectados por la regla de decisión que están fuera de la tendencia media en cada momento. Pueden ser rechazados latidos físicos reales que por su anormal morfología, causada por alteraciones del sistema cardíaco o bien por las condiciones de ruido en el momento de producirse, no deben ser considerados en el proceso.

Los criterios considerados para la selección de latidos son:

1. Amplitud media de la señal ( $A_m$ ) en la posición del QRS.
2. Duración media de la señal ( $D_m$ ) en la posición del QRS, cuando ésta

toma un valor de 0.2 de la amplitud del QRS ( $A$ ).

3. Confrontación de posiciones en la señal paso banda ( $QRS_{PB_i}$ ) y filtrada no lineal ( $QRS_{TN_i}$ ).

Los latidos se rechazan si su amplitud  $A$  o duración  $D$  están fuera de ciertos márgenes, definidos en función del valor medio en cada momento. Además, se exige que hayan sido detectados correctamente en las dos señales sobre las que se aplicó la regla de decisión (Laguna, 1990).

### 3.3.4 Señales intermedias utilizadas en el procesado de la señal ECG

En el procesado de la señal ECG realizado se utilizan diferentes señales, la mayoría de ellas intermedias, de gran utilidad.

#### a.- Señal ECG

Es la señal original sin ningún tipo de procesado, que contiene toda la información sin modificación alguna. Es la señal donde finalmente se determinará la localización de los picos de los complejos QRS y las amplitudes y duraciones de las diferentes ondas.

#### b.- Señal DERIV

Se obtiene aplicando el derivador sobre la señal ECG. Se trata de una señal con un fuerte contenido de altas frecuencias y que sirve específicamente para la detección de ondas Q y S de frecuencia elevada y corta duración.

#### c.- Señal ECGPA

Se obtiene a partir del ECG aplicando un filtro paso alto con una frecuencia de corte a -3dB de  $f_c = 0.8$  Hz.

#### d.- Señal ECGPB

A partir de la señal ECGPA se aplica un filtro paso bajo con una frecuencia de corte de  $f_c = 18$  Hz. Por tanto esta señal es el ECG

filtrado paso banda. Sobre esta señal y su derivada está basado todo el sistema de detección, dado que en esta señal se tiene una mejor relación señal/ruido que en el ECG original.

**e.- Señal ECGDER**

Se obtiene aplicando el filtro derivativo sobre la señal ECGPB. Es donde se aplican principalmente los criterios para la detección de las ondas del ECG. Sin embargo como al filtrar la señal se puede perder información de las altas frecuencias, y que está relacionada con las ondas Q y S, se necesita de otras señales como la señal DERIV.

**f.- Señal ECGMW**

Es la señal ECGDER después de aplicar la convolución de la transformación no lineal. Es la última señal utilizada en el detector de QRS, ya que presenta fuertes picos de señal en las localizaciones de los complejos QRS, y básicamente se utiliza para la detección de éstos.

**g.- Señal DERFI**

Para detectar las ondas P y T que tienen espectros frecuenciales más bajos, la señal ECGDER aún tiene mucho ruido de frecuencias altas. Aplicando un filtro paso bajo con una frecuencia de  $f_c = 12$  Hz, se obtiene la señal DERFI. En esta señal la información de alta frecuencia ya se encuentra muy distorsionada, y por tanto únicamente se puede utilizar para la detección de las ondas P y T que aparecen claramente con este nuevo filtrado.

La figura 3.6 presenta un ejemplo de las diferentes señales obtenidas en la etapa de preprocesado de la señal ECG.

### 3.4 Detección de los puntos significativos en las ondas P, Q, R, S y T

Una vez preprocesada la señal y detectados los complejos QRS, se sigue con la detección de los puntos significativos, que consiste en detectar por cada latido



Figura 3.6: *Diferentes señales obtenidas en la etapa de preprocesado. Paciente d-00011, derivación I.*

|                |   |
|----------------|---|
| <i>ECG:</i>    | <i>Señal electrocardiográfica original.</i> |
| <i>DERIV:</i>  | <i>Señal ECG derivada directamente.</i>     |
| <i>ECGPA:</i>  | <i>Señal ECG filtrada paso alto.</i>        |
| <i>ECGPB:</i>  | <i>Señal ECG filtrada paso banda.</i>       |
| <i>ECGDER:</i> | <i>Señal ECGPB derivada.</i>                |
| <i>ECGMW:</i>  | <i>Señal ECGDER convolucionada.</i>         |
| <i>DERFI:</i>  | <i>Señal ECGDER filtrada paso bajo.</i>     |

las posiciones de las ondas P, Q, R, S y T, así como también sus inicios y finales.

En Laguna y otros (1991), se describe un método para estimar los puntos iniciales y finales de las ondas del ECG. Es el método utilizado en el módulo de detección de puntos significativos del programa ECGMAIN (Bogatell, 1991; Vigo, 1992).

Una vez detectados los picos de los complejos QRS, los pasos seguidos para la detección de los puntos significativos son:

- Localización de las ondas. Se determina la existencia o no de las ondas P, Q, R, S y T.
- Identificación del tipo de morfología de los complejos QRS detectados.
- Determinación del inicio y final de cada onda localizada en cada latido.
- Cálculo de la línea isoeletrica de cada latido y de las amplitudes y duraciones de las ondas detectadas.

Cuando en un período cardíaco aparece fibrilación ventricular la señal ECG cambia su morfología adoptando una forma más o menos sinusal, y por tanto no se puede considerar la existencia de ondas P, Q, R, S y T.

### **3.4.1 Localización de las ondas**

Muchas veces el interés de calcular la derivada de una señal está en su utilidad para definir la morfología de ésta a través de la detección de sus puntos característicos (máximos, mínimos, puntos de máxima inflexión. etc). El paso por cero de la derivada de una señal indica el punto máximo o mínimo de la señal tratada, y es un paso previo para determinar los inicios y finales en cada onda.

Para la localización de las ondas de la señal ECG se utilizan las señales ECGDER y DERFI. La posición de las ondas del complejo QRS se encuentran en el paso por cero de la señal derivada ECGDER.

Para saber si la onda detectada corresponde a una onda significativa o es ruido, la distancia temporal entre las ondas debe estar dentro del rango de valores fisiológicos, y la derivada máxima asociada a la onda (*pico*) ha de ser superior a un cierto umbral (figura 3.7). Este umbral está definido



como una parte proporcional de la derivada máxima asociada al complejo QRS (*dermax*) (Bogatell, 1991). Si esto se cumple, se considera que el paso por cero encontrado en la señal derivada corresponde a una onda significativa en la señal ECG, en caso contrario se considera ruido.

Las ondas P y T deben ser detectadas en la señal DERFI, dado que contienen componentes frecuenciales más bajas que las del complejo QRS. La onda P se busca en una ventana definida entre 225 y 70 milisegundos anteriores al pico de la onda R. En esta ventana se buscan los valores máximo y mínimo de la señal DERFI. Si sus valores absolutos son superiores a un cierto umbral, definido como una cincuentava parte de la derivada máxima asociada al complejo QRS ( $\frac{dermax}{50}$ ), se considera que existe la onda P (Bogatell, 1991). La posición de la onda se determina en el paso por cero entre los valores máximo y mínimo de la señal DERFI en esta ventana.

Para detectar la onda T se define una ventana a la derecha de la onda R. Las dimensiones y la posición de esta ventana están dadas en función del ritmo cardíaco. Se buscan los valores máximo y mínimo de la señal DERFI, y de acuerdo con su posición relativa y sus valores, se clasifica la onda T en: normal (positiva), invertida (negativa), bifásica negativa-positiva (-+), bifásica positiva-negativa (+-), únicamente subida, ó únicamente bajada. La posición del pico de la onda se sitúa en el paso por cero entre los valores máximo y mínimo de la señal DERFI en la ventana considerada.

### 3.4.2 Identificación del tipo de complejo QRS

La posición temporal de un complejo QRS dada por el detector, puede corresponder a la onda Q, a la onda R o a la onda S. Para identificar cuál es la onda localizada por el detector, en la señal ECGDER se obtiene la posición del pico anterior y del pico posterior al QRS detectado. En función de la amplitud relativa de estos picos y de la polaridad del pico QRS en la señal ECGPB, se determina la morfología del complejo QRS en cuestión. De esta manera se puede diferenciar entre las siguientes morfologías (figura 3.8):

- **Complejo tipo QRS:** Morfología normal del complejo QRS, donde aparecen las tres ondas que lo componen.
- **Complejo tipo RSR':** La onda Q no existe y aparece una segunda onda R' después de la onda S.
- **Complejo tipo QS:** La onda R no existe, y las ondas Q y S se confunden en una sola más grande.

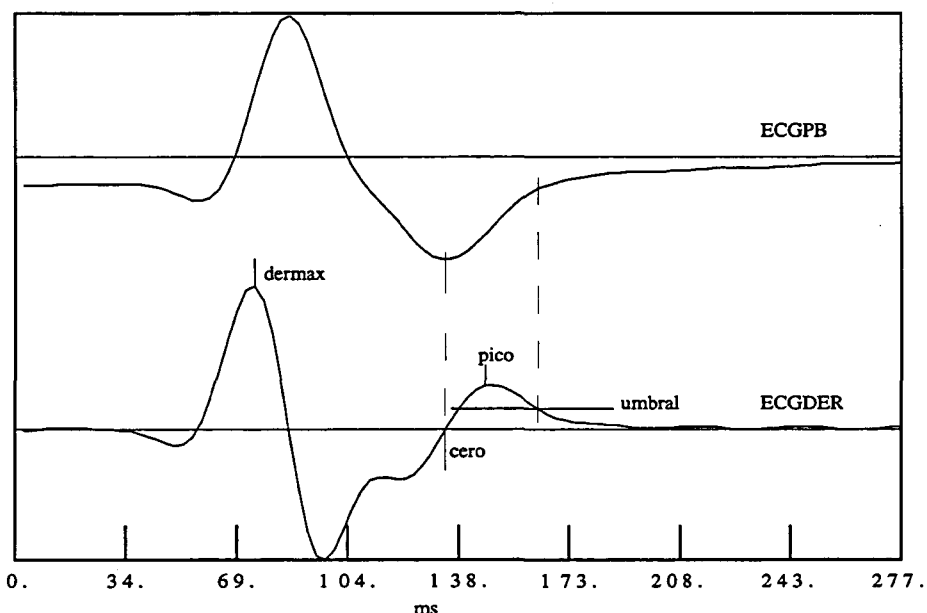


Figura 3.7: Determinación del final del complejo QRS por el método del umbral.

En cada morfología pueden aparecer otros tipos de complejos, en función de si alguna de las ondas que lo componen no aparece y en función de la amplitud relativa entre las diferentes ondas. Seguidamente se presentan los tipos de morfología considerados:

|      |     |  |
|------|-----|--|
| qRs  | ... | existe una onda Q, una onda R y una onda S       |
| qR   | ... | existe una onda Q y una onda R                   |
| Rs   | ... | existe una onda R y una onda S                   |
| R    | ... | existe únicamente una onda R                     |
| rS   | ... | existe una onda R pequeña y una onda S grande    |
| RS   | ... | existen las ondas R y S con amplitudes similares |
| rsR' | ... | existe una onda R' después del complejo QRS      |
| QS   | ... | existe una onda negativa grande                  |

### 3.4.3 Determinación del inicio y final de una onda

Una vez localizadas las diferentes ondas, para determinar el inicio y final de cada onda se utiliza el criterio del umbral de la derivada, que consiste en definir un umbral proporcional a la derivada máxima (*pico*) de la onda tratada.

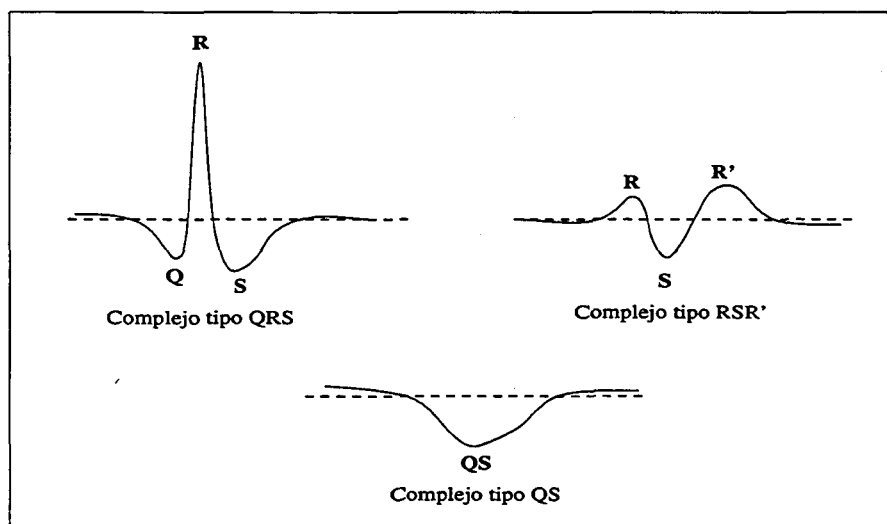


Figura 3.8: Tipos de complejos QRS.

$$umbral = \frac{ECGDER(pico)}{K} \quad (3.10)$$

Se define el inicio (final) de una onda, como el punto anterior (posterior) a la posición de la onda, y en el cual la señal derivada corta al nivel umbral definido (final de la onda S en la figura 3.7). El valor de  $K$  es una constante ajustada experimentalmente, y que toma los valores expresados en la tabla 3.1 (Laguna y otros, 1994).

Cuando dos ondas se encuentran muy cerca, el criterio del umbral de la derivada puede fallar, y puede dar localización de puntos significativos fuera de los valores fisiológicamente esperados. Entonces, se utiliza el criterio de la mínima derivada. Partiendo del *pico* encontrado (como inicio o final de una onda), éste método busca en el mismo sentido, el menor pico en valor absoluto (*pico'*) como nuevo criterio. La posición de este pico asociado a una inflexión de la señal ECG se toma como definición para el inicio o final de una onda (figura 3.9).

La figura 3.10 presenta a nivel de ejemplo los resultados de la aplicación del criterio de la derivada sobre las señales ECG, ECGPB y ECGDER, en la detección de los puntos significativos, en el registro 103 de la base de datos MIT-BIH.

| K      |             | Límites de las ondas |                |                |                |                |                |                |                |     |     |
|--------|-------------|----------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|-----|-----|
|        |             | Onda P               |                | Onda Q         | Onda R         |                | Onda S         | Onda T         |                |     |     |
|        |             | P <sub>i</sub>       | P <sub>f</sub> | Q <sub>i</sub> | R <sub>i</sub> | R <sub>f</sub> | S <sub>f</sub> | T <sub>i</sub> | T <sub>f</sub> |     |     |
| dermax | < 0,13      | 1.35                 | 2.0            | 1.8            | 5.0            | 5.0            | 3.0            | 2.0            | 4.0            |     |     |
|        | 0,13 - 0,20 |                      |                |                |                |                |                |                | 5.0            |     |     |
|        | 0,20 - 0,41 |                      |                |                |                |                |                |                | 6.0            |     |     |
|        | 0,41 - 2,00 |                      |                |                |                |                |                |                | 8.0            |     |     |
|        | 2,00 - 4,00 |                      |                |                |                |                |                |                |                |     |     |
|        | 4,00 - 4,75 |                      |                |                |                |                |                |                |                |     |     |
|        | 4,75 - 6,20 |                      |                |                |                |                |                |                | 28             | 9.0 | 7.0 |
|        | > 6,20      |                      |                |                |                |                |                |                | 12.0           |     |     |

Tabla 3.1: Valores de K para cada límite de onda: inicio P (P<sub>i</sub>), final P (P<sub>f</sub>), etc, en función de la máxima pendiente del QRS "dermax" (adaptado de Laguna y otros, 1994).

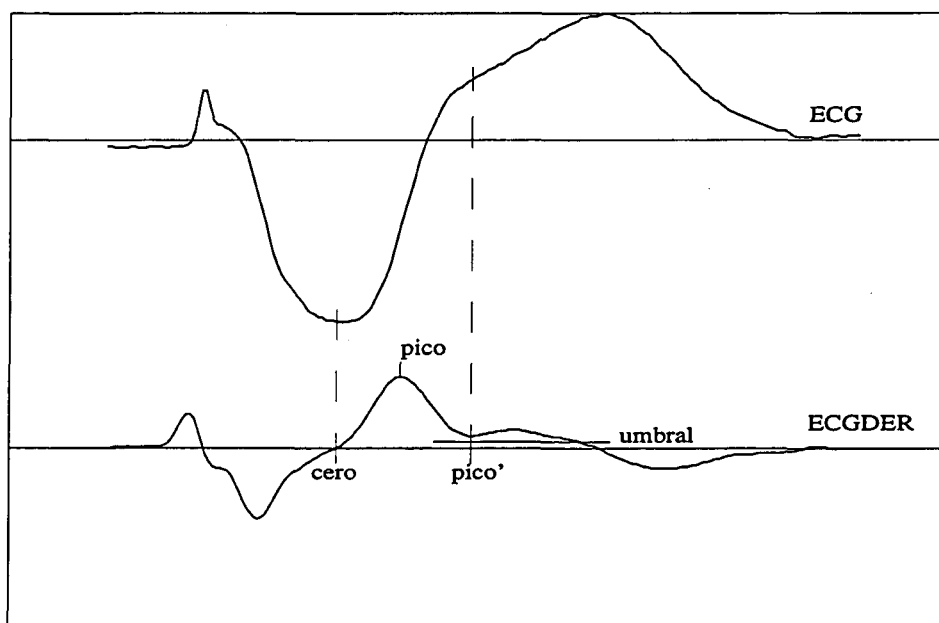


Figura 3.9: Criterio de la derivada mínima.

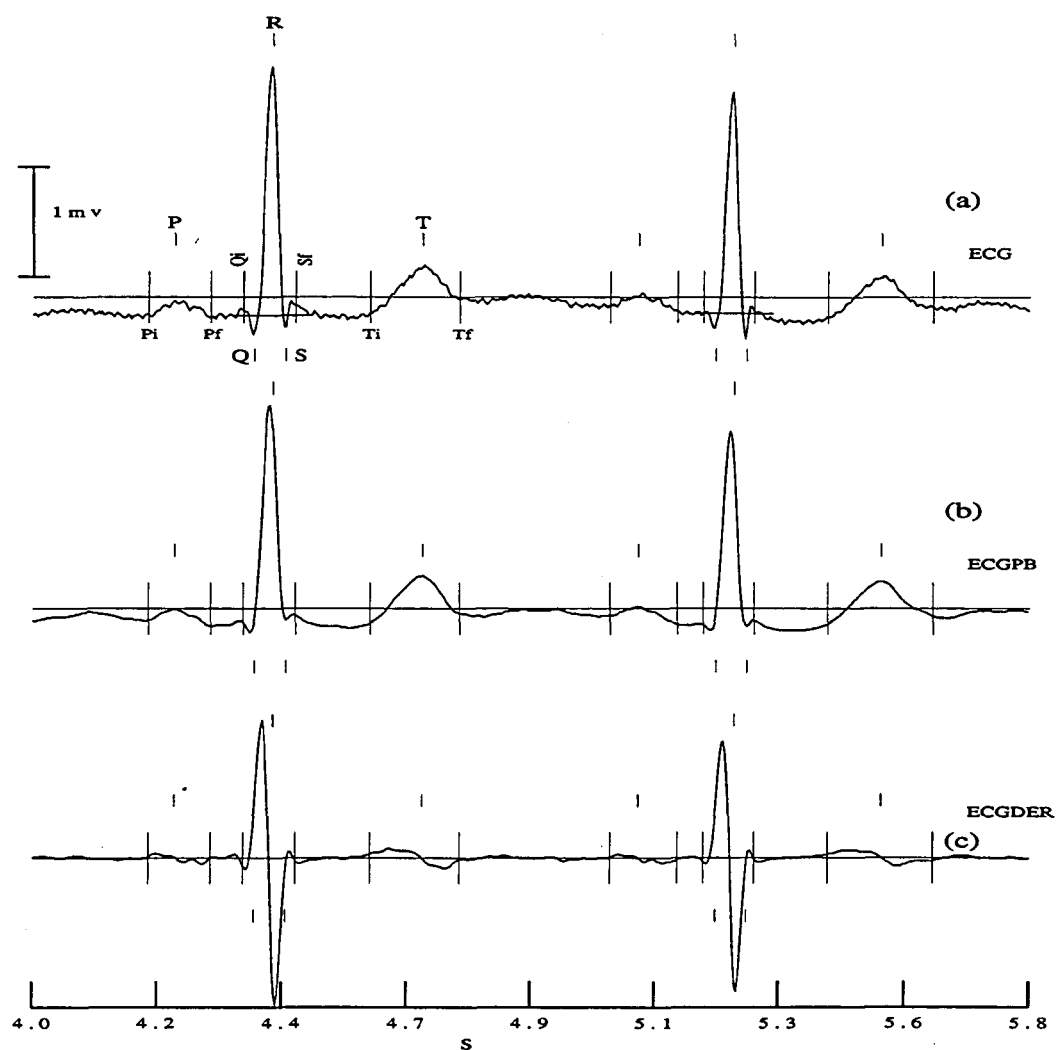


Figura 3.10: Detección de los límites de las ondas en dos latidos del registro 103 (derivación MLII) de la base de datos MIT-BIH. Las líneas cortas denotan las posiciones de las ondas (P, Q, R, S y T) y las líneas largas los límites de las ondas: inicio de P ( $P_i$ ), final de P ( $P_f$ ), etc. a) es la señal ECG original, b) la señal ECGPB y c) la señal ECGDER.

### 3.4.4 Determinación de las amplitudes de las ondas

La determinación de las amplitudes de las diferentes ondas debe realizarse de forma correcta, pues estas amplitudes son variables importantes para el sistema de diagnóstico. Las amplitudes de las tres ondas que componen el complejo QRS se definen como la amplitud del pico de la onda respecto al nivel de la línea isoelectrica (Prineas R. y otros, 1982), que está definido como el segmento plano de la señal ECG que va desde el final de la onda P hasta el inicio de la onda Q. El nivel de la línea isoelectrica sirve también como referencia para el cálculo de la amplitud de la onda P.

Sin embargo, la amplitud de la onda T no se puede referenciar a esta línea de base (línea isoelectrica) dadas las variaciones que esta onda puede presentar y dado que las deflexiones del segmento ST en condiciones de mal funcionamiento del corazón pueden alterar la posición relativa entre la onda T y la línea isoelectrica. Por esto se establece como potencial de referencia de la amplitud de la onda T el segmento isopotencial que aparece después de la onda T (Prineas R. y otros, 1982).

Como la onda T puede presentar diversas morfologías, el cálculo de su amplitud se diferencia en cada caso:

- Onda T normal y onda T invertida: la amplitud se calcula como la diferencia de potencial entre el pico de la onda T y el nivel del segmento de referencia al final de la onda.
- Onda T únicamente subida y onda T únicamente bajada: en estas ondas no se detecta ni el inicio ni el pico, por tanto la amplitud se define como la diferencia de potencial entre el final de la onda y el final del complejo QRS (Prineas R. y otros, 1982).
- Onda T bifásica: en estas ondas (tanto positiva/negativa como negativa/positiva) aparecen dos picos. La amplitud de la onda será calculada como la amplitud mayor de las dos fases respecto al segmento de referencia del final de la onda.

## 3.5 Detección de las ondas F

Un ritmo auricular rápido, desordenado y desincronizado, sin capacidad para generar contracciones auriculares efectivas, origina una reexcitación sucesiva

de las fibras auriculares (microreentrada). Esto condiciona la formación de múltiples frentes de activación que despolarizan zonas más o menos amplias de las aurículas y se corresponden con las ondas F del ECG. Gran parte de estas ondas F quedan bloqueadas en la unión AV de forma irregular.

La presencia de las ondas F permite determinar la existencia de fibrilación o flutter auriculares en la señal ECG. Su detección está compuesta por un preprocesado del ECG, la detección de los complejos QRS, la localización de las ondas F, la determinación de sus inicios y finales, y su posterior análisis.

La detección de las ondas F se hace analizando los tramos comprendidos entre el final de un QRS y el inicio del siguiente.

### 3.5.1 Preprocesado del ECG y detección del QRS

El preprocesado de la señal y la detección de los complejos QRS (apartado 3.3) permite determinar los intervalos RR del ECG. Las ondas relacionadas con la actividad eléctrica auricular tienen componentes de más corta duración que las del complejo QRS. Por tanto en la señal ECGDER, que es donde se aplican los criterios para la detección de la mayoría de las ondas del ECG, en cada intervalo RR se definen una serie de ventanas que permiten la localización de las ondas F.

La longitud de cada tramo a analizar está determinada por el final de la onda S ( $isend$ ) y el inicio de la onda Q ( $iqbeg$ ) perteneciente al siguiente complejo QRS.

$$ibeg(i) = isend(i) \quad (3.11)$$

$$iend(i) = iqbeg(i + 1). \quad (3.12)$$

La longitud para cada tramo está dada por:

$$ilong(i) = iend(i) - ibeg(i). \quad (3.13)$$

Determinados los tramos a analizar (figura 3.11), se aplica a cada uno de ellos los criterios definidos para la localización de las ondas F.

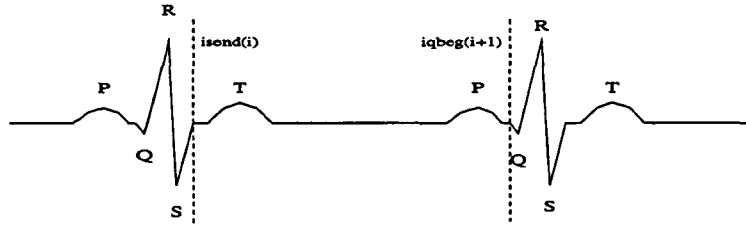


Figura 3.11: Detección de los tramos a analizar para la localización de las ondas F.

### 3.5.2 Localización de las ondas F

Una vez determinado el tramo a analizar, se definen ventanas sucesivas a lo largo de él, en las que se busca la presencia de ondas F. El barrido de las ventanas a lo largo de cada tramo se efectúa de derecha a izquierda.

El tamaño de cada ventana está definido como una tercera parte del tamaño del tramo

$$idur = ilong(i)/3. \quad (3.14)$$

Las posiciones final e inicial de la primera ventana de búsqueda son, respectivamente,

$$iew(1) = iend(i) \quad (3.15)$$

$$ibw(1) = iew(1) - idur. \quad (3.16)$$

Se buscan los valores máximo y mínimo de la señal, dentro de la ventana. Si la relación de amplitudes entre la onda R y la de máxima amplitud de la ventana donde se busca la onda F es superior a un determinado valor, se considera que no existe onda. Las amplitudes de las ondas se obtienen de la señal ECGPB. Se considera la existencia de una posible onda F cuando su amplitud es superior al 7% de la amplitud de la onda R, o cuando su pendiente es superior al 1.4% de la pendiente del complejo QRS. Una vez definida una posible onda, se buscan los inicios y finales de ésta. En el análisis de las ondas F se consideran únicamente aquellas ondas que son positivas. Esto hace que si la detección anterior corresponde a una onda invertida, sus valores se rechazan.



Finalizada la búsqueda de onda F en la ventana  $j$ , las posiciones final e inicial de la siguiente ventana ( $iew(j+1)$ ,  $ibw(j+1)$ ) depende de si en la última ventana se ha detectado o no onda F.

En caso de haberse detectado onda F, las posiciones final e inicial de la próxima ventana de búsqueda son, respectivamente,

$$iew(j+1) = ibpbeg(j) \quad (3.17)$$

$$ibw(j+1) = iew(j+1) - idur \quad (3.18)$$

siendo  $ibpbeg(j)$  el inicio de la onda F detectada en la ventana  $j$ .

En caso de no haber detectado onda F, las posiciones final e inicial de la próxima ventana de búsqueda son, respectivamente,

$$iew(j+1) = iew(j) - idur/4 \quad (3.19)$$

$$ibw(j+1) = iew(j+1) - idur. \quad (3.20)$$

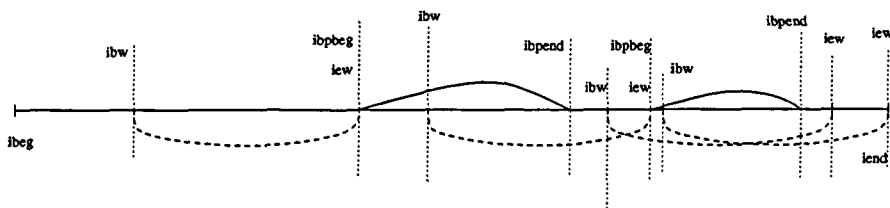


Figura 3.12: Diagrama esquemático de la definición de ventanas y la localización de los inicios y finales de las ondas F.

La figura 3.12 presenta un esquema del proceso seguido para la detección de los inicios y finales de las ondas F.

### 3.5.3 Determinación de los inicios y finales de las ondas F

Los inicios y finales de las ondas F se calculan para cada ventana, detectando inicialmente los valores máximo y mínimo de la señal ECGDER. Se determina el paso por cero en la señal ECGDER a la derecha del máximo y a la izquierda del mínimo,  $icero1(j)$  e  $icero2(j)$ , respectivamente (figura 3.13). Se considera el pico de la onda F en el punto medio entre los dos pasos por cero.

$$ibpos(j) = (icero1(j) + icero2(j))/2. \quad (3.21)$$

Se define el inicio de la onda F según el criterio del umbral de la derivada descrito previamente en el apartado 3.4.3. Se determina un valor umbral, como el cociente entre el valor máximo de la señal ECGDER y una constante ( $K_{pe} = 1.35$ ).

$$umbral = y_{max}/K_{pe}. \quad (3.22)$$

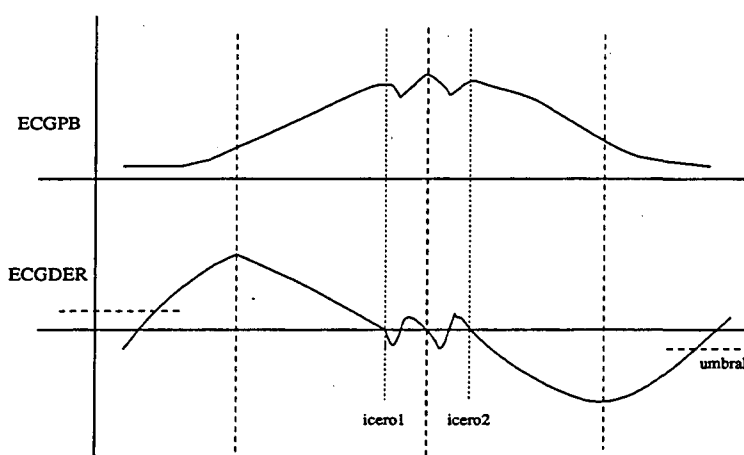


Figura 3.13: Determinación del inicio, final y pico de la onda F.

El inicio de la onda F corresponde a la posición para la cual la señal ECGDER toma este valor a la izquierda del máximo. Se comprueba que la posición del valor inicial de la onda F no sea producto del ruido de la señal. Para ello se determina una medida del ruido en la señal ECG, para cada ventana, como el promedio de las diferencias entre los valores máximo y

mínimo de la señal en pequeños tramos dentro de la ventana. En la ventana cuya posición inicial es  $ibw$ , los inicios y finales del primer tramo considerado son, respectivamente

$$inicio(1) = ibw \quad (3.23)$$

$$ifinal(1) = inicio(1) + 5. \quad (3.24)$$

En el tramo  $k$  los inicios y finales son, respectivamente

$$inicio(k) = ifinal(k - 1) \quad (3.25)$$

$$ifinal(k) = inicio(k) + 5. \quad (3.26)$$

Una vez recorrida toda la ventana y obtenida la medida del ruido en la señal ECG, se comprueba que el valor detectado de la amplitud de la onda F sea superior a la medida del ruido. Se procede de forma análoga para determinar el final de la onda F.

Finalmente se verifican los valores obtenidos como inicio ( $ibpbeg(j)$ ) y final ( $ibpend(j)$ ) de la onda F, para proceder a determinar su amplitud y duración.

### 3.5.4 Determinación de las amplitudes y duraciones de las ondas F

La duración de la onda está dada por la diferencia entre las posiciones de inicio y final detectadas en el apartado anterior.

La amplitud de la onda está determinada por la diferencia entre el valor de la señal ECG en la posición definida como pico de la onda F y la línea de base de la señal ECG para cada latido, calculada como la mediana de los puntos del segmento PR.

Finalmente, se considera que existe una onda F cuando su amplitud es significativa, y no producto de las variaciones presentes en la línea isoeleétrica del ECG. Para ello se compara la diferencia entre los valores máximo y mínimo de la onda en la señal ECG con un valor umbral (experimentalmente

considerado como  $umbral = 0.05 mV$ ). En caso contrario se habría detectado una onda de magnitud insuficiente para ser tratada fisiológicamente.

Se determinó el criterio de la amplitud y no de la duración, como último análisis para considerar válida una onda F, porque los resultados experimentales obtenidos con un elevado número de señales ECG indicaron que el criterio de amplitud era el que presentaba un mejor índice diagnóstico.

El proceso desarrollado para la detección de las ondas F finaliza con la cuantificación de las ondas detectadas en cada intervalo RR, criterio que será utilizado para diagnosticar una posible fibrilación o flutter auricular en el ECG (Cápitulo 5).

## 3.6 Análisis multiderivacional

El primer paso en el análisis multiderivacional consiste en la aplicación de un detector multiderivacional de complejos QRS, que permita localizar la situación de cada complejo en función de la información procedente de cada derivación. Seguidamente se procede a la detección de los puntos significativos multiderivacional.

Clínicamente no todas las derivaciones aportan el mismo tipo de información. Cada derivación ofrece una información complementaria de la actividad cardíaca, siendo el conjunto de las 12 derivaciones estandares y las 3 derivaciones de Frank una descripción global del funcionamiento del corazón en un período de tiempo determinado.

### 3.6.1 Detector multiderivacional de complejos QRS

El detector multiderivacional utilizado (Vigo, 1992) permite la detección de los complejos QRS en cada una de las derivaciones, y luego mediante la aplicación de un algoritmo de decisión se comparan las posiciones detectadas y se decide la existencia o no de éstos.

La localización de los complejos QRS de una derivación son almacenados en un vector  $QRS(i)$ , siendo  $i$  el número del orden del complejo dentro de la señal. Una vez procesadas todas las derivaciones se obtiene un vector por cada derivación:  $QRS_j(i)$  siendo  $j$  la derivación tratada. El algoritmo de decisión compara una misma componente  $i$  en todas las derivaciones y decide:

- Qué derivaciones han detectado el complejo QRS del latido  $i$ .
- Qué derivaciones no han detectado el latido  $i$  (falsos negativos).
- Qué derivaciones han detectado ruido en la componente  $i$  del vector  $QRS_j(i)$  (falsos positivos).

Con el criterio de que la duración normal del complejo QRS está comprendida entre 50 y 90 ms (Webster, 1988; Bayés, 1988), se considera que las posiciones dadas en dos derivaciones corresponden a un mismo QRS si el intervalo de tiempo que las separa no sobrepasa los 90 ms. Un ejemplo del algoritmo de decisión aplicado se presenta en la figura 3.14.

La aplicación de la regla de decisión incluye las siguientes etapas:

1. Los valores de entrada al proceso de decisión son las posiciones detectadas de QRS en cada derivación  $QRS_j(i)$ . La figura 3.14a presenta un ejemplo de dichas detecciones.
2. Se busca el primer mínimo ( $min$ ) y el último máximo ( $max$ ) de las posiciones temporales  $QRS_j(i)$  (figura 3.14b). Desde esas posiciones temporales se definen dos series de posiciones de  $QRS_j(i)$ : *serie 1* que considera todos los  $QRS_j(i)$  comprendidos en 90 ms iniciando en  $(QRS_j(i))_{min}$ ; *serie 2* que considera todos los  $QRS_j(i)$  comprendidos en 90 ms finalizando en  $(QRS_j(i))_{max}$ .
3. Se comparan las dos series. Si ambas contienen todas las posiciones, se asume que todos los latidos han sido detectados correctamente en todas las derivaciones. Si las series contienen diferentes números de posiciones, se rechaza el valor extremo ( $min$  ó  $max$ ) de la serie que contiene el menor número de elementos.
  - Si el valor rechazado se encuentra fuera de la *serie 1*, es un  $max$ , se considera que la derivación  $k$  en cuestión no ha detectado correctamente este latido, presenta entonces un falso negativo. El valor eliminado de esta derivación  $k$  puede corresponder al siguiente latido, por tanto debe ser analizado luego con las componentes  $i + 1$  de los otros vectores. Con este objetivo se asigna  $QRS_k(l) = QRS_k(l - 1)$ ,  $l \geq i + 1$ . En la figura 3.14b, la posición  $max$  encontrada en la derivación II es rechazada como posible detección falsa.

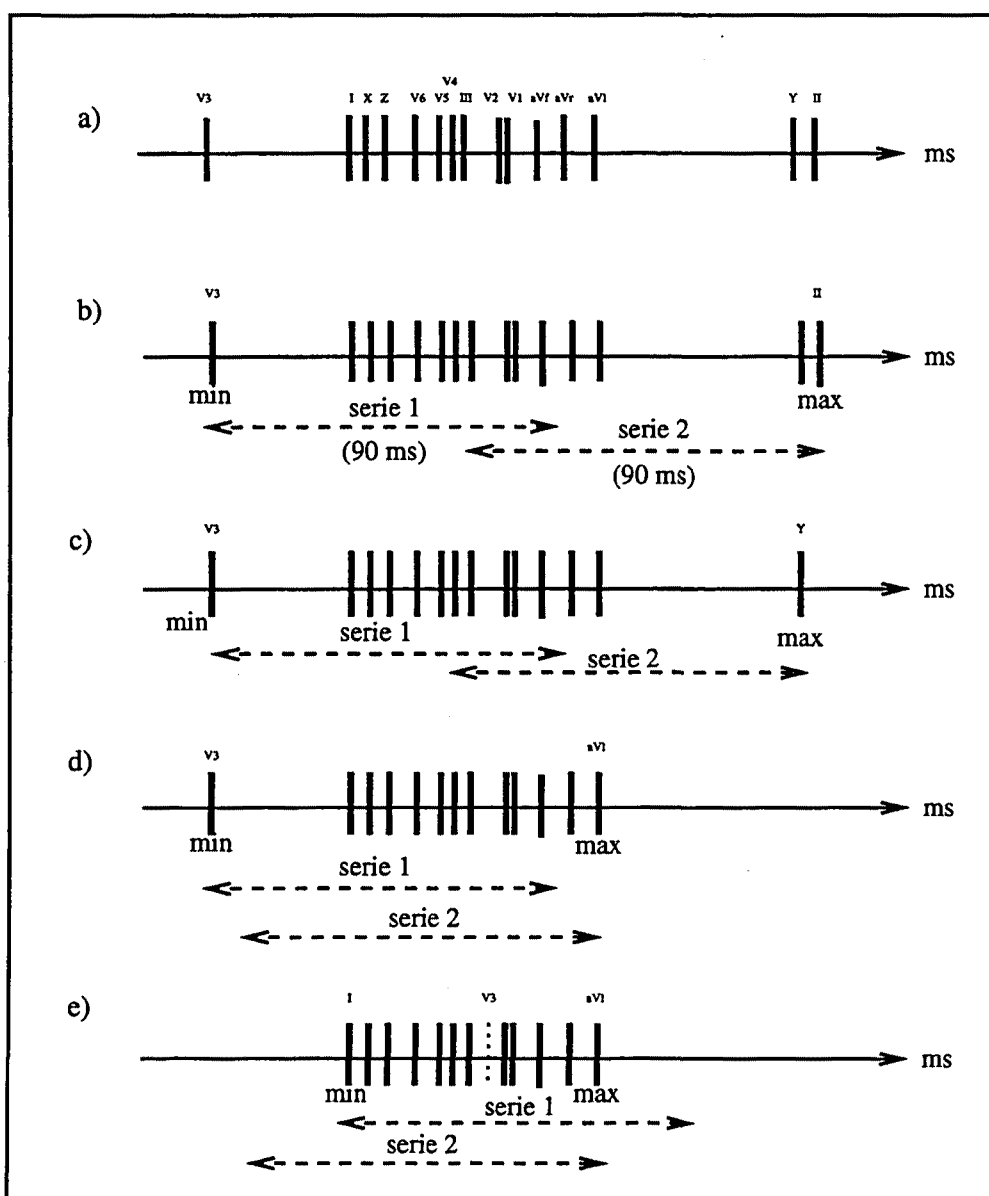


Figura 3.14: Ejemplo de funcionamiento del algoritmo de detección multiderivacional de complejos QRS.

- Si el valor rechazado se encuentra fuera de la *serie2*, que corresponde a un *min*, se considera un falso positivo de la derivación  $k$ . La componente  $i + 1$  de esta derivación puede contener la posición correcta del latido  $i$ , por tanto se hace la siguiente asignación  $QRS_k(l) = QRS_k(l+1)$ ,  $l \geq i$ . En la figura 3.14d, la posición *min* es rechazada en la derivación  $V_3$ .
- El proceso se hace en forma recursiva hasta llegar a tener las dos series iguales. Las posiciones encontradas son consideradas verdaderas para los  $i$  latidos en cada derivación.

En la figura 3.15 se muestra un ejemplo de aplicación del detector de QRS del registro MO1-109 de la base de datos CSE MULTILEAD ATLAS (William, 1990).

### 3.6.2 Detector multiderivacional de puntos significativos

Al aplicar el detector multiderivacional de complejos QRS, no necesariamente se han detectado todos y cada uno de los latidos existentes en el registro, por tanto en cada derivación se puede tener:

- Un complejo QRS real y que ha sido detectado correctamente.
- Un complejo QRS real pero que no ha sido detectado (falsos negativos).
- Un complejo QRS que se ha detectado pero que no existe realmente (falsos positivos).

En el procesado de una derivación para obtener los puntos significativos se debe tener en cuenta únicamente el primer caso presentado, los complejos QRS reales y que han sido detectados correctamente. Aplicado el proceso de detección de puntos significativos explicado en el apartado 3.4, se tiene un conjunto de  $(P_{sig})_j$  siendo  $j$  el número de derivaciones tratadas, para la localización de cada punto significativo.

A este conjunto de puntos se le aplica una regla de decisión para escoger un único punto representativo de estos inicios y finales de cada onda. El esquema general utilizado es el siguiente:

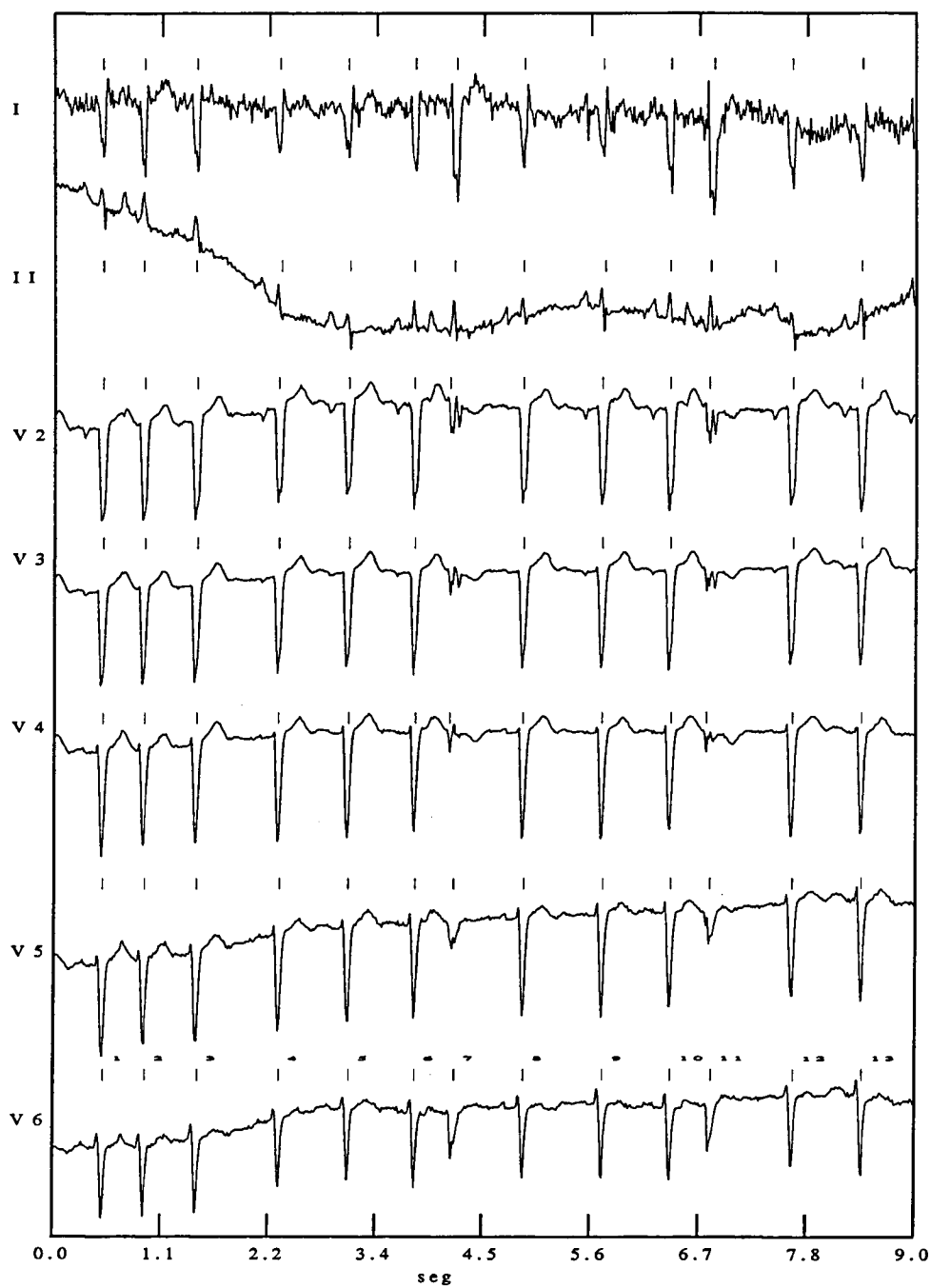


Figura 3.15: Ejemplo de detección de QRS multiderivacional en el registro MO1-109 de la base de datos CSE.



- Se buscan los valores extremos de entre todos los puntos localizados en todas las derivaciones.
- Se comprueba que estos valores (mínimo y máximo) no correspondan a un pico de ruido, analizando si en una ventana (izquierda/derecha) de  $X$  ms hay  $I_n$  valores más de otras derivaciones (los valores de  $X$  y  $I_n$  dependen de cada punto significativo). El rango de  $I_n$  se define para cada caso.
- Si el extremo se considera correcto, se toma como un punto representativo del punto significativo (inicio/final) de la actividad cardíaca de la onda. Si el punto en cuestión se considera ruido, se elimina del conjunto de puntos y se aplica de nuevo todo el proceso.
- Si únicamente dos derivaciones han encontrado un punto significativo, se considera la media como el punto significativo final.

### 3.7 Adaptación e implementación del software

Partiendo del software ECGMAIN (Vigo, 1992), implementado en FORTRAN para un sistema VAX, se han realizado las modificaciones y adaptaciones necesarias para su ejecución en un sistema UNIX. Adicionalmente se ha incorporado toda la parte complementaria al procesado de la señal que permite detectar las ondas F y si existe más de una onda P entre dos QRS. Se presenta a continuación una descripción de los pasos seguidos para el procesado del ECG, analizando las bases de datos CSE y MIT-BIH.

El menú de opciones que permite el software es el siguiente:

*PROCESADO DEL ECG*

|    |                                 |    |                                 |
|----|---------------------------------|----|---------------------------------|
| 1  | Detectar complejos QRS          | 3  | Leer una señal                  |
| 2  | Preprocesar la señal            | 4  | Definir el intervalo QT         |
| 5  | Leer de nuevo                   | 7  | Elaborar datos                  |
| 6  | Reducir frecuencia de muestreo  | 8  | Detección puntos significativos |
| 9  | Bucle 3(4), 2, 1, 8, 20, 7, 13  | 11 | Identificación del paciente     |
| 10 | Mostrar datos                   | 12 | Leer una derivación (CSE)       |
| 13 | Salida sistema experto          | 15 | Segmento ST                     |
| 14 | Multiderivación sistema experto | 16 | Crear ficheros de señales       |
| 17 | Detección arritmia auricular    | 19 | Localizar episodios VT y VF     |
| 18 | Línea de base                   | 20 | Tramos S-T (ondas F)            |
| 0  | Salir                           |    |                                 |

Los pasos seguidos en el procesado son:

- Lectura de la señal a procesar (3). Se presentan las diferentes opciones de bases de datos a ser procesadas:
  - \* Data base MIT-BIH.
  - \* Data base CSE.
- Preprocesado de la señal (2). Permite generar las señales intermedias para la detección y medición de los puntos significativos.
- Detección de los complejos QRS (1).
- Detección de los puntos significativos (8).
- Identificación del paciente (11) que en el caso de la base de datos CSE permite obtener información relacionada directamente con el paciente: edad, sexo, si está medicado (ninguna medicación, digital, otras o desconocida), así como también la identificación de la grabación: fecha de grabación del registro, lugar de la grabación, grupo de electrodos colocados, y la simultaneidad de los electrodos.
- Análisis de los tramos S-T (20). Proceso que permite identificar las ondas F, determinando las ondulaciones presentadas en la línea isoeletrica del electrocardiograma.

- Elaboración de los datos (7) y salida para el sistema experto (13).  
Generación de los ficheros de datos con la información obtenida del procesado de la señal. Esta información es la utilizada por el sistema de diagnóstico para su trabajo.

La tabla 3.2 presenta un ejemplo de la identificación de un paciente de la base de datos CSE. La tabla 3.3 presenta los valores obtenidos del procesado de la señal.

En la tabla 3.4 se presenta un ejemplo de los resultados obtenidos del procesado de una señal ECG de la base de datos MIT-BIH.

*Identificación del paciente: d-00011*

|                      |          |                |                    |
|----------------------|----------|----------------|--------------------|
| Fecha nacimiento ... | 01-01-47 | Medicación ... | 000                |
| Edad ...             | 42       | 000 ...        | no medicación      |
|                      |          | 009 ...        | digital            |
|                      |          | 999 ...        | otra o desconocida |
| Sexo ...             | 1        |                |                    |
| 1 ...                |          |                | hombre             |
| 2 ...                |          |                | mujer              |
| Altura ...           | 188 cm   |                |                    |
| Peso ...             | 90 Kg    |                |                    |

*Identificación de la grabación*

|   |          |
|---|----------|
| Fecha de grabación ...  | 01-01-89 |
| Lugar de grabación ...  | 99       |
| Grupo de electrodos ...   | 5        |
| 1: X, Y, Z  |          |
| 4: I, II, III, $aV_R$ , $aV_L$ , $aV_F$ , $V_1$ , $V_2$ , $V_3$ , $V_4$ , $V_5$ , $V_6$           |          |
| 5: I, II, III, $aV_R$ , $aV_L$ , $aV_F$ , $V_1$ , $V_2$ , $V_3$ , $V_4$ , $V_5$ , $V_6$ , X, Y, Z |          |
| Simultaneidad de electrodos ...   | 1        |
| 3 ... de tres en tres (por grupos)  |          |
| 6 ... de seis en seis: I ... $aV_F$ , $V_1$ ... $V_6$   |          |
| 9 ... 9 electrodos: I, II, III, + $V_1$ ... $V_6$   |          |
| 0 ... 8 electrodos: I, II, + $V_1$ ... $V_6$  |          |
| 1 ... 15 electrodos simultáneos   |          |

Tabla 3.2: *Identificación de la grabación del paciente d-00011*

Tabla 3.3: *Procesado de la señal del paciente d-00011, de la base de datos CSE.*

PACIENTE : d-00011

Código de morfologías :

- onda P: 0=normal, 1=invertida, 2=no existe; latido: 0=normal, 3=primer lat
- onda T: 0=normal, 1=invertida, 2=subida, 3=bajada, 4=bifasica -, 5=bifasica +, 6=no existe

Derivación: I Ritmo: 119 pul/min Prom RR: 965 ms

| Lati. seg. | INTERVALOS(ms) |     |    |     |     |       |       |       |       |       | AMPLITUDES (mV) |    |   |    |    |     |   |    |   |   | DURACIONES (ms) |    |       |      |     |       |          |             |                |  | PT F |  | dur(i,j) |  | ytotal(i,j) |  | interv ondas F |  |
|------------|----------------|-----|----|-----|-----|-------|-------|-------|-------|-------|-----------------|----|---|----|----|-----|---|----|---|---|-----------------|----|-------|------|-----|-------|----------|-------------|----------------|--|------|--|----------|--|-------------|--|----------------|--|
|            | RR             | QRS | PR | PP  | P   | Q     | R     | S     | T     | R'    | P               | Q  | R | S  | T  | R'  | P | Q  | R | S | T               | R' | PicR  | P    | T   | F     | dur(i,j) | ytotal(i,j) | interv ondas F |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 1          | 1.48           | 974 | 88 | 168 | 972 | 0.147 | 0.000 | 1.253 | 0.345 | 0.376 | 0.000           | 78 | 0 | 50 | 38 | 160 | 0 | 36 | 0 | 0 | 2               | 66 | 0.122 | 677  | 110 | 0.307 | 412      |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 2          | 2.46           | 972 | 86 | 168 | 974 | 0.154 | 0.000 | 1.278 | 0.353 | 0.376 | 0.000           | 80 | 0 | 50 | 36 | 160 | 0 | 34 | 0 | 0 | 2               | 70 | 0.148 | 1166 | 138 | 0.324 | 900      |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 3          | 3.43           | 974 | 88 | 168 | 972 | 0.154 | 0.000 | 1.291 | 0.350 | 0.374 | 0.000           | 80 | 0 | 50 | 38 | 160 | 0 | 36 | 0 | 0 | 2               | 72 | 0.132 | 1653 | 120 | 0.309 | 1386     |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 4          | 4.40           | 968 | 88 | 168 | 968 | 0.153 | 0.000 | 1.288 | 0.361 | 0.395 | 0.000           | 80 | 0 | 50 | 38 | 164 | 0 | 36 | 0 | 0 | 2               | 68 | 0.131 | 2135 | 180 | 0.407 | 1872     |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 5          | 5.34           | 942 | 88 | 168 | 942 | 0.147 | 0.000 | 1.177 | 0.366 | 0.373 | 0.000           | 76 | 0 | 48 | 40 | 166 | 0 | 36 | 0 | 0 | 2               | 64 | 0.119 | 2604 | 166 | 0.393 | 235      |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 6          | 6.29           | 950 | 88 | 170 | 950 | 0.140 | 0.000 | 1.197 | 0.342 | 0.358 | 0.000           | 84 | 0 | 50 | 38 | 162 | 0 | 36 | 0 | 0 | 2               | 72 | 0.124 | 3083 | 144 | 0.344 | 2827     |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 7          | 7.26           | 968 | 86 | 170 | 968 | 0.149 | 0.000 | 1.251 | 0.331 | 0.376 | 0.000           | 80 | 0 | 50 | 36 | 160 | 0 | 36 | 0 | 0 | 2               | 70 | 0.132 | 3565 | 172 | 0.369 | 3304     |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 8          | 8.23           | 972 | 88 | 168 | 974 | 0.175 | 0.000 | 1.281 | 0.356 | 0.378 | 0.000           | 82 | 0 | 50 | 38 | 160 | 0 | 34 | 0 | 0 | 2               | 68 | 0.141 | 4053 | 146 | 0.344 | 3787     |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |

Derivación II Ritmo: 118 pul/min Prom RR: 965 ms

| Lati. seg. | INTERVALOS(ms) |     |     |     |     |       |       |       |       |       | AMPLITUDES (mV) |     |    |    |    |     |   |    |   |   | DURACIONES (ms) |     |       |      |     |       |          |             |                |  | PT F |  | dur(i,j) |  | ytotal(i,j) |  | interv ondas F |  |
|------------|----------------|-----|-----|-----|-----|-------|-------|-------|-------|-------|-----------------|-----|----|----|----|-----|---|----|---|---|-----------------|-----|-------|------|-----|-------|----------|-------------|----------------|--|------|--|----------|--|-------------|--|----------------|--|
|            | RR             | QRS | PR  | PP  | P   | Q     | R     | S     | T     | R'    | P               | Q   | R  | S  | T  | R'  | P | Q  | R | S | T               | R'  | PicR  | P    | T   | F     | dur(i,j) | ytotal(i,j) | interv ondas F |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 1          | 1.48           | 974 | 96  | 198 | 976 | 0.182 | 0.025 | 0.436 | 0.237 | 0.288 | 0.000           | 110 | 12 | 50 | 34 | 166 | 0 | 42 | 0 | 0 | 2               | 64  | 0.136 | 676  | 136 | 0.229 | 413      |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 2          | 2.45           | 972 | 102 | 188 | 974 | 0.160 | 0.000 | 0.433 | 0.244 | 0.277 | 0.000           | 106 | 0  | 70 | 32 | 162 | 0 | 48 | 0 | 0 | 2               | 52  | 0.131 | 1158 | 136 | 0.234 | 900      |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 3          | 3.43           | 974 | 96  | 194 | 974 | 0.164 | 0.000 | 0.448 | 0.209 | 0.248 | 0.000           | 110 | 0  | 64 | 32 | 162 | 0 | 42 | 0 | 0 | 2               | 70  | 0.149 | 1652 | 170 | 0.243 | 1386     |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 4          | 4.40           | 972 | 96  | 192 | 966 | 0.133 | 0.000 | 0.475 | 0.193 | 0.260 | 0.000           | 106 | 0  | 64 | 32 | 176 | 0 | 46 | 0 | 0 | 2               | 102 | 0.136 | 2135 | 170 | 0.280 | 1874     |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 5          | 5.34           | 940 | 96  | 194 | 942 | 0.156 | 0.000 | 0.512 | 0.194 | 0.244 | 0.000           | 106 | 0  | 64 | 32 | 168 | 0 | 44 | 0 | 0 | 2               | 64  | 0.141 | 2604 | 140 | 0.259 | 2359     |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 6          | 6.29           | 952 | 98  | 192 | 950 | 0.144 | 0.000 | 0.497 | 0.204 | 0.261 | 0.000           | 112 | 0  | 66 | 32 | 168 | 0 | 48 | 0 | 0 | 2               | 70  | 0.149 | 3083 | 136 | 0.273 | 2828     |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 7          | 7.26           | 968 | 98  | 196 | 968 | 0.142 | 0.000 | 0.474 | 0.210 | 0.266 | 0.000           | 116 | 0  | 66 | 32 | 162 | 0 | 50 | 0 | 0 | 2               | 70  | 0.139 | 3566 | 156 | 0.290 | 3306     |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |
| 8          | 8.23           | 968 | 98  | 194 | 974 | 0.151 | 0.000 | 0.453 | 0.225 | 0.264 | 0.000           | 110 | 0  | 64 | 34 | 164 | 0 | 42 | 0 | 0 | 2               | 56  | 0.117 | 4046 | 144 | 0.266 | 3788     |             |                |  |      |  |          |  |             |  |                |  |

| Derivación: III |                       | Prom RR: 966 ms    |       |       |       |       |       |                 |    |    |   |     |    |      |    |   |          |             |              |     |       |      |
|-----------------|-----------------------|--------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-----------------|----|----|---|-----|----|------|----|---|----------|-------------|--------------|-----|-------|------|
|                 |                       | Ritmo: 119 pul/min |       |       |       |       |       |                 |    |    |   |     |    |      |    |   |          |             |              |     |       |      |
| INTERVALOS(ms)  |                       | AMPLITUDES (mV)    |       |       |       |       |       | DURACIONES (ms) |    |    |   |     |    |      |    |   |          |             |              |     |       |      |
| Lati. seg.      | RR QRS PR PP          | P                  | Q     | R     | S     | T     | R'    | P               | Q  | R  | S | T   | R' | PicR | PT | F | dur(i,j) | ytotal(i,j) | interv ondas | F   |       |      |
| 1               | 1.50 972 100 148 1030 | 0.001              | 0.818 | 0.165 | 0.000 | 0.109 | 0.000 | 68              | 58 | 42 | 0 | 162 | 0  | 64   | 11 | 2 | 66       | 0.081       | 660          | 128 | 0.088 | 449  |
| 2               | 2.48 974 104 146 974  | 0.016              | 0.846 | 0.175 | 0.000 | 0.108 | 0.000 | 74              | 58 | 46 | 0 | 156 | 0  | 66   | 11 | 3 | 70       | 0.078       | 1150         | 136 | 0.107 | 938  |
| 3               | 3.45 976 98 146 972   | 0.016              | 0.843 | 0.192 | 0.000 | 0.139 | 0.000 | 66              | 70 | 28 | 0 | 156 | 0  | 68   | 11 | 2 | 66       | 0.063       | 1633         | 152 | 0.120 | 1434 |
| 4               | 4.42 964 80 166 968   | 0.031              | 0.824 | 0.250 | 0.000 | 0.156 | 0.000 | 66              | 48 | 32 | 0 | 156 | 0  | 44   | 11 | 2 | 66       | 0.064       | 2121         | 144 | 0.154 | 1917 |
| 5               | 5.36 942 100 190 892  | 0.033              | 0.662 | 0.279 | 0.000 | 0.141 | 0.000 | 76              | 56 | 44 | 0 | 162 | 0  | 66   | 01 | 1 | 70       | 0.053       | 2590         |     |       |      |
| 6               | 6.31 950 102 188 948  | 0.047              | 0.708 | 0.208 | 0.000 | 0.111 | 0.000 | 76              | 58 | 44 | 0 | 156 | 0  | 66   | 01 | 2 | 70       | 0.065       | 3068         | 126 | 0.051 | 2977 |
| 7               | 7.28 970 82 166 1020  | 0.023              | 0.784 | 0.160 | 0.000 | 0.114 | 0.000 | 64              | 36 | 46 | 0 | 152 | 0  | 46   | 11 | 3 | 70       | 0.056       | 3550         | 138 | 0.118 | 3343 |
| 8               | 8.25 976 102 146 974  | 0.032              | 0.828 | 0.169 | 0.000 | 0.122 | 0.000 | 68              | 60 | 42 | 0 | 162 | 0  | 70   | 11 | 3 | 60       | 0.061       | 4031         | 136 | 0.126 | 3826 |
|                 |                       |                    |       |       |       |       |       |                 |    |    |   |     |    |      |    |   |          |             |              | 92  | 0.073 | 3751 |

| Derivación: AVR |                     | Prom RR: 965 ms    |       |       |       |       |       |                 |    |    |   |     |    |      |    |   |          |             |              |     |       |      |
|-----------------|---------------------|--------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-----------------|----|----|---|-----|----|------|----|---|----------|-------------|--------------|-----|-------|------|
|                 |                     | Ritmo: 119 pul/min |       |       |       |       |       |                 |    |    |   |     |    |      |    |   |          |             |              |     |       |      |
| INTERVALOS(ms)  |                     | AMPLITUDES (mV)    |       |       |       |       |       | DURACIONES (ms) |    |    |   |     |    |      |    |   |          |             |              |     |       |      |
| Lati. seg.      | RR QRS PR PP        | P                  | Q     | R     | S     | T     | R'    | P               | Q  | R  | S | T   | R' | PicR | PT | F | dur(i,j) | ytotal(i,j) | interv ondas | F   |       |      |
| 1               | 1.51 972 78 186 974 | 0.162              | 0.846 | 0.288 | 0.000 | 0.339 | 0.000 | 80              | 38 | 40 | 0 | 164 | 0  | 48   | 11 | 2 | 144      | 0.176       | 730          | 180 | 0.393 | 479  |
| 2               | 2.48 974 80 182 974 | 0.169              | 0.859 | 0.294 | 0.000 | 0.337 | 0.000 | 80              | 42 | 38 | 0 | 162 | 0  | 52   | 11 | 0 |          |             |              |     |       |      |
| 3               | 3.46 972 78 186 974 | 0.148              | 0.867 | 0.276 | 0.000 | 0.317 | 0.000 | 84              | 38 | 40 | 0 | 162 | 0  | 48   | 11 | 1 | 146      | 0.172       | 1703         |     |       |      |
| 4               | 4.43 970 78 208 966 | 0.148              | 0.877 | 0.269 | 0.000 | 0.354 | 0.000 | 104             | 38 | 40 | 0 | 172 | 0  | 50   | 11 | 0 |          |             |              |     |       |      |
| 5               | 5.37 940 78 186 942 | 0.141              | 0.846 | 0.275 | 0.000 | 0.322 | 0.000 | 78              | 38 | 40 | 0 | 168 | 0  | 48   | 11 | 0 |          |             |              |     |       |      |
| 6               | 6.32 950 78 208 950 | 0.153              | 0.841 | 0.270 | 0.000 | 0.312 | 0.000 | 108             | 38 | 40 | 0 | 166 | 0  | 48   | 11 | 3 | 148      | 0.164       | 3133         | 94  | 0.117 | 3054 |
| 7               | 7.28 968 80 184 968 | 0.142              | 0.857 | 0.272 | 0.000 | 0.322 | 0.000 | 84              | 42 | 38 | 0 | 162 | 0  | 52   | 11 | 1 | 142      | 0.132       | 3538         |     |       |      |
| 8               | 8.26 974 82 182 974 | 0.162              | 0.868 | 0.288 | 0.000 | 0.327 | 0.000 | 84              | 42 | 40 | 0 | 162 | 0  | 52   | 11 | 0 |          |             |              |     |       |      |

Derivación: AVL Ritmo: 119 pul/min Prom RR: 965 ms

| Lati. seg. | INTERVALOS(ms) |     |    | AMPLITUDES (mV) |     |       |       |       | DURACIONES (ms) |       |       |    |   | P  | T  | F   | dur(i,j) | ytotal(i,j) | interv ondas |   |    |      |       |      |     |       |      |
|------------|----------------|-----|----|-----------------|-----|-------|-------|-------|-----------------|-------|-------|----|---|----|----|-----|----------|-------------|--------------|---|----|------|-------|------|-----|-------|------|
|            | RR             | QRS | PR | P               | Q   | R     | S     | T     | R'              | P     | Q     | R  | S |    |    |     |          |             |              | T | R' | PicR |       |      |     |       |      |
| 1          | 1.48           | 974 | 84 | 166             | 972 | 0.062 | 0.000 | 1.037 | 0.229           | 0.230 | 0.000 | 72 | 0 | 48 | 36 | 156 | 0        | 34          | 0            | 0 | 2  | 156  | 0.068 | 723  | 150 | 0.226 | 411  |
| 2          | 2.46           | 972 | 86 | 166             | 974 | 0.075 | 0.000 | 1.060 | 0.244           | 0.244 | 0.000 | 80 | 0 | 48 | 38 | 156 | 0        | 34          | 0            | 0 | 2  | 68   | 0.061 | 1165 | 150 | 0.227 | 900  |
| 3          | 3.43           | 974 | 84 | 166             | 972 | 0.074 | 0.000 | 1.067 | 0.249           | 0.244 | 0.000 | 76 | 0 | 48 | 36 | 158 | 0        | 34          | 0            | 0 | 2  | 156  | 0.090 | 1696 | 150 | 0.249 | 1385 |
| 4          | 4.40           | 968 | 88 | 166             | 970 | 0.075 | 0.000 | 1.053 | 0.281           | 0.268 | 0.000 | 78 | 0 | 48 | 40 | 162 | 0        | 36          | 0            | 0 | 2  | 66   | 0.070 | 2134 | 160 | 0.241 | 1872 |
| 5          | 5.34           | 942 | 86 | 164             | 940 | 0.073 | 0.000 | 0.924 | 0.283           | 0.262 | 0.000 | 72 | 0 | 48 | 38 | 166 | 0        | 36          | 0            | 0 | 2  | 60   | 0.061 | 2604 | 156 | 0.227 | 2356 |
| 6          | 6.29           | 950 | 86 | 168             | 952 | 0.069 | 0.000 | 0.953 | 0.242           | 0.244 | 0.000 | 78 | 0 | 46 | 40 | 158 | 0        | 34          | 0            | 0 | 2  | 72   | 0.063 | 3081 | 164 | 0.227 | 2827 |
| 7          | 7.26           | 968 | 86 | 166             | 966 | 0.079 | 0.000 | 1.021 | 0.228           | 0.244 | 0.000 | 76 | 0 | 48 | 38 | 156 | 0        | 36          | 0            | 0 | 2  | 68   | 0.063 | 3564 | 178 | 0.222 | 3303 |
| 8          | 8.23           | 972 | 86 | 164             | 974 | 0.081 | 0.000 | 1.055 | 0.252           | 0.249 | 0.000 | 76 | 0 | 48 | 38 | 158 | 0        | 34          | 0            | 0 | 2  | 64   | 0.068 | 4051 | 150 | 0.212 | 3787 |

Derivación: AVF Ritmo: 115 pul/min Prom RR: 966 ms

| Lati. seg. | INTERVALOS(ms) |     |     | AMPLITUDES (mV) |     |       |       |       | DURACIONES (ms) |       |       |     |    | P   | T  | F   | dur(i,j) | ytotal(i,j) | interv ondas |   |    |      |       |      |     |       |      |     |       |     |
|------------|----------------|-----|-----|-----------------|-----|-------|-------|-------|-----------------|-------|-------|-----|----|-----|----|-----|----------|-------------|--------------|---|----|------|-------|------|-----|-------|------|-----|-------|-----|
|            | RR             | QRS | PR  | P               | Q   | R     | S     | T     | R'              | P     | Q     | R   | S  |     |    |     |          |             |              | T | R' | PicR |       |      |     |       |      |     |       |     |
| 1          | 1.50           | 980 | 108 | 188             | 982 | 0.091 | 0.000 | 0.088 | 0.083           | 0.102 | 0.000 | 96  | 0  | 76  | 32 | 180 | 0        | 70          | 0            | 0 | 3  | 84   | 0.083 | 667  | 158 | 0.056 | 554  | 110 | 0.092 | 418 |
| 2          | 2.47           | 974 | 94  | 192             | 974 | 0.072 | 0.206 | 0.100 | 0.074           | 0.093 | 0.000 | 92  | 54 | 16  | 24 | 150 | 0        | 64          | 0            | 0 | 2  | 84   | 0.067 | 1154 | 120 | 0.076 | 897  |     |       |     |
| 3          | 3.45           | 974 | 106 | 192             | 974 | 0.072 | 0.199 | 0.114 | 0.045           | 0.069 | 0.000 | 90  | 62 | 0   | 44 | 150 | 0        | 64          | 0            | 0 | 2  | 80   | 0.064 | 1640 | 138 | 0.071 | 1388 |     |       |     |
| 4          | 4.41           | 966 | 100 | 190             | 966 | 0.060 | 0.179 | 0.162 | 0.025           | 0.061 | 0.000 | 88  | 62 | 0   | 38 | 176 | 0        | 62          | 0            | 0 | 2  | 78   | 0.080 | 2124 | 154 | 0.096 | 1884 |     |       |     |
| 5          | 5.35           | 936 | 62  | 240             | 944 | 0.063 | 0.086 | 0.184 | 0.039           | 0.063 | 0.000 | 102 | 10 | 22  | 30 | 186 | 0        | 16          | 0            | 0 | 2  | 84   | 0.087 | 2596 | 128 | 0.103 | 2360 |     |       |     |
| 6          | 6.30           | 950 | 116 | 172             | 948 | 0.056 | 0.000 | 0.139 | 0.048           | 0.078 | 0.000 | 90  | 0  | 88  | 28 | 166 | 0        | 74          | 0            | 0 | 2  | 76   | 0.070 | 3070 | 146 | 0.108 | 2836 |     |       |     |
| 7          | 7.27           | 968 | 134 | 156             | 968 | 0.052 | 0.000 | 0.101 | 0.050           | 0.081 | 0.000 | 94  | 0  | 108 | 26 | 150 | 0        | 96          | 0            | 0 | 2  | 88   | 0.073 | 3554 | 146 | 0.110 | 3308 |     |       |     |
| 8          | 8.25           | 980 | 104 | 186             | 972 | 0.063 | 0.000 | 0.092 | 0.047           | 0.068 | 0.000 | 90  | 0  | 76  | 28 | 170 | 0        | 70          | 0            | 0 | 2  | 84   | 0.069 | 4041 | 148 | 0.095 | 3795 |     |       |     |

Derivación: V1 Ritmo:118 pul/min Prom RR: 965 ms

| Lati. seg. | INTERVALOS (ms) |     |     | AMPLITUDES (mV) |     |       | DURACIONES (ms) |       |       | PT    | F     | dur(i,j) | ytotal(i,j) | interv ondas | F  |     |   |    |   |   |    |      |       |      |
|------------|-----------------|-----|-----|-----------------|-----|-------|-----------------|-------|-------|-------|-------|----------|-------------|--------------|----|-----|---|----|---|---|----|------|-------|------|
|            | RR              | QRS | PP  | P               | Q   | R     | S               | T     | R'    |       |       |          |             |              |    | P   | Q | R  | S | T | R' | PicR |       |      |
| 1          | 1.46            | 972 | 114 | 174             | 972 | 0.071 | 0.000           | 0.098 | 0.729 | 0.076 | 0.000 | 56       | 0           | 22           | 92 | 124 | 0 | 26 | 0 | 1 | 1  | 42   | 0.090 | 654  |
| 2          | 2.43            | 974 | 114 | 170             | 974 | 0.072 | 0.000           | 0.105 | 0.723 | 0.085 | 0.000 | 56       | 0           | 36           | 78 | 126 | 0 | 28 | 0 | 1 | 1  | 44   | 0.092 | 1142 |
| 3          | 3.40            | 972 | 114 | 172             | 972 | 0.072 | 0.000           | 0.106 | 0.735 | 0.078 | 0.000 | 54       | 0           | 36           | 78 | 120 | 0 | 26 | 0 | 1 | 1  | 44   | 0.091 | 1628 |
| 4          | 4.37            | 968 | 114 | 174             | 968 | 0.083 | 0.000           | 0.095 | 0.743 | 0.095 | 0.000 | 58       | 0           | 22           | 92 | 122 | 0 | 26 | 0 | 1 | 1  | 46   | 0.084 | 2112 |
| 5          | 5.31            | 942 | 116 | 176             | 942 | 0.087 | 0.000           | 0.095 | 0.706 | 0.081 | 0.000 | 60       | 0           | 22           | 94 | 128 | 0 | 26 | 0 | 1 | 1  | 44   | 0.093 | 2582 |
| 6          | 6.26            | 952 | 116 | 172             | 950 | 0.089 | 0.000           | 0.096 | 0.724 | 0.068 | 0.000 | 58       | 0           | 24           | 92 | 118 | 0 | 30 | 0 | 1 | 2  | 44   | 0.093 | 3058 |
| 7          | 7.23            | 966 | 116 | 172             | 966 | 0.075 | 0.000           | 0.106 | 0.730 | 0.071 | 0.000 | 56       | 0           | 24           | 92 | 190 | 0 | 28 | 0 | 5 | 1  | 42   | 0.098 | 3541 |
| 8          | 8.20            | 974 | 114 | 176             | 974 | 0.069 | 0.000           | 0.091 | 0.741 | 0.080 | 0.000 | 58       | 0           | 22           | 92 | 118 | 0 | 26 | 0 | 1 | 1  | 44   | 0.088 | 4028 |

Derivación: V2 Ritmo:114 pul/min Prom RR: 965 ms

| Lati. seg. | INTERVALOS (ms) |     |     | AMPLITUDES (mV) |     |       | DURACIONES (ms) |       |       | PT    | F     | dur(i,j) | ytotal(i,j) | interv ondas | F  |     |   |    |   |   |    |      |       |      |
|------------|-----------------|-----|-----|-----------------|-----|-------|-----------------|-------|-------|-------|-------|----------|-------------|--------------|----|-----|---|----|---|---|----|------|-------|------|
|            | RR              | QRS | PP  | P               | Q   | R     | S               | T     | R'    |       |       |          |             |              |    | P   | Q | R  | S | T | R' | PicR |       |      |
| 1          | 1.47            | 972 | 114 | 174             | 972 | 0.154 | 0.000           | 0.521 | 1.745 | 0.792 | 0.000 | 78       | 0           | 34           | 80 | 190 | 0 | 38 | 0 | 0 | 3  | 64   | 0.117 | 666  |
| 2          | 2.44            | 974 | 114 | 176             | 974 | 0.163 | 0.000           | 0.492 | 1.723 | 0.763 | 0.000 | 80       | 0           | 32           | 82 | 188 | 0 | 38 | 0 | 0 | 3  | 66   | 0.124 | 1153 |
| 3          | 3.42            | 972 | 114 | 172             | 972 | 0.163 | 0.000           | 0.491 | 1.719 | 0.780 | 0.000 | 78       | 0           | 34           | 80 | 190 | 0 | 38 | 0 | 0 | 3  | 66   | 0.127 | 1639 |
| 4          | 4.38            | 968 | 116 | 174             | 968 | 0.176 | 0.000           | 0.469 | 1.710 | 0.753 | 0.000 | 80       | 0           | 34           | 82 | 190 | 0 | 38 | 0 | 0 | 2  | 64   | 0.11  | 2122 |
| 5          | 5.33            | 944 | 114 | 176             | 944 | 0.170 | 0.000           | 0.543 | 1.760 | 0.792 | 0.000 | 82       | 0           | 32           | 82 | 188 | 0 | 38 | 0 | 0 | 3  | 60   | 0.105 | 2593 |
| 6          | 6.28            | 948 | 114 | 172             | 948 | 0.172 | 0.000           | 0.534 | 1.809 | 0.826 | 0.000 | 78       | 0           | 34           | 80 | 188 | 0 | 38 | 0 | 0 | 3  | 64   | 0.114 | 3069 |
| 7          | 7.24            | 968 | 114 | 174             | 968 | 0.172 | 0.000           | 0.526 | 1.770 | 0.818 | 0.000 | 80       | 0           | 32           | 82 | 188 | 0 | 38 | 0 | 0 | 3  | 64   | 0.117 | 3553 |
| 8          | 8.22            | 974 | 114 | 176             | 974 | 0.159 | 0.000           | 0.508 | 1.739 | 0.794 | 0.000 | 80       | 0           | 32           | 82 | 190 | 0 | 38 | 0 | 0 | 3  | 62   | 0.114 | 4039 |



Derivación: V3                      Ritmo: 113 pul/min                      Prom RR: 965 ms

| Lati. seg. | INTERVALOS (ms) |     |     |     |     |       |       |       |       |       | AMPLITUDES (mV) |    |   |    |    |     |   |    |   |   | DURACIONES (ms) |    |       |      |     |           |      |     |       |      | PT | F | dur(i,j) | ytotal(i,j) | interv | ondas | F |
|------------|-----------------|-----|-----|-----|-----|-------|-------|-------|-------|-------|-----------------|----|---|----|----|-----|---|----|---|---|-----------------|----|-------|------|-----|-----------|------|-----|-------|------|----|---|----------|-------------|--------|-------|---|
|            | RR              | QRS | PR  | PP  | P   | Q     | R     | S     | T     | R'    | P               | Q  | R | S  | T  | R'  | P | Q  | R | S | T               | R' | PicR  |      |     |           |      |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |
| 1          | 1.47            | 974 | 108 | 178 | 972 | 0.135 | 0.000 | 0.578 | 1.081 | 0.565 | 0.000           | 84 | 0 | 50 | 58 | 194 | 0 | 38 | 0 | 0 | 2               | 66 | 0.105 | 666  | 68  | 0.4630000 | 410  |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |
| 2          | 2.45            | 972 | 110 | 180 | 974 | 0.136 | 0.000 | 0.546 | 1.068 | 0.551 | 0.000           | 90 | 0 | 52 | 58 | 190 | 0 | 38 | 0 | 0 | 2               | 74 | 0.104 | 1153 | 132 | 0.4710000 | 897  |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |
| 3          | 3.42            | 974 | 110 | 176 | 972 | 0.144 | 0.000 | 0.540 | 1.065 | 0.559 | 0.000           | 82 | 0 | 50 | 60 | 194 | 0 | 38 | 0 | 0 | 2               | 70 | 0.112 | 1640 | 136 | 0.4610000 | 1385 |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |
| 4          | 4.39            | 968 | 110 | 180 | 968 | 0.149 | 0.000 | 0.530 | 1.075 | 0.555 | 0.000           | 88 | 0 | 50 | 60 | 188 | 0 | 38 | 0 | 0 | 2               | 72 | 0.089 | 2123 | 136 | 0.4760000 | 1872 |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |
| 5          | 5.33            | 942 | 110 | 178 | 942 | 0.163 | 0.000 | 0.645 | 1.133 | 0.607 | 0.000           | 92 | 0 | 52 | 58 | 190 | 0 | 38 | 0 | 0 | 3               | 66 | 0.112 | 2594 | 136 | 0.068     | 2462 | 144 | 0.471 | 2356 |    |   |          |             |        |       |   |
| 6          | 6.28            | 950 | 112 | 178 | 950 | 0.155 | 0.000 | 0.606 | 1.174 | 0.631 | 0.000           | 88 | 0 | 52 | 60 | 192 | 0 | 40 | 0 | 0 | 3               | 72 | 0.105 | 3070 | 144 | 0.061     | 2930 | 136 | 0.490 | 2825 |    |   |          |             |        |       |   |
| 7          | 7.25            | 966 | 110 | 182 | 966 | 0.157 | 0.000 | 0.561 | 1.134 | 0.585 | 0.000           | 90 | 0 | 50 | 60 | 192 | 0 | 36 | 0 | 0 | 2               | 66 | 0.109 | 3553 | 138 | 0.531     | 3301 |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |
| 8          | 8.22            | 974 | 108 | 182 | 974 | 0.143 | 0.000 | 0.535 | 1.109 | 0.561 | 0.000           | 90 | 0 | 50 | 58 | 192 | 0 | 36 | 0 | 0 | 2               | 68 | 0.095 | 4040 | 72  | 0.494     | 3785 |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |

Derivación: V4                      Ritmo: 112 pul/min                      Prom RR: 965 ms

| Lati. seg. | INTERVALOS (ms) |     |     |     |     |       |       |       |       |       | AMPLITUDES (mV) |     |   |    |    |     |   |    |   |   | DURACIONES (ms) |    |       |      |     |       |      |     |       |      | PT | F | dur(i,j) | ytotal(i,j) | interv | ondas | F |
|------------|-----------------|-----|-----|-----|-----|-------|-------|-------|-------|-------|-----------------|-----|---|----|----|-----|---|----|---|---|-----------------|----|-------|------|-----|-------|------|-----|-------|------|----|---|----------|-------------|--------|-------|---|
|            | RR              | QRS | PR  | PP  | P   | Q     | R     | S     | T     | R'    | P               | Q   | R | S  | T  | R'  | P | Q  | R | S | T               | R' | PicR  |      |     |       |      |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |
| 1          | 1.48            | 974 | 106 | 180 | 972 | 0.140 | 0.000 | 0.710 | 0.778 | 0.421 | 0.000           | 94  | 0 | 54 | 52 | 182 | 0 | 40 | 0 | 0 | 2               | 60 | 0.090 | 667  | 132 | 0.363 | 413  |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |
| 2          | 2.45            | 972 | 108 | 182 | 974 | 0.137 | 0.000 | 0.673 | 0.790 | 0.411 | 0.000           | 98  | 0 | 58 | 50 | 174 | 0 | 42 | 0 | 0 | 2               | 80 | 0.098 | 1154 | 128 | 0.352 | 899  |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |
| 3          | 3.42            | 974 | 108 | 178 | 972 | 0.155 | 0.000 | 0.659 | 0.801 | 0.431 | 0.000           | 98  | 0 | 56 | 52 | 184 | 0 | 42 | 0 | 0 | 2               | 74 | 0.107 | 1641 | 66  | 0.375 | 1387 |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |
| 4          | 4.39            | 968 | 106 | 184 | 968 | 0.143 | 0.000 | 0.672 | 0.786 | 0.436 | 0.000           | 96  | 0 | 54 | 52 | 182 | 0 | 40 | 0 | 0 | 2               | 74 | 0.093 | 2123 | 68  | 0.365 | 1874 |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |
| 5          | 5.33            | 942 | 108 | 178 | 944 | 0.154 | 0.000 | 0.839 | 0.824 | 0.457 | 0.000           | 94  | 0 | 54 | 54 | 182 | 0 | 40 | 0 | 0 | 3               | 58 | 0.095 | 2594 | 130 | 0.051 | 2460 | 132 | 0.370 | 2358 |    |   |          |             |        |       |   |
| 6          | 6.28            | 950 | 106 | 182 | 950 | 0.154 | 0.000 | 0.792 | 0.846 | 0.463 | 0.000           | 98  | 0 | 54 | 52 | 182 | 0 | 40 | 0 | 0 | 3               | 72 | 0.087 | 3070 | 170 | 0.061 | 2949 | 128 | 0.366 | 2827 |    |   |          |             |        |       |   |
| 7          | 7.25            | 968 | 108 | 184 | 966 | 0.129 | 0.000 | 0.734 | 0.818 | 0.454 | 0.000           | 98  | 0 | 40 | 68 | 180 | 0 | 42 | 0 | 0 | 2               | 72 | 0.083 | 3554 | 134 | 0.403 | 3304 |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |
| 8          | 8.22            | 972 | 108 | 184 | 974 | 0.132 | 0.000 | 0.674 | 0.812 | 0.420 | 0.000           | 100 | 0 | 40 | 68 | 178 | 0 | 40 | 0 | 0 | 2               | 78 | 0.101 | 4041 | 132 | 0.373 | 3787 |     |       |      |    |   |          |             |        |       |   |

Derivación: V5 Prom RR: 965 ms

Ritmo: 119 pul/min

| Lati. seg. | INTERVALOS (ms) |     |    |     | AMPLITUDES (mV) |       |       |       | DURACIONES (ms) |       |       |     | P T F | dur(i,j) | ytotal(i,j) | interv ondas F |   |    |   |         |   |    |       |      |     |       |      |     |       |      |
|------------|-----------------|-----|----|-----|-----------------|-------|-------|-------|-----------------|-------|-------|-----|-------|----------|-------------|----------------|---|----|---|---------|---|----|-------|------|-----|-------|------|-----|-------|------|
|            | RR              | QRS | PR | PP  | P               | Q     | R     | S     | T               | R'    | P     | Q   |       |          |             |                | R | S  | T | R' PicR |   |    |       |      |     |       |      |     |       |      |
| 1          | 1.48            | 972 | 94 | 182 | 974             | 0.112 | 0.000 | 0.897 | 0.519           | 0.349 | 0.000 | 100 | 0     | 56       | 38          | 168            | 0 | 40 | 0 | 0       | 2 | 56 | 0.077 | 669  | 152 | 0.362 | 412  |     |       |      |
| 2          | 2.45            | 974 | 94 | 182 | 972             | 0.107 | 0.000 | 0.881 | 0.514           | 0.346 | 0.000 | 94  | 0     | 54       | 40          | 166            | 0 | 40 | 0 | 0       | 2 | 54 | 0.078 | 1155 | 120 | 0.298 | 900  |     |       |      |
| 3          | 3.43            | 974 | 94 | 188 | 974             | 0.122 | 0.000 | 0.862 | 0.531           | 0.356 | 0.000 | 100 | 0     | 54       | 40          | 168            | 0 | 40 | 0 | 0       | 2 | 68 | 0.097 | 1650 | 168 | 0.361 | 1387 |     |       |      |
| 4          | 4.39            | 966 | 94 | 192 | 966             | 0.127 | 0.000 | 0.864 | 0.548           | 0.350 | 0.000 | 110 | 0     | 54       | 40          | 162            | 0 | 38 | 0 | 0       | 2 | 58 | 0.085 | 2127 | 166 | 0.342 | 1874 |     |       |      |
| 5          | 5.34            | 944 | 92 | 182 | 944             | 0.145 | 0.000 | 1.020 | 0.568           | 0.387 | 0.000 | 94  | 0     | 52       | 40          | 172            | 0 | 38 | 0 | 0       | 3 | 52 | 0.080 | 2596 | 156 | 0.076 | 2506 | 110 | 0.295 | 2355 |
| 6          | 6.29            | 950 | 94 | 184 | 950             | 0.141 | 0.000 | 0.982 | 0.578           | 0.393 | 0.000 | 98  | 0     | 54       | 40          | 168            | 0 | 40 | 0 | 0       | 2 | 52 | 0.080 | 3071 | 162 | 0.346 | 2828 |     |       |      |
| 7          | 7.25            | 966 | 94 | 186 | 966             | 0.142 | 0.000 | 0.907 | 0.566           | 0.361 | 0.000 | 102 | 0     | 54       | 40          | 166            | 0 | 40 | 0 | 0       | 2 | 74 | 0.117 | 3565 | 118 | 0.345 | 3305 |     |       |      |
| 8          | 8.23            | 974 | 94 | 186 | 974             | 0.116 | 0.000 | 0.871 | 0.543           | 0.369 | 0.000 | 104 | 0     | 54       | 40          | 170            | 0 | 40 | 0 | 0       | 2 | 58 | 0.086 | 4042 | 168 | 0.359 | 3788 |     |       |      |

Derivación: V6 Prom RR: 965 ms

Ritmo: 119 pul/min

| Lati. seg. | INTERVALOS (ms) |     |    |     | AMPLITUDES (mV) |       |       |       | DURACIONES (ms) |       |       |     | P T F | dur(i,j) | ytotal(i,j) | interv ondas F |   |    |   |         |   |    |       |      |     |       |      |     |       |      |
|------------|-----------------|-----|----|-----|-----------------|-------|-------|-------|-----------------|-------|-------|-----|-------|----------|-------------|----------------|---|----|---|---------|---|----|-------|------|-----|-------|------|-----|-------|------|
|            | RR              | QRS | PR | PP  | P               | Q     | R     | S     | T               | R'    | P     | Q   |       |          |             |                | R | S  | T | R' PicR |   |    |       |      |     |       |      |     |       |      |
| 1          | 1.48            | 974 | 92 | 172 | 972             | 0.100 | 0.000 | 0.763 | 0.293           | 0.285 | 0.000 | 86  | 0     | 56       | 36          | 166            | 0 | 38 | 0 | 0       | 2 | 72 | 0.091 | 679  | 142 | 0.286 | 414  |     |       |      |
| 2          | 2.45            | 972 | 90 | 192 | 974             | 0.094 | 0.000 | 0.748 | 0.291           | 0.273 | 0.000 | 102 | 0     | 56       | 34          | 164            | 0 | 36 | 0 | 0       | 2 | 68 | 0.083 | 1164 | 144 | 0.281 | 900  |     |       |      |
| 3          | 3.43            | 974 | 92 | 188 | 972             | 0.108 | 0.000 | 0.745 | 0.299           | 0.296 | 0.000 | 102 | 0     | 56       | 36          | 162            | 0 | 38 | 0 | 0       | 2 | 72 | 0.102 | 1653 | 148 | 0.281 | 1387 |     |       |      |
| 4          | 4.40            | 968 | 92 | 190 | 968             | 0.142 | 0.000 | 0.735 | 0.332           | 0.317 | 0.000 | 108 | 0     | 56       | 36          | 168            | 0 | 38 | 0 | 0       | 2 | 72 | 0.115 | 2137 | 172 | 0.285 | 1874 |     |       |      |
| 5          | 5.34            | 942 | 90 | 178 | 944             | 0.144 | 0.000 | 0.822 | 0.373           | 0.333 | 0.000 | 90  | 0     | 52       | 38          | 166            | 0 | 36 | 0 | 0       | 3 | 72 | 0.111 | 2607 | 156 | 0.088 | 2506 | 108 | 0.247 | 2356 |
| 6          | 6.29            | 950 | 90 | 186 | 950             | 0.141 | 0.000 | 0.804 | 0.354           | 0.339 | 0.000 | 100 | 0     | 54       | 36          | 166            | 0 | 36 | 0 | 0       | 3 | 72 | 0.110 | 3083 | 144 | 0.071 | 2980 | 114 | 0.273 | 2828 |
| 7          | 7.25            | 966 | 90 | 176 | 966             | 0.139 | 0.000 | 0.749 | 0.337           | 0.295 | 0.000 | 90  | 0     | 36       | 54          | 162            | 0 | 36 | 0 | 0       | 3 | 74 | 0.114 | 3566 | 94  | 0.058 | 3427 | 114 | 0.283 | 3305 |
| 8          | 8.23            | 974 | 92 | 190 | 974             | 0.116 | 0.000 | 0.726 | 0.337           | 0.310 | 0.000 | 104 | 0     | 38       | 54          | 162            | 0 | 38 | 0 | 0       | 2 | 70 | 0.100 | 4052 | 156 | 0.285 | 3788 |     |       |      |

Tabla 3.4: *Procesado de la señal del paciente g1-231, de la base de datos MIT-BIH.*

| Paciente: g1231  |       | Prom RR: 1687 ms |     | frec mues: 360Hz |      |                 |       |       |       |       |       |     |    |                      |     |     |      |                    |   |          |             |                    |       |      |       |       |      |       |       |      |       |       |      |
|--|-------|------------------|-----|------------------|------|-----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-----|----|----------------------|-----|-----|------|--------------------|---|----------|-------------|--------------------|-------|------|-------|-------|------|-------|-------|------|-------|-------|------|
| Código de morfología:  |       |                  |     |                  |      |                 |       |       |       |       |       |     |    |                      |     |     |      |                    |   |          |             |                    |       |      |       |       |      |       |       |      |       |       |      |
| • onda P: 0=normal, 1=invertida, 2=no existe; latido: 0=normal, 3=primer lat                   |       |                  |     |                  |      |                 |       |       |       |       |       |     |    |                      |     |     |      |                    |   |          |             |                    |       |      |       |       |      |       |       |      |       |       |      |
| • onda T: 0=normal, 1=invertida, 2=subida, 3=bajada, 4=bifásica +-, 5=bifásica +-, 6=no existe |       |                  |     |                  |      |                 |       |       |       |       |       |     |    |                      |     |     |      |                    |   |          |             |                    |       |      |       |       |      |       |       |      |       |       |      |
| Canal: 0   |       |                  |     |                  |      |                 |       |       |       |       |       |     |    |                      |     |     |      |                    |   |          |             |                    |       |      |       |       |      |       |       |      |       |       |      |
| INTERVALOS (ms)  |       | AMPLITUDES (mV)  |     |                  |      | DURACIONES (ms) |       |       |       | PT F  |       |     |    | dur(i,j) ytotal(i,j) |     |     |      | Intervalos ondas F |   |          |             |                    |       |      |       |       |      |       |       |      |       |       |      |
| Lati. seg.   | RR    | QRS              | PR  | PP               | P    | Q               | R     | S     | T     | R'    | P     | Q   | R  | S                    | T   | R'  | PicR | PT                 | F | dur(i,j) | ytotal(i,j) | Intervalos ondas F |       |      |       |       |      |       |       |      |       |       |      |
| 1  | 2.34  | 1756             | 58  | 156              | 1750 | 0.151           | 0.164 | 1.346 | 0.000 | 0.086 | 0.000 | 86  | 19 | 39                   | 0   | 522 | 0    | 36                 | 0 | 0        | 3           | 69                 | 0.132 | 801  | 83    | 0.142 | 483  | 106   | 0.125 | 367  |       |       |      |
| 2  | 4.01  | 1678             | 58  | 156              | 1681 | 0.149           | 0.162 | 1.275 | 0.000 | 0.162 | 0.000 | 86  | 19 | 39                   | 0   | 106 | 0    | 36                 | 0 | 0        | 3           | 86                 | 0.142 | 1407 | 61    | 0.129 | 1102 | 89    | 0.096 | 992  |       |       |      |
| 3  | 5.71  | 1700             | 67  | 144              | 1714 | 0.170           | 0.148 | 1.365 | 0.062 | 0.106 | 0.000 | 86  | 19 | 33                   | 14  | 408 | 0    | 36                 | 0 | 5        | 3           | 67                 | 0.149 | 2023 | 69    | 0.165 | 1724 | 106   | 0.129 | 1605 |       |       |      |
| 4  | 7.38  | 1661             | 56  | 156              | 1644 | 0.138           | 0.160 | 1.300 | 0.000 | 0.000 | 0.000 | 86  | 19 | 36                   | 0   | 0   | 36   | 0                  | 6 | 2        | 69          | 0.129              | 2615  | 78   | 0.142 | 2311  |      |       |       |      |       |       |      |
| 5  | 9.07  | 1697             | 69  | 156              | 1708 | 0.138           | 0.140 | 1.267 | 0.147 | 0.070 | 0.000 | 89  | 19 | 31                   | 19  | 436 | 0    | 36                 | 0 | 5        | 2           | 81                 | 0.132 | 3227 | 64    | 0.149 | 2924 |       |       |      |       |       |      |
| 6  | 10.73 | 1661             | 58  | 153              | 1650 | 0.157           | 0.167 | 1.260 | 0.000 | 0.093 | 0.000 | 86  | 19 | 39                   | 0   | 500 | 0    | 39                 | 0 | 0        | 3           | 64                 | 0.135 | 3824 | 69    | 0.162 | 3522 | 125   | 0.155 | 3416 |       |       |      |
| 7  | 12.39 | 1653             | 69  | 153              | 1661 | 0.169           | 0.133 | 1.215 | 0.182 | 0.189 | 0.000 | 86  | 17 | 31                   | 22  | 267 | 0    | 33                 | 0 | 0        | 3           | 64                 | 0.168 | 4423 | 89    | 0.149 | 4122 | 167   | 0.198 | 4019 |       |       |      |
| Canal: 1   |       |                  |     |                  |      |                 |       |       |       |       |       |     |    |                      |     |     |      |                    |   |          |             |                    |       |      |       |       |      |       |       |      |       |       |      |
| INTERVALOS (ms)  |       | AMPLITUDES (mV)  |     |                  |      | DURACIONES (ms) |       |       |       | PT F  |       |     |    | dur(i,j) ytotal(i,j) |     |     |      | Intervalos ondas F |   |          |             |                    |       |      |       |       |      |       |       |      |       |       |      |
| Lati. seg.   | RR    | QRS              | PR  | PP               | P    | Q               | R     | S     | T     | R'    | P     | Q   | R  | S                    | T   | R'  | PicR | PT                 | F | dur(i,j) | ytotal(i,j) | Intervalos ondas F |       |      |       |       |      |       |       |      |       |       |      |
| 1  | 1.00  | 606              | 158 | 167              | 669  | 0.404           | 0.115 | 0.019 | 0.058 | 0.423 | 0.000 | 147 | 25 | 83                   | 50  | 89  | 0    | 31                 | 0 | 0        | 2           | 97                 | 0.384 | 341  | 31    | 0.115 | 246  |       |       |      |       |       |      |
| 2  | 2.30  | 1300             | 150 | 136              | 1275 | 0.308           | 0.000 | 0.470 | 1.376 | 0.288 | 0.000 | 67  | 0  | 69                   | 81  | 283 | 0    | 56                 | 0 | 5        | 3           | 64                 | 0.480 | 785  | 158   | 0.230 | 580  | 42    | 0.346 | 463  |       |       |      |
| 3  | 3.98  | 1678             | 131 | 147              | 1686 | 0.385           | 0.077 | 0.365 | 1.038 | 0.404 | 0.000 | 94  | 25 | 31                   | 75  | 181 | 0    | 44                 | 0 | 1        | 3           | 67                 | 0.288 | 1388 | 158   | 0.173 | 1301 | 61    | 0.250 | 1086 |       |       |      |
| 4  | 4.50  | 519              | 139 | 0                | 0    | 0.000           | 0.135 | 0.154 | 0.000 | 0.481 | 0.000 | 0   | 19 | 119                  | 0   | 92  | 0    | 58                 | 2 | 0        | 1           | 67                 | 0.346 | 1579 |       |       |      |       |       |      |       |       |      |
| 5  | 5.76  | 1261             | 175 | 111              | 0    | 0.409           | 0.000 | 0.140 | 0.014 | 0.308 | 0.000 | 67  | 0  | 167                  | 8   | 125 | 0    | 139                | 0 | 0        | 4           | 61                 | 0.384 | 2009 | 94    | 0.153 | 1914 | 161   | 0.192 | 1829 | 61    | 0.423 | 1709 |
| 6  | 7.34  | 1581             | 178 | 108              | 1642 | 0.423           | 0.000 | 0.519 | 1.077 | 0.538 | 0.000 | 78  | 0  | 100                  | 78  | 111 | 0    | 86                 | 0 | 0        | 3           | 67                 | 0.346 | 2600 | 128   | 0.115 | 2466 | 61    | 0.269 | 2287 |       |       |      |
| 7  | 9.14  | 1794             | 164 | 131              | 1714 | 0.353           | 0.000 | 0.237 | 0.000 | 0.327 | 0.000 | 81  | 0  | 164                  | 0   | 122 | 0    | 147                | 0 | 4        | 58          | 0.403              | 3211  | 31   | 0.153 | 3103  | 64   | 0.423 | 2910  | 133  | 0.346 | 2791  |      |
| 8  | 10.70 | 1564             | 161 | 114              | 1647 | 0.423           | 0.000 | 0.519 | 1.096 | 0.038 | 0.000 | 67  | 0  | 89                   | 72  | 206 | 0    | 75                 | 0 | 5        | 4           | 61                 | 0.461 | 3809 | 28    | 0.115 | 3678 | 64    | 0.192 | 3583 | 64    | 0.346 | 3500 |
| 9  | 12.43 | 1731             | 192 | 119              | 1667 | 0.542           | 0.000 | 0.235 | 0.000 | 0.000 | 0.000 | 108 | 0  | 192                  | 0   | 999 | 0    | 136                | 0 | 2        | 4           | 39                 | 0.346 | 4401 | 25    | 0.153 | 4230 | 64    | 0.365 | 4101 | 103   | 0.346 | 3993 |
| 10   | 13.03 | 603              | 278 | 208              | 611  | 0.106           | 0.087 | 0.355 | 0.183 | 0.135 | 0.000 | 119 | 44 | 89                   | 144 | 317 | 0    | 108                | 1 | 4        | 1           | 139                | 0.403 | 4592 |       |       |      |       |       |      |       |       |      |
| 11   | 13.87 | 839              | 211 | 153              | 858  | 0.006           | 0.000 | 0.494 | 0.121 | 0.000 | 0.000 | 64  | 0  | 144                  | 67  | 0   | 0    | 78                 | 0 | 6        | 2           | 128                | 0.153 | 4915 | 161   | 0.211 | 4819 |       |       |      |       |       |      |

## 3.8 Conclusiones

El procesado de la señal electrocardiográfica permite obtener información que ayuda a determinar el funcionamiento del corazón, y a conocer posibles anomalías presentes en este órgano. En este capítulo se ha descrito todo el proceso aplicado sobre la señal, una vez obtenido el registro electrocardiográfico, para extraer información de todos los intervalos y las ondas de interés clínico en el registro ECG.

El paso previo al procesado de la señal ECG es la detección de los complejos QRS, dado que son los que reflejan la mayor actividad cardíaca, y determinan los puntos de partida para diversas mediciones sobre el registro una vez han sido localizados. La aplicación de la regla de decisión, para la identificación de los complejos QRS, selecciona aquellos latidos que están dentro de unos rangos establecidos. El preprocesado de la señal permite obtener señales intermedias del ECG, de gran utilidad para identificar y determinar todas y cada una de las ondas que componen el registro electrocardiográfico.

La detección de los puntos significativos permite determinar los inicios, picos y finales de las ondas P, Q, R, S y T, y sus respectivas amplitudes y duraciones. El análisis multiderivacional permite la detección de los complejos QRS y de los puntos significativos de cada onda para cada una de las derivaciones del registro electrocardiográfico.

La información acerca de la forma de las ondas, los valores de sus intervalos, amplitudes y duraciones, así como también la presencia o ausencia de ellas, son determinantes en el diagnóstico de patologías cardíacas.

Es de destacar en este capítulo el método desarrollado para la detección de las ondas F, fundamentales para el diagnóstico de fibrilación auricular y flutter auricular, patologías de considerable riesgo para la salud del paciente.

Partiendo de los intervalos RR, se determinan ventanas de búsqueda para las ondas F, se aplica el criterio del umbral en la señal derivada para detectar sus inicios y finales, y el criterio de amplitud para determinar efectivamente la existencia de ondas F y que puedan ser tratadas fisiológicamente como tales. El criterio del umbral en la señal derivada se muestra suficientemente robusto, para identificar inicios y finales de ondas F, frente a oscilaciones suaves de la línea de base. Cada ventana está definida en función de la longitud del tramo

(definido como final de un QRS e inicio del siguiente). Las sucesivas ventanas de búsqueda se van adaptando en función de la ausencia o presencia de ondas F en las ventanas anteriores. La cuantificación de las ondas F permitirá posteriormente determinar la presencia o no de fibrilación o flutter auriculares.

Finalmente, el procesado de la señal electrocardiografica presenta, como información de salida de esta etapa, todos los valores que determinan las duraciones de cada uno de los intervalos, y de los complejos QRS, así como las amplitudes y duraciones de cada una de las ondas características del ECG. Esta información es la que recibe el sistema automático SAYDAC, para el diagnóstico de las arritmias cardíacas.