

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

# Capítulo 4

## Entorno de programación ART

### 4.1 Introducción

Son muchos los entornos de programación que permiten desarrollar sistemas informáticos con un determinado fin. Las herramientas informáticas han evolucionado a lo largo del tiempo facilitando los entornos de programación para un número muy elevado de aplicaciones en diversos campos.

Un sistema experto es una aplicación informática que permite extraer la experiencia, en forma organizada, de uno o más expertos. El conocimiento del experto humano se codifica en una serie de reglas, y se aplica a una base de conocimiento estructurada especialmente, que contiene información acerca de una situación real o hipotética. Tomando las acciones especificadas por las reglas, el ordenador simula la conducta del experto humano confrontándola con la misma situación.

Para el desarrollo de esta tesis se ha elegido el entorno de programación ART por la flexibilidad que presenta en el manejo de la información, así como también su potencia para desarrollo de aplicaciones complejas, como son las relacionadas con el campo médico, dada la complejidad de la adquisición del conocimiento y el tratamiento de éste para obtener un buen y apropiado diagnóstico.

En los siguientes apartados de este capítulo se hace una breve introducción del manejo de la herramienta de trabajo utilizada: el ART. Ello permitirá la descripción detallada en el capítulo 6 del software desarrollado en este trabajo. Se ha elegido el ART, frente a otras herramientas de trabajo, por sus excelentes prestaciones que se describen a lo largo de este capítulo. La estructuración

del ART permite una gran interrelación entre el ingeniero de conocimiento y el experto humano. El estado de la base de conocimientos y el ciclo de razonamiento del ART engloban todo el proceso seguido por éste.

Las descripciones del conocimiento declarativo y procedural que se presentan en los próximos apartados indican claramente las formas de adquisición de este conocimiento y sus estructuras. El apartado que trata del *data-driven computation* describe el comportamiento interno del sistema para el manejo de la información que recibe. La *interfase ART Studio* es la herramienta amigable para el desarrollo de la aplicación. Finalmente en la descripción del código ART se da un repaso rápido a la forma e interpretación de las instrucciones que lo componen.

El ART "Automated Reasoning Tool"<sup>1</sup> es una herramienta completa para el desarrollo de sistemas expertos. Las principales componentes son:

- El lenguaje para la representación y programación del conocimiento.
- El motor de inferencia.
- El ambiente de programación.

#### ● El lenguaje ART

El ART permite la organización del conocimiento declarativo a través de la base de datos, y el conocimiento procedural dentro de las reglas, que manipulan el conocimiento de la base de datos para llegar a sus decisiones.

El ART utiliza cuatro componentes de ayuda (hechos, esquemas, reglas y el campo de validación) para representar una aplicación. Adicionalmente el ART tiene un compilador que mapea el lenguaje dentro del código Lisp y lo integra en el entorno Lisp. El compilador asegura al programador ART una velocidad de ejecución óptima para realizar la aplicación.

#### ● El motor de inferencia del ART

El ART tiene un potente motor de inferencia que razona con el conocimiento declarativo y procedural capturado con su lenguaje, para generar las conclusiones de la aplicación.

Usando la base de conocimiento el motor de inferencia intenta identificar un patrón conocido en una situación específica, y lo aplica asociado a las acciones procedurales comparándolo con sus patrones, repitiendo el ciclo hasta alcanzar una meta específica. La diferencia entre el sistema

---

<sup>1</sup>definición en inglés del término ART.

manipulador del ART y un sistema de software tradicional es que las piezas de conocimiento no están incluidas en su totalidad en la estructura de control, pero se encuentran en la base de conocimiento. Una regla se activa cuando la situación descrita en ella se produce, es decir, cuando sus condiciones son satisfechas. En cambio, el correspondiente estado *If... Then* en un programa convencional se aplica únicamente cuando éste es ejecutado.

Para la interpretación de reglas expertas independientes, el motor de inferencia ART decide la secuencia de acciones que es mejor para cada problema. A través de un mecanismo de alcance, el motor de inferencia puede considerar simultáneamente varias soluciones hipotéticas para un problema simple.

- **El ambiente de programación ART**

El ART incluye un entorno interactivo desarrollado (el *ART studio*) que accede a un editor y ofrece monitorización y ayudas de *debugging* para la aplicación procesada. Además contiene herramientas para la construcción de interfaces de usuarios.

## 4.2 Características del ART

Las características del ART son:

- **Programación basada en reglas.** Característica que permite la integración del encadenamiento de reglas hacia adelante y hacia atrás con un potente lenguaje de equiparación de patrones.
- **Representación del conocimiento basado en esquemas.** Permite el razonamiento acerca de los objetos y de sus relaciones con otros.
- **Campo de validación.** Modeliza alternativas hipotéticas y situaciones que cambian dinámicamente con el tiempo.
- **Interfase ART studio.** Es un entorno de desarrollo interactivo con ayuda de monitorización y *debugging* para el desarrollo del sistema.
- **ARTIST.** Es un paquete de interfase gráfica para crear una interfase de usuario, utilizando menús.

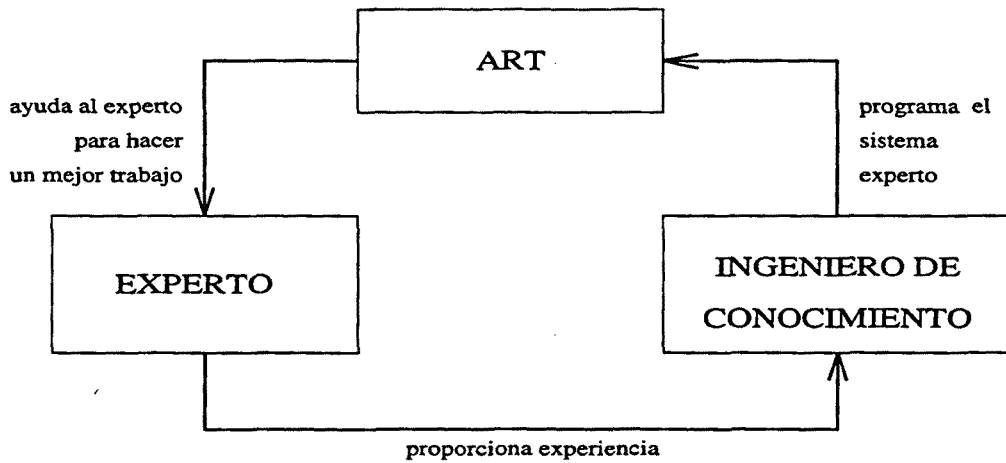


Figura 4.1: Interrelación del ART con el experto humano y el ingeniero de conocimiento.

La información del experto humano la codifica el ingeniero de conocimiento en lenguaje ART. Una vez desarrollado el programa y ejecutado, su conducta es criticada por el experto para ayudar al ingeniero de conocimiento a ampliar y refinar el programa ART. Este ciclo se repite varias veces en el desarrollo del sistema experto, es llamado “desarrollo incremental”. Cada vez que se completa un ciclo, el programa es más potente y más “inteligente” asistiendo al experto. La figura 4.1 presenta un esquema de la interrelación del ART con el experto humano y el ingeniero de conocimiento.

### 4.2.1 Expresiones en lenguaje ART

Una expresión en lenguaje ART está dada de la forma:

$$\begin{aligned}
 & ( \langle \text{declaración} \rangle \langle \text{nombre} \rangle \text{ “descripción”} \\
 & \quad \langle \text{cuerpo} \rangle )
 \end{aligned}$$

siendo el símbolo < > delimitador de la expresión.

- Cada expresión está encerrada entre paréntesis.

- El primer término es una declaración ART. Las declaraciones ART son palabras reservadas, usadas para construir niveles altos de expresiones, esto es, una expresión no es contenida dentro de otra expresión.

El ART tiene diez declaraciones básicas:

- def-viewpoint-levels
- def-named-viewpoints
- defglobal
- defrelation
- deffacts
- defschema
- defaction
- defrule
- defcontradiction
- defexternal

El nombre de la expresión es el segundo término y se usa para identificarla. Se puede incluir opcionalmente un comentario para dar un detalle de la expresión, y que debe estar entre comillas. La descripción no se procesa por ART, simplemente se utiliza como referencia. El cuerpo de la expresión varía dependiendo de si son hechos, esquemas o reglas.

#### 4.2.2 El alfabeto ART

Para escribir hechos, esquemas y reglas se puede usar el siguiente alfabeto:

- Símbolos:

? @ ~ : <- = \$ & | #

- Números, por ejemplo:

1 30 -45 1.414 -0.55 100000

- Una palabra excepto las de las declaraciones ART.

- Una secuencia de palabras (frase) delimitadas por comillas.
- Un símbolo, número, palabra o frase contenidas como un término.
- Dos o más términos conectados con un guión.

### 4.2.3 Estado de la base de datos

La base de datos del ART tiene dos estados: el estado inicial y el estado actual.

#### a.- Estado inicial

El estado inicial incluye todos los ficheros de la aplicación el contenido inicial de los hechos y todas las reglas que el ART necesita para comenzar el razonamiento del proceso. Los hechos y las reglas que se cargan de los ficheros de aplicación forman la base de datos inicial. Los hechos que son incluidos posteriormente o retirados por el proceso de desarrollo no afectan el estado inicial de la base de datos.

#### b.- Estado actual

Una vez comienza a operar el ART, las reglas y los hechos del estado inicial interactúan y cambian la información en la base de datos. Este estado de flujo es el estado actual de la base de datos. Al mismo tiempo, ésta refleja las conclusiones que el ART ha obtenido hasta ese momento. Para retornar al estado inicial de la aplicación se tiene la función *reset*. Cada vez que se aplica *reset*, el ART ignora todas las conclusiones obtenidas anteriormente, borra totalmente el estado actual y retorna al estado inicial. Por tanto, el estado actual es borrable y el estado inicial es recuperable.

Se puede modificar el estado inicial de la base de datos añadiendo hechos y reglas, cambiando los ficheros de la aplicación. El ART permite hacer esos cambios por dos caminos:

- grabando la información y volviendo a cargar los ficheros modificados luego de un *reset* de la base de datos.
- compilando en forma incremental la parte del fichero modificada. Esta operación modifica el estado inicial de la base de datos haciendo un *reset* incremental y continua ejecutando la aplicación.

#### 4.2.4 Ciclo de razonamiento ART

El ciclo de razonamiento del ART comienza con los hechos y las reglas en el estado inicial de la base de datos y lo repite hasta encontrar sus conclusiones. Cada ciclo está compuesto de tres estados:

### Match      Select      Fire

#### a.- Match

*Match* compara los hechos de la base de datos con los patrones (*pattern-matching*) de la parte izquierda de la regla. Únicamente esas reglas que satisfacen todos los patrones son activadas, es decir, son puestas en una agenda listas para ser disparadas.

#### b.- Select

*Select* selecciona la activación más importante de todas las reglas que se encuentran en la agenda. La importancia relativa de una regla puede ser especificada con la función *saliency*, que designa prioridad a una regla.

#### c.- Fire

*Fire* consiste en ejecutar la regla (desarrollar la parte derecha de ésta). Si se trata de imprimir un mensaje, ART lo imprime. Si consiste en cambiar un hecho en la base de datos, ART modifica el hecho.

Después de ejecutada la regla, comienza un nuevo ciclo. Si la activación de la regla disparada cambia la base de datos, el nuevo ciclo comienza con este cambio. Dado que únicamente una activación es disparada en cada ciclo, algunas reglas pueden ser satisfechas mucho tiempo antes de ser disparadas. Así mismo, como el disparo de una activación usualmente cambia la base de datos, algunas reglas, inicialmente confirmadas y activadas en la agenda, puede que nunca sean disparadas porque sus equiparaciones pueden ser invalidadas por los cambios producidos, siendo eliminadas de la agenda.

El ciclo se repite hasta que los hechos no encuentren patrones para comparar y la agenda esté completamente vacía.



## 4.3 Conocimiento declarativo

La potencia de un sistema experto está dada en parte por la adquisición del conocimiento. El ART tiene un lenguaje flexible para la organización del conocimiento declarativo dentro de la base de datos, y el conocimiento procedural a través de las reglas. En un programa ART, el conocimiento incorporado en las reglas se usa para manipular el conocimiento en la base de datos de un estado deseado.

### 4.3.1 Facts

En ART, un *fact*<sup>2</sup> es una pieza fundamental del conocimiento, que consta de dos partes, una proposición y una extensión

$$\text{FACTS} = \text{Proposición} + \text{Extensión}$$

Una proposición es una declaración que se reconoce como un *fact*. Una proposición puede ser una clase de declaración expresada en palabras o en ecuaciones.

$$\text{PROPOSICIÓN} = \text{Declaración de existencia o valor}$$

La segunda componente de un *fact* es la extensión. Intuitivamente la proposición depende de un estado específico de tiempo. La extensión de un *fact* describe las circunstancias en las cuales el *fact* tiene sentido.

$$\text{EXTENSIÓN} = \text{Campo de validación de un fact}$$

En la práctica, la extensión de un *fact* describe el campo de validación en el cual éste es cierto.

### 4.3.2 Schema

Un *schema*, o esquema, es una colección de *facts* que representan un objeto o clase de objetos que comparten ciertas propiedades.

$$\text{SCHEMA} = \text{Descripción múltiple de un objeto}$$

---

<sup>2</sup>del inglés, que en el código ART significa hecho, y se seguirá definiendo como *fact* a lo largo de este trabajo, *facts* en plural.

Cuando los esquemas están relacionados entre ellos, automáticamente las características del más general son heredadas por los esquemas descendientes. La herencia es una potente herramienta para la estructuración de la base de conocimiento. La herencia puede originarse desde diferentes caminos.

A través del uso de *facts* y esquemas, un ingeniero de conocimiento puede estructurar fácilmente una base de conocimientos.

### 4.3.3 Estructura *viewpoint*

Otra de las ventajas del ART es el mecanismo *viewpoint*<sup>3</sup>. El mecanismo *viewpoint* permite modelar alternativas hipotéticas usadas para explorar estados de procesos que cambian con el tiempo.

El ART puede seguir caminos hipotéticos de metas. Esto hace que se pueda construir un árbol o una red estructurada de *viewpoints* relacionados. Cuando se encuentra una bifurcación en el camino (figura 4.2), el ART hipotetiza los dos nuevos *viewpoints* y continúa por ambos caminos hasta saber dónde terminan.

Si encuentra futuras bifurcaciones, sigue generando hipotéticos *viewpoints* y continúa a través de ellos. De acuerdo con lo planteado en el trabajo de la herencia, ART entiende que el *viewpoint* 3b (figura 4.3), hereda la historia de los *viewpoints* anteriores. El camino representado por el *viewpoint* 3b es actualmente “desde inicio, izquierda de la primera bifurcación, derecha de la segunda bifurcación”.

El ART está estructurado para eliminar bifurcaciones que no son productivas, de la estructura de *viewpoint*. Este proceso se denomina rechazo de los *viewpoints* no deseados. Por ejemplo, la figura 4.4, presenta la nueva estructura de los *viewpoints* cuando son rechazadas todas las bifurcaciones de la izquierda. Los *viewpoint* rechazados desaparecen automáticamente de la estructura cuando son eliminados.

A veces es conveniente en ART mezclar *viewpoints*. El ART tiene dos *viewpoints*, los chequea para ver que son compatibles, y crea un tercer *viewpoint* que hereda todas las características de los dos padres ascendientes. Esto es especialmente útil en aplicaciones donde la mezcla de dos o más soluciones parciales completan un plan.

---

<sup>3</sup>término utilizado por el código ART para indicar campo de validación o campo de aplicación; se seguirá tratando con la definición inglesa a lo largo de este trabajo.

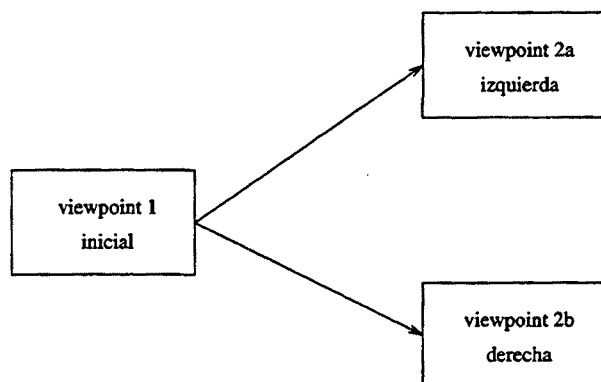


Figura 4.2: Estructura viewpoint, una bifurcación

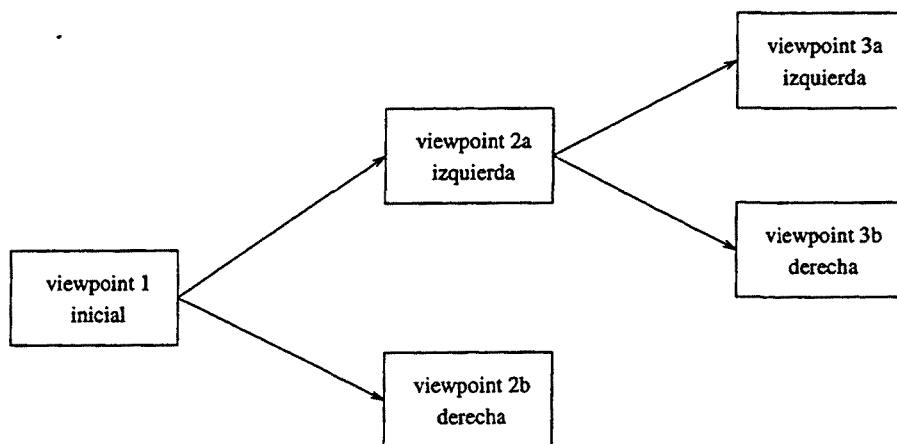


Figura 4.3: Estructura viewpoint, varias bifurcaciones

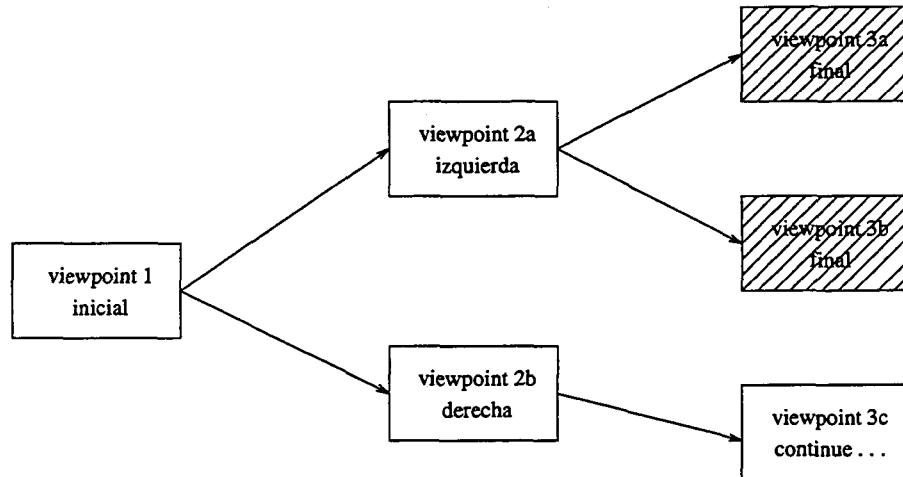


Figura 4.4: Estructura viewpoint, rechazadas las bifurcaciones de la izquierda.

## 4.4 Conocimiento procedural

Además del conocimiento declarativo en forma de *facts* y esquemas, un sistema experto requiere de una base de reglas. Esta es una lista de reglas sugeridas por el experto humano. Cada regla es una pieza independiente de información procedural, que es llamada por el sistema como consecuencia de una serie de circunstancias determinadas.

### 4.4.1 Reglas con encadenamiento hacia adelante

Una regla es un estado “IF - THEN”<sup>4</sup> en términos de informática. La diferencia entre una regla en un sistema experto y un “IF - THEN” en la programación convencional es que las reglas en el sistema experto son automáticamente aplicadas cuando ocurren las circunstancias apropiadas, mientras que el *if-then* en la programación convencional es ejecutado dentro del proceso de flujo normal del programa.

**RULE = [ IF esto ocurre ] [ THEN hacer esto ]**

El ART soporta el encadenamiento hacia adelante y el encadenamiento hacia atrás (este último discutido en el apartado 4.4.2). Estos procesos

<sup>4</sup>expresión de condicional, en términos informáticos.

determinan el camino seguido para el razonamiento del sistema. En el caso del encadenamiento hacia adelante, la presencia de un *fact* cierto en la base de datos activa las reglas para encontrar las conclusiones apropiadas. El razonamiento en dirección hacia adelante va de los hechos a las conclusiones, y se denomina *forward chaining* (encadenamiento hacia adelante).

Una regla se define con más precisión como una serie de *condiciones* asociado con una serie de *acciones* propuestas.

**RULE = [ condición ] + [ acción ]**

Las condiciones deben estar en la base de conocimiento antes de que el ART pueda tomar alguna acción de la regla. Las acciones representan ejecuciones que el ART propone desarrollar si encuentra datos que se adecúen a los patrones de las reglas. Se habla de acciones propuestas porque en algunas circunstancias resultan activadas varias reglas a la vez. En estos casos, el ART decide qué reglas son ejecutadas y en qué orden.

#### a.- Una regla típica

Una regla típica está compuesta por una o más condiciones a cumplir, para poder desarrollar sus conclusiones.

```

RULE: Nombre de la regla
    IF (condición a cumplir)
    ...
    =>
    THEN (conclusión a desarrollar)
  
```

El símbolo ( $=>$ ) se usa en el código ART para separar los patrones de las acciones de la regla. Esta es una regla absoluta en la que se realiza una operación determinada en la base de datos. Si se añade nueva información a la base de datos, dependiendo de las circunstancias es posible que esta nueva información haga disparar nuevas reglas.

#### b.- Reglas hipotéticas

Otro tipo de regla del ART que permite seguir posibilidades hipotéticas es la siguiente:

**HYPOTHETICAL RULE = [ IF esto ocurre ] [ THEN esto hipotético ]**

RULE: Nombre de la regla

```

IF (schema nombre (condición a cumplir))
=>
THEN (conclusión a desarrollar)
    (hypothesize
      (schema nombre (acción)))
...

```

En este punto, el ART genera un árbol independiente de opiniones como alternativas posibles de solución.

Una regla hipotética son uno o más *viewpoints* hipotéticos que el ART procesa en paralelo para luego resolver confirmando uno en particular. Una regla hipotética sugiere alternativas.

#### c.- Reglas constraint

Una regla *constraint*<sup>5</sup> describe una situación que nunca puede ocurrir en un *viewpoint* válido. Por ejemplo, en el caso de *viewpoints* hipotéticos es usado para la definición de los pasos a seguir en un determinado plan.

CONSTRAINT RULE = [ IF esto ocurre ] [ THEN cancelar este viewpoint ]

RULE: Nombre de la regla constraint

```

IF (condición a cumplir)
=>
THEN (POISON este plan)

```

POISON<sup>6</sup> es un término del código ART para descartar un *viewpoint*.

#### d.- Reglas belief

Una regla *belief* es muy típica, necesaria en los sistemas expertos. Cuando en ART se desarrolla un *viewpoint* que es exactamente asociado a una situación deseada, se declara en este *viewpoint* aceptable.

BELIEF RULE = [ IF objetivo alcanzado ] [ THEN creer este viewpoint ]

<sup>5</sup>del inglés, definido como restricción, condición que obliga.

<sup>6</sup>del inglés, que en el código ART significa inactivación.

Cuando un *viewpoint* es aceptado como cierto, se le da entrada a la estructura de *viewpoints*. El *viewpoint* creado se combina con todos los anteriores *viewpoints* y genera una nueva raíz de la estructura de *viewpoints*.

#### e.- Oportunismo

Las reglas no se encuentran dentro de una estructura fija. El ART las ejecuta de acuerdo con la situación demandada *oportunísticamente*. Esta flexibilidad en responder a las circunstancias es una característica de los sistemas expertos en general, y del ART en particular. Las reglas son ejecutadas automáticamente cuando tienen la oportunidad, no cuando el programa de control de la estructura las ejecuta mediante estados IF-THEN del código.

### 4.4.2 Reglas con encadenamiento hacia atrás

Parte de la potencia del ART está dada en la emulación de la inteligencia según la habilidad para usar el *backward chaining*, o encadenamiento hacia atrás. Un proceso de razonamiento hacia atrás parte de las conclusiones deseadas hasta alcanzar una serie de *facts* que la sustenten. En *backward chaining* se tienen dos situaciones en particular:

- Cuando es necesario verificar o negar una conclusión, como en un programa de diagnóstico médico en el cual el sistema experto examina la respuesta antes de hacer el diagnóstico.
- Cuando se desea evitar la generación de numerosos *facts* equivalentes en la base de datos. Por ejemplo, si se tiene un *fact* de la forma  $(a = b)$ , podría no ser necesario tener almacenado el correspondiente *fact* de la forma  $(b = a)$ .

La conducta *backward chaining* del ART es generalmente de *forward chaining* desde los *goals*, o metas. Los *goals* son tomados de la base de datos similar a los *facts*, y las reglas del ART reaccionan de manera flexible. El ART genera exactamente la secuencia de *facts* necesarios para resolver el problema. Un sistema *forward chaining* encontrará la misma información, con algunos *facts* innecesarios generados por todas las equiparaciones de los *facts* iniciales.

## 4.5 Un “data-driven computation”

El concepto básico más importante en ART es el de *data-driven computation* que permite el manejo interno de la información generada por los *facts*, los esquemas y las reglas de tal forma que se optimicen los recursos obteniendo la mejor y más rápida conclusión.

En ART los *facts* activan las reglas. Un *pattern*<sup>7</sup> es ejecutado cuando es comparado con un *fact*. Esto significa que un *matching*<sup>8</sup> del *pattern* general está siendo encontrado. Si una regla contiene múltiples *patterns*, no todos tienen que ser llamados para compararlos. El ART puede activar reglas *backward-chaining* para ejecutar aquellos *patterns* necesarios para ejecutar la regla.

Si todos los *patterns* de una regla se llaman, comparan y confirman, entonces el ART crea una activación de la regla. La activación de la regla significa que el ART tiene identificada una única colección de *facts* que satisface las condiciones de ésta. El ART puede encontrar, por diferentes caminos, varias activaciones de la misma regla al mismo tiempo.

Las activaciones se envían a la agenda, la cual tiene una lista de todas las actuales, y que compiten con el oportunismo del sistema. El ART evalúa esta lista y activa únicamente la más importante, la ejecuta.

Después de disparada una regla, el ART revisa la agenda, considerando el estado actual, cambia la base de datos, y ejecuta de nuevo la activación más importante de la agenda revisada. Este ciclo se repite hasta que sea interrumpido, o se encuentre con la agenda vacía.

Cuando un nuevo *fact* se añade a la base de datos, éste es aplicado inmediatamente a los *patterns* de las reglas apropiadas, que genera una serie de movimientos previos al cierre de la agenda. Una regla entra en la agenda cuando tiene los últimos *patterns* comparados por el nuevo *fact*. Por tanto, un nuevo *fact* confirmado es el único factor que puede activar una regla.

Una excepción es la activación de reglas por la retirada de un *fact* en ciertas circunstancias especiales. Por ejemplo, una regla diseñada para ser disparada únicamente en la ausencia de cierto *fact*, se ejecutará en el instante en que el *fact* es retirado de la base de datos.

Es importante anotar que en algunas aplicaciones del ART se puede

---

<sup>7</sup>del inglés utilizado para definir patrones; en este trabajo serán utilizados indistintamente los términos *pattern* y patrones.

<sup>8</sup>del inglés, acción de comparar, equiparar; será utilizado el término *matching*.



encontrar la situación donde se quiere que una regla se dispare repetidamente para los mismos *facts*. Esta regla puede ser reactivada mediante un nuevo *fact*, actuando como un contador por cada vez que sea necesario activarla.

## 4.6 La interfase ART Studio

El *ART studio*<sup>9</sup> es un ambiente flexible e interactivo en el cual el usuario de ART desarrolla y refina los programas. Está formateado como una colección de ventanas que aparecen, desaparecen, se acumulan, cambian y se mueven de acuerdo con el deseo del usuario.

El *studio* está dividido en tres partes, la revisión de la base de conocimiento, el monitor de ejecución y el ARTIST *studio* gráfico. Los tres módulos tienen la capacidad de responder a través del teclado o del ratón, y soportan la función de ayuda para la asistencia del ingeniero de conocimiento.

## 4.7 El código ART

Para la generación del código ART se detallan a continuación los pasos y las herramientas utilizadas.

### 4.7.1 Creación de un fichero

Cuando se edita un fichero de la base de conocimiento en ART se deben satisfacer ciertos formalismos. El fichero comienza con información introductoria:

```
;;; - * - Mode: ART; Base: 10; Package: ART-USER - * -
;;; Breve descripción del contenido del fichero
```

La primera línea es un mensaje de modo *mode line*, y declara el modo de edición como "ART"; los ficheros se cargan dentro del paquete *art-user*, y los números de los ficheros serán interpretados en base 10. Con este modo de edición, y utilizando el editor integrado EMACS, permite hacer balance automático de los paréntesis para el control de la sintaxis del programa. Las líneas siguientes son comentarios para identificar el tipo de fichero que es.

<sup>9</sup>definición del ART, herramienta para la ejecución de una aplicación.

Otro de los requerimientos de los ficheros ART, es que el nombre del fichero debe llevar por extensión `.art`. Esta extensión hace diferencias críticas en términos de una carga y compilación correcta de la aplicación.

## 4.7.2 Utilización de facts

En ART, un *fact* es una proposición válida en un particular *viewpoint*. Un *fact* en la base de datos ART es:

(RELACION-NOMBRE seguida de cero o más argumentos)

En general, un *fact* está expresado con un nombre de relación en la primera posición. Este nombre describe alguna propiedad o relación con los argumentos que le siguen. Por ejemplo se definen como *facts* las siguientes relaciones:

(suma 3 4)

(suma 4 3 igual 7)

(temperatura reactor-core 534 C)

El camino estandar dentro del ART para definir *facts*, es en la declaración `deffacts`, por ejemplo:

(`deffacts estado inicial`

(suma 3 4)

(suma 4 3 igual 7)

(temperatura reactor-core 534 C))

Una declaración `deffacts` es un entorno en el cual se definen los *facts*. La palabra `deffacts` es seguida por un nombre. El ART identifica los *facts* con números, por ejemplo:

F-4 (TEMPERATURA REACTOR-CORE 534 C)

F-3 (SUMA 4 3 IGUAL 7)

F-2 (SUMA 3 4)

F-1 (| Initial Fact |)

El `fact 1` (`| Initial Fact |`<sup>10</sup>) es un *fact* especial usado por el ART internamente.

La declaración `deffacts` describe las características de cada familia de *facts*. Una familia de *facts* es una colección de *facts* en la que todos tienen el mismo nombre de relación. Las características de una relación se definen con la declaración `defrelation`.

```
(defrelation ...
```

Para describir el formato de un *fact*, supongamos que se tiene la siguiente información: “Esta persona es mayor que otra”. En formato típico de un *fact* se tiene :

```
(MAYOR-QUE Tom Joan)
```

En un formato fijo el nombre de la relación (*mayor-que*) es el primer elemento del *fact*, y está seguido de dos argumentos, una persona mayor (Tom) y una joven (Joan). Para definir la relación “mayor-que” en ART, se escribe en una línea de código

```
(defrelation mayor-que (?persona-mayor ?persona-joven))
```

Esta definición de relación comienza con la declaración `defrelation` seguida del nombre de la relación, en este caso `mayor-que`, luego la lista de argumentos, incluidos entre paréntesis. Los argumentos se describen como una lista de variables ART.

En ART es posible presentar una sintáxis alternativa para las proposiciones (los *facts* regulares y esquemas *facts*), para entrada, salida, o entrada y salida. La sintáxis alternativa es referida al lenguaje natural. El lenguaje natural puede ser especificado para usarse con *facts*, reglas y esquemas. Por ejemplo, puede ser explícitamente definido dentro de una declaración `defrelation`,

```
(defrelation mayor-que (?persona-mayor ?persona-joven)
  (syntax (?persona-mayor es mayor que ?persona-joven)))
```

---

<sup>10</sup>del código ART.

se ha adicionado una línea con **syntax**. La línea de **syntax** contiene de forma más reordenada y reeditada la información presentada en el formato del *fact*. El formato natural de la secuencia contiene las variables (*?persona-mayor*, *?persona-joven*) que son los elementos fijos del *fact*, presentados en una versión natural.

Al compilar la declaración **defrelation**, se tiene el *fact* en la base de datos como:

F-3 TOM ES MAYOR QUE JOAN

Otros tópicos considerados en el tratamiento de facts son:

- Adicionalmente al **deffacts**, se tiene el comando **undeffacts**. Este comando elimina *facts* de la base de datos. Se usa en la *interfase Studio* como ayuda en el *debugging*.
- Los facts también pueden ser afirmados y retirados por reglas. Es la esencia del *data-driven computation*.
- Usando **defrelation** se pueden dar propiedades dinámicas a las relaciones como transitividad, reflexividad, simetría y anti-simetría.
- En ART, los *facts* pueden ser lógicamente dependientes de los *facts* precedentes. Si un *fact* precedente es retirado, el nuevo *fact* desaparecerá de la base de datos.

El ART soporta una sofisticada representación de datos *frame-like*<sup>11</sup> para describir los objetos nombrados. El sistema de esquemas es completamente compatible con la base de datos de *facts*, y por tanto en el programa se pueden tener ambas formas de representación de datos, dentro de la misma regla.

### 4.7.3 Utilización del sistema de esquemas

Un esquema es una colección de *facts* que representa un objeto o clase de objetos que comparten ciertas propiedades. En ART, una base de esquemas está definida en términos de una o más redes semánticas. La red o gráfica muestra el propósito o la relación de un objeto con otro, conocido como gráfico de relación. Una red semántica es un medio de organización del conocimiento

---

<sup>11</sup>término utilizado en ART para denotar estructuras semejantes, macros similares o parecidos.

definiendo objetos en términos de las relaciones de unos con otros. Por ejemplo, un árbol familiar puede ser una red semántica mostrando la relación entre varios miembros de la familia.

La definición de un esquema en ART es un símbolo que representa “una persona, lugar o cosa”. La definición general está dada por:

```
(defschema nombre
  "documentación"
  (slot)           ; Comentario siguiendo el
  (slot)           ; punto y coma,
  (slot))          ; paréntesis balanceados
```

La función está delimitada por paréntesis, comenzando con la declaración *defschema*. Esta es seguida por el nombre del esquema, que puede ser un simple símbolo, una palabra o una frase. El nombre del esquema es seguido opcionalmente por una línea de documentación delimitada por comillas (“ ”). Luego le siguen una serie de *slots*<sup>12</sup> que contienen la información acerca del esquema. Los *slots* son *facts*, que describen la información válida para el esquema. Es recomendado usar el final de la línea para comentarios, que comienzan con un punto y coma (;) y documentan la aplicación.

#### a.- Declaraciones de slot simples

Una definición de esquema está seguida de declaraciones simples de *slots*. Cada declaración de *slot* consta de dos partes, el nombre y el contenido. El nombre es una etiqueta permanente que identifica al *slot*. El contenido puede cambiar con las acciones de las reglas del ART.

```
(defschema nombre
  "documentación"
  (slot-1 contenido-1 )
  (slot-2 contenido-2)
  ...
  (slot-n contenido-n))
```

---

<sup>12</sup>término utilizado para definir posiciones o partes de información.

### b.- Relaciones de herencia estándar

El ART puede construir redes semánticas de esquemas en las que uno puede ser parcialmente definido por la relación de otros esquemas. El ART tiene dos relaciones de herencia que pueden ser usadas para unir esquemas dentro de una red de relaciones. Estas relaciones de herencia toman forma especial de *slots* que unen un esquema definido con otro. Con la herencia, la información originalmente definida en un esquema es automáticamente copiada y usada en el esquema relacionado.

El ART tiene dos relaciones de herencia estándares:

- (**is-a ...**) Esta relación une un concepto general con otro.
- (**instance-of ...**) La gran diferencia es que el esquema en cuestión representa uno de su misma clase.

Una relación, que une un esquema con otro implica la existencia de una relación inversa. Los inversos de las relaciones estándares de herencia son:

- (**kinds ...**) Es el inverso de **is-a**.
- (**has-instances ...**) Es el inverso de **instance-of**.

El ART reconoce las herencias unidas como pares naturales. Un **instance-of** situado entre dos esquemas, automáticamente implica que un **has-instances** existe en la dirección contraria. Esto significa que para cada tipo de *slot is-a* e *instance-of* unidos, el ART automáticamente compila e inserta los correspondientes *slots kinds* y *has-instances* en el esquema apropiado. La herencia puede ocurrir para múltiples nodos, y no necesariamente en línea recta de secuencias.

La raíz absoluta de una base de conocimiento son los esquemas. El núcleo de los esquemas define la conducta de los *slots* y sus relaciones en el sistema. La declaración de relación, **relation** del esquema define cómo se relaciona cada acto. La declaración de relación de herencias, **inh-relation** define la conducta de las relaciones de herencia, que están a su vez definidas en *slots* con valores dentro de otros esquemas, o heredados de otras relaciones.

Para obtener la información de los esquemas en lenguaje natural se incluye un *slot-output* que contiene el nuevo formato.

```
(defschema vocalización
  (instance-of slot)
  (slot-output (el sonido hecho por ?schema es un
    ?value)))
```

**Slot-output** es el nombre de un *slot* especial que define el formato de salida de un *schema fact*. Igualmente, también pueden ser usados los slots **slot-input** para definir la sintaxis de entrada de un *schema fact*, y **slot-input-output** para definir tanto la entrada como la salida.

#### 4.7.4 Patterns

El conocimiento humano se representa de dos formas. Una a través de *facts* y esquemas que representan el conocimiento declarativo, donde la información es leída y manipulada por el sistema. El otro tipo de representación del conocimiento es el conocimiento procedural que está escrito en forma de reglas.

##### a.- Reglas con encadenamiento hacia adelante

Conocido comúnmente como *forward chaining*. Significa que el razonamiento se hace de las condiciones a las conclusiones. Una regla típica tiene la forma:

```
(defrule <nombre>
  < IF condición existe >
  =>
  < THEN ejecute acción >
```

Cada regla comienza con la palabra **defrule** seguida del nombre de la regla, con la lista de condiciones. El símbolo **=>** se usa en el código ART para separar el final de las condiciones del comienzo de las acciones.

```
(defrule <nombre>
  < left-hand side >
  =>
  < right-han side >
```

La parte izquierda de una regla que consiste en las condiciones, tiene que ser satisfecha completamente antes de que sea ejecutada la acción correspondiente a la parte derecha de la regla. Cuando hay más de

una condición, el ART asume que todas las condiciones tienen que ser cumplidas. Se trata pues de una función AND implícita encadenando todas las condiciones de la parte izquierda de la regla. No se puede escribir la función AND como parte de la regla.

Las condiciones toman la forma de *patterns* y *tests*. Los *patterns* son partes arbitrarias de código que dicen al ART qué partes de los *facts* tienen que ser equiparadas. Los *tests* introducen pequeñas secciones de código procedural que analizan una vez entrado el *fact* la relación que hay con el *viewpoint* del *pattern-matching*.

#### b.- Patterns literales

Un *pattern* define exactamente un *fact* en la base de datos que éste compara. Esto se llama un *pattern literal*. Por ejemplo, en una regla trivial se activa la proposición (esto es, un *fact* exacto) en la base de datos:

(defrule <nombre>	← DEFRULE y nombre de la regla
(esto es un fact exacto)	← pattern literal
=>	← regla forward-chaining
< alguna acción >	← lista de acciones

#### c.- Wildcards

El ART tiene dos símbolos *wildcard* que pueden ser usados dentro de los *patterns*. El ART interpreta los símbolos *wildcard* como parte del *fact*. Estos *wildcars* son interrogación (?) y dolar-interrogación (\$?).

- ? compara exactamente un elemento del fact. Es un símbolo *wildcard* individual, ocupando el sitio de una sola cosa.
- \$? compara con algún elemento de un fact (puede estar vacío).

#### d.- Variables en los patterns

A veces se necesita encontrar la porción de un *fact* como una variable que pueda ser modificada luego. El ART utiliza *wildcard* variables como etiquetas para *wildcard* existentes. Por ejemplo:

?x      ?nombre      ?fun-def

que son variables para un solo elemento, y

?\$segmento      ?\$fin-lista      \$zz



variables para varios elementos.

#### e.- Tilde, ampersand y barra en patterns simples

El ART utiliza el símbolo de la tilde ( $\sim$ ), para la negación. Por ejemplo, una selección de elementos que no son de color rojo se presenta en la forma:

```
(defrule < nombre >
  (COLOR  $\sim$ rojo)
  =>
  < alguna acción > )
```

El ampersand (&) es el operador “and”, y conecta dos o más argumentos. Por ejemplo, una selección de elementos de color negro y que no sean rojos, se indica de la siguiente forma:

```
(defrule < nombre >
  (COLOR negro &  $\sim$ rojo)
  =>
  < alguna acción > )
```

La barra vertical (|) es el operador “or” para *patterns*. Por ejemplo una selección de elementos que son de color rojo ó azul se presenta de la forma:

```
(defrule < nombre >
  (COLOR rojo | azul)
  =>
  < alguna acción > )
```

Las funciones  $\sim$ , & y | tienen que ser usadas en un solo *pattern*, y no pueden conectarse *patterns* a través de estos operadores.

#### f.- Predicados con ampersand y dos puntos (&:)

Un predicado es una función que retorna un valor verdadero o falso. En ART los predicados retornan los valores T o nil.

Si se encuentra el símbolo &: en la construcción de un *pattern*, se lee como “y satisface” la condición siguiente. Por ejemplo, supóngase que se quiere encontrar todos los *facts* que contengan un elemento, pero únicamente si este elemento es un número, se indicará en la siguiente forma:

```
(defrule < nombre >
  (NUMERO ?x&: (evenp ?x))
  =>
  < alguna acción > )
```

En este *pattern*, la variable ?x encuentra el segundo elemento de este *fact*.

#### g.- Patterns acerca de esquemas

El ART soporta dos formas diferentes para escribir *patterns* con esquemas. Un estilo de *patterns* es el formato de esquema, de acuerdo con la definición de esquema presentada en el apartado 4.7.3. La otra forma es el formato triple, en el que aparece el actual *schema facts* en la base de datos.

##### - Formato triple

El formato triple se refiere al *pattern schema* escrito con tres elementos del *schema facts* en la base de datos. Llama cada *slot* de un esquema compilado como un *fact* de la forma

```
(slot-name schema-name slot-value)
```

##### - Formato schema

Es una notación especial de la versión de *patterns schema*. El *pattern* comienza con la palabra *schema* dentro de la definición de la regla (no con *defschema*). Este es seguido por una variable que normalmente corresponde al nombre del *schema*, y seguido de uno o más *slots*.

#### h.- Comparación con variables globales

El ART soporta un uso limitado de variables globales en programas basados en reglas, esto es, pueden ser definidas algunas variables globalmente con un cierto valor, y ser usadas en diferentes puntos del programa.

Las variables globales son definidas por la declaración **defglobal** seguida del nombre de la variable entre asteriscos. Un ejemplo:

```
(defglobal ?*pi* = 3.14159265)
```

#### i.- Condición de test

La función **test** es un test de verdadero/falso de comparación de predicados.

```
(defrule < nombre >
  (PUNTO ?x1 ?y1)
  (PUNTO ?x2 ?y2)
  (test (NOT (AND (?x1 = ?x2)
                  (?y1 = ?y2))))
=>
  < alguna acción > )
```

#### 4.7.5 Condiciones de las reglas

La parte izquierda de una regla típica contiene varias condiciones, cada una de las cuales tiene que ser satisfecha antes de que la regla pueda pasar a la agenda y ser ejecutada. Las condiciones son términos *if* en el formato IF-THEN de reglas.

##### a.- Condición AND

La regla consta de un IF-THEN donde IF es la parte izquierda y THEN la parte derecha.

```
IF < left-hand side > => THEN < right-hand side >
IF < esta condición existe > => THEN < ejecutar acción >
```

Esta representación presentada en el formato **defrule** corresponde a:

```
(defrule < nombre >
  (AND
    < pattern-1 >
    < pattern-2 > )
=>
  < ejecutar esta acción > )
```

La regla es válida si se cumplen las dos condiciones.

##### b.- Condición OR

La regla se ejecuta si una de las dos condiciones se cumple.

```
(defrule < nombre >
  (OR
    < pattern-1 >
    < pattern-2 > )
=>
  < ejecutar esta acción > )
```

#### c.- Condición AND explícito

La condición AND tiene que ser explícita cuando va incluida dentro de una condición OR.

```
(defrule < nombre >
  (OR
    (AND
      < pattern-1 >
      < pattern-2 > )
    (AND
      < pattern-3 >
      < pattern-4 > )
  )
=>
  < ejecutar esta acción > )
```

### 4.7.6 Acciones de las reglas

La parte izquierda de la regla (IF) está separada de la parte derecha (THEN) por el símbolo de inferencia =>. La parte derecha de la regla contiene las acciones a desarrollar. Las acciones pueden ser para generar modificaciones de la base de datos, añadir nuevos *facts*, eliminar otros, ó modificar partes de esquemas existentes.

#### a.- Afirmar nuevos *facts*

El comparar y afirmar un nuevo *fact* implica que éste aparezca literalmente como se desea en la base de datos. La función `assert` confirma el nuevo *fact*.

```
(defrule < nombre >
  < varias condiciones > )
=>
(assert (NUEVO fact)))
```

### b.- Retirar *facts*

Con el comando **retract** se pueden eliminar *facts* anteriores. Se puede encontrar la variable de entrada del *pattern* de la parte izquierda de la regla utilizando la notación “< - ” en la construcción. Luego, se ejecuta el comando **retract** de la variable.

```
(defrule < nombre >
  ?x< -(fact no deseado)
=>
(retract ?x))
```

### c.- Operaciones con esquemas

Igualmente se pueden utilizar las funciones de **assert** y **retract** trabajando con esquemas.

#### - Afirmar un nuevo esquema

```
(defrule < nombre >
  < varias condiciones > )
=>
(assert (schema nombre
  (slot-1 valor-1)
  (slot-2 valor-2)
  (slot-3 valor-3))))
```

#### - Retirar un schema

```
(defrule < nombre >
  (schema ?x
```

```

        (slot valor))
=>
        (retract ?x))

```

#### – Incluir nueva información en slots

Hay unas restricciones del ART en el manejo de las reglas para operar con *slots*.

- Una regla puede añadir un nuevo *slot* y valor a un esquema.
- Una regla puede añadir un nuevo valor a *slot* previamente vacío.
- Una regla no puede añadir un *slot* vacío a un esquema.
- Una regla puede añadir un nuevo valor a un *slot* múltiple.
- Una regla no puede añadir un nuevo valor a un *slot* simple que tenga ya un valor asignado.

Para modificar valores existentes se tiene el comando **modify** que permite modificar los valores de un *slot* en una regla determinada.

### 4.7.7 Declaraciones de “saliencia”

La declaración de *saliencia* permite asignar prioridades individuales a las reglas. La asignación del *saliencia* puede ser literal o global. Se encuentra declarado por la función **DECLARE**, seguido del término *saliencia* y luego del valor asignado, o de la variable global que designa el valor a tomar. Esta función se encuentra después del comando *defrule* y el nombre de la regla.

```

(defrule < nombre >

  (DECLARE (saliencia 100))
  ...

  (defglobal ?*var-global* = 1000000)

```

```
(defrule < nombre >
  (DECLARE (saliency ?*var-global*))
  ...)
```

El ART soporta una pequeña lista de variables *saliency* predefinidas.

<i>VARIABLE</i>	<i>VALOR</i>
*default-saliency*	0
*constraint-saliency*	1000001
*minimum-saliency*	-1000000
*maximum-saliency*	1000000

#### 4.7.8 Flujo de control en ART

El *saliency* es la forma de dar prioridad a una regla en la agenda. Cuando en la agenda existe una única regla, ésta es la seleccionada para ser disparada. Si existen más reglas, se selecciona la que tiene el más alto *saliency*.

El *saliency* se usa correctamente en tres circunstancias:

- Para estratificar una base de reglas dentro de una clase de reglas dedicadas a diferentes tareas.
- Para dar una mayor prioridad a una regla específica sobre el resto de las reglas.
- Para ayudar a utilizar reglas anteriores antes de que el resto del programa complete su ejecución.

Otro elemento para el control de los programas del ART es a través del control de *patterns*. Un control de *patterns* es un *pattern* literal de la regla que se compara con un control de *fact* en la base de datos. Si el *fact* está presente, la regla se dispara. El control de *fact* usualmente se compara en el primer *pattern* de la regla. Esto ayuda a no comparar innecesariamente subsecuentes *patterns* antes de que sea satisfecho el *pattern* de control.

El control de *facts* puede ser utilizado para enlazar con pequeños grupos de reglas estrictamente procedurales.

El control de programas en ART usando *salience* y control de *patterns* es muy simple, pero hay situaciones donde estas técnicas son muy primitivas para activar los resultados deseados. Ocasionalmente se necesita razonar acerca de las activaciones en la agenda. El mecanismo especial para razonar sobre la agenda se llama agenda declarativa. La idea es sugerir activaciones confirmando *facts* especiales antes de activar la regla directamente. Luego, la lista de activaciones sugeridas se examina, amplía y/o reduce a través de las acciones de la selección de reglas.

## 4.8 Ejecución de la aplicación

Las definiciones del ART se cargan desde un fichero y compilan incrementalmente dentro del entorno de la base de conocimientos. Una alternativa de introducir definiciones dentro de la base de conocimientos es entrando en un editor integrado, donde las definiciones son construidas, grabadas y compiladas incrementalmente.

El ART-IM *Studio* está completamente integrado con el editor EMACS que permite modificar definiciones, crear nuevas definiciones y hacer todos los cambios posibles, compilándolos incrementalmente dentro de la actual base de conocimientos.

La función *reset* es la operación del ART con el cual se inicializa el sistema, preparándolo para su ejecución. Un *reset* es requerido después de una o más definiciones introducidas dentro de la base de conocimiento vía *load*, que carga los ficheros de la aplicación. La operación de *reset* inicializa todos los datos de los DEFACTS y DEFSHEMA, y ejecuta las comparaciones de los datos cargados. Después del inicial *reset*, cada vez que se introduce una nueva definición al sistema, vía *load* o por un editor, un *reset* incremental se ejecuta automáticamente.

Después de ejecutado el *reset* se puede ejecutar cualquier comando de *run* para correr el programa. Se pueden ejecutar una o más reglas mediante los comandos de *run* o *step*.

La función *clear* elimina todos los objetos de la base de conocimiento.

*Browsing* es la operación para examinar la base de conocimiento, es decir, mirar el estado de la base de conocimiento en algún momento determinado, ó para el *debugging* de la base de conocimiento. El ART-IM *Studio* tiene una extensiva red de *browser* que facilitan estas tareas. El *browser* puede ser usado



dinámicamente modificando el estado de la base de conocimientos.

El menú *Browser* contiene puntos de entrada para reglas, esquemas, relaciones, *facts*, activaciones y preguntas. Las reglas *browser* son un objeto individual del *browser*, y permiten la manipulación directa de las reglas. Los *patterns* de una regla *browser* están dados por el siguiente código de color que indica los estados de las comparaciones:

- **ROJO**, *patterns* que no son llamados por ningún *fact* o esquema.
- **AMARILLO**, *patterns* que son llamados pero no son equiparados, cuando se toman en combinación con una sucesión de *patterns* por uno o más *facts*/esquemas.
- **VERDE**, *patterns* que forman parte de las equiparaciones.

El esquema *browser* es un tipo de objeto *browser* global que contiene todos los esquemas actuales de la base de conocimiento. Un código de color indica el estado actual del esquema:

- **GRIS**, indica un dato heredado, y no es explícitamente parte del esquema.
- **AZUL**, es parte de la definición de un *reset*, definido en un **DEFSHEMA**.
- **AMARILLO**, dato confirmado en runtime (confirmado por nivel o por una regla de dependencia lógica ó implícitamente confirmado por el sistema).
- **ROJO**, dato confirmado por una regla en runtime con dependencia lógica.

Finalmente, el ciclo de ejecución de un programa está dado por:

(clear) (load "*filename.ART*") (reset) (run)

## 4.9 Conclusiones

El ART es una herramienta integrada para la construcción de sistemas expertos. Está diseñado para facilitar la tarea de codificar el conocimiento del experto, a través de hechos y esquemas, en un camino natural. El ART permite tener expresiones en tandem de un mismo conocimiento en diferentes lenguajes, reservando un formato de prefijo para facilitar la programación y un formato de lenguaje natural para asistir al experto en la revisión del programa resultante. Acoplado con un sistema de menús de ayuda, revisión de características, compilación incremental y chequeo de sintaxis, el ART minimiza el tiempo de tarea de desarrollo, ejecución y mantenimiento del programa.

A través del uso de *facts* y esquemas, el ART puede modelizar virtualmente cualquier tipo de conocimiento en una base de datos. La flexibilidad de la base de reglas del ART (incorporando reglas de propósito general, reglas hipotéticas, reglas *constraint* y reglas *belief*) ayuda al ingeniero de conocimiento a transferir la experiencia humana dentro del formato de ordenador. El mecanismo *viewpoint* del ART soporta la exploración de alternativas hipotéticas y el modelizado de situaciones que cambian con el tiempo. La interfase de ART *studio* (*browser* y *monitor*) provee de una interfase flexible que ayuda al ingeniero de conocimiento en el diseño y en el *debugging* del sistema.

El código ART en general presenta una herramienta ampliamente manejable para la definición de cualquier tipo de conocimiento, mediante la combinación posible entre el razonamiento en encadenamiento hacia adelante y en encadenamiento hacia atrás.

Por todas estas prestaciones se ha elegido esta herramienta, cuya aplicación se describe detalladamente en la codificación y estructuración del sistema automático de ayuda al diagnóstico de Arritmias Cardíacas, SAYDAC, descrito en el capítulo 6.



# Capítulo 5

## DetECCIÓN DE FIBRILACIÓN Y FLUTER AURICULARES

### 5.1 Introducción

La actividad eléctrica del corazón en ciertos casos de desorden del ritmo cardíaco puede desencadenar una fibrilación ó flutter auriculares, caracterizados por la presencia de continuas ondas F en los intervalos RR. En el capítulo 3 se ha descrito el procedimiento desarrollado para la detección de dichas ondas (apartado 3.5).

La existencia o ausencia de ondas F determina que la morfología de la línea de base del ECG sea patológica o normal. Las amplitudes y duraciones de las ondas F influyen en la forma de la línea de base. Dependiendo de la variabilidad de sus amplitudes y duraciones, la línea de base se define como regular, parecida a dientes de sierra que caracteriza el flutter auricular, o irregular, que corresponde a la fibrilación auricular.

Desde el punto de vista clínico, la fibrilación y el flutter auriculares pueden ser esporádicos, o permanentes. Los efectos indeseables de la fibrilación auricular están en relación con una frecuencia ventricular rápida o irregular, falta de contracción de la aurícula, y presentación de embolias. El flutter auricular es más a menudo una arritmia de paso entre el ritmo sinusal y la fibrilación auricular (Bayés, 1992). Por lo tanto es de gran importancia médica detectar la presencia o no de ondas F, y el análisis de éstas para ayudar a un mejor diagnóstico del ECG.

En el desarrollo de esta tesis se diseña un sistema de ayuda al diagnóstico

automático de arritmias cardíacas, SAYDAC, de acuerdo con el código Minnesota. Las diversas arritmias están bien tipificadas con criterios objetivos a partir de las medidas realizadas sobre la señal ECG, tal y como se describe en el apartado 6.3. Sin embargo la descripción de la fibrilación y el fluter auriculares en el código Minnesota es cualitativa, a partir de la morfología de la línea de base. Este es el motivo por el cual se trata de forma aislada en este capítulo el proceso seguido para proponer un criterio automatizado del diagnóstico de estas patologías, en el sistema global SAYDAC diseñado.

La validación del proceso desarrollado para la detección de ondas F y el posible diagnóstico de fibrilación o fluter auriculares, ha sido aplicado a señales de la base de datos MIT-BIH, que presenta varios registros con estas dos patologías.

## 5.2 Antecedentes

De los trabajos realizados hasta la fecha cabe destacar la medida de la amplitud de las ondas F para cuantificar la existencia de fibrilación auricular (Aberg, 1970). Desafortunadamente, esta cuantificación produce cierta disparidad de diagnóstico cuando se compara con el diagnóstico de médicos cardiólogos (Morganroth y otros, 1979). Ello puede ser debido a que el índice de regularidad auricular no está dado necesariamente por la amplitud, o porque los algoritmos implementados de medida automática de ondas F presentan grandes limitaciones ante la presencia de ruido (Williams y otros, 1987):

Más recientemente se ha diseñado una técnica basada en medidas independientes del ritmo auricular y su regularidad (Rosenbaum y Cohen, 1990). Está desarrollada mediante la aplicación de la transformada de Fourier a múltiples segmentos de ECG con fibrilación y fluter auriculares, de donde se obtiene el ritmo auricular (frecuencia de los picos del espectro de potencia) y su regularidad (ancho de banda de los picos espectrales). El ancho de banda de los picos es independiente de los otros parámetros espectrales, por tanto se puede considerar como una medida útil de la sincronización auricular basada en las clasificaciones tradicionales del ECG. Con este método se encontró que aunque la forma de las ondas en la fibrilación auricular varía de latido a latido, su correspondiente espectro de potencia era morfológicamente estable a lo largo del tiempo. Si bien de los espectros de potencia obtenidos se obtuvo diferencia significativa entre las señales con fibrilación y fluter, la limitación del método consiste en determinar de forma automática los segmentos temporales sobre

los que se aplica el análisis espectral.

### 5.3 Análisis de las ondas F

Previo a la determinación de la presencia de ondas F, se han tomado registros ECG de 2 segundos de duración. Una vez determinada la presencia de ondas F, de acuerdo con el apartado 3.5, se analiza la regularidad de éstas para diferenciar entre el diagnóstico de fibrilación auricular y fluter auricular (Giraldo y otros, 1995a). Por cada tramo de señal se han calculado los siguientes parámetros: valor medio ( $\mu_a$ ), desviación estandar ( $\sigma_a$ ), y coeficiente de variación ( $\sigma_a/\mu_a$ ) para las amplitudes de las ondas F, y valor medio ( $\mu_d$ ), desviación estandar ( $\sigma_d$ ), y coeficiente de variación ( $\sigma_d/\mu_d$ ) para las duraciones de las ondas F.

El análisis de la morfología de la línea de base para identificar fibrilación y fluter auriculares, parte de la existencia de más de 2 ondas F por cada intervalo RR considerado, dado que si es menor este número puede tratarse posiblemente de las ondas P y T de cada latido no patológico.

### 5.4 Resultados

Se han seleccionado 20 segmentos de señales de la base de datos MIT-BIH diagnosticadas como fibrilación auricular y otros 20 con diagnóstico de fluter auricular (Giraldo y otros, 1995a). El análisis ha sido aplicado al canal 1 dado que es el canal en el que más claramente se pueden determinar las ondas F.

Las tablas 5.1 y 5.2 presentan los valores medios ( $\mu$ ) y coeficientes de variación ( $\sigma/\mu$ ) de las duraciones y amplitudes de las ondas F, respectivamente, en cada segmento de 2 segundos.

La tabla 5.3 presenta los resultados obtenidos del análisis estadístico de la comparación de la media de la duración de las ondas F y el coeficiente de variación de la duración. El coeficiente de variación de la duración de las ondas F presenta mayor significación estadística que el valor obtenido con la duración media.

La tabla 5.4 presenta los resultados obtenidos del análisis estadístico de la comparación de la media de la amplitud de las ondas F y el coeficiente de variación de la amplitud. En este caso, el coeficiente de variación de la

<i>DURACIONES</i>			
<i>Fibrilación</i>		<i>Flutter</i>	
$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d/\mu_d$	$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d/\mu_d$
102.29	0.367	74.70	0.342
91.44	0.286	67.64	0.254
91.60	0.325	68.80	0.225
84.36	0.287	85.50	0.154
85.33	0.251	84.40	0.190
98.67	0.356	80.89	0.236
78.89	0.345	78.78	0.227
60.88	0.394	80.90	0.250
66.63	0.393	73.33	0.153
71.10	0.532	75.56	0.162
72.30	0.302	75.13	0.152
82.10	0.254	75.50	0.115
112.10	0.299	85.00	0.153
90.00	0.425	70.63	0.064
104.20	0.310	79.13	0.134
116.439	0.302	73.60	0.253
115.00	0.454	87.75	0.106
104.00	0.413	81.78	0.188
93.67	0.339	89.43	0.228
103.00	0.369	114.43	0.288
$\overline{\mu_d}$	$\overline{\sigma_d/\mu_d}$	$\overline{\mu_d}$	$\overline{\sigma_d/\mu_d}$
95.99	0.368	84.36	0.204

Tabla 5.1: Valor medio ( $\mu_d$ ) y coeficiente de variación ( $\sigma_d/\mu_d$ ) de las duraciones de las ondas F, en cada segmento de 2 segundos.

AMPLITUDES			
Fibrilación		Flutter	
$\mu_a$ (mV)	$\sigma_a/\mu_a$	$\mu_a$ (mV)	$\sigma_a/\mu_a$
0.090	0.286	0.148	0.432
0.149	1.232	0.119	0.299
0.303	0.579	0.117	0.263
0.274	0.587	0.136	0.321
0.068	0.216	0.129	0.462
0.079	0.402	0.142	0.294
0.086	0.474	0.165	0.273
0.117	0.417	0.157	0.352
0.255	1.113	0.153	0.396
0.132	0.276	0.171	0.309
0.110	0.378	0.175	0.420
0.123	0.316	0.165	0.386
0.571	0.568	0.167	0.395
0.469	0.760	0.128	0.476
0.297	0.682	0.140	0.298
0.306	0.197	0.135	0.297
0.467	0.527	0.158	0.157
0.411	0.583	0.154	0.189
0.121	0.325	0.127	0.409
0.126	0.215	0.343	0.113
$\overline{\mu_a}$	$\overline{\sigma_a/\mu_a}$	$\overline{\mu_a}$	$\overline{\sigma_a/\mu_a}$
0.240	0.533	0.165	0.344

Tabla 5.2: Valor medio ( $\mu_a$ ) y coeficiente de variación ( $\sigma_a/\mu_a$ ) de las amplitudes de las ondas F, en cada segmento de 2 segundos.



Grupo	n	$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d/\mu_d$
		$\overline{\mu_d} \pm SD$ (ms)	$\overline{\sigma_d/\mu_d} \pm SD$
Fibrilación	20	95.99 $\pm$ 16.37	0.368 $\pm$ 0.071
Flutter	20	84.36 $\pm$ 10.76	0.204 $\pm$ 0.068
p		< 0.005	< 0.001

Tabla 5.3: Valores medios y desviación estandar de las medias ( $\mu_d$ ) y los coeficientes de variación ( $\sigma_d/\mu_d$ ) de las duraciones de las ondas F, en registros ECG de fibrilación y fluter auriculares.

amplitud de las ondas F es el que presenta el mejor resultado, pero no tan bueno como el obtenido con el coeficiente de variación de la duración de las ondas F.

## 5.5 Identificación de fibrilación y fluter

De acuerdo con los resultados obtenidos, se propone el siguiente criterio de diagnóstico: cuando en un intervalo RR se han identificado más de 2 ondas F y el coeficiente de variación de la duración de las ondas F es  $> 0.255$ , se trata de una fibrilación auricular. Por el contrario se diagnostica fluter auricular cuando en un intervalo RR se ha identificado más de 2 ondas F, y el coeficiente de variación de la duración de las ondas F es  $\leq 0.255$ . Aplicando estos criterios sobre señales de la base de datos MIT-BIH se ha obtenido una sensibilidad del 90%, tanto para la detección de la fibrilación auricular como del fluter auricular.

## 5.6 Ejemplos de señales con fibrilación y fluter auriculares

Las figuras 5.1 y 5.2 muestran a nivel de ejemplo señales ECG etiquetadas en la base de datos MIT-BIH como fibrilación auricular (registro 201.2:05 y

		$\mu_a$ (mV)	$\sigma_a/\mu_a$
Grupo	$n$	$\bar{\mu}_a \pm SD$ (mV)	$\overline{\sigma_a/\mu_a} \pm SD$
Fibrilación	20	0.240 $\pm$ 0.150	0.533 $\pm$ 0.274
Flutter	20	0.165 $\pm$ 0.047	0.344 $\pm$ 0.098
$p$		< 0.025	< 0.005

Tabla 5.4: Valores medios y desviación estandar de las medias ( $\mu_a$ ) y los coeficientes de variación ( $\sigma_a/\mu_a$ ) de las amplitudes de las ondas F, en registros ECG de fibrilación y flutter auriculares.

registro 202\_19:10), y que han sido diagnosticadas como tales por el sistema automático diseñado.

Las figuras 5.3 y 5.4 muestran así mismo señales ECG etiquetadas en la base de datos como flutter auricular (registro 202\_25:34 y registro 202\_25:41), y que han obtenido este mismo diagnóstico con el sistema automático diseñado.

## 5.7 Aplicación de la detección de ondas F en el sistema automático

En relación con el sistema automático de diagnóstico de arritmias cardíacas SAYDAC, la detección de las ondas F permite la posibilidad de determinar la presencia de fibrilación auricular o flutter auricular. Un número de ondas F en promedio superior a dos veces y media el número de latidos considerados permite identificar posibles irregularidades en la línea de base del ECG. Adicionalmente el análisis de la variabilidad de las amplitudes y duraciones de las ondas F permite diferenciar el diagnóstico entre fibrilación y flutter.

Igualmente, el proceso desarrollado para la detección de las ondas F permite determinar la posible presencia de ondas P aisladas entre dos intervalos RR, que pueden corresponder a algún tipo de bloqueo. Para este proceso se analiza el número de ondas detectadas en cada intervalo RR. Cuando su número es reducido (dos o tres ondas F), se comparan los valores de sus amplitudes



Figura 5.1: Registro 201\_2:05, canal 0 (MLII) y canal 1 ( $V_1$ ), MIT-BIH. Fibrilación Auricular.

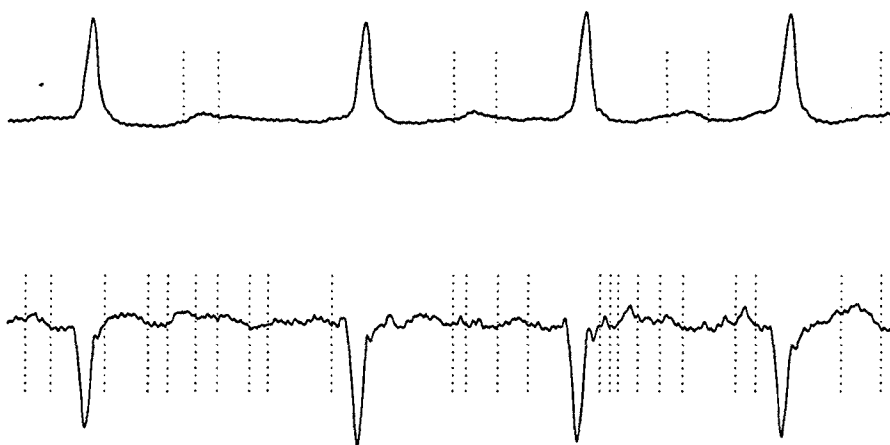


Figura 5.2: Registro 202\_19:10, canal 0 (MLII) y canal 1 ( $V_1$ ), MIT-BIH. Fibrilación Auricular.



Figura 5.3: Registro 202\_25:34, canal 0 (MLII) y canal 1 (V<sub>1</sub>), MIT-BIH. Fluter Auricular.



Figura 5.4: Registro 202\_25:41, canal 0 (MLII) y canal 1 (V<sub>1</sub>), MIT-BIH. Fluter Auricular.

con los de la onda P. Si estos valores son aproximadamente iguales, puede considerarse la posibilidad de una onda P aislada que será confirmada con las otras condiciones a satisfacer.

## 5.8 Conclusiones

La detección automática de fibrilación y flutter auriculares es un tema de investigación que todavía no está resuelto. De acuerdo con el código Minnesota existe fibrilación auricular cuando la ondulación en la línea de base es irregular, y existe flutter auricular cuando la ondulación de la línea de base es regular, y con una forma parecida a unos dientes de sierra.

La descripción cualitativa de la línea de base del ECG depende del trazado que presenta el registro electrocardiográfico. Grandes variaciones en la línea de base en forma de ondas regulares o irregulares, definen a ésta como línea de base regular o irregular respectivamente. La detección e identificación de esas ondas son las que permitirán describir la línea de base.

La detección de las ondas F ha sido objeto de estudio en el apartado 3.5. Para poder plantear un método de diagnóstico automático de fibrilación y flutter auriculares se han seleccionado y estudiado segmentos de señales etiquetadas con estas patologías en la base de datos MIT-BIH. Una vez identificadas las ondas F se han cuantificado y analizado, mediante el estudio de los valores medios, la desviación estandar y los coeficientes de variación de sus amplitudes y duraciones.

El coeficiente de variación ha permitido determinar un criterio para el diagnóstico de la fibrilación y el flutter. El coeficiente de variación de la duración de las ondas F es el que mejor separa la fibrilación auricular del flutter auricular, con una significación estadística de  $p < 0.001$ . La aplicación de este criterio sobre señales de la base de datos MIT-BIH ha obtenido una sensibilidad del 90% en la detección de fibrilación y flutter auriculares.

Para poder mejorar estos valores de sensibilidad se requerirá de un mayor estudio, y poder determinar si un análisis más objetivo de las características de las ondas F puede aportar una mayor información que permita conocer mejor este tipo de patologías y pueda ayudar a predicciones de enfermedades cardíacas que se desarrollan posteriormente a la fibrilación y el flutter auriculares.

# Capítulo 6

## Codificación y estructuración de SAYDAC

### 6.1 Introducción

SAYDAC, el sistema automático diseñado en este trabajo, permite diagnosticar un número mayor de arritmias que las diagnosticadas por los equipos comerciales para tal fin. Además es un sistema flexible que permite adaptación e implementación de nuevas patologías basadas en el procesado de la señal electrocardiográfica.

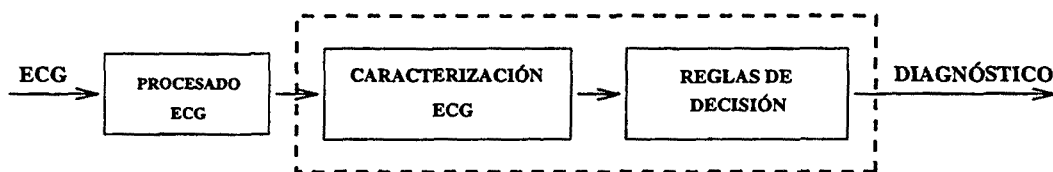


Figura 6.1: *Diagrama general de procesos*

El diagrama general del proceso seguido por el sistema automático diseñado (SAYDAC), desde la recepción de la señal ECG a la propuesta de diagnóstico, se presenta en la figura 6.1. El procesado de la señal ECG se ha descrito previamente en el capítulo 3. Los tres grandes módulos que se presentan en este capítulo son: caracterización del ECG, reglas de decisión y diagnóstico. La aplicación ha sido desarrollada en el entorno de programación ART "Automated Reasoning Tool", descrito en el capítulo 4, el cual permite un

desarrollo modular para las diferentes etapas del sistema automático.

La estructuración de las reglas hace posible efectuar el diagnóstico médico de arritmias simples o múltiples. Así mismo el sistema diseñado da información sobre las reglas de decisión usadas en cada diagnóstico realizado. La tabla 6.1 presenta un ejemplo de la descripción de algunas arritmias, con su correspondiente código Minnesota.

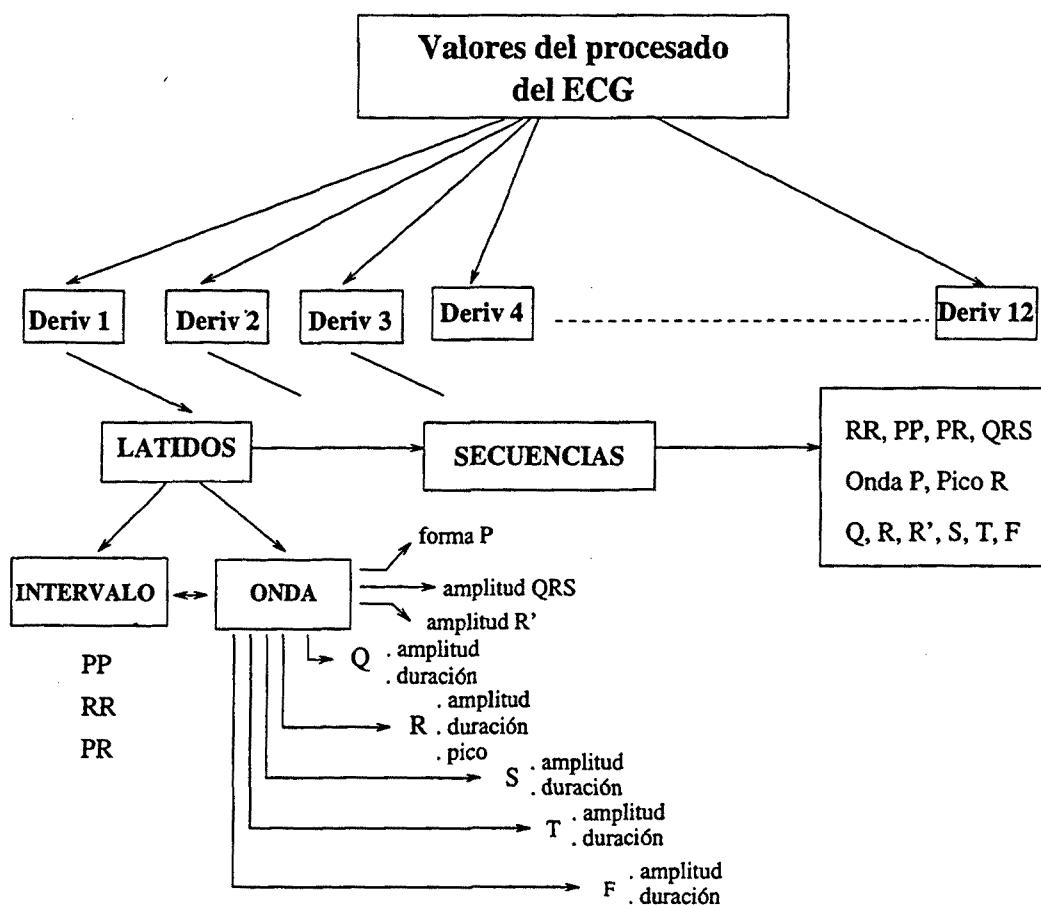


Figura 6.2: Diagrama esquemático de la arquitectura del sistema

Tras el análisis detallado de cada una de las descripciones de arritmias según el código Minnesota, se ha diseñado la arquitectura más adecuada para el sistema (Giraldo y otros, 1992), cuyo diagrama esquemático aparece en la

<i>Código Minnesota</i>	<i>Arritmia</i>	<i>Criterio típico de detección</i>
6.1	Bloqueo completo AV ó de tercer grado	PP-regular, RR-regular, PR-irregular, ritmo auricular (Ra) > ritmo ventricular (Rv) y ritmo ventricular < 60 latidos por minuto.
6.2.3	Bloqueo parcial AV Wenckebach	PR-irregular, PR-progresivamente creciente, onda P normal mayoría.
6.4.1	Wolf Parkinson White WPW	onda P normal mayoría, $PR < 0.12 s$ , $QRS \geq 0.12 s$ , pico R $\geq 0.06 s$ mayoría.
7.1.1	Bloqueo completo rama izquierda	$QRS \geq 0.12 s$ , pico R $\geq 0.06 s$ mayoría.
7.2.1	Bloqueo completo rama derecha	$QRS \geq 0.12 s$ mayoría amplitud R' > R y S $\geq 0.025 mV$ mayoría, ó pico R $\geq 0.06 s$ mayoría, ó duración onda S > onda R todos los latidos.
7.4	Bloqueo intraventricular	$QRS \geq 0.12 s$ mayoría.
8.1.1	Contracción prematura supraventricular (SVPB)	un intervalo RR menor en un 10% del normal, onda P ausente o diferente y $QRS < 0.12 s$
8.1.4	Marcapaso errático auricular	RR-irregular, variación forma onda P $0.10 s \leq QRS < 0.12 s$ .
8.8	Bradycardia sinusal	ritmo cardíaco $\leq 50$ latidos por minuto, onda P normal, $0.10 s \leq QRS < 0.12 s$ y $0.12 s \leq PR < 0.22 s$ .

Tabla 6.1: Descripción de algunas arritmias según el código Minnesota.



figura 6.2. Considera las 12 derivaciones estándares, siendo válido tanto para la aplicación de la base de datos CSE como para la base de datos MIT-BIH. Para cada derivación ó canal se genera información de cada latido, donde son analizados los intervalos así como también los parámetros de las ondas (amplitud, duración y forma). De esos valores el sistema automático genera las secuencias que están relacionadas con cada parámetro y que son usadas en las diferentes reglas de decisión (Giraldo y otros, 1993).

La figura 6.3 presenta a nivel de ejemplo una simplificación de la estructura global del sistema desarrollado (SAYDAC).

## 6.2 Caracterización del electrocardiograma

La señal electrocardiográfica (ECG) está formada por una sucesión de ondas (P, QRS, T) que definen el modelo ECG. Los parámetros relevantes para la detección de patologías cardíacas se han representado en la figura 1.2 del capítulo 1. La caracterización del ECG comienza con los valores obtenidos en el procesado de la señal electrocardiográfica. Estos valores describen los intervalos de tiempo entre las ondas RR, PR y PP, la duración del complejo QRS, las amplitudes y duraciones de las ondas P, Q, R, S, R', T, la duración del pico de la onda R y la morfología de la onda P (normal, diferente, ausente), y la duración y amplitud de las ondas F, que determinan las ondulaciones en la línea de base.

El análisis de estos valores se hace teniendo en cuenta cada uno de los intervalos de tiempo, cada una de las ondas, así como también la secuencia de todos los intervalos y ondas, para cada derivación o canal. La clasificación de las arritmias, en el Código Minnesota, utiliza algunas descripciones en forma cualitativa, y hace referencia a un ECG definido como normal.

Un ECG normal (Webster, 1988) está compuesto por una secuencia regular de ondas P, QRS y T. La onda P representa la despolarización de la aurícula, con una duración aproximada de 0.1 s y una amplitud menor que 0.25 mV, y es normalmente positiva en las derivaciones I, II,  $aV_F$ ,  $V_4$ - $V_6$ , invertida en  $aV_R$  y variable en las otras derivaciones. El complejo QRS es generado por la despolarización de los ventrículos, con una duración aproximada entre 0.05 - 0.1 s y una amplitud entre 1 - 3 mV. La amplitud y la duración varía según la derivación o el canal, y la persona. La onda T representa la repolarización de los ventrículos, siguiendo al complejo QRS y al segmento ST. La onda T es normalmente positiva en las derivaciones I, II y  $aV_F$ , invertida en  $aV_R$  y variable en III y  $aV_L$ . El ritmo sinusal normal en reposo oscila entre 60 y 100 pulsaciones

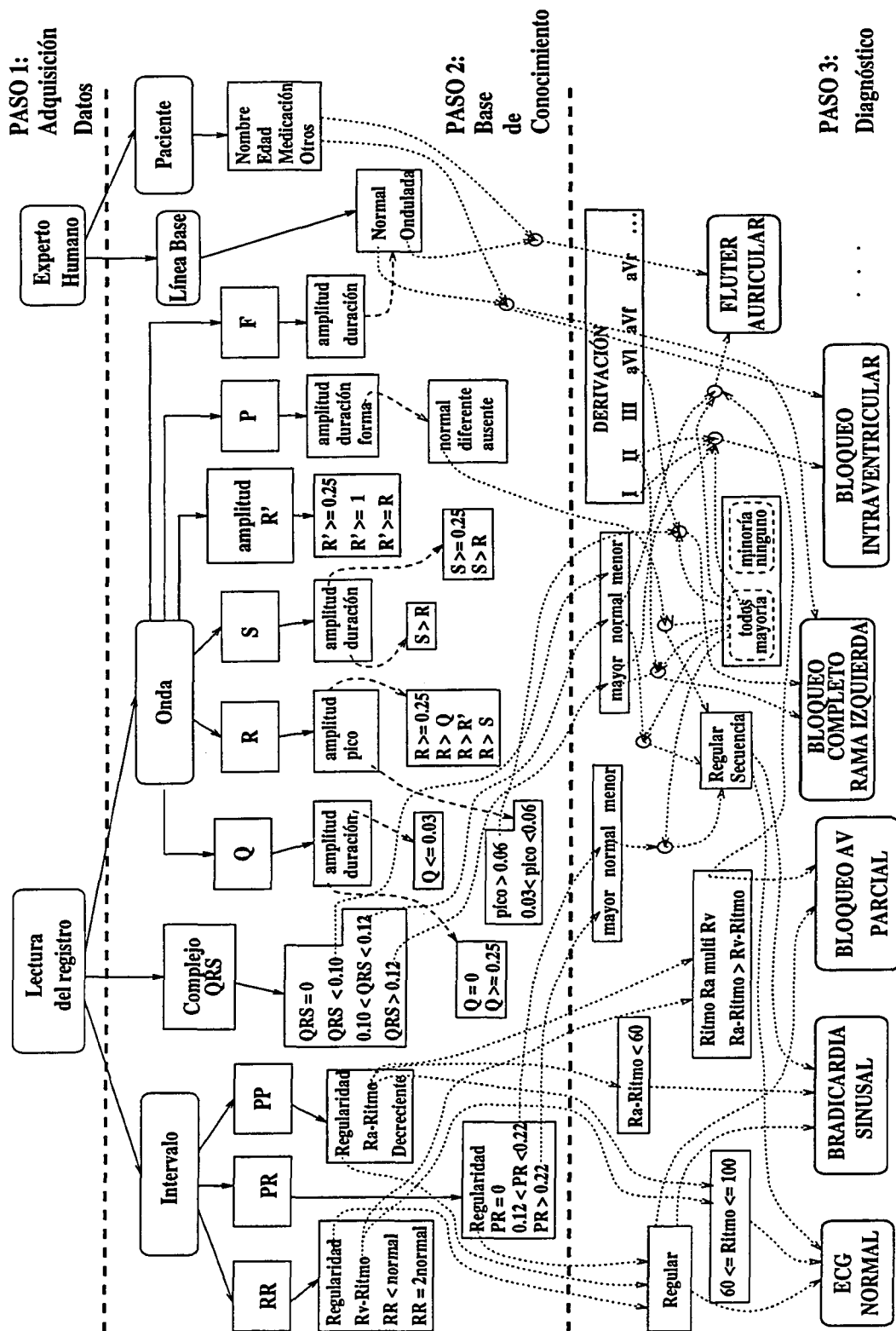


Figura 6.3: Estructura del sistema desarrollado (SAYDAC).

por minuto. El intervalo PR en una persona adulta está comprendido entre 0.12 s y 0.20 s. La línea de base o línea isoeletrica del electrocardiograma normal no presenta oscilaciones entre cada latido, y es considerada como línea de base normal.

El primer paso de la caracterización del ECG (Giraldo y otros, 1994) es el análisis de regularidad o irregularidad de los intervalos RR, PR y PP. Para cada intervalo se considera el valor promedio, se define un rango ( $\pm 10\%$  del valor promedio), y se analizan todos los valores de cada intervalo que se encuentren en este rango. Si la mayoría de valores cumplen esta condición el intervalo se considera regular, en caso contrario el intervalo es irregular.

Cuando el intervalo RR, que determina la actividad ventricular, es irregular, se define un nuevo valor promedio en la forma que se describe a continuación. Para cada valor RR se define un rango ( $RR \pm 10\%$ ), y se contabiliza el número de intervalos RR medidos que se encuentran dentro de este rango. Para el rango en el que se encuentra el mayor número de valores RR medidos, se realiza el promedio de los valores de RR que se encuentran en este rango determinado, y este promedio es el nuevo valor normalizado. Este valor determinará la presencia de valores RR menores o iguales al 90% del valor normalizado, y si existen intervalos RR múltiplos del valor normalizado (usados para determinar arritmias como palpitación prematura supraventricular, bloqueo auriculoventricular de segundo grado llamado Mobitz tipo II, ...). Para conocer si los intervalos PR y PP crecen o decrecen, se analizan sus valores en tres o más latidos consecutivos.

$$\text{Creciente: } PR_n < PR_{n+1} < PR_{n+2} \quad (6.1)$$

$$\text{Decreciente: } PP_n > PP_{n+1} > PP_{n+2} \quad (6.2)$$

donde  $PR$  y  $PP$  determinan los intervalos correspondientes entre las ondas  $P$  y  $R$ , y dos ondas consecutivas  $P$ , respectivamente.

Para las comparaciones efectuadas entre el ritmo auricular y el ritmo ventricular se tiene:

$$\text{Ritmo auricular: } Ra = (1/PP \text{ prom.}) * (60 \text{ s/minuto}) * 1000 \quad (6.3)$$

$$\text{Ritmo ventricular: } Rv = (1/RR \text{ prom.}) * (60 \text{ s/minuto}) * 1000 \quad (6.4)$$

siendo  $PP\ prom$  y  $RR\ prom$  los valores promedios de los intervalos  $PP$  y  $RR$ , respectivamente, expresados en milisegundos.

El análisis de las amplitudes y duraciones de las ondas es considerado para cada latido y para cada secuencia de latidos que forman un registro (uno por cada derivación o canal). Este proceso permite estudiar cada latido, la conducta general del registro, y determinar si todo, la mayoría o una minoría cumplen con una condición específica. La tabla 6.2 presenta a nivel de ejemplo algunos de los análisis de ondas que realiza el sistema desarrollado.

<p>duración pico R <math>\geq 0.06</math> s en la mayoría. onda P normal, diferente o ausente. duración S <math>&gt;</math> duración R en todos los latidos. onda Q es <math>\geq 0.025</math> mV en amplitud en derivación I. onda Q es <math>&lt; 0.03</math> s en duración en derivación I. amplitud R <math>\geq</math> amplitud R' en la mayoría. amplitud R <math>\geq 0.025</math> mV en la mayoría. amplitud R' <math>\geq 0.025</math> mV. amplitud onda S <math>\geq 0.025</math> mV. duración QRS <math>&lt; 0.12</math> s en la mayoría. <math>0.10</math> s <math>\leq</math> duración QRS <math>&lt; 0.12</math> s. duración QRS <math>\geq 0.12</math> s en todos los latidos. intervalo PR <math>&lt; 0.12</math> s en la mayoría. intervalo PR <math>&gt; 0.12</math> s en la mayoría.</p>
---

Tabla 6.2: *Análisis de algunas ondas.*

### 6.3 Codificación del sistema automático de ayuda al diagnóstico de arritmias

De acuerdo con el Código Minnesota (Prineas y otros, 1982), que presenta una estandarización en la clasificación de las arritmias cardíacas,

existen tres grandes grupos, que corresponden a los defectos en la conducción auriculoventricular (AV) (código 6), los defectos en la conducción intraventricular (código 7), y una clasificación de las anomalías relativas al ritmo del corazón (código 8).

Una parte de la codificación está dedicada a recoger la información relacionada con la identificación del paciente.

- Identificación del paciente
- Edad
- Sexo
- Medicación

En relación con la edad del paciente se considera la siguiente escala:

- $\leq 7$  años ==> infante
- 7 a 13 años ==> niño
- 13 a 17 años ==> joven
- 17 a 70 años ==> adulto
- $> 70$  años ==> mayor

Otra parte del código efectúa la lectura de los diferentes registros de ECG: para la base de datos CSE, la lectura de los registros de sus 12 derivaciones, y para la base de datos MIT-BIH, la lectura de los registros de sus 2 canales.

En la codificación presentada se genera información cualitativa del ECG, y por lo tanto se definen criterios para su valoración. En cuanto a la cualificación de las cantidades se tienen en cuenta los siguientes criterios:

- todos = 100% de los latidos
- 100% > mayoría  $\geq 75\%$  de los latidos
- 75% > mitad  $\geq 50\%$  de los latidos
- 50% > minoría  $\geq 25\%$  de los latidos
- 25% > restos  $\geq 1\%$  de los latidos
- ninguno = 0% de los latidos

En la comparación entre valores, los criterios usados son los siguientes:

- Comparación de intervalos. Considera un valor comprendido en un rango de valores determinado.
- Comparación con un valor de referencia.
- Comparación directa entre dos valores.

Los códigos de las morfologías utilizados son:

- Onda P: 0= normal 1= invertida 2= ausente
- Onda T: 0= normal 1= invertida 2= subida 3= bajada  
4= bifásica -+ 5= bifásica +- 6= ausente

Los parámetros básicos considerados para definir un latido como normal son:

- $P = 0$
- $0.10 \text{ s} < QRS \leq 0.12 \text{ s}$
- $0.12 \text{ s} < PR \leq 0.20 \text{ s}$

Adicionalmente a esta información se tiene en cuenta los valores de los intervalos, según el caso que se esté analizando.

Los ritmos auriculares y ventriculares están identificados por "Ra" y "Rv" respectivamente.

### 6.3.1 Código 6

El código 6 refleja los diferentes estados de cada latido (ondas P y complejos QRS), y las variaciones en la conducción auriculoventricular (AV): acelerada, retardada, bloqueada, cambios en la longitud del intervalo PR y en la relación P y QRS.

**Código 6.1 - Bloqueo completo de tercer grado ==>**

- $PP \Rightarrow$  regular
- $RR \Rightarrow$  regular
- $PR \Rightarrow$  irregular
- $P \Rightarrow$  normal

- $Rv < 60$  ppm.
- $Ra > Rv$

**Código 6.2.1 - Bloqueo de segundo grado: Mobitz tipo II ==>**

- $PP \Rightarrow$  regular
- $PR \Rightarrow$  regular
- Ocasionalmente  $\sim QRS \sim T \quad P \Rightarrow normal$
- donde  $\sim QRS \Rightarrow RR = 2 * RR normal \pm 10\%$

**Código 6.2.2 - Bloqueo parcial AV de segundo grado ==>**

- $PP \Rightarrow$  regular
- $RR \Rightarrow$  regular
- $PR \Rightarrow$  regular
- $Ra =$  múltiplo  $Rv \pm 10\%$
- Relación de ritmo 2:1, 3:1, 4:1

**Código 6.2.3 - Bloqueo parcial AV Wenckebach ==>**

- $PR \Rightarrow$  irregular  $\Rightarrow PR \Rightarrow$  creciente  $RR \Rightarrow$  decreciente
- $PR(i) > 1.02 * PR(i - 1) > 1.02 * PR(i - 2)$
- $RR(i) < 0.98 * RR(i - 1) < 0.98 * RR(i - 2)$
- $P \Rightarrow$  normal todos | mayoría

**Código 6.3 - Bloqueo de primer grado - PR prolongado ==>**

- $PR \geq 0.22$  s todos | mayoría para personas mayores
- $PR \geq 0.20$  s todos | mayoría para personas adultas

**Código 6.4.1 - Wolff Parkinson White ==>**

- Mayoría de latidos con:
  - $QRS \geq 0.12$  s
  - $PR < 0.12$  s
  - $P \Rightarrow$  normal
  - Pico  $R \geq 0.06$  s

- Sí amplitud  $R >$  amplitud  $S$  en mayoría  
==> Wolff Parkinson White TIPO A
- Sí amplitud  $R <$  amplitud  $S$  en mayoría  
==> Wolff Parkinson White TIPO B

**Código 6.4.2 - Wolff Parkinson White intermitente ==>**

Menos del 50% de los latidos cumplen las condiciones del código 6.4.1

- Minoría de latidos con:
  - $QRS \geq 0.12 s$
  - $PR < 0.12 s$
  - $P \Rightarrow$  normal
  - Pico  $R \geq 0.06 s$
- Sí amplitud  $R >$  amplitud  $S$  en mayoría  
==> Intermitente Wolff Parkinson White TIPO A
- Sí amplitud  $R <$  amplitud  $S$  en mayoría  
==> Intermitente Wolff Parkinson White TIPO B

**Código 6.5 - PR corto ==>**

- $PR < 0.12 s$  todos
- $QRS < 0.12 s$  todos | mayoría

**Código 6.6 - Conducción ventricular aberrante intermitente ==>**

- Menos de un 50% de latidos:
  - $QRS \geq 0.12 s$
  - $P \Rightarrow$  normal
  - $PR < 0.12 s$
- Algún latido con:
  - $QRS \geq 0.12 s$
  - $P = 0$
  - $PR \geq 0.12 s$

**Código 6.8 - Marcapasos artificial ==>**

- Amplitud  $Q = 0$



- Onda  $P \Rightarrow$  ausente
- Sí
  - Pico  $R \geq 0.06 s$  todos | mayoría
  - $RR \Rightarrow$  regular  
 $\Rightarrow$  Marcapasos FIJO
  - Pico  $R \geq 0.06 s$  minoría | restos
  - $RR \Rightarrow$  irregular  
 $\Rightarrow$  Marcapasos A DEMANDA

### 6.3.2 Código 7

El código 7 trata los defectos en la conducción intraventricular, y tiene como resultado un QRS diferente del normal. El camino de excitación del corazón es inusual y deficiente, depende de la medida del QRS, su duración, y a veces es necesaria la medida de la duración del pico de R.

#### Código 7.1.1 - Bloqueo completo de rama izquierda $\Rightarrow$

- $QRS \geq 0.12 s$  todos | mayoría
- Mayoría de latidos con:
  - $QRS \geq 0.12 s$
  - Pico  $R \geq 0.06 s$
- Mayoría de latidos con:
  - $QRS \geq 0.12 s$
  - duración S > duración R

#### Código 7.1.2 - Bloqueo completo de rama izquierda intermitente. Corresponde al 50% de los latidos del código 7.1.1.

- $QRS \geq 0.12 s$  minoría
- Minoría de latidos con:
  - $QRS \geq 0.12 s$
  - Pico  $R \geq 0.06 s$
- Minoría de latidos con:
  - $QRS \geq 0.12 s$

– duración S > duración R

**Código 7.2.1 - Bloqueo completo de rama derecha ==>**

- $QRS \geq 0.12 s$  todos
- Sí
  - amplitud R' > amplitud R todos | mayoría
  - amplitud S  $\geq 0.025 mV$  todos | mayoría
- ó
  - Sí
    - \* amplitud R > amplitud Q todos | mayoría
  - ó
    - \* amplitud R > amplitud S todos | mayoría
  - Pico R  $\geq 0.06 s$  todos | mayoría
- ó
  - $QRS \geq 0.12 s$
  - duración S > duración R todos | mayoría

**Código 7.2.2 - Bloqueo completo de rama derecha intermitente.**

Menos del 50% de los latidos cumplen las condiciones del código 7.2.1

- $QRS \geq 0.12 s$  minoría | restos
- Sí
  - amplitud R' > amplitud R minoría
  - amplitud S  $\geq 0.025 mV$  minoría
- ó
  - Sí
    - \* amplitud R > amplitud Q minoría
  - ó
    - \* amplitud R > amplitud S minoría
  - Pico R  $\geq 0.06 s$  minoría
- ó
  - $QRS \geq 0.12 s$
  - duración S > duración R minoría

**Código 7.3 - Bloqueo de rama derecha incompleto ==>**

- $QRS < 0.12 \text{ s}$  todos | mayoría
- Sí
  - amplitud  $R' >$  amplitud  $R$  todos | mayoría
- ó
  - amplitud  $R \geq 0.025 \text{ mV}$  todos | mayoría
  - amplitud  $R' \geq 0.1 \text{ mV}$  todos | mayoría

**Código 7.4 - Bloqueo intraventricular ==>**

- $QRS \geq 0.12 \text{ s}$  todos | mayoría

**Código 7.5 - Modelo RSR' ==>**

- amplitud  $R >$  amplitud  $R'$  todos | mayoría
- amplitud  $R \geq 0.025 \text{ mV}$  todos | mayoría
- amplitud  $S \geq 0.025 \text{ mV}$  todos | mayoría
- amplitud  $R' \geq 0.025 \text{ mV}$  todos | mayoría

**Código 7.6 - Bloqueo de rama izquierda incompleto ==>**

- $0.10 \text{ s} \leq QRS \leq 0.12 \text{ s}$  todos | mayoría
- Pico  $R \geq 0.06 \text{ s}$  todos | mayoría

**Código 7.7 - Hemibloqueo anterior izquierdo ==>**

- $QRS < 0.12 \text{ s}$  todos | mayoría
- amplitud  $Q \geq 0.025 \text{ mV}$  todos | mayoría
- duración  $Q < 0.03 \text{ s}$  todos | mayoría
- amplitud  $S \geq 0.025 \text{ mV}$  todos | mayoría

**Código 7.8 - Bloqueo bifascicular ==>**

- $QRS \geq 0.12 \text{ s}$  todos
- amplitud  $Q \geq 0.025 \text{ mV}$  todos | mayoría
- duración  $Q < 0.03 \text{ s}$  todos | mayoría
- amplitud  $S \geq 0.025 \text{ mV}$  todos | mayoría
- amplitud  $R \geq 0.025 \text{ mV}$  minoría
- Sí

- amplitud  $R' > \text{amplitud } R$  todos | mayoría
- amplitud  $S \geq 0.025 \text{ mV}$  todos | mayoría
- ó
  - Sí
    - \* amplitud  $R > \text{amplitud } Q$  todos | mayoría
  - ó
    - \* amplitud  $R > \text{amplitud } S$  todos | mayoría
  - Pico  $R \geq 0.06 \text{ s}$  todos | mayoría
- ó
  - duración  $S > \text{duración } R$  todos

### 6.3.3 Código 8

El código 8 clasifica las anomalías relativas al ritmo del corazón. 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.

#### Código 8.1.1 - Contracción prematura supraventricular (SVPB) ==>

- latido con:
  - $RR < 90\% \text{ } RR \text{ normal}$
  - $QRS < 0.12 \text{ s}$ 
    - \*  $P = 1$
  - ó
    - \*  $P = 2$

#### Código 8.1.2 - Contracción prematura ventricular (VPB) ==>

- latido con:
  - $QRS \geq 0.12 \text{ s}$
  - $P = 2$

**Código 8.1.2.1 - Bigeminismo ventricular.** Secuencia de un latido VPB y un latido normal.

- latido con:
  - $QRS \geq 0.12 s$
  - $P = 2$
- latido normal anterior o posterior

Se considera esta patología cuando la mayoría de los latidos cumplen con este patrón.

**Código 8.1.2.2 - Trigemismo ventricular.** Secuencia de un latido VPB y dos latidos normales.

- latido con:
  - $QRS \geq 0.12 s$
  - $P = 2$
- 2 latido normal anteriores o posteriores

Se considera esta patología cuando la mayoría de los latidos cumplen con este patrón.

**Código 8.1.3 - SVPB - VPB ==>**

- latidos VPB
- latidos SVPB

**Código 8.1.3.1 - Fusión ==>**

- un latido normal
- latido con:
  - $QRS \geq 0.12 s$
  - $P = 0$
- un VPB

**Código 8.1.4 - Marcapaso auricular errático ==>**

- $RR \Rightarrow$  irregular
- $0.10 s < QRS \leq 0.12 s$  todos | mayoría
- amplitud  $P \Rightarrow$  irregular
- duración  $P \Rightarrow$  irregular

**Código 8.1.5 - Combinación de los códigos 8.1.4 y 8.1.2 ==>**

- $RR \Rightarrow$  irregular
- $0.10\text{ s} < QRS \leq 0.12\text{ s}$  todos | mayoría
- $P \Rightarrow$  diferente todos | mayoría
- VPB

**Código 8.2.1 - Fibrilación ventricular ==>**

- línea de base  $\Rightarrow$  irregular
- regularidad  $RR \Rightarrow$  irregular
- $300\text{ ppm} \leq Rv < 500\text{ ppm}$

**Código 8.2.2 - Ritmo ventricular persistente ==>**

- $QRS \geq 0.12\text{ s}$  todos | mayoría
- $40\text{ ppm} \leq Rv < 60\text{ ppm}$
- $P \Rightarrow$  ausente todos | mayoría

**Código 8.2.3 - Taquicardia ventricular intermitente ==>**

- consecutivos VPB  $\geq 3$
- $Rv \geq 100\text{ ppm}$  donde están presentes los VPBs

**Código 8.2.3.1 - Taquicardia ventricular ==>**

- $Rv \geq 100\text{ ppm}$
- $QRS \geq 0.12\text{ s}$  todos | mayoría
- $P \Rightarrow$  ausente todos | mayoría

**Código 8.2.4 - Parasístole ventricular ==>**

- unifocal VPB<sub>1</sub>
- unifocal VPB<sub>2</sub> no consecutivos
- $|RR_1 - RR_2| \geq 0.12\text{ s}$

**Código 8.3.1 - Fibrilación auricular ==>**

- línea de base  $\Rightarrow$  irregular

- $QRS < 0.12 s$  todos | mayoría
- $P \Rightarrow$  ausente todos | mayoría
- $400 \text{ ppm} < Ra \leq 700 \text{ ppm}$
- regularidad  $RR \Rightarrow$  irregular

**Código 8.3.2 - Flutter auricular  $\Rightarrow$**

- línea de base  $\Rightarrow$  dentada
- $0.10 s < QRS \leq 0.12 s$  todos | mayoría
- $Ra =$  múltiplo  $Rv$
- $Ra \geq 300 \text{ ppm}$
- Relación ritmo 4:1, 5:1, 6:1

**Código 8.3.3 - Fibrilación auricular intermitente  $\Rightarrow$**

- línea de base  $\Rightarrow$  irregular
- $QRS < 0.12 s$  todos | mayoría
- regularidad  $RR \Rightarrow$  irregular
- consecutivos latidos normales  $\geq 3$

**Código 8.3.4 - Flutter auricular intermitente  $\Rightarrow$**

- línea de base  $\Rightarrow$  dentada
- $0.10 s < QRS \leq 0.12 s$  todos | mayoría
- $Ra =$  múltiplo  $Rv$
- consecutivos latidos normales  $\geq 3$

**Código 8.4.1 - Ritmo supraventricular persistente  $\Rightarrow$**

- $QRS < 0.12 s$  todos | mayoría
- mayoría latidos con
  - onda P
    - \*  $P = 1$
  - ó
    - \*  $P = 2$
  - $QRS < 0.12 s$
  - $PR < 0.12 s$

**Código 8.4.2 - Taquicardia supraventricular intermitente ==>**

- consecutivos SVPB  $\geq 3$
- $Ra \geq 100$  ppm

**Código 8.5.1 - Parada sinoauricular ==>**

- $RR =$  múltiplo  $RR$  normal
- pérdida de  $QRS - T$
- entre 2 ondas  $P ==> RR \geq 2 * promedio RR$

**Código 8.5.2 - Bloqueo sinoauricular ==>**

- $RR =$  múltiplo  $RR$  normal
- $PP ==>$  irregular decreciente
- pérdida de  $P - QRS - T$

**Código 8.6.1 - Disociación AV con marcapaso ventricular sin captura de latido ==>**

- $RR ==>$  regular
- $PP ==>$  regular
- no hay relación entre  $RR$  y  $P - QRS$
- $QRS \geq 0.12 s$  todos
- $Rv \geq 60$  ppm

**Código 8.6.2 - Disociación AV con marcapaso ventricular y captura de latido ==>**

- $RR ==>$  regular
- $PP ==>$  irregular
- $QRS \geq 0.12 s$  todos
- $Rv \geq 60$  ppm
- un latido con:
  - $0.12 s \leq PR < 0.20 s$
  - $RR \leq 0.9 * promedio RR$



**Código 8.6.3 - Disociación AV con marcapaso auricular sin captura de latido ==>**

- $RR \Rightarrow$  regular
- $QRS < 0.12 s$  mayoría
- $Rv \geq 60$  ppm
- $PP > RR$  mayoría
- un latido con:
  - $QRS \geq 0.12 s$

**Código 8.6.4 - Disociación AV con marcapaso auricular y captura de latido ==>**

- $RR \Rightarrow$  regular
- $PP \Rightarrow$  regular
- $QRS < 0.12 s$  todos
- $Rv \geq 60$  ppm
- $PP > RR$  mayoría

**Código 8.7 - Taquicardia sinusal ==>**

- $RR \Rightarrow$  regular
- $Rv \geq 100$  ppm
- $QRS < 0.12 s$  todos | mayoría
- $0.12 s \leq PR < 0.20 s$  todos | mayoría
- onda P
  - $P = 0$  todos | mayoría
- ó
  - $P = 1$  todos | mayoría

**Código 8.8 - Bradicardia sinusal ==>**

- $RR \Rightarrow$  regular
- $Ra < 60$  ppm
- $0.10 s \leq QRS < 0.12 s$  todos | mayoría
- $0.12 s \leq PR < 0.20 s$  todos | mayoría
- onda P  $\Rightarrow$  normal todos | mayoría

## 6.4 Presentación de resultados obtenidos por SAYDAC

De acuerdo con la codificación desarrollada en el apartado anterior, a continuación se presentan dos ejemplos de los resultados obtenidos por el sistema automático diseñado (uno por cada base de datos utilizada).

### 6.4.1 Resultados para el paciente d-00011. Base de datos CSE

Una vez obtenida la información relativa a cada paciente, se tiene la información relacionada con cada derivación: secuencia (contador e identificador de las derivaciones), derivación a procesar, latido e intervalo final, número de latidos y de intervalos considerados. Seguidamente se presenta, para cada derivación, la información que tiene relación con la caracterización del ECG y su cualificación. A continuación se puede presentar toda la información parcial que se desee, de la ejecución de sus reglas, para obtener finalmente el diagnóstico.

Se presenta un ejemplo de los resultados obtenidos por SAYDAC para un paciente de la base de datos CSE (d-00011).

NOMBRE FICHERO:

PACIENTE: SD0011

Identificación Paciente: SD0011

Año nacimiento: 47 Año grabación: 89

Sexo: 1 Edad: 42 Medicación: 0

\*\*\*\*\*

Contador secuencia -> 1

Número derivación a procesar: 1

Derivación a procesar -> I - Fichero -> SD0011I

latido final-> LAT-1-8 intervalo final-> INTER-1-8

Cantidad considerada: Latidos -> 8 Intervalos -> 8

secuencia procesada: 1

\*\*\*\*\*

Secuencia correspondiente SEC-1 Paciente : SD0011

Número intervalos = 8 Número latidos = 8

INFORMACIÓN INTERVALO R-R → SEC-1

Promedio-RR= 965.0

Regularidad: REGULAR

Ritmo-V= 62.17

RR menor que normal= 0

RR dos normal= 0

RR multi normal= 0

INFORMACIÓN INTERVALO P-R → SEC-1

Prom-PR= 168.5

Regularidad: REGULAR

PR = 0 ms: NINGUNO

PR <105 ms: NINGUNO

PR < 120 ms: NINGUNO

PR ≥ 120 ms: TODOS

120ms <PR ≤ 220 ms: TODOS

PR ≥ 220 ms NINGUNO

INFORMACIÓN INTERVALO P-P → SEC-1

Promedio-PP= 965.0

Regularidad: REGULAR

Ritmo-A= 62.17

INFORMACIÓN QRS → SEC-1

QRS = 0 ms: NINGUNO

QRS ≤ 100 ms: TODOS

100ms < QRS ≤ 120 ms: NINGUNO

QRS ≥ 120 ms: NINGUNO

QRS < 120 ms: TODOS

INFORMACIÓN ONDA Q → SEC-1

Ampl. Q = 0 mV: TODOS

Ampl. Q ≥ 0.025 mV: NINGUNO

Dur.  $0 < Q \leq 30$  ms: NINGUNO

INFORMACIÓN ONDA R → SEC-1

Ampl. R ≥ 0.025 mV: TODOS

Ampl. R > Q: NINGUNO

Ampl. R > S: TODOS

Ampl. R > Rp: NINGUNO

Pico R ≥ 60 ms: NINGUNO

INFORMACIÓN ONDA Rp → SEC-1

Ampl.  $R_p \geq 0.025$  mV: NINGUNO

Ampl.  $R_p \geq 0.1$  mV: NINGUNO

Ampl.  $R_p > R$  : NINGUNO

INFORMACIÓN ONDA S —> SEC-1

Ampl.  $S \geq 0.025$  mV: TODOS

Ampl.  $S > R$ : NINGUNO

Dur.  $S > R$ : NINGUNO

INFORMACIÓN ONDA P —> SEC-1

Promedio amplitud  $P = 0.14$

Promedio duracion  $P = 80.0$

Regularidad amplitud: REGULAR

Regularidad duracion: REGULAR

Ampl.  $P > 0.040$  mV: TODOS

Dur.  $P > 0.040$  ms: TODOS

Normal: TODOS

Invertida: NINGUNO

Ausente: NINGUNO

INFORMACIÓN ONDA T —> SEC-1

Ampl  $T > 0.150$  mV: TODOS

Normal: TODOS

Invertida: NINGUNO

Subida: NINGUNO

Bajada: NINGUNO

Bifasica negativa (-+); NINGUNO

Bifasica positiva (+-): NINGUNO

Ausente: NINGUNO

INFORMACIÓN LÍNEA DE BASE —> SEC-1

Cantidad ondas F: 16.0

Total latidos (QRS) en II, V1 y V2: 21

Cantidades de F: II 16 V1 9 V2 23

Forma línea de base 2.28 REGULAR

\*\*\* Code 10 \*\*\*

---

10.- NORMAL

\*\*\*\* Valores de PR —>

deri I -> TODOS

deri II -> TODOS  
 deri V1 -> TODOS  
 deri V2 -> TODOS  
 \*\*\*\* Valores de QRS —>  
 deri I -> TODOS  
 deri II -> TODOS  
 deri V1 -> TODOS  
 deri V2 -> TODOS  
 Línea de base REGULAR  
 \*\*\*\*\* 10 \*\*\*\*\*

==>> Grado de madurez -> ADULTO  
 <= 7 años ..... infante  
 7 a 13 años ..... niño  
 13 a 17 años ..... joven  
 17 a 70 años ..... adulto  
 > 70 años ..... mayor

==>> Ondulación en la línea de base REGULAR  
 Sexo: .... 1  
 (1) hombre (2) mujer  
 Año Nacimiento: .... 47 Año grabación: .... 89  
 Edad : 42  
 Alguna medicación: ..... 0  
 (0) ninguna (9) digitalis (99) otra/desconocida

==>> Morfología de la onda T -> NORMAL  
 ==>> Clasificación amplitud de la onda T ->  
 I TODOS-MAYOR \*\* II TODOS-MAYOR  
 V1 NINGUNO \*\* V2 TODOS-MAYOR  
 En I o II o V1 o V2 amplitud onda T superior a normal  
 \*\* Posibles problemas en onda T: AMPLITUD SUPERIOR \*\*\*

PACIENTE -> SD0011  
 \*\*\*\* SALIDA SISTEMA DIAGNÓSTICO ->

(DIAG-10) -> NORMAL

### 6.4.2 Resultados para el paciente g1-231. Base de datos MIT-BIH

Al igual que lo expuesto en el apartado anterior, el sistema presenta la información de cada paciente, los datos relacionados con los canales procesados, la información correspondiente a la caracterización del ECG, y su posterior cualificación, los datos parciales que se deseen de la aplicación de las reglas, y finalmente su diagnóstico.

Un ejemplo de los resultados obtenidos por el sistema, para un paciente de la base de datos MIT-BIH (g1-231), se presentan a continuación.

NOMBRE FICHERO:

PACIENTE: G1231

Identificación Paciente : G1231

\*\*\*\*\*

\* Inicio sesión \*\* -> SI

Contador secuencia -> 1

Número canal a procesar: 1

Canal a procesar -> C0 Fichero -> G1231C0

latido final-> LAT-1-7 intervalo final-> INTER-1-7

Cantidad considerada: Latidos -> 7 Intervalos -> 7

\*\*\*\*\*

Secuencia correspondiente SEC-1 Paciente : SD0011

Número intervalos = 7 Número latidos = 7

INFORMACIÓN INTERVALO R-R -> SEC-1

Promedio-RR= 1686.57

Regularidad: REGULAR

Ritmo-V= 35.57

RR menor que normal= 0

RR dos normal= 0

RR multi normal= 0

INFORMACIÓN INTERVALO P-R -> SEC-1

Prom-PR= 153.42

Regularidad: REGULAR

PR = 0 : NINGUNO

PR <105 ms: NINGUNO

PR < 120 ms: NINGUNO

PR ≥ 120 ms: TODOS

120ms < PR ≤ 220 ms: TODOS

PR ≥ 220 ms: NINGUNO

INFORMACIÓN INTERVALO P-P → SEC-1

Promedio-PP= 1686.85

Regularidad: REGULAR

Ritmo-A= 35.56

INFORMACIÓN QRS → SEC-1

QRS = 0 ms: NINGUNO

QRS ≤ 100 ms: TODOS

100ms < QRS ≤ 120 ms: NINGUNO

QRS ≥ 120 ms: NINGUNO

QRS < 120 ms: TODOS

INFORMACIÓN ONDA Q → SEC-1

Ampl. Q = 0 mV: NINGUNO

Ampl. Q ≥ 0.025 mV: TODOS

Dur. 0 < Q ≤ 30 ms: TODOS

INFORMACIÓN ONDA R → SEC-1

Ampl. R ≥ 0.025 mV: TODOS

Ampl. R > Q: NINGUNO

Ampl. R > S: MINORIA

Ampl. R > Rp: NINGUNO

Pico R ≥ 60 ms: NINGUNO

INFORMACIÓN ONDA Rp → SEC-1

Ampl. Rp ≥ 0.025 mV: NINGUNO

Ampl. Rp ≥ 0.1 mV: NINGUNO

Ampl. Rp > R: NINGUNO

INFORMACIÓN ONDA S → SEC-1

Ampl. S ≥ 0.025 mV: MINORIA

Ampl. S > R: NINGUNO

Dur. S > R: NINGUNO

INFORMACIÓN ONDA P → SEC-1

Promedio amplitud P = 0.15

Promedio duracion P = 86.42

Regularidad amplitud: IRREGULAR

Regularidad duracion: REGULAR

Ampl. P > 0.040 mV: TODOS

Dur. P > 0.040 ms: TODOS

Normal: TODOS  
Invertida: NINGUNO  
Ausente: NINGUNO

INFORMACIÓN ONDA T → SEC-1

Ampl T > 0.150 mV: NINGUNO  
Normal: MITAD-MAS  
Invertida: NINGUNO  
Subida: NINGUNO  
Bajada: NINGUNO  
Bifasica negativa (-+); NINGUNO  
Bifasica positiva (+-): MINORIA  
Ausente: RESTOS

INFORMACIÓN LÍNEA DE BASE → SEC-1

Cantidades de F : C0 19 C1 31  
Forma línea de base 2.81 IRREGULAR

\*\*\*\*\* Posible — Code 6.1 \*\*\*\*\*

---

6.1.- BLOQUEO COMPLETO TERCER GRADO

RITMO-A →  
canal C0 → 35.56 canal C1 → 45.88

RITMO-V →  
canal C0 → 35.57 canal C1 → 35.93  
RR canal C0 - C1 → REGULAR  
PR canal C0 → REGULAR canal C1 → IRREGULAR  
PP canal C0 - C1 → REGULAR

\*\*\*\*\* 6.1 \*\*\*\*\*

Ritmo 2:1 → C0: MAYORIA  
Relación ritmo 2:1 existe

\*\*\*\* Code 6.2.2 \*\*\*

---

6.2.2.- BLOQUEO PARCIAL AV SEGUNDO GRADO

Ritmo 2:1 → EXISTE  
Intervalos regulares:



RR -> REGULAR PR -> REGULAR PP -> REGULAR  
 \*\*\*\*\* 6.2.2 \*\*\*\*\*

==>> Morfología de la onda T -> ANORMAL

==>> Clasificación amplitud de la onda T ->

C0 NINGUNO \*\* C1 TODOS-MAYOR

En C0 y/o C1 amplitud onda T superior a normal

\*\* Posibles problemas en onda T: AMPLITUD SUPERIOR \*\*\*

\*\*\*\*\* POSIBLES PROBLEMAS EN LA REPOLARIZACIÓN  
 DE LOS VENTRICULOS. VARIACIONES EN LA ONDA T \*\*\*\*\*

PACIENTE -> SG1231

\*\*\*\* SALIDA SISTEMA DIAGNÓSTICO ->

(DIAG-6-1) -> BLOQUEO COMPLETO TERCER GRADO

(DIAG-6-2-2) -> BLOQUEO PARCIAL AV SEGUNDO GRADO

## 6.5 Conclusiones

El sistema de ayuda al diagnóstico automático de arritmias cardíacas, SAYDAC, permite diagnosticar un mayor número de arritmias que las presentadas en los equipos comerciales, 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 flutter auriculares, parada sinoauricular, etc. El sistema diseñado presenta una estructura modular que permite efectuar un análisis detallado de la señal electrocardiográfica mediante la caracterización del ECG. Una vez adquirida la información de la señal obtenida del procesamiento de ésta (capítulo 3), el sistema genera información cuantitativa y cualitativa del ECG, por cada intervalo y por cada latido, que describe el comportamiento del registro electrocardiográfico para cada uno de los canales o derivaciones tratadas.

Las arritmias consideradas por el sistema para su diagnóstico, son tomadas del código Minnesota, complementadas con la información proporcionada por un cardiólogo, para dar una mayor cobertura en el diagnóstico propuesto, éste es, incorporando nuevos códigos para bigeminismo, trigeminismo, y taquicardia ventricular. Además se tiene un mayor detalle de la existencia de los eventos en cada derivación o canal.

Las reglas de decisión del sistema están basadas en submódulos que engloban información de características concretas para una o varias reglas. El sistema permite obtener toda la información que se desee de los pasos intermedios para obtener un diagnóstico final.

Otro módulo de la codificación está dedicado a la parte de la información relacionada con el paciente.

La salida que produce el sistema permite realizar simultáneamente el diagnóstico de varias arritmias existentes en el registro ECG si es el caso, sin especificar la probabilidad de cada una, dado que considerando que el diagnóstico médico conlleva una parte importante de subjetividad, la salida que éste produce pretende ser un informe de ayuda para el médico que asiste al paciente, y no un punto más de posible confusión o disparidad en cuanto a la valoración del diagnóstico.



# Capítulo 7

## Validación de SAYDAC

### 7.1 Introducción

Con el desarrollo del sistema automático de ayuda al diagnóstico de arritmias cardíacas SAYDAC, se pretende generar un herramienta que sirva de soporte al diagnóstico de las patologías, tanto a médicos cardiólogos como a médicos no especializados en cardiología.

El presente capítulo se inicia con una revisión de los conceptos generales de validación de sistemas automáticos de diagnóstico. A continuación se presenta la validación realizada con el sistema SAYDAC, comenzando con la descripción del procedimiento seguido en la selección de los registros electrocardiográficos y la descripción de la metodología propiamente dicha, en la que participan médicos de diferentes hospitales y con diversos grados de especialización en cardiología, y que no han tenido ninguna relación con el diseño y la implementación de SAYDAC.

Se propone un análisis estadístico de los diferentes diagnósticos dados por los médicos y por SAYDAC, incluyendo tres medidas distintas de distancia y una medida de concordancia. Tras la presentación de la metodología se exponen los resultados obtenidos y una discusión de los mismos. Se incluyen unas señales, a nivel de ejemplo, utilizadas en la validación SAYDAC, con sus respectivos diagnósticos.

## 7.2 Conceptos generales de validación de sistemas automáticos de diagnóstico

Una parte indispensable en el desarrollo de un sistema automático de diagnóstico es su validación. A pesar de que en la literatura se encuentran muchos trabajos de evaluación de diferentes sistemas expertos (Quaglioni y otros, 1988; Adlassing y Scheithuer, 1989; Middleton y otros, 1992), es difícil deducir una estrategia global de actuación, por tanto su comparación se hace problemática.

Diferentes autores proponen métodos estructurados para validar los sistemas expertos médicos. Wyatt y Spiegelhalter (1990) diferencian una fase de laboratorio y una fase de campo; en la primera fase, se juzgan directamente las conclusiones que propone el sistema; en la segunda fase se consideran los efectos de su aplicación en el campo práctico, como una herramienta para la toma de decisiones. Según Indurkha y Weiss (1989), para el que hace la evaluación, el sistema experto se considera como una caja negra, que acepta datos de los casos como entrada al sistema, produciendo una respuesta a la salida del sistema. La estructura interna que permite el tratamiento de estos casos no es tenida en cuenta. En cambio, son de máximo interés las siguientes características para determinar la estrategia de la evaluación:

1. Respuesta única: ¿La conclusión del sistema para un caso es única, o puede dar varias respuestas por cada caso? ¿El sistema está o no restringido a una sola respuesta?
2. Clases mutuamente excluyentes: Sí para un caso determinado, una y sólo una de las clases puede ser considerada como una respuesta, es un ambiente de clases mutuamente excluyentes. Por el contrario, si hay casos que se pueden clasificar en más de una clase, se consideran clases no excluyentes.
3. Existencia de un patrón de referencia *gold standard*: ¿Se puede obtener para cada caso la conclusión correcta y ésta es indiscutible?
4. Respuestas ponderadas: ¿El sistema da respuestas definidas (clase1, clase2, clase3,...) o bien utiliza coeficientes de probabilidades? ¿Asigna medidas de verosimilitud a cada una de las clases, determinando hasta qué punto el sistema da soporte a una determinada clase como una respuesta?

Nykänen y otros (1991), enfatiza la importancia de que la validación de un sistema experto en Medicina incluya todas las fases de su proceso de desarrollo, continuando una vez el sistema haya sido introducido a la práctica.

Siguiendo a Miller (1986, 1988), la validación de un sistema de inteligencia artificial en Medicina debe considerar tres aspectos:

1. Evaluación subjetiva de la contribución del sistema a la investigación en inteligencia artificial, en cuanto al desarrollo de arquitecturas de sistemas expertos.
2. Validación del conocimiento del sistema antes de ser utilizado en la práctica.
3. Evaluación de la eficacia clínica de un sistema de consulta operacional.

La capacidad de realizar diagnósticos correctos o de sugerir terapias similares a las que recomendaría un consultor humano es únicamente una parte de la fórmula necesaria para el funcionamiento del sistema. Queda por resolver las cuestiones referentes al impacto del programa en la asistencia al paciente y su aceptabilidad por parte de los clínicos.

El módulo de interacción con el usuario también es un determinante importante de la aceptación del sistema. La aplicación a la práctica clínica de un sistema experto puede ser muy limitada dada la poca tendencia por parte de los médicos en utilizarlos. Por tanto es importante tener en cuenta las necesidades del sistema para explicar los razonamientos seguidos por las decisiones tomadas, y mejorar su aceptación. La capacidad de explicar el razonamiento por parte del sistema, ofrece además la posibilidad de que el usuario tenga la última palabra, y con las explicaciones ofrecidas por el sistema, tome la decisión definitiva.

En cuanto a la evaluación del conocimiento de un sistema se pueden considerar diferentes aspectos:

- (a) **Exactitud.** El sistema contiene el conocimiento que el diseñador piensa que contiene.
- (b) **Plenitud y consistencia.** Consiste en la comprobación de posibles vacíos o inconsistencias que el diseñador del sistema incluyó en la implementación inicial.
- (c) **Rendimiento.** Consiste en el análisis de si el sistema modela un dominio del conocimiento del experto, y en especial, si refleja su comportamiento en el momento de plantearse las soluciones.

- (d) **Experiencia contrapuesta.** En diversas áreas de la medicina existen opiniones de expertos contrapuestos que están en debate. Formalmente son opiniones respecto a la indicación de exploraciones complementarias y/o de tratamientos.

Antes de evaluar el conocimiento que incluye el sistema, se debe conocer si existe o no un buen patrón de referencia, una o unas soluciones definidas del problema y un *gold standard*. Una de las formas de medir el rendimiento de un sistema experto en las áreas clínicas es definiendo un *gold standard*, ya que las decisiones médicas pueden incluir un alto grado de subjetividad.

## 7.3 Validación del sistema automático

La validación del sistema SAYDAC se ha desarrollado utilizando señales electrocardiográficas de las bases de datos CSE y MIT-BIH. Se ha contrastado el diagnóstico dado por el sistema automático con los diagnósticos dados por siete médicos con diferentes niveles de especialización: 3 cardiólogos especialistas en arritmias (M1, M2, M3), 3 cardiólogos (M4, M5, M6) y 1 médico no cardiólogo (M7), y el sistema automático (M8). Los médicos no han tenido ninguna relación con el diseño de la base de conocimientos y el desarrollo del sistema automático de diagnóstico, y trabajan en 5 hospitales diferentes.

A continuación se expone la selección de las señales electrocardiográficas utilizadas para la validación, el formato de presentación de las señales a los médicos para su diagnóstico y la metodología de la validación.

### 7.3.1 Selección de los registros electrocardiográficos

Se efectuó una etapa previa a la validación propiamente dicha, en la cual se valoró la capacidad del sistema automático en distinguir entre señales ECG normales y señales correspondientes a patología cardíaca (Giraldo y otros, 1995b). Se aplicó el sistema automático sobre una primera selección aleatoria de señales de las dos bases de datos y se comparó su diagnóstico con el de un médico cardiólogo. En esta etapa previa se observó un alto índice de fiabilidad en el sistema automático para identificar señales ECG vinculadas a patología cardíaca, respecto a ECG normales. Así mismo con estos primeros resultados se constató que la base de datos CSE, por su propia estructura, presentaba

señales ECG con arritmias cardíacas en menor proporción que la base de datos del MIT-BIH. Por tanto, en la validación final del sistema se consideró un 30% de señales de la base de datos CSE y un 70% de señales de la base de datos MIT-BIH.

Tras esta etapa previa se decidió realizar la validación utilizando 100 señales, de las cuales 10 fueron señales clasificadas como ECG normales por el sistema automático y 90 señales clasificadas como vinculadas a patología, tras una selección aleatoria en ambas bases de datos. De estas 100 señales 8 fueron descartadas por tratarse de aquellas señales ante las cuales los médicos recomiendan repetir el registro de la señal, o analizar otra zona del registro Holter.

### **7.3.2 Formato de presentación de las señales a los médicos**

Una vez seleccionadas las señales en cada base de datos, se procedió a su reproducción en papel milimetrado, según el formato estándar utilizado por los médicos, para facilitar su lectura y diagnóstico. En el caso de la base de datos CSE se presentó el registro de las 12 derivaciones estándares del ECG, y adicionalmente cada paciente con su número de identificación, fecha de nacimiento, edad, medicación (no medicado, digital, otra o desconocida), sexo, altura y peso. En el caso de la base de datos MIT-BIH se presentó el registro de los 2 canales de la señal, e información de cada paciente que contenía su número de identificación, edad, medicación y la equivalencia de los canales de Holter empleados con relación a las derivaciones estándares. Igualmente se entregó a los médicos una lista con los códigos utilizados por el sistema y las correspondientes patologías, para facilitar la uniformidad de conceptos en el momento de efectuar el diagnóstico.

### **7.3.3 Metodología de la validación**

El sistema automático considera el diagnóstico de un total de 48 patologías posibles, más el diagnóstico de ECG normal y el de patología no clasificada, que comprende alguna arritmia no clasificada por el sistema, alguna patología vinculada a problemas con la repolarización ventricular (hipertrofias ventriculares, infartos, etc.), u otra patología diferente de las anteriores. De las 48 patologías 10 fueron excluidas de la validación ya que se consideró que las bases de datos utilizadas no disponían de suficiente variedad de señales para



efectuar su validación (como por ejemplo registros con marcapasos artificial, hemibloqueo anterior izquierdo, bloqueo bifascicular, etc.).

Cada médico recibió simultáneamente las 92 señales ECG con la información de cada paciente descrita en el apartado anterior, una lista de las patologías consideradas en el sistema, y un formulario en el que debía indicar su diagnóstico.

Una vez obtenidos los diagnósticos de las 92 señales, por parte de los médicos y del sistema, a efectos del análisis estadístico se reagruparon aquellas patologías en las que la duración de las señales ECG utilizadas (10 segundos) podría dificultar su diagnóstico, como es el caso de las intermitencias. Igualmente se reagruparon las patologías relacionadas con la fibrilación y el flutter, dado que este tema, incluida su validación, ha sido presentado en el capítulo 5. Así pues para el análisis estadístico se han considerado un total de 28 posibles patologías descritas en la tabla 7.1.

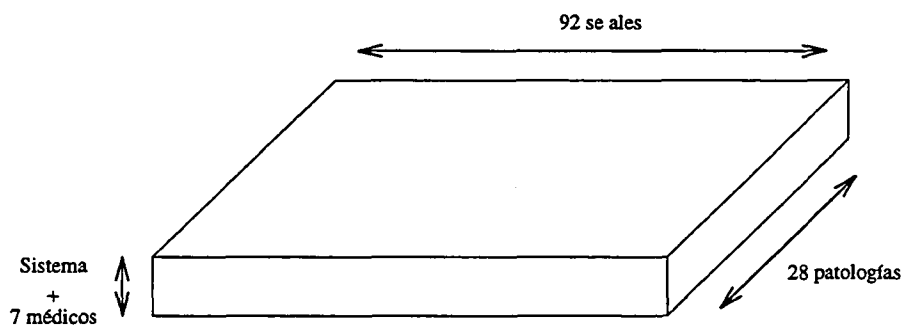


Figura 7.1: Esquema de la matriz de datos, que representa los 7 médicos y el sistema automático, los 92 registros considerados y las 28 posibles arritmias.

Por cada señal ECG analizada se obtuvieron 8 vectores diagnóstico, uno por cada evaluador participante (7 médicos y el sistema automático SAYDAC). El vector diagnóstico dado por un evaluador es un vector de dimensión 28 (de acuerdo con las 28 patologías de la tabla 7.1), en el que todos sus términos valen 0, excepto 1 en aquellas posiciones correspondientes a la o las patologías diagnosticadas por el evaluador según la tabla 7.1. El número de vectores obtenidos en la presente validación es de  $736 = (92 * 8)$ . Por tanto, los 736 vectores forman una matriz cúbica de dimensiones  $92(\text{número de señales analizadas}) * 8(\text{número de evaluadores}) * 28(\text{número de patologías posibles})$ (figura 7.1).

<i>Patologías consideradas</i>	
D1	Bloqueo completo de tercer grado
D2	Bloqueo de segundo grado.
D3	Bloqueo de primer grado. PR prolongado
D4	Wolff Parkinson White
D5	PR corto
D6	Bloqueo completo de rama izquierda
D7	Bloqueo completo de rama derecha
D8	Bloqueo de rama derecha incompleto
D9	Bloqueo intraventricular
D10	Bloqueo de rama izquierda incompleto
D11	Contracción prematura (extrasístole) supraventricular (SVPB)
D12	Contracción prematura (extrasístole) ventricular (VPB)
D13	Bigeminismo ventricular
D14	Trigeminismo ventricular
D15	Fusión
D16	Marcapaso auricular errático
D17	Fibrilación ventricular
D18	Ritmo ventricular persistente
D19	Taquicardia ventricular
D20	Fibrilación y fluter auriculares
D21	Ritmo supraventricular persistente
D22	Taquicardia supraventricular intermitente
D23	Parada sinoauricular
D24	Bloqueo sinoauricular
D25	Taquicardia sinusal
D26	Bradicardia sinusal
D27	ECG normal
D28	Patología no clasificada

Tabla 7.1: 28 posibles diagnósticos considerados en la etapa de validación.

Ante la ausencia de *gold standard*, es importante tener en cuenta los diferentes grados de especialización de los médicos, tal como se expone en la valoración del análisis estadístico que se presenta a continuación.

## 7.4 Análisis estadístico

La validación del sistema automático SAYDAC se ha efectuado utilizando medidas de distancia y medidas de concordancia entre los médicos y éste.

### 7.4.1 Medidas de distancia

Para medir las disparidades de diagnóstico entre los médicos y el sistema automático, se pueden estudiar las distancias existentes entre sus vectores diagnóstico. Sobre estas distancias se puede aplicar posteriormente un algoritmo de clasificación tal que permita interpretar los resultados. Para medir las diferencias entre estos vectores diagnóstico, se pueden escoger diferentes tipos de distancias. En el presente estudio se han elegido las distancias Euclidiana, City-block y Mahalanobis (Norusis, 1994). Cada una de éstas enfatiza distintos aspectos de las diferencias encontradas. Las distancias aplicadas son:

- **Distancia Euclidiana.**

$$d(i, j) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{m=1}^N (X_{im} - X_{jm})^2} \quad (7.1)$$

donde  $d$  es la distancia,  $i$  y  $j$  son cada par de evaluadores,  $N$  es el número de patologías posibles (dimensión del vector diagnóstico),  $m$  es cada una de las patologías consideradas,  $X_i$  y  $X_j$  son los vectores diagnóstico emitidos por los evaluadores  $i$  y  $j$ , respectivamente.

- **Distancia City-block.**

$$d(i, j) = \frac{1}{N} \sum_{m=1}^N |X_{im} - X_{jm}| \quad (7.2)$$

Esta distancia penaliza la existencia de pequeñas disparidades de diagnóstico en diversas señales respecto de la existencia de una gran disparidad de diagnóstico en una señal.

- **Distancia Mahalanobis.** Es una generalización de la distancia Euclidiana en el caso en que los diferentes diagnósticos no sean independientes. Este método usa el inverso de la matriz de covarianza entre grupos, con el fin de tener en cuenta la dependencia entre diagnósticos, y generar una definición corregida de la distancia.

$$d(i, j) = \sqrt{\frac{1}{N}(X_i - X_j)' * W^{-1} * (X_i - X_j)} \quad (7.3)$$

donde  $d(i, j)$  es la distancia Mahalanobis entre dos evaluadores  $i$  y  $j$ ,  $N$  es el número total de diagnósticos posibles,  $(X_i - X_j)$  es la diferencia entre vectores diagnóstico correspondientes a los evaluadores  $i$  y  $j$ ,  $(X_i - X_j)'$  es el vector transpuesto,  $W^{-1}$  es el inverso de la matriz de covarianza entre grupos.

#### 7.4.2 Medida de concordancia: Índice Kappa

En ausencia de un estándar definitivo, para determinar hasta qué punto el diagnóstico dado a una señal es fiable, se debe clasificar el grupo de señales varias veces; si esta reclasificación se hace por un evaluador diferente del primero, lo que se intenta es determinar la variabilidad inter-evaluador; si los resultados obtenidos son similares, se consideran consistentes. La fiabilidad o consistencia se define en este contexto como el grado de estabilidad a conseguir en los resultados producidos por parte de dos evaluadores. La consistencia implica la ausencia de variabilidad inter-evaluador, definida como la diferencia existente entre las conclusiones aportadas por diferentes evaluadores (Hernández y otros, 1990).

Si se supone que dos evaluadores diagnostican de forma independiente una muestra de  $M$  señales, siendo binaria la variable de clasificación, la tabla 7.2 es un ejemplo de la matriz inicial de datos. Esta matriz permite construir una tabla de contingencias de  $2 * 2$  (tabla 7.3).

El índice de concordancia Kappa es la *proporción de acuerdo observado*:

$$P_o = \frac{\sum_{i=1}^G O_{ii}}{M} \quad (7.4)$$

Diversas variantes de  $P_o$  han sido propuestas (Fleiss, 1975), pero la selección arbitraria de uno de estos índices no conlleva un interés especial en el problema de la evaluación del acuerdo entre dos evaluadores. Excepto

Señales	Evaluadores	
	E1	E2
1	0	1
2	0	0
3	1	1
4	0	1
.	.	.
.	.	.
.	.	.
M	1	0

Tábla 7.2: *Matriz inicial de datos en el caso de dos evaluadores y una variable de clasificación binaria (adaptado de Martín, 1993).*

Variable de clasificación: binaria. Categorías consideradas:

0 = ausencia de la característica estudiada, resultado negativo.

1 = presencia de la característica estudiada, resultado positivo.

en las circunstancias extremas ( $m_1 = m_2 = 0$ , ó  $m_1 = m_2 = 0$ ), se ha de esperar que exista un cierto grado de acuerdo debido únicamente al azar (Fleiss, 1981). Si por ejemplo, el evaluador A utiliza una serie de criterios para decidir entre la presencia y la ausencia de la condición evaluada, y el evaluador B utiliza criterios totalmente diferentes e independientes de los anteriores, entonces todo el acuerdo observado entre ambos es explicable únicamente por el azar. Hay una forma casi intuitiva de corregir por el azar (Sackett y otros, 1989) (figura 7.2).

Se considera un índice hipotético que adopta el valor de 1 en el caso de total acuerdo. Si  $P_O$  es el valor observado de este índice y  $P_e$  es el valor esperado en el caso de que únicamente intervenga el azar, el acuerdo real obtenido más allá del azar es  $P_O - P_e$ , mientras que el máximo valor de acuerdo mas allá del azar sería  $1 - P_e$ . La razón de estas dos diferencias se denomina índice Kappa:

$$K = \frac{P_O - P_e}{1 - P_e} \quad (7.5)$$

Si existe un acuerdo completo,  $K = +1$ . Si el acuerdo observado es mayor o igual al esperado por el azar,  $K \geq 0$ , y si el acuerdo observado es menor

		<i>EVALUADOR A</i>		
		(1)	(0)	
<i>EVALUADOR B</i>	(1)	$O_{11}$	$O_{12}$	$m_{1.}$
	(0)	$O_{21}$	$O_{22}$	$m_{2.}$
		$m_{.1}$	$m_{.2}$	$M$

Tabla 7.3: *Tabla de contingencias en el caso de dos evaluadores y una variable de clasificación binaria (adaptado de Martín, 1993).*

- $O_{ij}$  : efectivos observados en la celda  $ij$ .
- $m_{i.}$  : totales marginales de fila.
- $m_{.j}$  : totales marginales de columna.
- $M$  : número total de señales estudiadas.

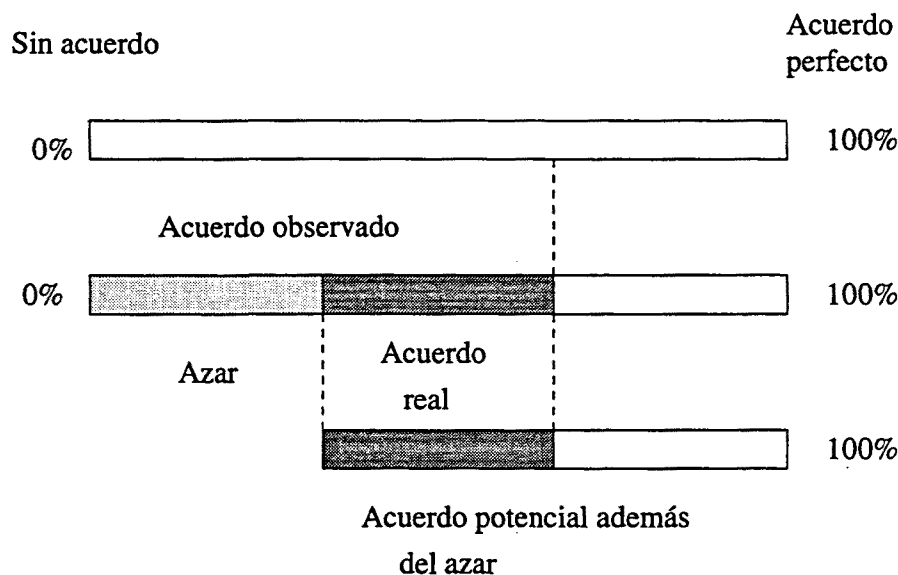


Figura 7.2: Acuerdo observado y esperado por el efecto del azar (adaptado de Martín, 1993).

o igual al esperado por el azar,  $K \leq 0$ . El valor mínimo de Kappa depende de las proporciones marginales. Si estas proporciones son tales que  $P_e = 0.5$ , entonces el valor mínimo de Kappa es de  $-1$ , en caso contrario el valor mínimo se encuentra entre  $-1$  y  $0$ . Se puede comprobar, si se incorpora el acuerdo esperado por el azar (como en la ecuación 7.5) a cada una de las variantes de  $P_O$  a las que se hacía referencia anteriormente, que se obtiene siempre el mismo valor de Kappa. Por tanto, el hecho de introducir una corrección para el acuerdo esperado por el azar consigue una unificación de los diferentes índices de acuerdo (Fleiss, 1981).

La interpretación del índice Kappa propuesto por Fleiss considera que los valores superiores a  $0.75$  representan un acuerdo excelente por encima del esperado por el azar; entre  $0.75$  y  $0.40$ , el acuerdo es entre moderado y bueno; los valores inferiores a  $0.40$  indican un acuerdo débil. Landis y Koch (1977) diferencian de forma más detallada los niveles de intensidad del acuerdo, especificados en la tabla 7.4

El índice Kappa se calcula de acuerdo con la ecuación 7.5 a partir de la matriz inicial de datos, de acuerdo con el número de categorías consideradas y los valores numéricos asignados a estas categorías. Por tanto Kappa no es un solo coeficiente sino una serie de coeficientes (Kraemer y Bloch, 1988).

<i>Fleiss</i>	<i>Kappa</i>	<i>Landis &amp; Koch</i>
	1.	
EXCELENTE	.8	CASI PERFECTO
	.6	BUENO
BUENO	.4	MODERADO
	.2	CORRECTO
	.0	DEBIL
POBRE		POBRE
	-1	

Tabla 7.4: Significación cuantitativa del índice Kappa.

Para obtener una medida global de la concordancia para cada par de evaluadores, se calcula la media de índices Kappa correspondiente a cada posibilidad patológica.

### 7.4.3 Representación gráfica

Una vez calculados los valores medios de una determinada distancia entre cada par de evaluadores, para todo el conjunto de señales analizadas, se aplica un análisis de conglomerados (*clusters*) que proporciona un dendograma utilizando la media ponderada para la conexión entre grupos. Partiendo de una matriz de  $E * E$  evaluadores, el análisis de conglomerados los agrupa progresivamente en función de su similitud. Cada vez que dos evaluadores son agrupados se genera una nueva matriz de dimensión  $(E - 1) * (E - 1)$  en la que los coeficientes de concordancia correspondientes a cada uno de los evaluadores agrupados son sustituidos por un nuevo valor único. Este valor es obtenido a partir de la media aritmética de los valores anteriores.

El análisis de conglomerados es un análisis descriptivo (Martín, 1993), por



lo tanto no proporciona información sobre la significación estadística de las agrupaciones realizadas. La agrupación de los médicos y su representación gráfica mediante un dendograma, permite situar el sistema automático en relación con los expertos humanos.

En esta etapa de validación del sistema automático, SAYDAC, se ha contado con la colaboración del Departament d'Informàtica Mèdica del Institut Municipal de Investigació Mèdica IMIM, y los resultados obtenidos en la validación de los sistemas de ayuda al diagnóstico PNEUMON-IA (Verdaguer y otros, 1992) y RENOIR (Henández y otros, 1994).

## 7.5 Resultados y discusión

Las patologías posibles para cada uno de los casos evaluados se encuentran en el apartado 7.3.3, tabla 7.1.

Los resultados de la validación del sistema automático, son los presentados por 3 cardiólogos expertos en arritmias (M1, M2, M3), 3 médicos cardiólogos (M4, M5, M6), un médico no cardiólogo (M7), y el sistema automático SAYDAC (M8).

### 7.5.1 Frecuencia de los diagnósticos

La tabla 7.5 resume la frecuencia con la que efectuaron los diferentes diagnósticos los médicos y el sistema automático, para las 92 señales analizadas.

Las figuras 7.3 y 7.4 representan gráficamente el número total de veces que los médicos y el sistema han diagnosticado cada una de las patologías, y el número total de diagnósticos que han dado cada médico y el sistema automático.

El número de diagnósticos por caso varía entre 1.04 para M4 y 1.51 para M1, siendo la media de 1.25. El diagnóstico más citado, 92 veces, corresponde a la contracción prematura ventricular (extrasístole ventricular), con una media de 11.5 veces por evaluador. Es el sistema automático SAYDAC el que identifica más veces esta patología, respecto de los médicos (citada 16 veces en el sistema automático respecto de una media de 10.86 en los médicos). Esta situación tiene su explicación dado que el sistema automático no omite esta patología ante la presencia de otra con mayor relevancia, situación que puede presentarse

	<i>M1</i>	<i>M2</i>	<i>M3</i>	<i>M4</i>	<i>M5</i>	<i>M6</i>	<i>M7</i>	<i>M8</i>	<i>Total</i>
D1	2	0	0	0	0	0	0	0	2
D2	4	5	2	6	2	4	7	4	34
D3	5	8	6	4	6	9	2	2	42
D4	4	4	4	2	7	6	4	5	36
D5	2	2	5	0	3	1	0	0	13
D6	3	4	4	1	2	4	2	0	23
D7	16	10	10	10	8	8	5	9	76
D8	2	6	5	2	1	1	6	0	26
D9	9	0	2	0	5	0	0	0	17
D10	8	1	0	1	1	2	14	4	31
D11	11	7	10	1	8	10	0	12	59
D12	13	11	11	7	10	12	12	16	92
D13	6	11	7	7	4	6	7	0	53
D14	5	1	5	7	5	4	5	6	38
D15	4	4	2	0	1	2	0	0	13
D16	1	0	0	0	1	1	0	1	4
D17	0	0	0	0	0	0	0	0	0
D18	0	2	3	3	2	4	3	2	19
D19	1	3	1	1	2	1	1	1	11
D20	3	5	7	10	7	4	3	5	44
D21	11	1	0	0	0	3	0	1	16
D22	7	5	5	0	1	6	0	7	31
D23	3	5	5	4	3	2	2	7	31
D24	0	2	1	2	3	3	4	1	16
D25	1	1	2	1	1	4	8	2	20
D26	6	1	2	2	6	16	2	3	38
D27	7	10	10	12	10	8	11	10	78
D28	5	9	9	13	14	8	6	8	72
<i>Total</i>	139	118	118	96	113	129	104	106	935
<i>Media</i>	1.51	1.28	1.28	1.04	1.23	1.40	1.13	1.15	

Tabla 7.5: Número de veces que los médicos y el sistema automático han diagnosticado cada una de las patologías.

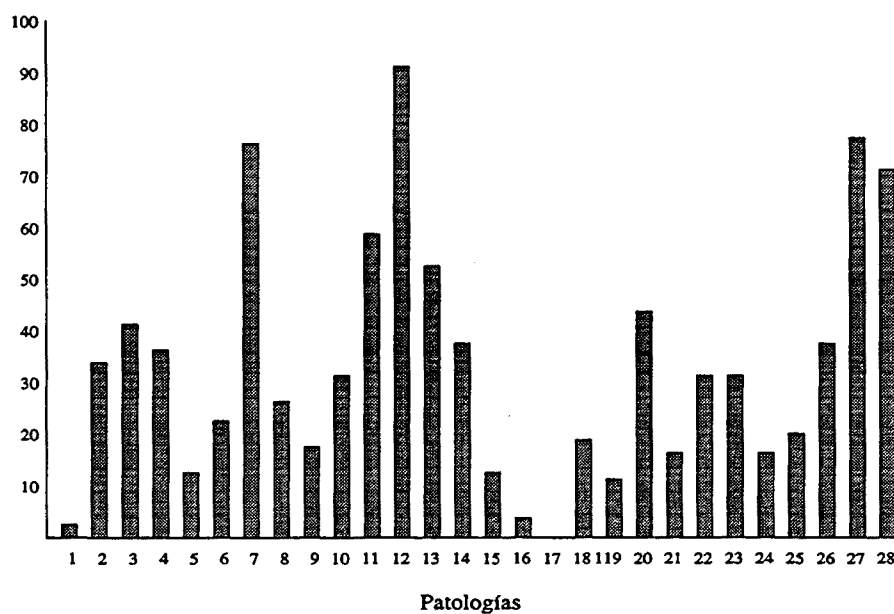


Figura 7.3: Representación gráfica del número total de veces que los médicos y el sistema automático han diagnosticado cada una de las patologías.

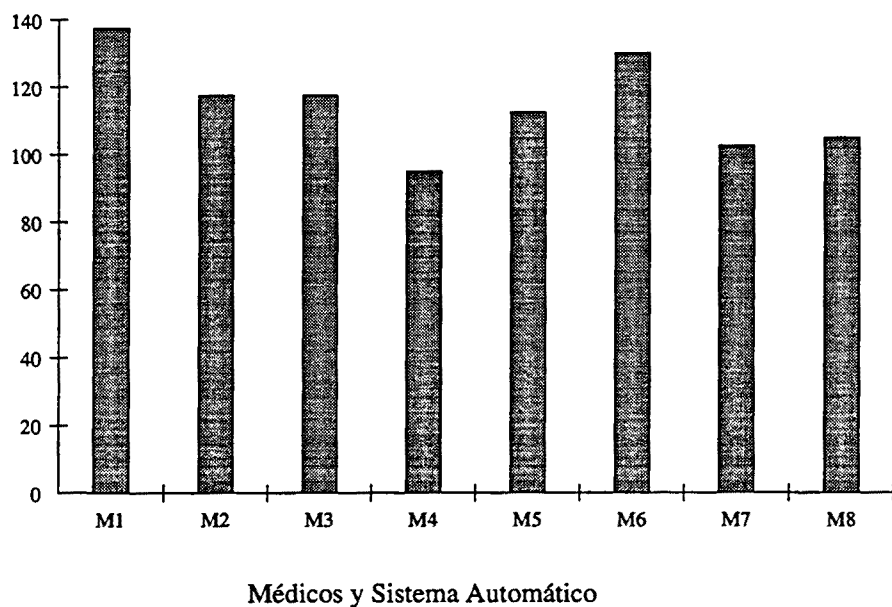


Figura 7.4: Representación gráfica del número total de diagnósticos que han dado cada médico y el sistema automático.

en el diagnóstico médico.

### 7.5.2 Patologías singulares

	<i>M1</i>	<i>M2</i>	<i>M3</i>	<i>M4</i>	<i>M5</i>	<i>M6</i>	<i>M7</i>	<i>M8</i>
<i>Singulares</i>	10/139	11/118	3/118	22/96	9/113	6/129	20/104	4/106
%	10.9	12.0	3.3	23.9	9.8	6.5	21.7	4.3

Tabla 7.6: Número de patologías singulares por cada médico y el sistema automático, con respecto al total de diagnósticos realizados por cada evaluador.

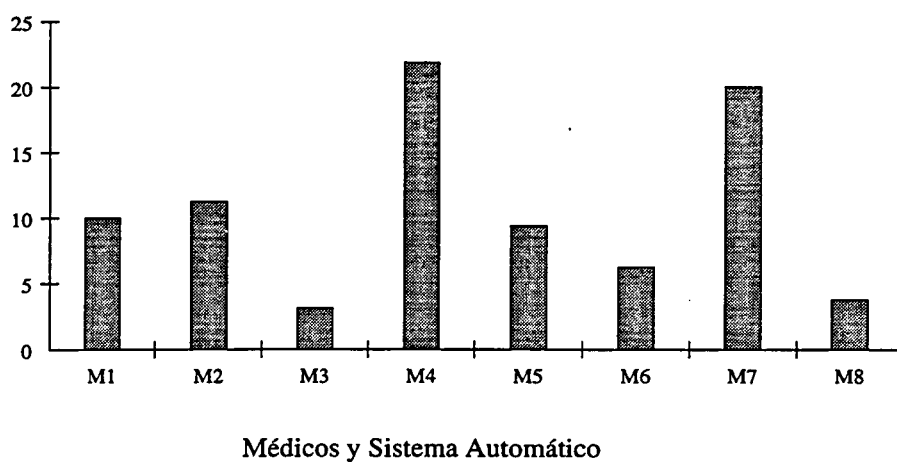


Figura 7.5: Representación gráfica del número total de patologías singulares dadas por cada médico y el sistema automático.

Se considera una patología singular aquella que es mencionada únicamente por uno de los evaluadores. El número de patologías singulares permite determinar la concordancia de un evaluador con el consenso del grupo. La tabla 7.6 muestra el número de diagnósticos singulares presentados por cada uno de los evaluadores, con respecto al total de diagnósticos realizados, expresados también en valor porcentual. La figura 7.5 presenta de forma gráfica los diagnósticos singulares en valor absoluto.

M4 es el que presenta el mayor porcentaje de patologías singulares, seguido por M7. El sistema automático es el segundo con menor número de patologías singulares.

### 7.5.3 Patologías omitidas

	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8
Omitidas	8/139	9/118	5/118	14/96	11/113	4/129	9/104	2/106
%	8.7	9.8	5.4	15.2	12.0	4.3	9.8	2.2

Tabla 7.7: Número de patologías omitidas por cada médico y el sistema automático, con respecto al total de diagnósticos realizados por cada evaluador.

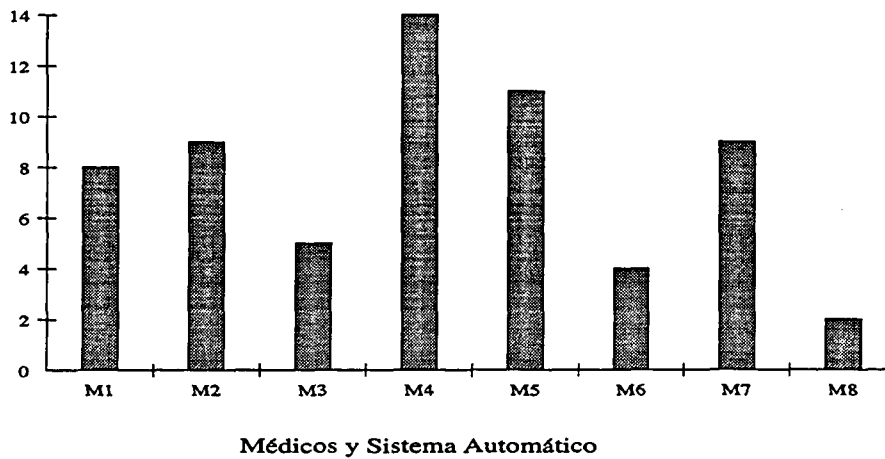


Figura 7.6: Representación gráfica del número total de patologías omitidas dadas por cada médico y el sistema automático.

Se considera una patología omitida aquella que no es considerada por el evaluador, y en cambio si por la gran mayoría del grupo. El número de patologías omitidas determina el desacuerdo con el consenso del grupo. La tabla 7.7 muestra el número de diagnósticos omitidos presentados por cada uno

de los evaluadores con respecto al total de diagnósticos realizados, expresados también en valor porcentual. La figura 7.6 presenta de forma gráfica los diagnósticos omitidos en valor absoluto.

El número de patologías omitidas por el sistema automático es el más bajo de todos, con 2 omisiones, por tanto presenta una gran sensibilidad respecto del consenso del grupo. El menos sensible respecto al consenso es el M4, con 14 omisiones.

## 7.6 Análisis de las distancias entre médicos y el sistema automático SAYDAC

Se analizan las distancias entre los 8 evaluadores de las señales ECG utilizadas en la etapa de validación. Para medir las diferencias entre los médicos, y de éstos con el sistema automático SAYDAC, se han estudiado las distancia Euclidiana, City-block y Mahalanobis, y la medida de concordancia, el índice Kappa.

### 7.6.1 Distancia Euclidiana

	<i>M1</i>	<i>M2</i>	<i>M4</i>	<i>M3</i>	<i>M5</i>	<i>M6</i>	<i>M7</i>	<i>M8</i>
<i>M1</i>	0.0000							
<i>M2</i>	0.1698	0.0000						
<i>M4</i>	0.1989	0.1866	0.0000					
<i>M3</i>	0.1661	0.1097	0.1659	0.0000				
<i>M5</i>	0.1834	0.1507	0.1817	0.1490	0.0000			
<i>M6</i>	0.1652	0.1558	0.1748	0.1437	0.1730	0.0000		
<i>M7</i>	0.1957	0.1712	0.1585	0.1629	0.1920	0.1737	0.0000	
<i>M8</i>	0.1320	0.1383	0.1592	0.1313	0.1540	0.1619	0.1555	0.0000

Tabla 7.8: *Matriz de disparidades calculada a partir de la distancia Euclidiana.*

La matriz de coeficientes de diferencias generada para esta distancia, obtenida mediante la media sobre todos los casos se muestra en la tabla 7.8.

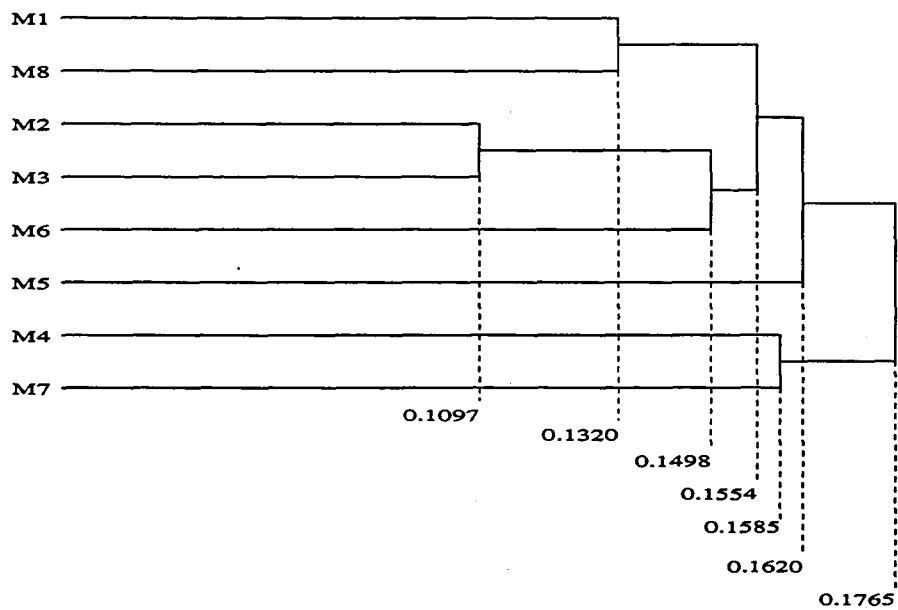


Figura 7.7: Dendrograma del análisis de conglomerados a partir de la distancia Euclidiana.

La figura 7.7 presenta el dendrograma obtenido para la distancia Euclidiana. En este dendrograma se puede observar que la máxima similitud se encuentra entre M2 y M3. Seguidamente se encuentra el conglomerado formado por M1 y M8 (sistema automático), y luego a una distancia parecida a la que hay entre el primer y segundo conglomerado se encuentran los otros médicos, con un incremento progresivo de las distancias.

## 7.6.2 Distancia City-block

La matriz de coeficientes de diferencias generada para esta distancia, obtenida mediante la media sobre todos los casos se muestra en la tabla 7.9.

La figura 7.8 presenta el dendrograma obtenido para la distancia City-block. En el dendrograma se puede observar la concordancia existente entre M2 y M3. M1 y M8 se agrupan en segundo lugar. Se presenta gran consistencia entre los diferentes grupos de médicos.

	M1	M2	M4	M3	M5	M6	M7	M8
M1	0.0000							
M2	0.0485	0.0000						
M4	0.0563	0.0543	0.0000					
M3	0.0462	0.0295	0.0466	0.0000				
M5	0.0512	0.0408	0.0501	0.0384	0.0000			
M6	0.0466	0.0446	0.0493	0.0392	0.0481	0.0000		
M7	0.0571	0.0481	0.0435	0.0450	0.0532	0.0501	0.0000	
M8	0.0369	0.0396	0.0443	0.0342	0.0408	0.0446	0.0419	0.0000

Tabla 7.9: Matriz de disparidades calculada a partir de la distancia City-block.

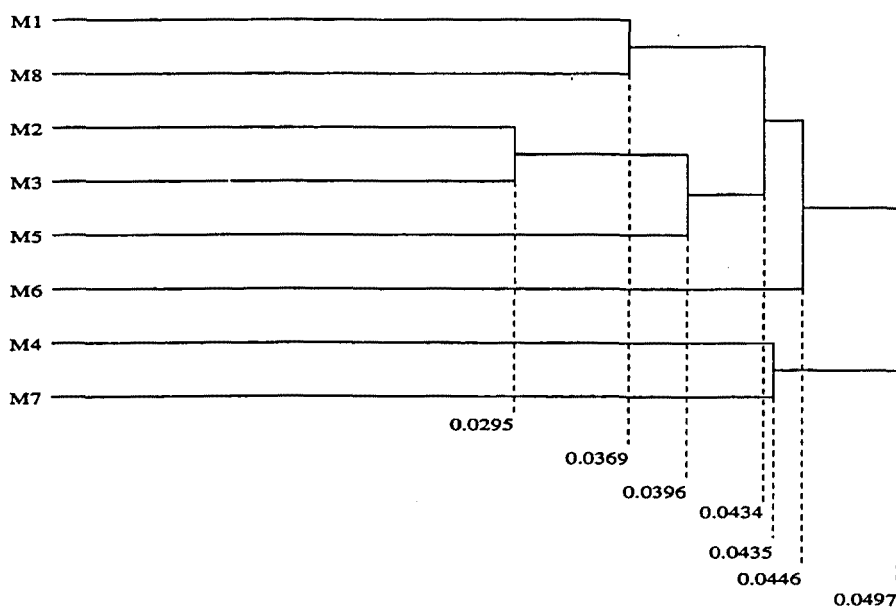


Figura 7.8: Dendrograma del análisis de conglomerados a partir de la distancia City-block.



### 7.6.3 Distancia Mahalanobis

	<i>M1</i>	<i>M2</i>	<i>M4</i>	<i>M3</i>	<i>M5</i>	<i>M6</i>	<i>M7</i>	<i>M8</i>
<i>M1</i>	0.0000							
<i>M2</i>	0.9187	0.0000						
<i>M4</i>	1.0145	0.8481	0.0000					
<i>M3</i>	0.9076	0.5569	0.7655	0.0000				
<i>M5</i>	0.9981	0.7465	0.8270	0.7259	0.0000			
<i>M6</i>	0.9016	0.7656	0.8157	0.7399	0.8729	0.0000		
<i>M7</i>	1.0517	0.8394	0.7299	0.8087	0.9329	0.8348	0.0000	
<i>M8</i>	0.7266	0.6646	0.7177	0.6525	0.7742	0.7916	0.7450	0.0000

Tabla 7.10: Matriz de disparidades calculada a partir de la distancia Mahalanobis.

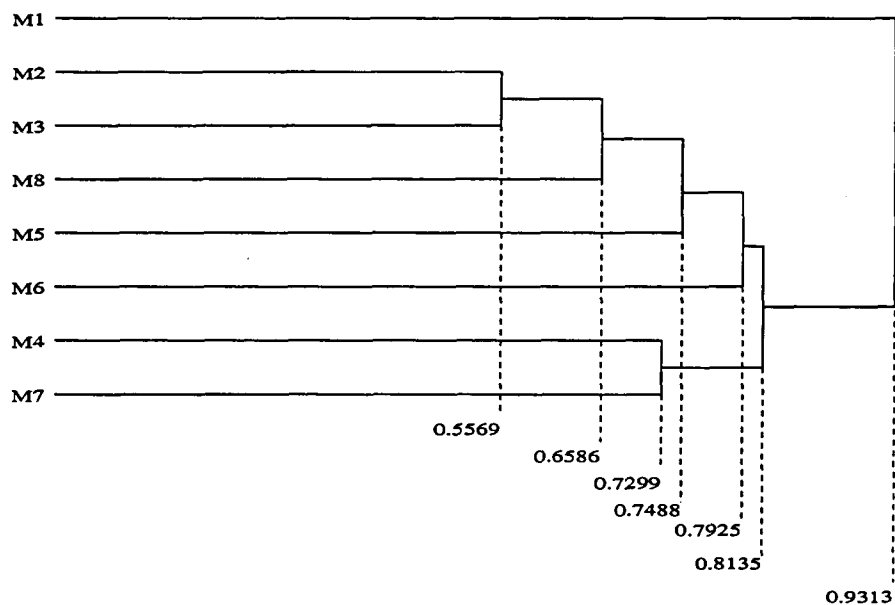


Figura 7.9: Dendrograma del análisis de conglomerados a partir de la distancia Mahalanobis.

La matriz de coeficientes de diferencias generada para esta distancia, obtenida mediante la media sobre todos los casos se muestra en la tabla 7.10.

La figura 7.9 presenta el dendograma obtenido para la distancia Mahalanobis. En el dendograma se puede observar la concordancia existente entre M2 y M3. Seguidamente se une a este conglomerado M8, presentandose el sistema automático más cerca de dos de los médicos cardiólogos especialistas en arritmias que del resto de los médicos. Cabe anotar que en esta distancia M1 es el experto más distante. Esto implica que son muy marcadas las diferencias de sus diagnósticos con respecto del grupo, cuando éstas existen.

#### 7.6.4 Medida de concordancia: Índice Kappa

La matriz de los índices Kappa se muestra en la tabla 7.11.

	<i>M1</i>	<i>M2</i>	<i>M4</i>	<i>M3</i>	<i>M5</i>	<i>M6</i>	<i>M7</i>	<i>M8</i>
<i>M1</i>	1.0000							
<i>M2</i>	0.4085	1.0000						
<i>M4</i>	0.2803	0.2228	1.0000					
<i>M3</i>	0.4406	0.5480	0.3166	1.0000				
<i>M5</i>	0.4029	0.4723	0.2517	0.4673	1.0000			
<i>M6</i>	0.4821	0.4384	0.3237	0.4787	0.3944	1.0000		
<i>M7</i>	0.3048	0.3486	0.3773	0.4164	0.2842	0.3706	1.0000	
<i>M8</i>	0.5355	0.4414	0.3403	0.4977	0.4221	0.4268	0.4603	1.0000

Tabla 7.11: *Matriz cuadrada de los coeficientes Kappa.*

La figura 7.10 presenta el dendograma obtenido de acuerdo con los índices Kappa. Los coeficientes que aparecen en la figura son los complementos a 1 de los correspondientes índices Kappa. Como se puede observar la concordancia entre M2 y M3 es la más elevada. M1 y M8 se agrupan en segundo lugar, marcando una mayor distancia del resto del grupo. Según esto, el sistema automático se sitúa mucho más cerca de los médicos cardiólogos expertos en arritmias, que del resto de médicos.

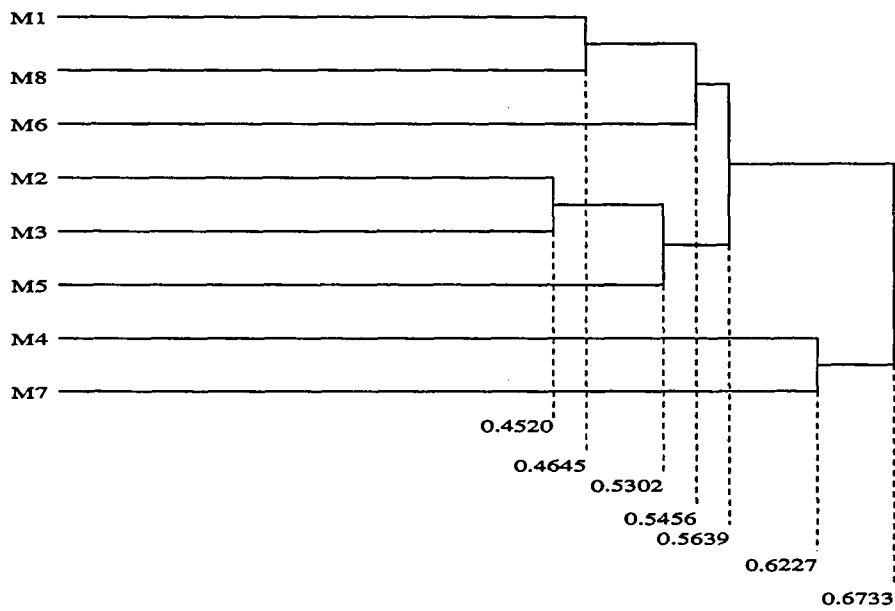


Figura 7.10: Dendrograma del análisis de conglomerados a partir de los índices Kappa.

## 7.7 Ejemplos de diagnósticos realizados

A nivel de ejemplo se presentan algunas de las señales utilizadas en la validación del sistema automático, con sus respectivos diagnósticos, incluyendo:

- ECG normal (figura 7.11)
- Bloqueo de primer grado, PR prolongado (figura 7.12)
- Bloqueo de rama derecha incompleto (figura 7.13)
- Contracción prematura ventricular (figura 7.14)
- Fibrilación auricular (figura 7.15)
- Bloqueo parcial AV de segundo grado (figura 7.16)
- Wolff Parkinson White (figura 7.17)
- Bloqueo completo de rama derecha (figura 7.18)
- Contracción prematura supraventricular (figura 7.19)
- Bigeminismo ventricular (figura 7.20)
- Trigeminismo ventricular (figura 7.21)

Ritmo ventricular persistente (figura 7.22)

Taquicardia ventricular (figura 7.23)

Taquicardia supraventricular intermitente (figura 7.24)

Parada sinoauricular (figura 7.25)

Taquicardia sinusal (figura 7.26)

Bradicardia sinusal (figura 7.27)

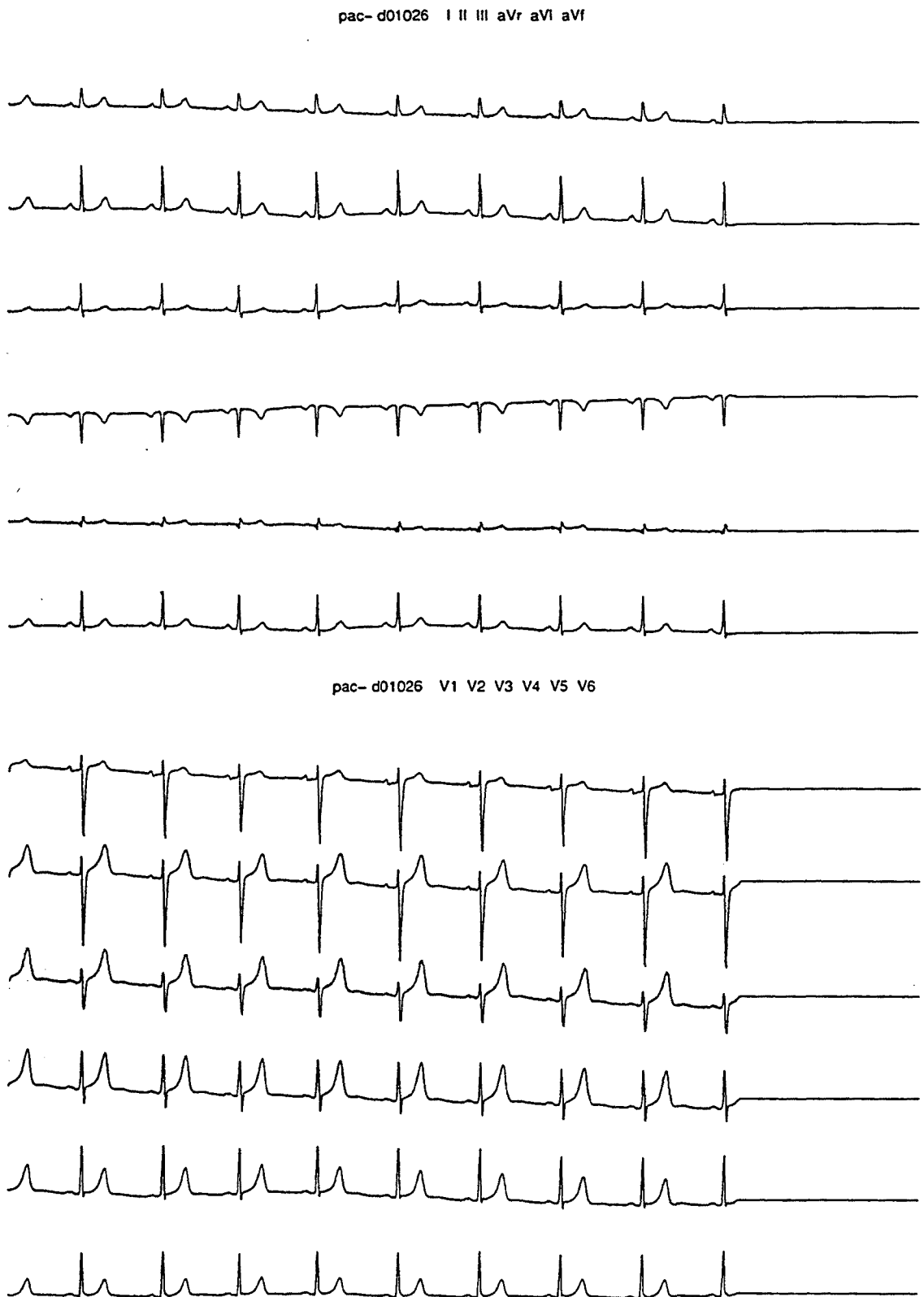
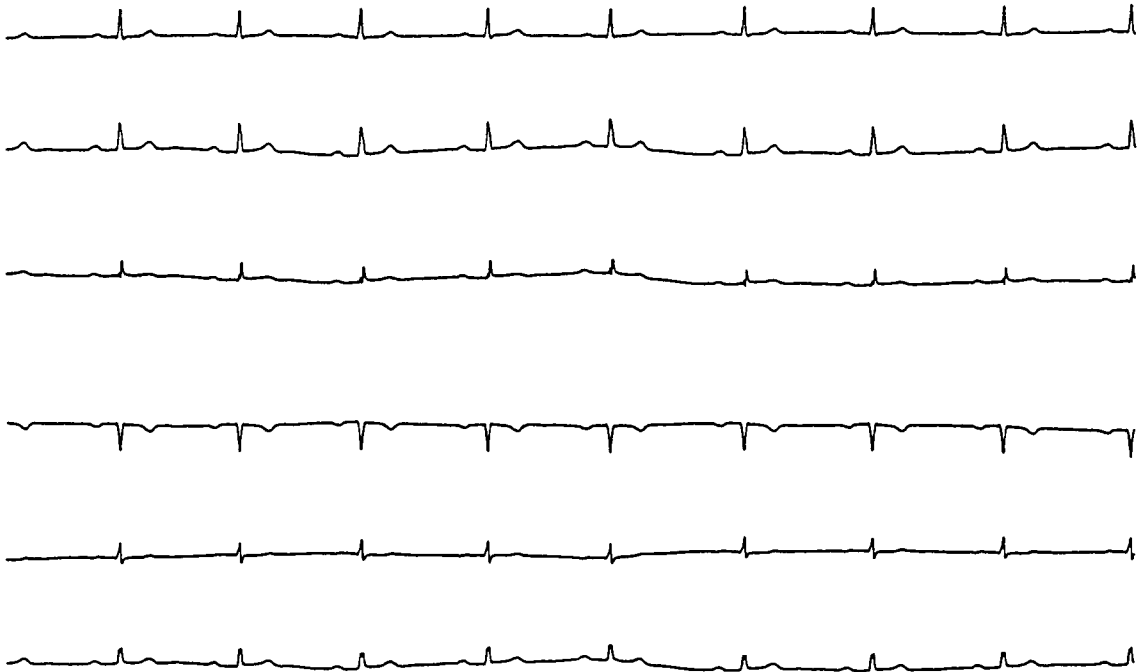


Figura 7.11: Señal D-01026, CSE. 12 derivaciones. ECG normal.

pac- d00892 I II III aVr aVI aVf



pac- d00892 V1 V2 V3 V4 V5 V6

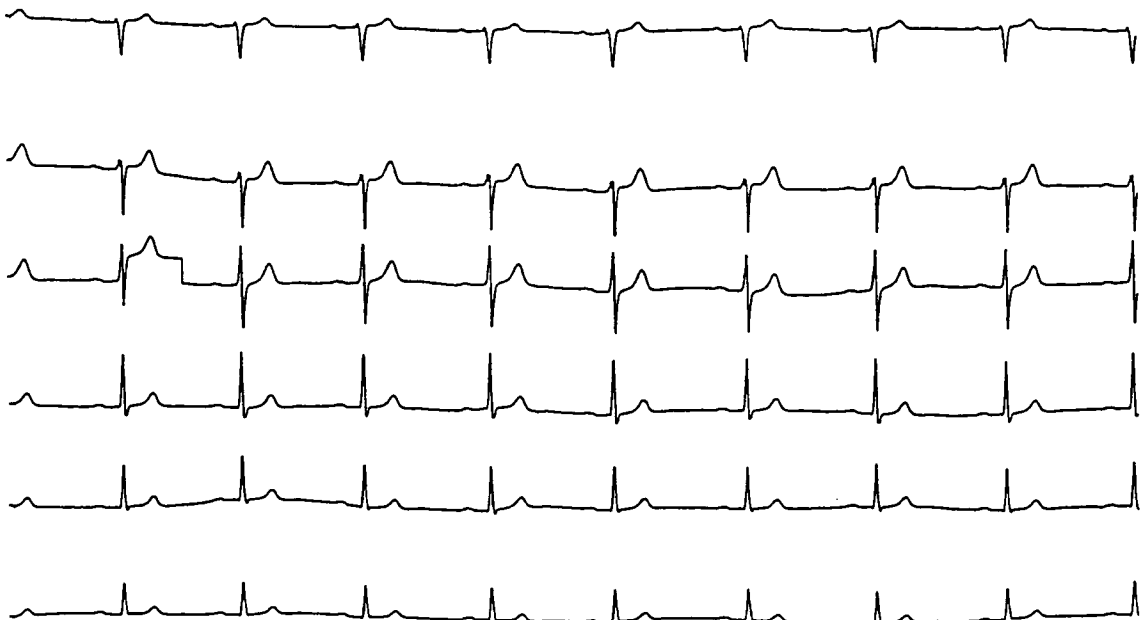


Figura 7.12: Señal d-00892, CSE. 12 derivaciones. Bloqueo de primer grado. PR prolongado.

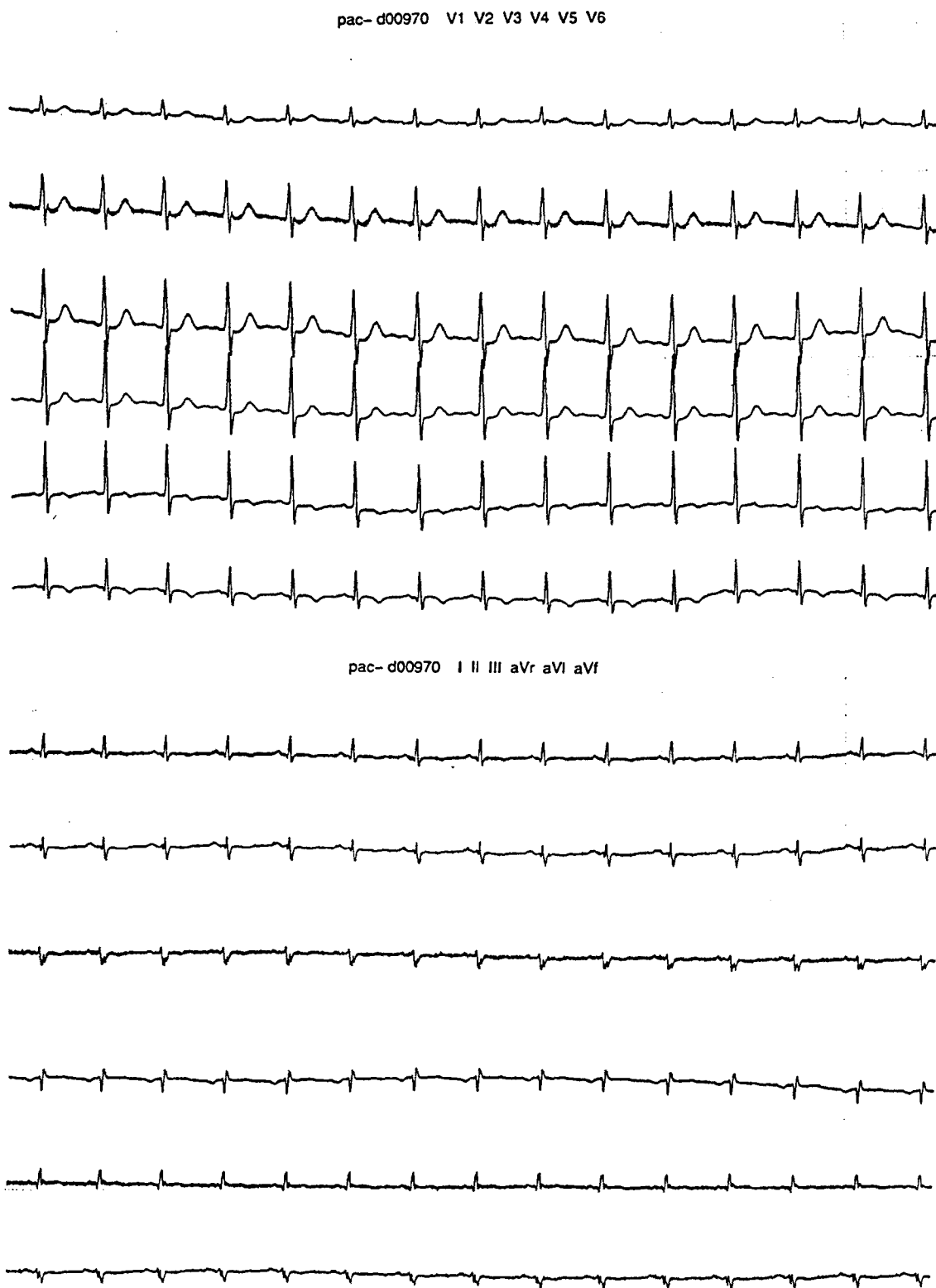


Figura 7.13: Señal d-00970, CSE. 12 derivaciones. Bloqueo de rama derecha incompleto.

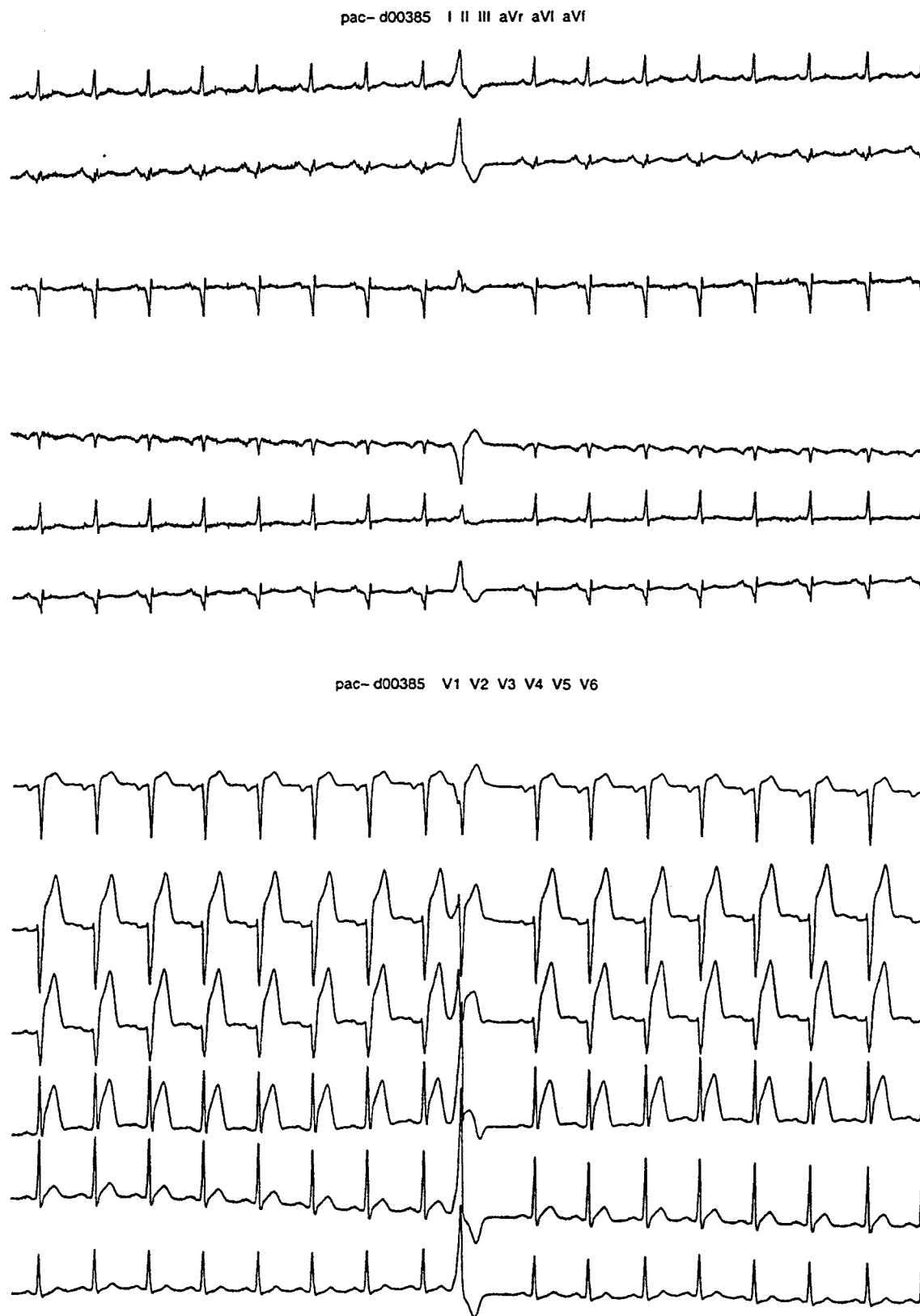


Figura 7.14: Señal d-00385, CSE. 12 derivaciones. Contracción prematura ventricular (VPB).



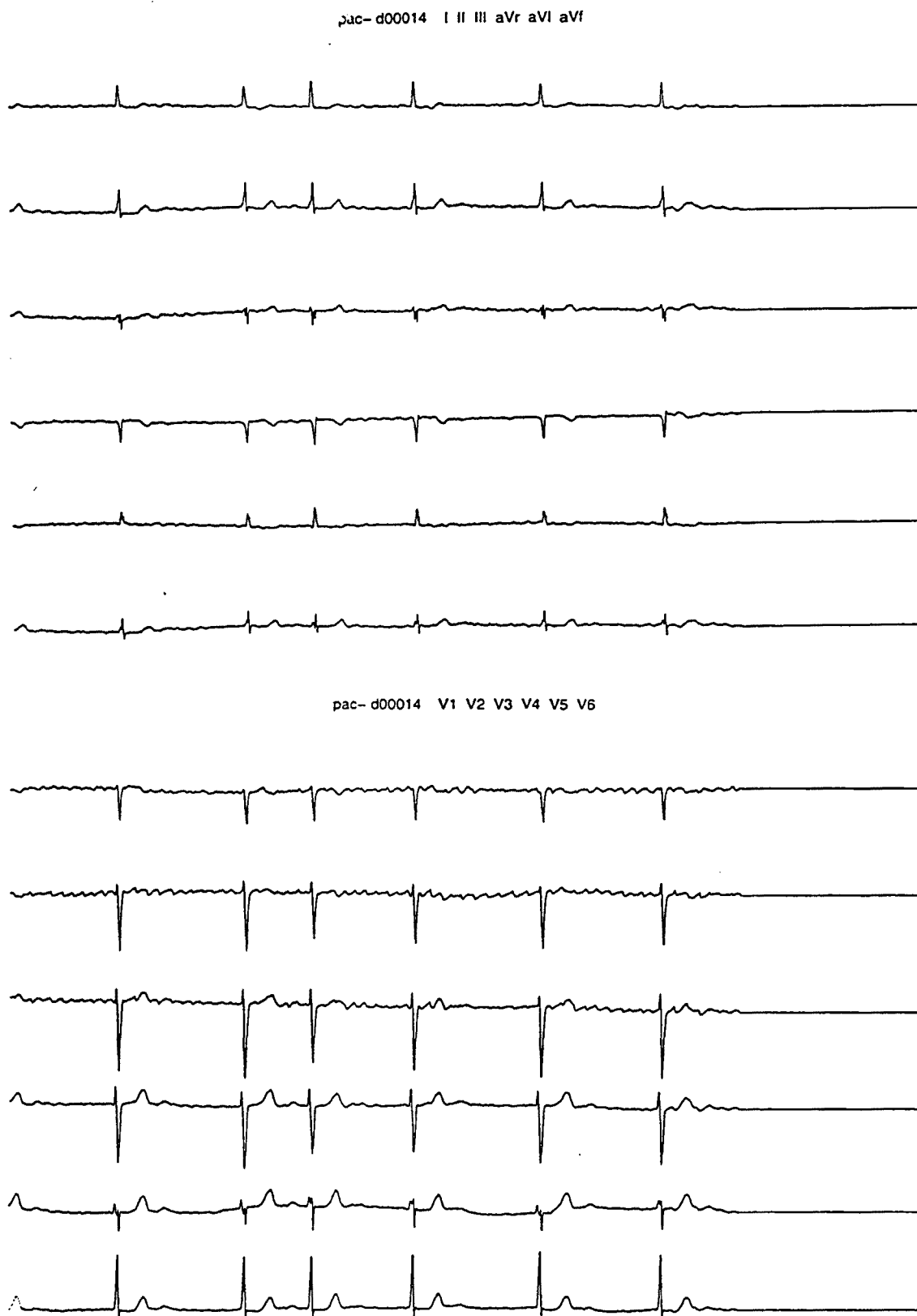


Figura 7.15: Señal D-00014, CSE. 12 derivaciones. Fibrilación auricular.

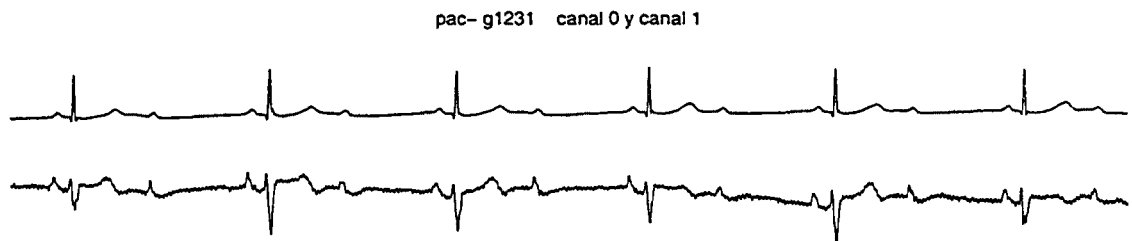


Figura 7.16: Señal g1-231, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Bloqueo parcial AV de segundo grado.

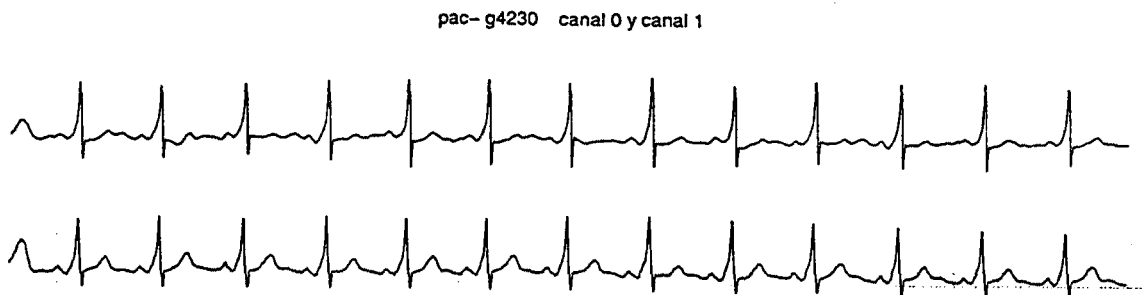


Figura 7.17: Señal g4-230, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Wolff Parkinson White.

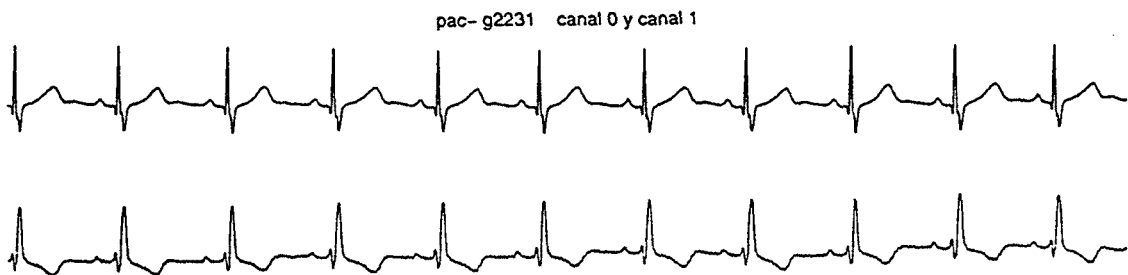


Figura 7.18: Señal g2-231, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Bloqueo completo de rama derecha.

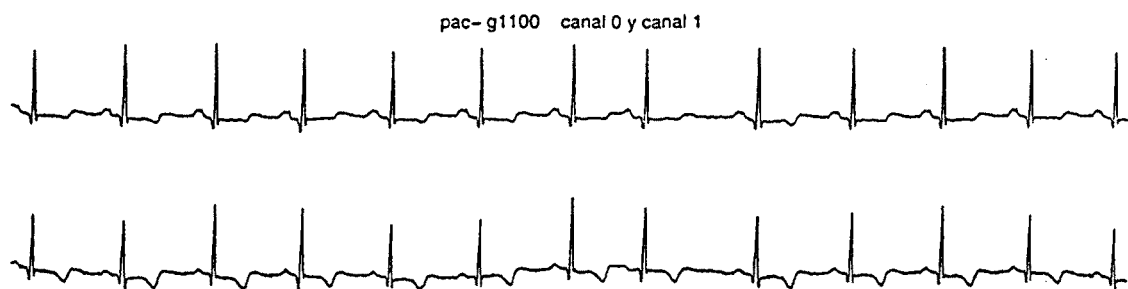


Figura 7.19: Señal g1-100, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Contracción prematura supraventricular (SVPB).

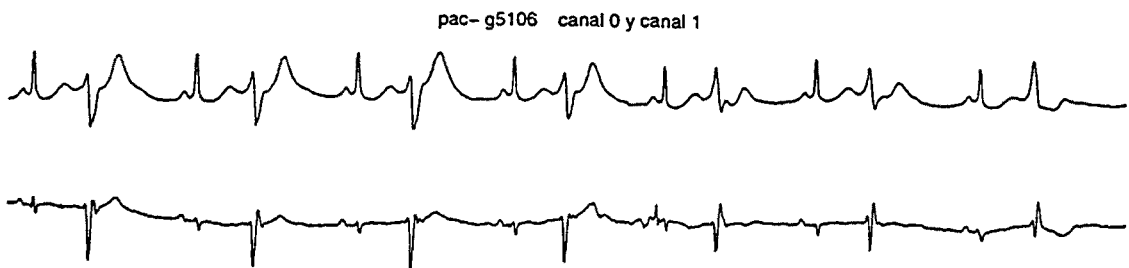


Figura 7.20: Señal g5-106, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Bigeminismo ventricular.

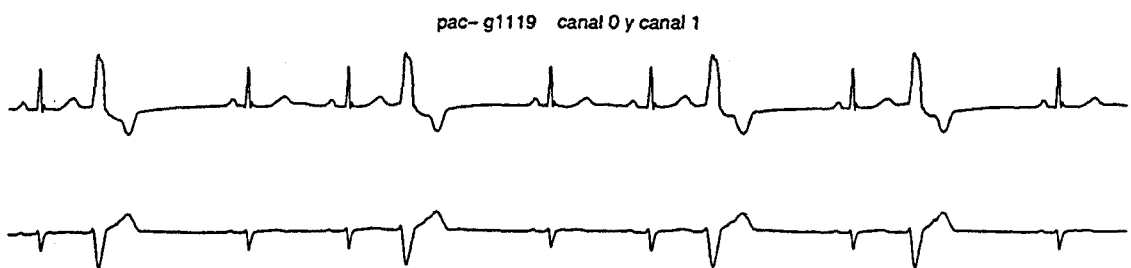


Figura 7.21: Señal g1-119, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Trigeminismo ventricular.

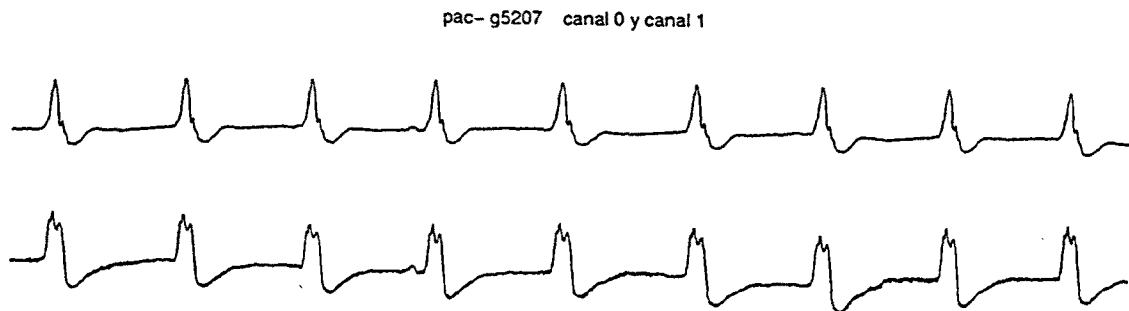


Figura 7.22: Señal g5-207, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Ritmo ventricular persistente.

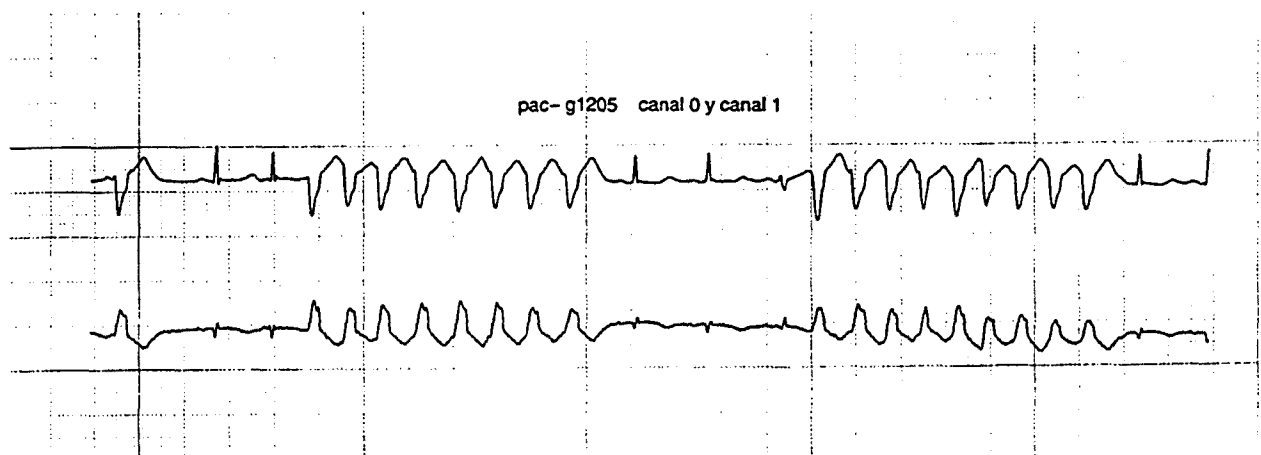


Figura 7.23: Señal g1-205, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Taquicardia ventricular.

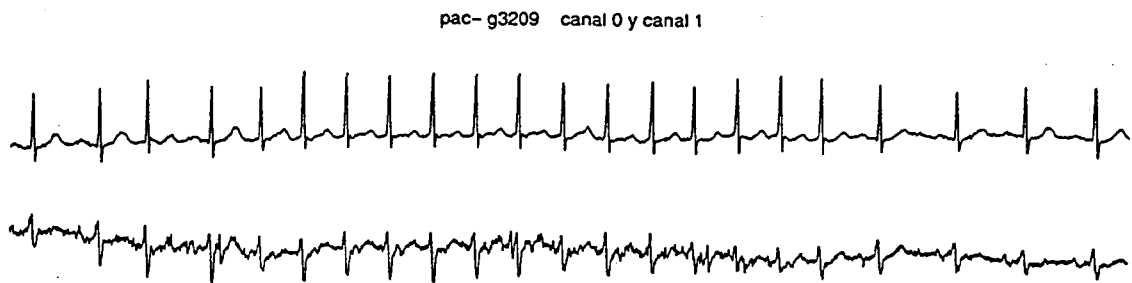


Figura 7.24: Señal g3-209, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Taquicardia supraventricular intermitente.

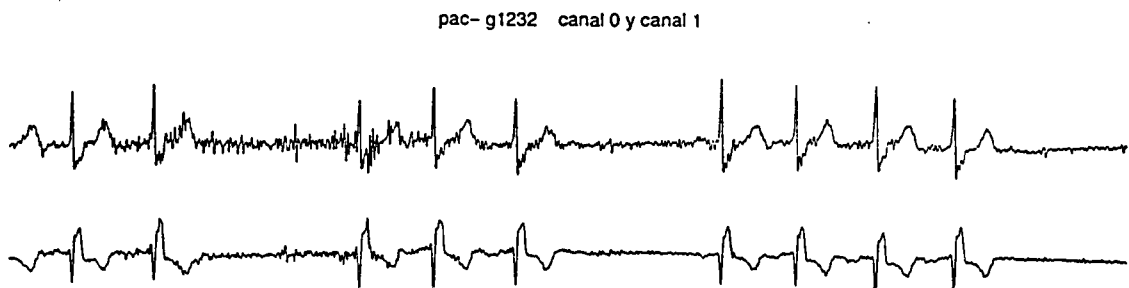


Figura 7.25: Señal g1-232, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Parada sinoauricular.

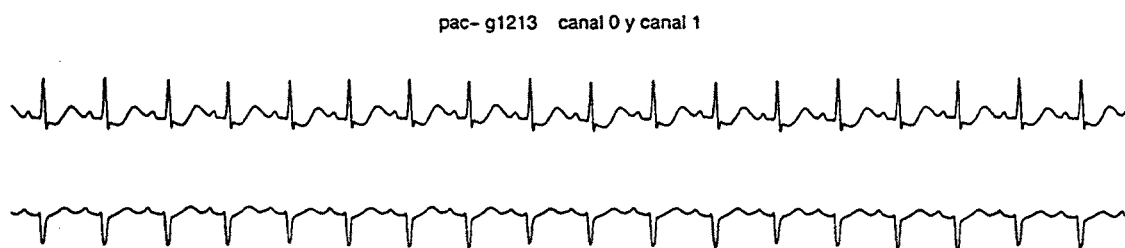


Figura 7.26: Señal g1-213, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Taquicardia sinusal.

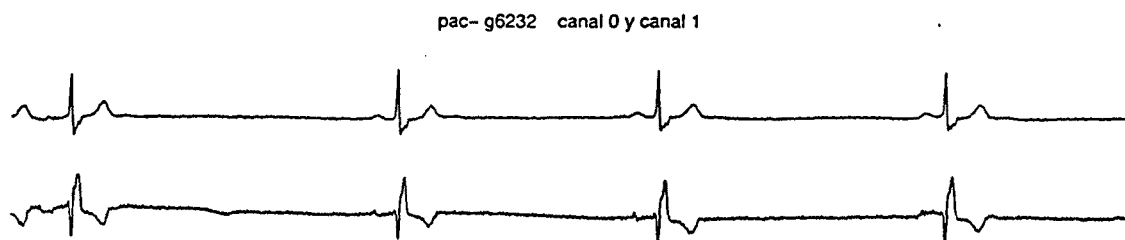


Figura 7.27: Señal g6-232, MIT-BIH. Canales 0 y 1. Bradicardia sinusal.

## 7.8 Conclusiones

La validación de un sistema de ayuda automática en el campo de la medicina debe permitir evaluar su exactitud, su consistencia, y su rendimiento, de tal forma que se pueda comprobar que el sistema contenga todo el conocimiento que se desea, detectar la existencia de posibles vacíos o inconsistencias que se hubieran incluido en la implementación inicial, y analizar si el sistema modela adecuadamente el dominio del conocimiento.

La validación de SAYDAC se ha desarrollado utilizando señales ECG de las bases de datos CSE y MIT-BIH. Una primera etapa en la validación permitió comprobar la eficacia del sistema SAYDAC en el diagnóstico de registros patológicos frente a registros no patológicos, mediante la selección aleatoria de señales de las dos bases de datos. Se observó un alto índice de fiabilidad en el sistema automático. A continuación se seleccionaron aleatoriamente otros 100 registros utilizados para la validación del sistema con los médicos, de las que finalmente se utilizaron 92 (un 30 % de la base de datos CSE, y un 70% de la base de datos MIT-BIH).

En cuanto al número de patologías que pueden ser diagnosticadas, el sistema tiene implementado un total de 48, pero a efectos de la validación se agruparon en 28, tal y como se expone razonadamente en el apartado 7.3.3.

De acuerdo con las medidas de distancia y de concordancia utilizadas para la validación de SAYDAC, resulta que el sistema es muy consistente en sus diagnósticos, puesto que en cada una de estas distancias su comportamiento es similar, conservando una misma posición en los diferentes dendogramas.

Es importante destacar que los diagnósticos presentados por SAYDAC están libres de cualquier subjetividad, dado que el sistema analiza si la señal ECG cumple los requisitos de todas y cada una de las patologías, sin considerar su importancia relativa, cosa que no suele ocurrir con el médico en el momento de efectuar el diagnóstico. Esta situación se ve fácilmente reflejada en el análisis de la frecuencia de diagnóstico, donde el sistema automático es el que más número de veces identifica la extrasístole ventricular. Igualmente el número de patologías omitidas por el sistema, respecto de las omitidas por los médicos, es el más bajo, presentando el sistema una gran sensibilidad respecto del consenso del grupo.



En conclusión, y de acuerdo con la metodología desarrollada para la validación de SAYDAC, se ha observado que el sistema responde satisfactoriamente a los objetivos de su diseño, con unos diagnósticos más próximos a los dados por los médicos cardiólogos especialistas en arritmias que los diagnósticos dados por el resto de médicos que han participado en la etapa de validación.

# Capítulo 8

## Conclusiones

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.

El diseño de un sistema automático de ayuda al diagnóstico médico conlleva un arduo trabajo, y la interacción con diferentes campos. El trabajo desarrollado en esta tesis se ha orientado al diseño de un sistema automático que permita el diagnóstico de arritmias cardíacas, SAYDAC, basado en el código Minnesota. Para ello se interactúa en tres diferentes campos:

El primero de ellos, y de gran importancia, es el relacionado con el procesado de la señal electrocardiográfica. El procesado del ECG genera la información inicial del sistema automático.

El segundo campo, igualmente valioso en el desarrollo de este trabajo, es el campo de la medicina, pilar fundamental para la definición de las patologías a diagnosticar. De esta área se obtienen los conceptos y las definiciones médicas con las que el sistema razona y efectúa su diagnóstico.

Por último interviene la herramienta informática que permite ligar la información generada en el procesado del ECG con los conceptos médicos

que determinan la existencia de una determinada patología, simulando el razonamiento médico.

A continuación se enumeran más detalladamente las aportaciones de la tesis y las posibles extensiones futuras de este trabajo.

## 8.1 Aportaciones de la tesis

Unas aportaciones de esta tesis se encuentran en el campo del procesado de la señal ECG. Estas aportaciones permiten determinar un procedimiento para la detección de fibrilación y flutter auriculares, para lo cual se ha desarrollado su correspondiente software.

Se ha propuesto un método para la detección de las ondas F en el registro electrocardiográfico. Partiendo de los intervalos RR, se han determinado ventanas de búsqueda para las ondas F, se ha aplicado 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.

Se han analizado las ondas F mediante el estudio de los valores medios, la desviación estandar y los coeficientes de variación de sus amplitudes y duraciones. El coeficiente de variación ha permitido determinar un criterio para el diagnóstico de la fibrilación y el flutter. El coeficiente de variación de la duración de las ondas F es el que mejor ha separado la fibrilación auricular del flutter auricular, con una significación estadística de  $p < 0.001$ . La aplicación de este criterio sobre señales de la base de datos MIT-BIH ha obtenido una sensibilidad del 90% en la detección de fibrilación y flutter auriculares.

Oras aportaciones de esta tesis se encuentran en el campo de la informática médica. Se ha construido un sistema de diagnóstico automático que considera el procesado de las 12 derivaciones estándares (base de datos CSE), así como también el procesado de los canales de registros Holter (base de datos MIT-BIH). El sistema permite caracterizar el ECG generando tanto

información cuantitativa como cualitativa.

Se ha complementado la información del código Minnesota, con la información proporcionada por un cardiólogo, para dar una mayor cobertura en el diagnóstico propuesto, incorporándose nuevos códigos para bigeminismo, trigeminismo, y taquicardia ventricular. Además se ha dado un mayor detalle de la existencia de los eventos en cada derivación o canal.

La salida que produce el sistema permite realizar simultáneamente el diagnóstico de varias arritmias existentes en el registro ECG si es el caso, sin especificar la probabilidad de cada una, dado que considerando que el diagnóstico médico conlleva una parte importante de subjetividad, la salida que éste produce pretende ser un informe de ayuda para el médico que asiste al paciente, y no un punto más de posible confusión o disparidad en cuanto a la valoración del diagnóstico.

A diferencia de otros sistemas, que parten de una descripción simbólica del ECG, SAYDAC permite un análisis detallado de la señal electrocardiográfica a través de su digitalización, evitando así los posibles errores que se pueden producir en la manipulación de la información original.

Se ha puesto un especial énfasis en la validación del sistema, intentando comprobar su equiparación con los diagnósticos de los expertos humanos. Una validación con resultados positivos, conjuntamente con la capacidad del sistema para explicar los motivos por los cuales llega a cada diagnóstico, hacen de SAYDAC un sistema orientado a la práctica clínica.

La validación de SAYDAC se ha desarrollado utilizando señales ECG de las bases de datos CSE y MIT-BIH. Una primera etapa en la validación permitió comprobar la eficacia del sistema SAYDAC en el diagnóstico de registros patológicos frente a registros no patológicos, mediante la selección aleatoria de señales de las dos bases de datos. Se observó un alto índice de fiabilidad en el sistema automático. A continuación se seleccionaron aleatoriamente otros 100 registros utilizados para la validación del sistema con los médicos, de las que finalmente se utilizaron 92 (un 30 % de la base de datos CSE, y un 70% de la base de datos MIT-BIH).

De acuerdo con las medidas de distancia y de concordancia utilizadas para la validación de SAYDAC, el sistema ha resultado muy consistente en sus diagnósticos, puesto que en cada una de estas distancias su comportamiento ha sido similar, conservando una misma posición en los diferentes dendogramas.

Es importante destacar que los diagnósticos presentados por SAYDAC están libres de cualquier subjetividad, dado que el sistema analiza si la señal ECG

cumple los requisitos de todas y cada una de las patologías, sin considerar su importancia relativa, cosa que no suele ocurrir con el médico en el momento de efectuar el diagnóstico. Esta situación se ha visto fácilmente reflejada en el análisis de la frecuencia de diagnóstico, donde el sistema automático es el que más número de veces ha identificado la extrasístole ventricular. Igualmente el número de patologías omitidas por el sistema, respecto de las omitidas por los médicos, ha sido el más bajo, presentando el sistema una gran sensibilidad respecto del consenso del grupo.

En conclusión, y de acuerdo con la metodología desarrollada para la validación de SAYDAC, se ha observado que el sistema responde satisfactoriamente a los objetivos de su diseño, con unos diagnósticos más próximos a los médicos cardiólogos especialistas en arritmias que los diagnósticos del resto de médicos que han participado en la etapa de validación.

Cabe indicar que todas las partes desarrolladas en esta tesis tienen su correspondiente software, disponible para ser aplicado fácilmente. Sin embargo, su aplicación en equipos comerciales necesitaría de adaptaciones del sistema al nuevo entorno.

Finalmente la idea global del trabajo recoge el proceso completo a partir del registro electrocardiográfico digitalizado hasta la salida del sistema automático con los correspondientes diagnósticos.

## 8.2 Extensiones futuras

El trabajo que se presenta en esta tesis en modo alguno ha pretendido ser un tema cerrado. La complejidad del diagnóstico clínico no permite considerar este campo como cerrado para la investigación, y más aún cuando es importante la componente subjetiva en el diagnóstico final.

Con el desarrollo de este trabajo no se ha pretendido innovar en el campo de la informática a través de aplicaciones médicas. La principal finalidad ha sido la de ofrecer una herramienta que a la vez que combina diferentes áreas de conocimiento, permite ayudar a tomar una decisión en el campo médico. Esta razón toma más fuerza aún, cuando el sistema presenta todos los posibles diagnósticos en un caso determinado, sin un coeficiente de certeza que cree confusión al médico, y con el soporte de las razones por las cuales ha llegado a dicho diagnóstico.

Son muchos los trabajos futuros que se pueden desarrollar a partir del estado

actual de este trabajo.

En cuanto a procesado de la señal ECG, ha quedado la estructura básica para poder ampliar la información generada por éste, y ser utilizada en el diagnóstico de otras patologías como son por ejemplo las relacionadas con la onda T. Para ello, el sistema automático efectúa una primera valoración de ésta y determina si la onda T es normal o anormal, y si puede presentar posibles problemas relacionados con la actividad ventricular.

Otra de las posibles aplicaciones del sistema de diagnóstico automático está centrado en el campo de la enseñanza médica, mediante simulación de situaciones dadas a través de una tabla de valores que reflejen patologías concretas.

En cuanto a la metodología desarrollada para la detección de fibrilación y flutter auricular, para poder mejorar los valores de sensibilidad se requerirá de un mayor estudio, y poder determinar si un análisis más objetivo de las características de las ondas F puede aportar una mayor información, que permita conocer mejor este tipo de patologías.

Por último, el punto final de este trabajo estaría en la implementación del mismo en un equipo comercial para la práctica clínica directa.



## REFERENCIAS

- Aberg H. (1970). "Failure of conversion of atrial fibrillation. Relation to fibrillatory wave size". Acta. Med. Scand. 188, pp 197-199.
- Adlassing K.P., Scheithauer W. (1989). "Performance evaluation of Medical Expert Systems using ROC curves". Comput Biomed Res, 22:297-313.
- Barrows H.S., Norman G.R., Neufeld V.R., Feightner J.W. (1982). "The clinical reasoning of randomly selected physicians in general medicine practice". Clinical Investigation Medical, pp 49-55.
- Baxt W.G. (1990). "Use of an Artificial Neural Network for Data Analysis in Clinical Decision-Making: The diagnosis of acute coronary Occlusion". Neural Computation, n 2, pp 480-489.
- Bayés de Luna A. (1988). "Tratado de Electrocardiografía Clínica".
- Bogatell E. (1991) . "Disseny d'un sistema de tractament automàtic del senyal electrocardiogràfic per a la detecció d'arrítmies". Projecte de final de carrera, Universidad Politècnica de Catalunya.
- Braaksma A., Zeelenberg C., Algra A. Klootwijk A.P. (1988). "ERASMUS: A Consultation System for the Interpretation of Complex Arrhythmias". Computers in Cardiology, IEEE, pp 647-650.
- Bratko I., Mozetic I. y Lavrac N. (1989). "KARDIO: A Study in Deep and Qualitative Knowledge for Expert Systems". The MIT Press Cambridge, Massachusetts London, England.
- Buchanan B.G., Feigenbaum E.A. (1978). "DENDRAL and META-DENDRAL: Their applications dimension". Artificial Intelligence, 11 pp 5-24.



- Cambell E.J.M., Sacnding J.G., Roberts R.S. (1979).** "The concept of disease". *Br Medical*, pp 757-762.
- Cambell E.J.M. (1987).** "The diagnostic thinking". *Lancet*, pp 849-851.
- Cervesato E., Della Valle R., Nicolosi G.L., Rellini G.L., Zanuttini D. (1992).** "Graphic Extension of a Cardiological Database for Acquisition and Storage of Qualitative Information". *Computers in Cardiology, IEEE*, pp 275-278.
- Chow H., Moody G.B., Mark R.G. (1992).** "Detection of Ventricular Ectopic Beats Using Neural Networks". *Computers in Cardiology, IEEE*, pp 659-662.
- Dawson N.V., Arkes H.R. (1987).** "Sistematic errors in medical decision making: Judgement limitations". *J Gen International Medical*, pp 183-187.
- De Dombal F.T., Leaper D.J., Horrocks J.C., Staniland J.R., McCann A.P. (1974).** "Human and computer-aided diagnosis of abdominal pain: further report with emphasis on performance of clinicians". *Br Medical*, pp 376-380.
- Duman I., Igonov G., Zakke I. (1992).** "A Computerized System for the Analysis of Cardiac Rhythm and Conduction". *Computers in Cardiology, IEEE*, pp 441-443.
- Einthoven W. (1903).** "Ein neues galvanometer". *Ann. Phys. (Leipzig)*, 12, pp. 1059-1071.
- Einthoven W., Fahr G. y deWaart A. (1913).** "Über die richtung und die manifeste grosse der potentialschwankungen in menschlinchen herren und uber den einfluss der herzlage auf die form des electrokardiogaams". *Pfluegers Arch. Gesamte Physiol. Menschen Tiere*, vol 50, pp 275-315.
- Elstein A.S., Shulman L.S., Sprafka S.A. (1978).** "Medical Problem Solving: An analysis of clinical reasoning". *Cambridge Harvard University Press*.
- Fernández G., Montero J.M. (1986).** "Inducción y distribución del conocimiento médico con sistemas expertos". *Jornadas Rank Xerox sobre Sistemas Expertos*, pp 193-203.
- Fleiss J.L. (1975).** "Measuring agreement between two judges on the presence or absence of a trait". *Biometrics*, 31:651-659.

- Fleiss J.L. (1981).** "Statistical methods for rates and proportions". John Wiley and sons, New York.
- Fox J., Alvey P. (1983).** "Computer assisted medical decision making". *Br Medical*, pp 742-746.
- Fredric M.H., Soowhan H. (1996).** "Classification of Cardiac Arrhythmias Using Fuzzy ARTMAP". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 43, n 4, april 1996, pp. 425-430.
- Georgeson S., Warner H. (1992).** "Expert System of Wide Complex Tachycardia". *Computers in Cardiology, IEEE*, pp 671-674.
- Giraldo B.F., Marrugat J., Caminal P. (1992).** "Design of an Expert System for Arrhythmia Diagnosis". *Proc. Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 1255-1256.
- Giraldo B.F., Marrugat J., Caminal P. (1993).** "Expert System for Arrhythmias Classification Based on the Minnesota Code". *European Conference on Engineering and Medicine*, pp. 316-317.
- Giraldo B.F., Marrugat J., Binia M., Caminal P. (1994).** "Automatic Diagnosis of Arrhythmias based on the Minnesota Code". *V International Symposium on Biomedical Engineering*, pp. 61-62.
- Giraldo B.F., Laguna P., Jane R., Caminal P. (1995a).** "Automatic Detection of Atrial Fibrillation and Flutter Using the Differentiated ECG Signal". *Computers in Cardiology, IEEE Computers Society Press*, pp. 369-372.
- Giraldo B.F., Binia M., Marrugat J., Caminal P. (1995b).** "Arrhythmia Diagnosis System: Validation Methodology". *Proc. Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 737-738.
- Gorry G.A. (1973).** "Computer-assisted clinical decision making". *Methods Informatics Medical*, pp 45-51.
- Guarino N., Bortolan G., Cavaggion C., Degani R., Bressan M., Marinato P.G. (1988).** "Rhythm Analysis and Clinical Management of Arrhythmias Using AI Techniques". *IEEE, Computers in Cardiology*, pp 181-184.
- Harvard University (1988).** "MIT-BIH Arrhythmia Database Directory". *Massachusetts Institute of Technology Division of Health Sciences and Technology*.

- Hayes-Roth F., Waterman D.A., Lenat D.B. (1983). "Building Expert Systems". Addison-Wesley Publishing Company.
- Hernández A.I., Porta S.M., Miralles M., García B., Bolumar F. (1990). "La cuantificación de la variabilidad en las observaciones clínicas". *Med. Clin (Barc)*, 95:424-429.
- Hernández C., Sancho J.J., Belmonte M.A., Sierra C., Sanz F. (1994). "Validation of the Medical Expert System RENOIR". *Computers and Biomedical Research* 27, pp 456-471.
- Indurkha N., Weiss S.M. (1989). "Models for measuring performance of medical expert systems". *Artif. Intelligence Med*, 1:61-70.
- Intelligence Ware, Inc. (1988). "Intelligence Compiler". Reference Manual.
- Iwata A., Nagasaka Y., Suzumura N. (1990). "Data Compression of the ECG Using Neural Network for Digital Holter Monitor". *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp 53-57.
- Jacquez J.A. (1972). "Computer diagnosis and diagnostic methods". Springfield, Illinois, Thomas.
- Johnson-Laird P.N., Wason P.C. (1977). "Thinkings: readings in cognitive science". Cambridge: Cambridge University Press.
- Kahneman D., Slovic P., Tversky A. (1982). "Judgement under uncertainty: heuristics and bias". Cambridge: Cambridge University Press.
- Kraemer H.C., Bloch D.A. (1988). "Kappa Coefficients in Epidemiology: an appraisal of a reappraisal". *J. Clin. Epidemiology*, 41:959-968.
- Laguna P. (1990). "Nuevas técnicas de procesamiento de señales electrocardiográficas: Aplicación a registros de larga duración". Tesis doctoral, Universidad de Zaragoza.
- Laguna P., Bogatell E., Jané R., Caminal P. (1991). "Automatic Detection of Characteristic Points in the ECG". *Proceedings IV International Symposium on Biomedical Engineering*. Peñíscola, Spain.
- Laguna P., Jané R., Caminal P. (1994). "Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database". *Computers and Biomedical Research*, vol 27, pp 45-60.

- Landis J.R., Koch G.G. (1977). "The measurement of observer agreement for categorical data". *Biometrics*, 33:159-174.
- Lavrac N., Bratko I., Mozetic I., Cercek B., Grad A., Horvat M. (1985). "KARDIO-E: An Expert System for Electrocardiographic Diagnosis of Cardiac Arrhythmias". *Expert Systems*, pp 46-50.
- Long W.J., Russ T.A., Locke W.B. (1983). "Reasoning from multiple information sources in arrhythmia management". *Conf. on Frontiers of Engineering in Health Care: IEEE, Computer Society*.
- Long W.J., Naimi S., Criscitiello M.G. (1992). "Development of a Knowledge Base for Diagnostic Reasoning in Cardiology". *Computers and Biomedical Research* 25, pp 292-311.
- Lusted L.B. (1968). "Introduction to Medical Decision Making". Springfield, Illinois, Thomas.
- Lynn P.A. (1982). "An Introduction to the Analysis and Processing of Signals", London.
- Martín M. (1993). "Validació de PNEUMON-IA: Mesures de Concordança". *Trabell de Recerca. Programa de doctorat: Salut publica i metodologia de la recerca biomedica. Facultat de Medicina, Universitat Autònoma de Barcelona*.
- McDermott J. (1981). "R1: The formative years". *AI Magazine* 2, n 2, pp 21-29.
- Mejía P. (1994). "Técnicas de detección de infarto agudo de miocardio en un ECG mediante Redes Neuronales". *Reporte técnico, trabajo no publicado*.
- Middleton B., Shew M.A., Heckerman D.E., Henrion M., Horvitz E.J., Lehman H.P., Cooper G.F. (1992). "Probabilistic diagnosis using a reformulation of the INTERNIST-1QMR knowledge base. II. Evaluation of diagnostic performance". *Year book of Medical Informatics*, pp 311-322.
- Miller P.L. (1986). "The evaluation of artificial intelligence systems in medicine". *Comput Methods Programs Biomed*, 22:5-11.
- Miller P.L. (1988). "Evaluation of Artificial Intelligence Systems in Medicine". *Select Topics in Medical Artificial Intelligence*, pp 202-211.

- Morganroth J., Horowitz L.N., Josephson M.E., Kastor J.A. (1979).** "Relationship of atrial fibrillatory wave amplitude to left atrial size and etiology of heart disease". *Am. Heart J.* 97, pp 184-186.
- Novick S.L. (1987).** "Reasoning over time about the causes of arrhythmias". Master Thesis, Massachusetts Institute of Technology.
- Norusis M.J. (1994).** "SPSS Profesional Statistic". SPSS, Chicago
- Nykänen P., Chowdhury S., Wigertz O. (1991).** "Evaluation of decision support systems in medicine". *Comput Methods Programs Biomed*, 34:229-238.
- Palhm O., Sörnmo L. (1984).** "Software QRS detection in Ambulatory Monitoring - a review". *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 22, pp 289-297.
- Pauker S.G., Gorry G.A., Kassirer J.P., Schwartz W.B. (1976).** "Towards the simulation of clinical cognition. Taking a present illness by computer". *Am J Medical*, pp 981-996.
- Pearl J. (1986).** "Fusion propagation and structuring in belief networks". *Artificial Intelligence*, pp 241-248.
- Pople H.E. (1985).** "Evolution of an expert system: from Internist to Caduceus". A: De Lotto I y Stefanelli M. eds. *Artificial Intelligence in Medicine*. North-Holland. Elsevier Science Publishers B.V., pp 179-208.
- Porenta G., Binder T., Kastner J., Gottsauner-Wolf M., Sochor H. (1992).** "KARDIOPLAN: Towards an Integrated Cardiology Information System". *Computers in Cardiology, IEEE*, pp 123-126.
- Prineas R.J., Crow R.S., Blackburn H. (1982).** "The Minnesota Code Manual of Electrocardiographic Findings". *Standards and Procedures for Measurement and Classification*. Laboratory of Physiological Hygiene School of Public Health University of Minnesota.
- Quaglini S., Stefanelli M., Barosi G., Berzuini A. (1988).** "A performance evaluation of the Expert System ANEMIA". *Comput Biomed Res*, 21:307-323.
- Rautaharju P.M., MacInnis P.J., Warren J.W., Wolf H.K., Rykers P.M., Calhoun H.P. (1990).** "Methodology of ECG Interpretation in the Dalhousie Program; NOVACODE ECG Classification Procedures for

- Clinical Trials and Population Health Surveys". *Methods of Information in Medicine*, n 29 pp 362-374.
- Rights of Inference Corporation in the ART-IM (1991).** "ART-IM Automated Reasoning Tool for Information Management". Reference Manual.
- Rosenbaum D.S., Cohen R.J. (1990)** . "Frequency Based Measures of Atrial Fibrillation in Man". *Annual Int. Conf, of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 582-583.
- Russ T.A. (1983).** "Ventricular Arrhythmia management: A Knowledge-Based Approach". Master Thesis, Massachusetts Institute of Technology.
- Sackett D.L., Haynes R.B., Tugwell P. (1989).** "Epidemiología clínica". Ed. Diaz de Santos, Madrid.
- Schwartz W.B. (1970).** "Medicina and the computer: the promise and problems of change". *N England J Medical*, pp 1257-1264.
- Shibahara T. (1985).** "On using Causal Knowledge to Recognize Vital Signals: A Study of Knowledge-Based Interpretation of Arrhythmias". PhD Thesis, University of Toronto.
- Siregar P., Chahine M., Lemoulec F., Le Beux P. (1995).** "An interactive Qualitative Model in Cardiology". *Computers an Biomedical Research*, 28, pp 443-478.
- Szolovitz P. (1981).** "Artificial Intelligence in Medicine" AAAS, Westview Press, Boulder.
- Szolovits P. (1985).** "Types of knowledge as bases for reasoning in medical AI programs". A: De Lotto I. y Stefanelli M. eds. *Artificial Intelligence in Medicine*. Nort-Holland. Elsevier Science Publishers B.V., pp 209-226.
- Szolovits P., Patil R.S., Schwartz W.B. (1988).** "Artificial Intelligence in medical diagnosis". *Annual International Medical* pp 80-87.
- Thakor N.V., Webster J.G. y Tompkins W.J. (1983).** "Optimal QRS detector". *Med & Biol. Eng & Comp.*, vol. 21, pp 343-350.
- Thakor N.V., Webster J.G. y Tompkins W.J. (1984).** "Estimation of QRS complex power spectrum for design of a QRS filter". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-31, n. 11, pp. 702-706.

- Verdaguer A. (1989).** "PNEUMON-IA: Desenvolupament i Validació d'un Sistema Expert d'ajuda al diagnostic medic". Universidad Autónoma de Barcelona, Facultad de Medicina. Tesis Doctoral.
- Verdaguer A., Patak A., Sancho J.J., Sierra C., Sanz F. (1992).** "Validation of the medical expert system PNEUMON-IA". *Comput Biomed Res*, 25:511-526.
- Vigo D. (1992)** . "Disseny i validació automàtic de tractament de senyals electrocardiogràfics multiderivacionals". Projecte de final de carrera, Universidad Politècnica de Catalunya.
- Waller A.D. (1887).** "A demonstration on man of electromotive change accompanying the heart's beat". *J. Physiol (London)*, n 8, pp 229-234.
- Walton S., Underwood S.R., Hunter G.J. (1991).** "Exploración Diagnóstica en Cardiología". pp 8-36.
- Waterman Donald A. (1986).** "A Guide to Expert Systems". Addison-Wesley Publishing Company.
- Wyatt J., Spiegelhalter D. (1990).** "Evaluating medical expert systems: what to test and how?" *Med Inform*, 15:205-217.
- Webster J.G. Editor (1988).** "Electrocardiograph Monitor and Electrocardiography, Computers in". *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. Department Electrical Computer Engineering. University Wisconsin-Madison, pp 1002-1061.
- Willems J.L., Zywiets C., Arnand P., Van Bommel J.H., Degani R., MacFarlane W. (1987).** "Influence of noise on wave boundary recognition by ECG measurement programs". *Comput. Biomed. Res.* 20, pp 543-550.
- Willems J.L. (1988).** "Common Standards for Quantitative Electrocardiography - CSE Multilead Atlas". Commission of the European Communities.
- Willems J.L. (1990).** "Final Progress Report of the Common Standards for Quantitative Electrocardiography Project". Commission of the European Communities.







