

Método para la detección y clasificación de latidos en la señal de ECG.

Aplicación a un sistema de análisis de Holter.

Trabajo de Grado

Fac. de Informática - UNLP

Agosto 2004

Alumno: Santiago Cenzabelo

Director: M. Sc. Oscar N. Bria

Agradecimientos

Este trabajo no habría sido posible sin la participación, directa o indirecta, de:

- M. Sc. Oscar N. Bria (director)
- Ing. Federico Mallaina
- Ing. Alejandro J. Formichelli
- Mis familiares y amigos

Método para la detección y clasificación de latidos en la señal de ECG. Aplicación a un sistema de análisis de Holter.

Trabajo de Grado para la carrera de Licenciatura en Informática.
Facultad de Informática. Universidad Nacional de La Plata.

Alumno: Santiago Cenzabelo (legajo 1644/0)
Director: M. Sc. Oscar N. Bria

Agosto 2004.

Índice general

1. Introducción	5
1.1. Presentación del problema	5
1.2. Motivación	6
1.3. Objetivos	7
1.4. Organización del texto	7
2. Conceptos de electrocardiografía	9
2.1. Funcionamiento del corazón	9
2.2. Electrocardiograma - derivaciones	10
2.3. Adquisición del ECG	13
2.3.1. Digitalización	14
2.3.2. Artefactos en el ECG - acondicionamiento	15
2.4. El ECG normal	16
2.5. Patologías - repercusión en el ECG	18
2.6. Grabaciones Holter	20
2.7. Técnicas de análisis	21
3. Detección de latidos y puntos característicos	24
3.1. Conceptos de detección de QRS	24
3.1.1. Métodos y técnicas de detección existentes	25
3.1.2. Performance de un detector de QRS	26
3.1.3. Detección de puntos característicos	28
3.1.4. Detección en múltiples canales de ECG	29
3.1.5. Sistemas de detección “on-line” y “off-line”	30
3.1.6. Métodos de detección basados en wavelets	31
3.2. Desarrollo del método	32
3.2.1. Fundamentos teóricos	32
3.2.2. Algoritmo de detección de QRS - generalidades	35
3.2.3. Algoritmo de detección de QRS - detalles	40
3.2.4. Algoritmo de combinación de latidos - generalidades	43
3.2.5. Algoritmo de combinación de latidos - detalles	45
3.2.6. Consideraciones de implementación	46
3.3. Validación	48
3.3.1. Evaluación de algoritmos de análisis de ECG - generalidades	48
3.3.2. Evaluación del método desarrollado	49
3.3.3. Resultados obtenidos	51
4. Clasificación de latidos	53
4.1. Conceptos de clasificación de latidos en el ECG	53
4.1.1. Métodos y técnicas de clasificación	54
4.1.2. Performance de un clasificador de latidos	58
4.1.3. Sistemas de clasificación “on-line” y “off-line”	59

4.2.	Desarrollo del método	59
4.2.1.	Idea general - fundamentos	60
4.2.2.	Algoritmo de agrupamiento - generalidades	61
4.2.3.	Algoritmo de agrupamiento - detalles	64
4.2.4.	Algoritmo de asignación de tipos a latidos - generalidades	65
4.2.5.	Algoritmo de asignación de tipos a latidos - detalles	67
4.3.	Validación	69
4.3.1.	Evaluación del método desarrollado	70
4.3.2.	Resultados obtenidos	71
5.	Sistema de análisis	72
5.1.	Idea general - objetivos y requerimientos	72
5.2.	Arquitectura y diseño del sistema	74
5.2.1.	Modelo de adquisición, procesamiento y análisis	74
5.2.2.	Clases del framework	75
5.2.3.	Componentes adicionales	81
5.3.	Desarrollo e implementación del sistema	82
5.3.1.	Extensión del framework	82
5.3.2.	Consideraciones de implementación	85
6.	Resumen y conclusiones	86
6.1.	Desarrollos realizados - aportes originales	86
6.2.	Posibles extensiones - trabajo futuro	87
6.3.	Palabras finales	88
A.	Material adicional	89
	Bibliografía	90

1

Introducción

1.1. Presentación del problema

Un electrocardiograma (ECG) es un registro de la actividad eléctrica del corazón en función del tiempo. Al tratarse de una técnica no invasiva y de bajo costo su uso está ampliamente difundido, utilizándose en la actualidad como análisis de rutina.

El ECG es de importancia fundamental para verificar el correcto funcionamiento cardíaco, detectar patologías y diagnosticar enfermedades cardiovasculares. Muchas de las cardiopatías provocan alteraciones en el ECG que permiten su diagnóstico.

Las patologías en el funcionamiento del corazón generalmente se presentan en forma de “eventos” de aparición esporádica y duración limitada, por lo que resulta de gran utilidad disponer de una grabación de ECG continua que permita examinar la actividad cardíaca del paciente a lo largo de, por ejemplo, un día entero. Este tipo de grabaciones de 24 horas de duración o más se denominan “Holter”: el paciente tiene libertad para realizar sus actividades diarias mientras un pequeño dispositivo portátil registra su ECG.

Originalmente almacenadas en cinta, en la actualidad estas grabaciones se realizan en forma digital. El dispositivo grabador adquiere la señal de ECG mediante electrodos conectados al paciente y la almacena en memoria (se dispone de los medios tecnológicos suficientes para almacenar grabaciones completas de 24 horas o más). La grabación se vuelca luego a un sistema de mayor capacidad de procesamiento (típicamente una computadora personal) para su análisis.

Un profesional (médico cardiólogo) puede analizar una grabación de ECG de algunos segundos simplemente por observación. En el caso de una grabación Holter de 24 horas esta revisión manual es insuficiente, dado que se cuenta con alrededor de 120.000 latidos. Es aquí donde se necesita un sistema que automatice la tarea de análisis así como la búsqueda de eventos, permitiéndole al médico:

- enfocar su atención en aquellos segmentos del ECG que son de interés clínico (por ejemplo, los puntos donde se encuentran arritmias o la morfología del latido difiere sensiblemente de un latido normal)
- obtener resultados derivados del análisis del ECG, que serían extremadamente difíciles de conseguir mediante la examinación manual (por ejemplo, la tendencia del valor de frecuencia cardíaca del paciente a lo largo de la grabación)

Un sistema de análisis de Holter debe:

- localizar cada latido en la señal de ECG; esto es lo que se denomina *detección de latidos*
- ubicar dentro de cada latido las ondas que lo componen (P-QRS-T) y determinar otras características generales del mismo (ej.: amplitud y duración de ondas, intervalo RR, morfología)
- agrupar los latidos de acuerdo a sus características para poder discriminar entre grupos de latidos normales y patológicos; esto es lo que se denomina *clasificación de latidos*
- encontrar eventos de importancia para el diagnóstico (ej.: taquicardias, bradicardias, extrasístoles ventriculares)
- obtener resultados generales para las 24 horas de grabación (ej.: tendencia de frecuencia cardíaca, análisis de variabilidad, distribución del intervalo QT)

1.2. Motivación

Si bien el análisis de ECG es un tema estudiado y se pueden encontrar diversos métodos y aplicaciones que cubren (con mayor o menor éxito) las necesidades actuales, existen razones para iniciar un nuevo desarrollo.

Respecto de los métodos de detección y clasificación:

- No hay normas establecidas sobre las técnicas a utilizar para el procesamiento de ECG. Ninguno de los métodos existentes tiene un ciento por ciento de efectividad; se pueden ensayar nuevos métodos que permitan una detección/clasificación más precisa.
- Algunos métodos funcionan bien en ciertos dominios, sin que ello signifique que sean la solución óptima para el área de interés de este trabajo. En particular las grabaciones Holter son muy sensibles a la contaminación con ruido y artefactos que no son tan influyentes en estudios de otro tipo, como el monitoreo de ECG en pacientes bajo cuidado intensivo.

Respecto de los sistemas de análisis:

- Las aplicaciones hoy existentes están casi siempre ligadas a productos de hardware específicos (por cuestiones comerciales); sería de interés obtener una aplicación que pueda adaptarse al dispositivo con que fue adquirida la señal (independientemente de la cantidad de canales, formato de datos y frecuencia de muestreo).
- Las aplicaciones de mayor calidad son de costo económico elevado y no son de industria nacional.
- Existe un requerimiento específico para la creación de un producto comercial. El desarrollo de un sistema de análisis modular y extensible puede ser utilizado como base para el desarrollo de este producto.

1.3. Objetivos

El trabajo persigue dos objetivos:

- Desarrollar un método de detección y clasificación de latidos que sea a la vez robusto y eficiente, de forma que pueda ser utilizado en ECG de 24 horas de duración adquiridos mediante dispositivos tipo Holter.
- Desarrollar un sistema de análisis de grabaciones Holter que tenga utilidad clínica; este sistema será una aplicación concreta del método de detección y clasificación desarrollado.

1.4. Organización del texto

El resto de este trabajo se divide en cuatro partes:

- Conceptos de electrocardiografía ([Capítulo 2](#))

Se presentan algunos conceptos fundamentales sobre fisiología del corazón. Se describe además cómo se obtiene una grabación de ECG, cuál es su forma en condiciones normales y cómo las distintas patologías repercuten en el mismo. Se brindan conceptos sobre estudios Holter y los análisis implicados.

- Detección de latidos y puntos característicos ([Capítulo 3](#))

Se presentan conceptos generales sobre detección de latidos en el ECG y se desarrolla un método en particular. Posteriormente se presenta la validación de este método siguiendo un procedimiento estándar.

- Clasificación de latidos ([Capítulo 4](#))

Se presentan conceptos generales sobre clasificación de latidos en el ECG y se desarrolla un método en particular. Posteriormente se presenta la validación de este método siguiendo un procedimiento estándar.

- Sistema de análisis ([Capítulo 5](#))

Se presenta un sistema de análisis de grabaciones Holter como aplicación de los métodos de detección y clasificación de latidos desarrollados.

Finalmente se presenta un resumen de los desarrollos realizados, con las conclusiones pertinentes y posibles extensiones a los mismos.

2

Conceptos de electrocardiografía

En este capítulo se presentan algunos conceptos fundamentales sobre fisiología del corazón. Se describe además cómo se obtiene una grabación de ECG, cuál es su forma en condiciones normales y cómo las distintas patologías repercuten en el mismo. Se brindan conceptos sobre estudios Holter y los análisis implicados.

Un tratado completo sobre electrocardiografía puede encontrarse en [1]. Información adicional sobre fisiología cardiovascular se encuentra en [WWW2]. En [WWW1] hay una interesante reseña histórica y ejemplos de ECG normales y patológicos.

2.1. Funcionamiento del corazón

El corazón está formado por tejido muscular. Este tejido, que recibe el nombre de *miocardio*, está compuesto por células excitables eléctricamente. Algunas de estas células son capaces de generar estímulos espontáneamente (células marcapasos), otras pueden propagar la excitación a las células adyacentes (células conductoras), y la mayor parte realiza trabajo muscular (células contráctiles).

Cuando una parte del tejido cardíaco es excitado el estímulo se propaga al resto del mismo, produciendo la contracción del órgano (el latido). El *nodo sinusal* es normalmente el responsable de generar el estímulo inicial que se propagará al resto de las células.

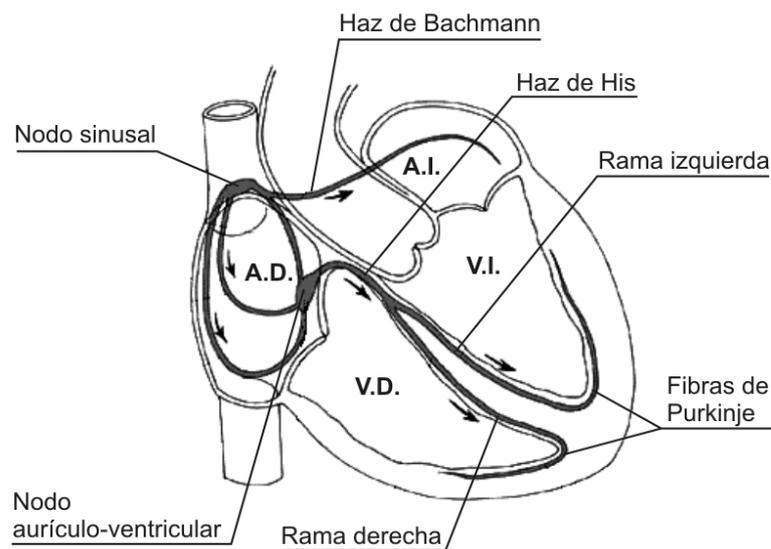
Este estímulo sigue un camino predeterminado, en un proceso denominado *conducción*, de la siguiente forma (ver [Figura 2.1](#)):

1. el estímulo se difunde por las *aurículas*; primero por la aurícula derecha (conectada al nodo sinusal) y luego por la izquierda (conectada a la derecha por un tabique que forma parte del miocardio)
2. pasa al *nodo aurículo-ventricular*; en este punto la velocidad inicial del impulso se ve reducida

drásticamente, para dar tiempo al paso de la sangre de las aurículas a los *ventrículos* y el cierre de las válvulas que los separan

3. se propaga por un haz de fibras denominado *haz de His*, ramificándose luego para llegar a la parte inferior de los ventrículos; al atravesar el haz de His la velocidad del impulso aumenta nuevamente
4. se distribuye por los ventrículos desde abajo hacia arriba, de forma que el músculo se contraiga en ese sentido y maximice la fuerza de eyección de la sangre

Figura 2.1 Corazón y sistema de conducción



En condiciones normales el nodo sinusal es el marcapasos dominante del corazón e impone su ritmo (*ritmo sinusal*). Este es normalmente de entre 50 y 100 latidos por minuto, aunque por cuestiones fisiológicas puede variar más allá de esos límites.

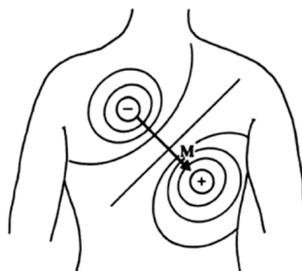
2.2. Electrocardiograma - derivaciones

En estado de reposo las células conductoras del miocardio presentan una carga eléctrica interna negativa, y una carga eléctrica externa (de superficie) positiva; este es el que se denomina *potencial de reposo*. Al ser estimulada la célula se despolariza rápidamente (cambia su carga interna a positiva y la externa a negativa), produciendo el *potencial de acción*, para luego repolarizarse lentamente y volver al estado de reposo.

La actividad de las células del miocardio puede modelizarse como dipolos eléctricos, de forma tal que la suma de todos genera un campo eléctrico variable. Este campo eléctrico se propaga por la superficie corporal, siendo posible medir la diferencia de potencial entre dos puntos del cuerpo para obtener una

estimación de la magnitud del dipolo total (el *vector cardíaco*, esquematizado en [Figura 2.2](#)). El registro continuo de esta magnitud en función del tiempo es lo que se denomina un *electrocardiograma* o ECG.

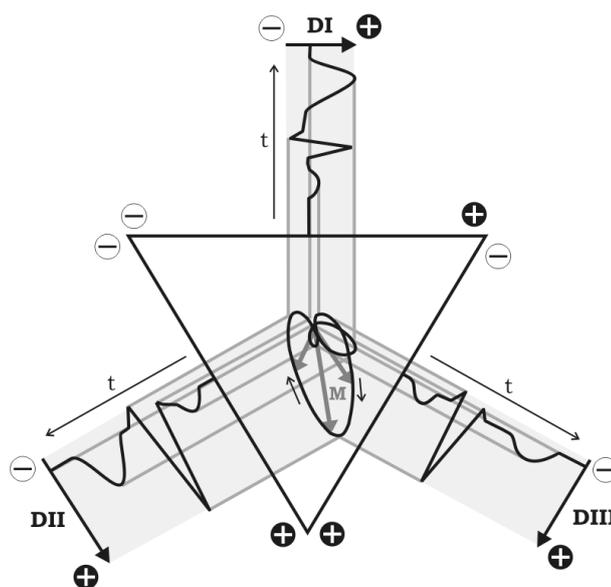
Figura 2.2 Vector cardíaco (M)



Dependiendo de la ubicación de los puntos de medición (electrodos) en el cuerpo, la magnitud obtenida será distinta. Si se considera que los puntos están unidos por una línea recta, la magnitud corresponderá a la proyección del vector cardíaco sobre esa recta. Las distintas posiciones en las que se pueden ubicar dos electrodos para obtener una proyección del vector cardíaco se conocen como *derivaciones*.

En [Figura 2.3](#) se representa, a modo de ejemplo, la proyección del vector cardíaco sobre tres derivaciones (las denominadas “frontales”) a través del tiempo. Como puede observarse en la figura el registro obtenido es distinto en cada derivación. A lo largo del latido el vector cardíaco va variando de dirección y magnitud, dibujando una figura tridimensional en forma de bucle; esta figura se denomina *vectocardio-grama* o VCG, y es objeto de estudio al igual que el ECG (de hecho, el VCG se reconstruye a partir de las derivaciones del ECG).

Figura 2.3 Proyección del vector cardíaco (M) sobre tres derivaciones en el tiempo



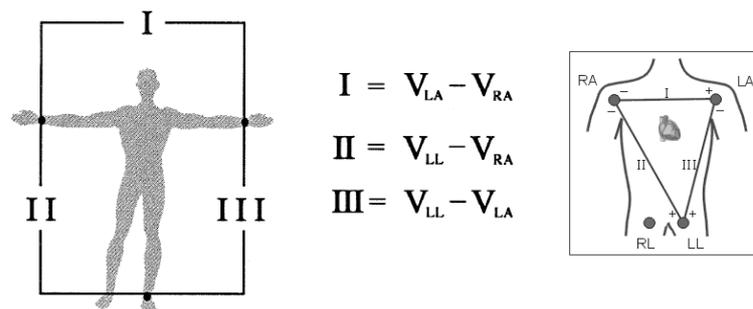
Para unificar criterios de estudio de la señal electrocardiográfica existen varias derivaciones estándar,

a saber:

- Derivaciones “frontales” o “extremas”

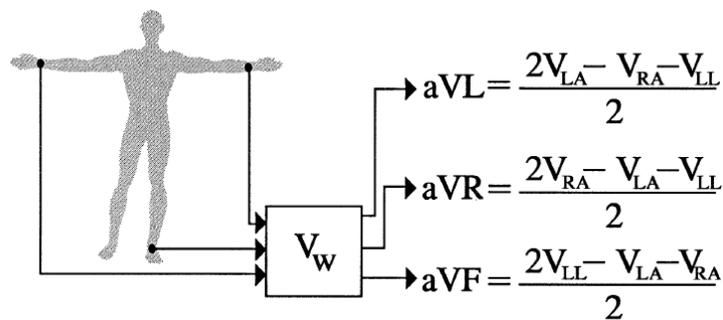
Proyectan el vector cardíaco sobre un plano imaginario ubicado en forma vertical frente al corazón. Las primeras tres derivaciones (Figura 2.4) se obtienen ubicando tres electrodos en forma de triángulo alrededor del corazón (“triángulo de Einthoven”); son bipolares (miden la diferencia de potencial entre dos electrodos).

Figura 2.4 Triángulo de Einthoven y derivaciones I, II y III



Otras tres derivaciones miden la diferencia de potencial entre cada una de las puntas del triángulo de Einthoven y un punto de referencia denominado “central de Wilson”, de potencial teórico cero (son unipolares). Se conocen como derivaciones “aumentadas” (Figura 2.5).

Figura 2.5 Central de Wilson (V_W) y derivaciones aumentadas (aVL, aVR y aVF)



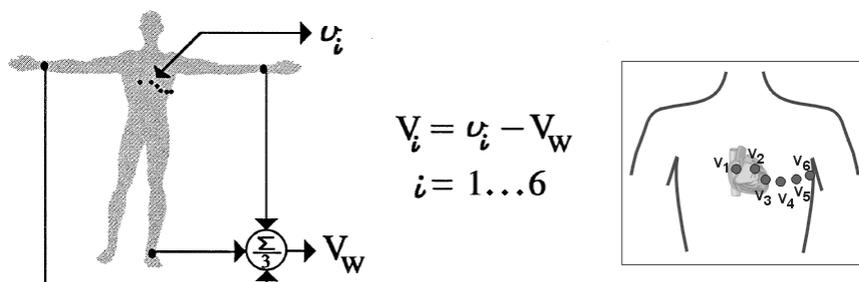
Las derivaciones frontales también se conocen como “extremas” debido a que los electrodos son ubicados generalmente cerca de las extremidades (brazos y piernas).

- Derivaciones “precordiales” o “transversales”

Proyectan el vector cardíaco sobre un plano imaginario ubicado en forma horizontal atravesando el corazón transversalmente (Figura 2.6). Estas derivaciones son unipolares (miden diferencias

entre los electrodos y la central de Wilson). Se obtienen ubicando los electrodos en posiciones determinadas del torso, sobre la pared precordial. Generalmente se utilizan seis electrodos.

Figura 2.6 Derivaciones precordiales



En resumen, las derivaciones estándar son en total doce, calculadas de la siguiente manera:

Nombre	Tipo	Cálculo
I	Bipolar/frontal	LA - RA
II	Bipolar/frontal	LL - RA
III	Bipolar/frontal	LL - LA
aVR	Unipolar/frontal	RA - (LA + LL) / 2
aVL	Unipolar/frontal	LA - (LL + RA) / 2
aVF	Unipolar/frontal	LL - (LA + RA) / 2
V ₁ , V ₂ , V ₃ , V ₄ , V ₅ , V ₆	Unipolar/precordial	v _i - (LA + RA + LL) / 3

2.3. Adquisición del ECG

El *electrocardiógrafo* es el dispositivo encargado de adquirir la señal de ECG de los electrodos distribuidos sobre el cuerpo, amplificar esta señal (su amplitud es de unos pocos milivolts) y filtrarla para eliminar interferencias eléctricas.

La señal adquirida puede luego ser visualizada y/o almacenada en el medio que corresponda, por ejemplo:

- registro en papel térmico, utilizado principalmente en estudios intra-hospitalarios
- monitoreo en tiempo real mediante un osciloscopio, utilizado por ejemplo en unidades de cuidado intensivo
- almacenamiento en cinta magnetofónica, utilizado en los dispositivos Holter (ver [Sección 2.6](#)) que registran la actividad cardíaca del paciente mientras este realiza sus actividades normalmente

(monitoreo ambulatorio)

El ECG adquirido puede consistir en una o más derivaciones (también denominadas “canales”).

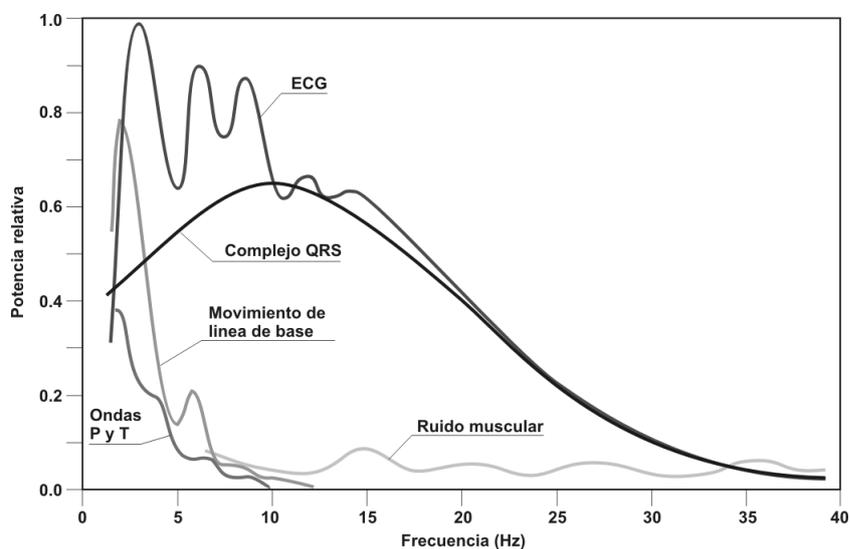
2.3.1. Digitalización

Aparte de los medios tradicionales de registro del ECG, los dispositivos modernos de electrocardiografía son capaces de digitalizar la señal de ECG. Esto facilita a la vez que abre nuevas posibilidades para la visualización, almacenamiento, transmisión y análisis en general.

Como es el caso de cualquier señal analógica, el proceso de digitalización consiste en muestrear y cuantificar la señal original; es decir, discretizarla en sentido de tiempo y amplitud.

Según puede observarse en [Figura 2.7](#) (adaptada de [6]) el ECG no presenta componentes frecuenciales de interés más allá de los 35 Hz, por lo que alcanzaría con muestrear la señal original 70 u 80 veces por segundo. En la práctica se utilizan frecuencias de muestreo superiores a los 100 Hz, para permitir una reconstrucción precisa de la señal. Las frecuencias más utilizadas están entre los 200 y 300 Hz, típicas en estudios tipo Holter o de ergometría, existiendo equipos capaces de muestrear a más de 1 KHz para estudios específicos (electrocardiografía de alta resolución).

Figura 2.7 Componentes espectrales del ECG



La cantidad de bits utilizados para cuantificar la señal oscila entre los 8 y los 16, siendo 12 bits una buena elección. Si se utilizan menos de 8 bits la pérdida de información es importante, sobre todo cuando el ECG adquirido no tiene un nivel de amplitud aceptable.

2.3.2. Artefactos en el ECG - acondicionamiento

Salvo que las condiciones de adquisición estén estrictamente controladas, es común encontrar *artefactos* (ruido o interferencia de origen distinto al de la señal de interés) mezclados con el ECG puro adquirido.

Se pueden encontrar diversas fuentes de artefactos en el ECG (Figura 2.8):

- Movimiento respiratorio

El movimiento que produce la respiración del paciente hace que los electrodos se muevan lentamente. Esto repercute en oscilaciones de baja frecuencia en el ECG adquirido.

- Movimiento de los electrodos

El movimiento brusco de los electrodos sobre la piel del paciente repercute en variaciones también bruscas en la línea de base del ECG, que podrían confundirse con el mismo.

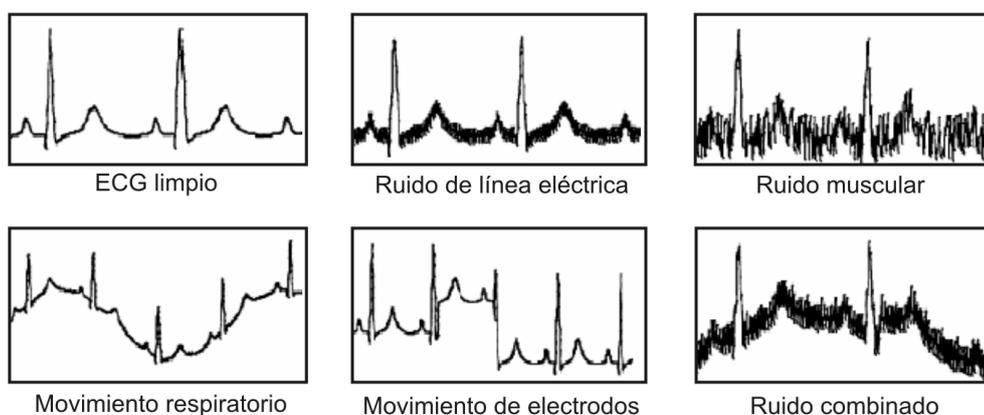
- Movimiento muscular

La actividad eléctrica de los músculos queda registrada junto con el ECG. Es ruido de alta frecuencia; la mayor parte es filtrada por el sistema de adquisición, pero otra parte se combina con el ECG.

- Interferencias eléctricas

Los dispositivos eléctricos cercanos al dispositivo adquirente pueden provocar interferencias, que se traducen en sinusoides puras de 50 o 60 Hz superpuestas con el ECG.

Figura 2.8 Artefactos en el ECG



Algunos de estos artefactos pueden ser eliminados o atenuados por el equipo adquirente, pero generalmente, si la salida del equipo es digital, se prefiere reducir la complejidad del dispositivo y acondicio-

nar la señal una vez adquirida mediante técnicas digitales.

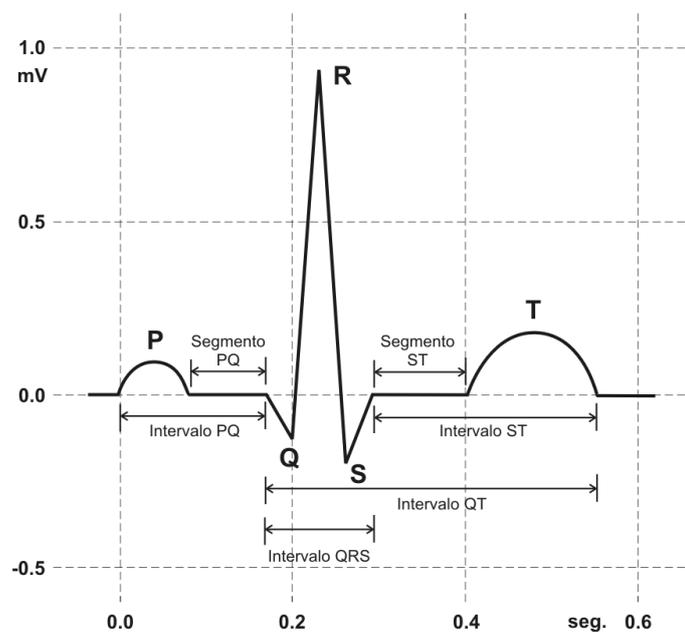
El principal problema con el que chocan los sistemas de acondicionamiento de ECG es cómo reducir al máximo el ruido, introduciendo la mínima distorsión posible en la señal. El filtrado lineal no siempre es adecuado y se hace necesario el uso de métodos más avanzados. En consecuencia, el acondicionamiento de la señal electrocardiográfica constituye un tema de investigación en sí mismo.

2.4. El ECG normal

El electrocardiograma representa la actividad cardíaca, por lo que muestra patrones repetitivos correspondientes a cada latido del corazón (recordemos que el latido es producto del proceso de propagación del estímulo eléctrico inicial a través del músculo cardíaco).

El latido es identificable por una secuencia de ondas e intervalos normalmente bien definidos, como se ve en [Figura 2.9](#); estos son:

Figura 2.9 Ondas e intervalos en un latido normal del ECG



- onda P: resultante de la despolarización de las células auriculares (el estímulo se propaga por las aurículas).
- segmento PQ o PR: ocurre cuando el impulso se retarda en el nodo aurículo-ventricular; durante ese instante la actividad eléctrica no es significativa, por lo que este es un segmento isoeléctrico (de potencial cero).

En rigor, a partir de este momento también ocurre la repolarización auricular, produciendo una onda de baja amplitud que se superpone al segmento PQ y podría desnivelarlo o curvarlo.

- intervalo PQ o PR: es la suma de la duración de la onda P y el segmento PQ; corresponde al tiempo que tarda el estímulo generado en el nodo sinusal para propagarse por las aurículas, el nodo aurículo-ventricular, el haz de Hiz y sus ramificaciones.
- complejo QRS: resultante de la despolarización de las células ventriculares (el estímulo se propaga por los ventrículos); no necesariamente deben estar presentes las tres ondas Q, R y S; para enumerar las ondas se sigue esta convención:
 - toda onda positiva se denomina R
 - la primer onda negativa antes de R se denomina Q
 - toda onda negativa que sigue a R se denomina S

Pueden existir complejos QRS, QR, RS, QS (una única onda negativa), R (una única onda positiva) y RSR' (dos ondas positivas) (Figura 2.10).

Figura 2.10 Distintos tipos de complejos QRS



- intervalo QRS: es la duración del complejo QRS (desde el inicio de la primera onda hasta el final de la última); corresponde al tiempo total de despolarización ventricular.
- segmento ST: corresponde al inicio de la repolarización ventricular.
- onda T: resultante de la repolarización ventricular.
- intervalo ST: suma de la duración del segmento ST y la onda T; indica el tiempo total de repolarización ventricular
- intervalo QT: medido desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T; indica la duración total de la actividad ventricular (despolarización más repolarización).

- intervalo RR: es el tiempo transcurrido entre la onda R de un latido y la del anterior (o de no existir onda R, la onda más destacada del complejo QRS); esta medida permite calcular la frecuencia cardíaca instantánea.

La duración típica en condiciones normales de las ondas e intervalos del latido son las siguientes:

Onda P	80 - 120 mseg.
Intervalo PQ	120 - 200 mseg.
Intervalo QRS	60 - 100 mseg.
Segmento ST	50 - 150 mseg.
Onda T	100 - 300 mseg.
Intervalo QT	350 - 400 mseg.

2.5. Patologías - repercusión en el ECG

El ECG es de fundamental importancia no sólo para verificar el funcionamiento cardíaco normal, sino también para detectar patologías en el mismo. Algunas patologías producen cambios en el ECG que permiten su identificación; otras no son detectables en absoluto mediante este recurso (recordemos que el ECG provee información sobre la actividad eléctrica del corazón únicamente).

Entre las patologías detectables mediante el ECG podemos encontrar las siguientes:

- **Hipertrofia cardíaca**

Es un aumento de la masa miocárdica, debido a un incremento en el tamaño de las células que la componen. La hipertrofia puede ocurrir en cualquier cavidad del corazón (aurícula o ventrículo), en forma individual o simultáneamente en dos o más. Asimismo puede repercutir en una dilatación de las cavidades o en una reducción, lo que no es determinable mediante el ECG.

La hipertrofia auricular se manifiesta por un aumento en la amplitud de la onda P, debido a la mayor masa auricular y por ende actividad eléctrica en esa zona. En la hipertrofia ventricular se puede observar un incremento en la amplitud y el ancho del complejo QRS así como una onda T negativa.

- **Bloqueo intraventricular**

Es un retraso o interrupción en la conducción del estímulo sinusal por las ramificaciones que siguen al haz de His. Esto produce una activación tardía de los ventrículos.

El complejo QRS puede presentar distintas deformaciones según el tipo de bloqueo: ensanchamiento del intervalo; ausencia de algunas ondas (complejos tipo R, RS, QS); ondas “aplastadas”; aparición de una segunda onda R.

■ Pre-excitación ventricular

Ocurre cuando el estímulo sinusal no se conduce por las vías normales hacia los ventrículos (nodo aurículo-ventricular), llegando prematuramente por otras vías sin el retardo necesario.

En este caso se observa una reducción del segmento PQ y una alteración en el inicio del complejo QRS debido a la superposición de otra onda.

■ Isquemia e infarto de miocardio

Ocurre cuando se reduce abruptamente o se interrumpe el flujo de sangre a una región del miocardio. Las células de la región afectada quedan dañadas y pueden morir si el flujo no es restaurado dentro de un período de tiempo apropiado.

Después de un evento de este tipo se pueden observar distintas manifestaciones en el ECG, de acuerdo al tipo de patología, como pueden ser: alteraciones en el nivel del segmento ST respecto del nivel isoelectrico, ondas Q patológicas (duración y amplitud mayores a la normal) e inversión de la onda T.

■ Arritmias

Se denomina así a cualquier alteración en el origen, frecuencia, regularidad e igualdad de los latidos. Puede ser fisiológica (arritmia sinusal) o patológica. El ECG es la herramienta fundamental para el diagnóstico de esta última, entre las que se pueden distinguir:

- Pausa sinusal: ocurre cuando el nodo sinusal fracasa en la generación del impulso y no se produce latido, lo que es directamente visualizable en el ECG por la interrupción del ritmo normal
- Bloqueo aurículo-ventricular: la conducción del impulso entre las aurículas y los ventrículos se ve retrasada o interrumpida; se manifiesta por un segmento PQ prolongado y ondas P sin complejo QRS posterior
- Arritmia supraventricular: ocurre cuando el impulso se genera en alguna zona de las aurículas o el nodo aurículo-ventricular; se manifiesta por cambios en la morfología de la onda P (o ausencia de ellas), con complejo QRS normal, e irregularidades en el ritmo normal

- Extrasístoles y taquicardia ventricular: el impulso se genera en los ventrículos, en forma prematura; se denomina taquicardia cuando aparecen varios latidos sucesivos de este tipo; el complejo QRS se deforma (se hace más ancho) y aparecen irregularidades en el ritmo normal
- Fibrilación ventricular: ocurre cuando se pierde el sincronismo en la contracción de las fibras musculares del corazón, siendo este un estado de extremado riesgo para el paciente (puede fallecer en minutos si no es desfibrilado); en este caso el ECG se torna irregular, sin que se puedan distinguir complejos QRS ni ondas T

2.6. Grabaciones Holter

Una grabación de ECG de unos pocos segundos, tomada con el paciente en reposo, no siempre es suficiente para un diagnóstico. Algunos síntomas aparecen solamente al realizar un esfuerzo, o espontáneamente durante la actividad normal. Debido a esto surge la idea de contar con una grabación continua de ECG, que pueda realizarse sin que el paciente interrumpa su ritmo de vida diario. Esta idea fue puesta en práctica inicialmente en [5], tomando el nombre “Holter” de su precursor.

Los dispositivos tipo Holter son grabadores de ECG portátiles. El paciente permanece 24 horas o más con los electrodos conectados a su cuerpo, mientras el dispositivo almacena el ECG. Esto permite observar la aparición de cualquier evento de interés clínico que se haya producido a lo largo del día, durante la actividad normal del paciente.

Los dispositivos más antiguos (aunque todavía utilizados) registran el ECG en una cinta magnetofónica. Los dispositivos modernos realizan la grabación en forma digital, lo que presenta varias ventajas (fidelidad de la grabación, practicidad para paciente y médico, posibilidad de realizar procesamiento on-line y/o automatización del análisis).

Las grabaciones Holter consisten en dos o tres canales (derivaciones) de ECG, con una frecuencia de muestreo de entre 100 y 300 Hz, y 8 a 16 bits de resolución.

Suponiendo un sistema estándar de tres canales, 250 Hz y 8 bits, una grabación de 24 horas requiere aproximadamente 64 megabytes de memoria. El continuo avance de la industria electrónica hace posible que en la actualidad se cuenten con los medios necesarios para almacenar esta cantidad de datos en un dispositivo de dimensiones reducidas, algo que era impracticable hace algunos años.

La contaminación del ECG con artefactos de adquisición (según se vio en [Sección 2.3.2](#)) es inevitable en este tipo de estudios, dado que durante la grabación el paciente desarrolla su actividad física normal. Este es un punto muy importante a tener en cuenta para el desarrollo de un sistema de análisis automático,

como se verá más adelante.

2.7. Técnicas de análisis

Cuando se cuenta con una grabación de ECG de larga duración resulta conveniente aplicar algunas técnicas de análisis automático que presenten la información contenida en la señal de manera más concisa y manejable. En el caso de grabaciones Holter de 24 horas o más el uso de estas técnicas se hace indispensable, de forma que el médico pueda enfocar su atención en los segmentos de ECG que sean relevantes para realizar el diagnóstico, sin necesidad de revisarlo por completo.

El procesamiento fundamental que debe hacerse al ECG es la segmentación en latidos, encontrando la ubicación de las ondas que los componen (P-QRS-T). A partir de aquí se aplican otros análisis avanzados; los que se enumeran a continuación son los más comunes, típicamente encontrados en sistemas comerciales:

■ Agrupación de latidos según características

Los latidos se pueden clasificar en distintos tipos. Existen diversas clasificaciones, de mayor o menor complejidad; una clasificación relativamente simple es la siguiente:

- Latidos normales: son latidos con morfología e intervalo RR normal, que forman parte del ritmo sinusal.
- Latidos ventriculares prematuros/ectópicos: son latidos con complejo QRS de morfología anormal (más ancho que en un latido normal); suelen ocurrir en forma prematura (el intervalo RR es menor al normal), fuera del ritmo sinusal.
- Latidos fusión entre normal y ventricular: ocurren cuando se superpone un latido del ritmo sinusal normal con uno ectópico ventricular.
- Latidos supraventriculares prematuros/ectópicos: son latidos con complejo QRS de morfología normal, pero que ocurren en forma prematura, fuera del ritmo sinusal.
- Latidos no clasificables: son los latidos que no pueden clasificarse en ninguna de las tres clases anteriores (debido a la presencia de artefactos; podrían ser falsos latidos).

■ Detección de arritmias

La mayoría de los eventos arrítmicos pueden detectarse examinando la frecuencia cardíaca o el intervalo RR y el tipo de latido. Típicamente se buscan los siguientes eventos:

- Pausa: una interrupción en el ritmo sinusal (latido con RR superior a 2 segundos)
 - Bradicardia sinusal: una sucesión de latidos normales con frecuencia cardíaca promedio baja (menor a 60 latidos por minuto)
 - Taquicardia sinusal: una sucesión de latidos normales con frecuencia cardíaca promedio alta (mayor a 120 latidos por minuto)
 - Taquicardia supraventricular: una sucesión de latidos supraventriculares
 - Taquicardia ventricular: una sucesión de latidos ventriculares
 - Bigeminismos/trigeminismos: una sucesión de latidos normales alternados con ventriculares; se denomina “bigeminismo” cuando un latido ventricular sigue a cada latido normal (secuencia N-V-N-V-N...); se denomina “trigeminismo” cuando un latido ventricular sigue a un par de latidos normales (secuencia N-N-V-N-N-V-N...); también se pueden encontrar sucesiones con el mismo patrón, de orden superior (un latido ventricular cada tres normales, etcétera).
- Análisis básico de la frecuencia cardíaca

Esto consiste simplemente en obtener la evolución de la frecuencia cardíaca durante la grabación del ECG. La frecuencia cardíaca en un instante dado se puede estimar en base al RR promedio de los latidos precedentes (5 a 10 segundos). Para el cálculo deben descartarse los latidos cuyo RR no esté dentro del RR promedio del ritmo sinusal.

- Análisis del desnivel ST

Se denomina “desnivel ST” a la diferencia en sentido de amplitud del segmento ST respecto del segmento PQ (isoeléctrico), medida en milivolts o milímetros (asumiendo una calibración de 10 mm/mV, el estándar para impresión del ECG).

Resulta complicado medir el desnivel ST en forma individual para cada latido, debido a la presencia de artefactos que hacen esta medición muy imprecisa. La técnica más aceptada consiste en obtener un “latido promedio” a partir de una secuencia de latidos normales sucesivos y realizar la medición sobre este latido ideal, libre de ruido. Esto es correcto dado que las variaciones en el desnivel ST, si existen, se manifiestan en forma progresiva y no bruscamente de un latido al próximo (deben considerarse los latidos normales únicamente).

Este análisis debe realizarse en forma independiente para cada derivación del ECG. Es de interés obtener la evolución del desnivel ST durante la grabación, así como detectar instantes en los cuales el desnivel ST alcanzó valores anormales (excesiva elevación o depresión).

- Análisis de intervalos (PQ, QRS, QT)

Es importante determinar si la duración de los distintos intervalos presentes en el ECG (PQ, QRS y QT) está dentro de los parámetros normales. Para ello puede ser útil obtener su evolución, o detectar los puntos en los cuales la duración de alguno de estos intervalos toma valores anormales.

Al igual que en la medición del desnivel ST, y considerando solamente latidos normales, las variaciones en un intervalo (si existen) ocurren en forma progresiva. Esto sugiere usar la misma técnica de promediación de latidos sucesivos para obtener las mediciones y evitar la influencia de los artefactos. Otra posibilidad es medir los intervalos en forma individual latido a latido, y promediar mediciones sucesivas (por ejemplo, cada minuto).

- Análisis de variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC)

Como su nombre lo sugiere, se trata de estudiar la variación fisiológica que existe en la frecuencia cardíaca (o en la duración del intervalo RR, lo cual es equivalente) durante la grabación. La VFC es un indicador cuantitativo del funcionamiento del sistema nervioso autónomo, el cual está significativamente relacionado con la mortalidad cardiovascular; de ahí su importancia.

Este análisis considera únicamente los latidos cuyo RR esté dentro del ritmo sinusal. Implica calcular diversos parámetros que se pueden agrupar en:

- Parámetros en el dominio del tiempo

Son mediciones estadísticas del intervalo RR (media, desvío estándar, percentiles, etc.) así como geométricas (histograma de los intervalos y de las diferencias sucesivas, gráfico de Lorenz de intervalos sucesivos).

- Parámetros en el dominio de la frecuencia

Son índices derivados de la densidad de potencia espectral (PSD) de la secuencia de intervalos RR. El PSD indica qué tipo de variaciones son más importantes, según su potencia. Se pueden encontrar variaciones de alta frecuencia (0.15 a 0.4 Hz), de baja frecuencia (0.04 a 0.15 Hz) y de muy baja frecuencia (0.003 a 0.04 Hz); cada una de estas bandas de frecuencia tiene un significado particular en lo que refiere al funcionamiento del sistema nervioso.

Existen también sistemas que realizan un diagnóstico automático preliminar a partir de los resultados obtenidos en el análisis. Este tipo de diagnóstico debe considerarse sólo como una ayuda o sugerencia para el profesional, que debe ser quien realmente evalúe los resultados y elabore el diagnóstico definitivo.

3

DetECCIÓN DE LATIDOS Y PUNTOS CARACTERÍSTICOS

En este capítulo se presentan conceptos generales sobre detección de latidos en el ECG y se desarrolla un método en particular. Posteriormente se presenta la validación de este método siguiendo un procedimiento estándar.

Se abarcan aquí varios conceptos sobre procesamiento digital de señales (DSP). Una referencia completa sobre el tema puede encontrarse en [2]. En [3] se presentan estos conceptos aplicados al procesamiento de señales biomédicas.

3.1. Conceptos de detección de QRS

La ubicación precisa de cada latido en el ECG es el punto de partida para el desarrollo de un sistema de análisis. Sumado a la localización del latido, se requiere la identificación de las ondas y segmentos que lo componen (ver [Sección 2.4](#)) de forma de poder extraer todos los parámetros de interés para la obtención de resultados de relevancia clínica. El proceso de localización de latidos en el ECG se conoce generalmente como *detección de QRS*, dado que el complejo de ondas QRS es el más significativo del latido (su potencia es, bajo condiciones normales, superior a la de las ondas P y T).

Distintas razones dificultan en mayor o menor medida la detección precisa del complejo QRS:

- los artefactos presentes en el ECG, según se vio anteriormente ([Sección 2.3.2](#)); estos artefactos deforman el QRS
- la variación en la morfología del QRS; el patrón de ondas es muy variable (inclusive dentro de una misma grabación de ECG); depende de la derivación que se tome, de la posición de los electrodos

correspondientes a esa derivación y de las patologías que se presenten

- la existencia de ondas P y/o T de energía similar o superior al QRS; el detector podría confundirse por la presencia de estas ondas

3.1.1. Métodos y técnicas de detección existentes

Las técnicas más difundidas de detección de QRS son las que utilizan algún tipo de filtrado (lineal y/o no lineal) para destacar el complejo QRS del resto de la señal, seguido de un conjunto de reglas de decisión generalmente basadas en umbrales (fijos o adaptativos) que definirán la existencia o no de un latido.

Dentro de los métodos basados en filtros digitales podemos destacar los siguientes:

- Okada [10]

Aplica filtros promediadores (“moving average”) y diferencias para obtener un efecto similar al de un filtro pasabanda sobre la señal original. La señal resultante se eleva al cuadrado y se autocorrelaciona para acentuar el complejo QRS. Los puntos candidatos para la ocurrencia de QRS se seleccionan mediante un umbral derivado de la amplitud del ECG.

- MOBD (“multiplication of backward differences”) [11]

Se computa la primer derivada de la señal (diferencia de cada muestra con la muestra precedente) y se obtiene una nueva señal multiplicando puntos sucesivos de la derivada. Esta técnica logra resaltar las ondas de alta amplitud y frecuencia que caracterizan al complejo QRS, en tanto que atenúan las ondas de baja amplitud y frecuencia (ondas P y T). Los puntos candidatos para la ocurrencia de QRS se seleccionan mediante un umbral derivado de la amplitud del ECG.

- Pan-Tompkins [12]

Se aplica un filtro pasabanda entre 5 y 12 Hz, correspondiente al ancho de banda del complejo QRS. La señal resultante se deriva, se eleva al cuadrado y se pasa por un filtro promediador para obtener una estimación de la energía en una ventana de tiempo reducida. Mediante el uso de umbrales adaptativos se determina si los picos de energía corresponden o no a ondas QRS.

Dentro de esta clase de métodos, el algoritmo de Pan-Tompkins (eventualmente con alguna modificación) es tomado como el “estándar de facto” para detección de QRS con filtros digitales.

También se han aplicado técnicas basadas en otros métodos:

- métodos sintácticos [14]: la idea es transformar el ECG a una cadena de símbolos de un alfabeto determinado; una gramática determina el conjunto de cadenas que corresponde a latidos dentro del ECG; un “parser” recorre el ECG transformado intentando encontrar latidos, utilizando las reglas de la gramática
- métodos basados en “template-matching” y redes neuronales [13]: la idea es comparar segmentos del ECG contra patrones de latidos (“templates”) previamente establecidos, fijos o adaptativos, y determinar si un segmento dado corresponde o no a un latido de acuerdo a algún valor de certeza provisto por el sistema

Estos métodos no suelen ser utilizados en la práctica debido a que no ofrecen una performance (en términos de precisión de la detección) superior a los métodos basados en filtros digitales, en tanto que su costo computacional es sensiblemente mayor.

El problema general que comparten los distintos métodos de detección de QRS es que su desempeño suele ser óptimo en buenas condiciones de adquisición, pero empeora ante la presencia de ruido y artefactos (como es el caso de las grabaciones Holter). Esto hace necesario la introducción de una etapa de acondicionamiento del ECG previo a la detección.

Ultimamente se han investigado métodos alternativos más robustos para la detección de QRS, que no requieren acondicionamiento previo de la señal, como es el uso de la transformada wavelet ([Sección 3.1.6](#)).

3.1.2. Performance de un detector de QRS

Es importante tener una forma de evaluar el comportamiento de un algoritmo de detección de QRS en lo que respecta a sus aciertos (latidos correctamente detectados) y errores (latidos no detectados o falsas detecciones). Si se dispone de una medida cuantitativa de desempeño o performance se puede determinar más fácilmente cómo influyen las modificaciones realizadas al algoritmo.

Resulta relativamente sencillo obtener estas medidas de performance. Para ello es necesario contar con un conjunto de señales de ECG previamente anotadas manualmente, con indicaciones precisas de la ubicación de cada latido y onda. Normalmente estas anotaciones las realiza un experto en la observación de ECG, aunque en señales normales y limpias esto no es estrictamente necesario.

Comparando la salida del detector (la secuencia de latidos detectados) contra las anotaciones correspondientes (que se presupone constituyen la “realidad”) se pueden cuantificar los aciertos y errores del algoritmo, clasificando los latidos en alguno de estos tres tipos:

- Detecciones verdaderas positivas (TP): son aquellos latidos detectados que corresponden a un latido real.
- Detecciones falsas positivas (FP): son aquellos latidos detectados que no tienen un latido real correspondiente.
- Detecciones falsas negativas (FN): son los latidos reales para los cuales no existe un latido detectado.

De los tres tipos de detecciones mencionadas se pueden derivar las siguientes medidas de performance:

- Sensibilidad (S): es la proporción de latidos detectados correctamente sobre el total de latidos reales, definida como

$$S = \frac{TP}{TP + FN}$$

En términos de probabilidad, S representa la probabilidad de que un latido real sea detectado por el sistema.

- Valor predictivo positivo (P^+): es la proporción de latidos detectados correctamente sobre el total de latidos detectados, definida como

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP}$$

En términos de probabilidad, P^+ representa la probabilidad de que un latido detectado por el sistema corresponda a un latido real.

En un detector ideal tanto S como P^+ valdrían 1 (todos los latidos existentes son detectados, y todas las detecciones son correctas), pero en la práctica esto es imposible de alcanzar. Lo que se busca en el desarrollo de un detector es obtener valores cercanos a 1 tanto para S como para P^+ . Debe notarse que no tendría sentido un detector con alto valor de un parámetro y muy bajo del otro.

Mejorar el valor para un parámetro generalmente implica empeorar la respuesta para el otro. Un buen ejemplo de esto es el uso de umbrales para la detección: si el umbral se reduce se detectarán más latidos (verdaderos o no), aumentando la sensibilidad pero reduciendo el valor predictivo positivo; si el umbral se incrementa se detectarán menos latidos, reduciendo la sensibilidad y aumentando el valor predictivo positivo.

Existen dos técnicas básicas para reducir la aparición de falsos negativos y falsos positivos que pueden ser utilizadas en cualquier sistema detector, independientemente de su implementación, por fundamentarse en características fisiológicas del ECG; a saber:

- Tras la ocurrencia de un latido no puede aparecer otro antes de (como mínimo) 200 milisegundos (notar que un intervalo RR teórico de 200 milisegundos correspondería a una frecuencia cardíaca de 300 latidos por minuto). Esto es lo que se denomina “período refractario”. El detector debería ignorar o analizar con más detalle los latidos cuyo intervalo RR sea menor al período refractario, para evitar una detección de tipo falso positivo.
- En condiciones normales el intervalo RR no varía demasiado de latido a latido (aunque sí es común que esto ocurra en ciertos casos patológicos). El detector debería considerar los latidos cuyo intervalo RR sea sensiblemente mayor al valor medio de los últimos latidos, y realizar una búsqueda adicional dentro del intervalo correspondiente (generalmente reduciendo el nivel de los umbrales de decisión). Esta técnica se denomina “search back”, y permite evitar las detecciones de tipo falso negativo.

3.1.3. Detección de puntos característicos

Si bien para ciertas aplicaciones alcanza con obtener la posición aproximada de cada latido (por ejemplo, para estimar la frecuencia cardíaca), otras aplicaciones requieren mayor cantidad de información. En particular, puede ser de interés obtener la duración del intervalo QRS, PQ o QT (para obtener tendencias o identificar latidos anormales, por ejemplo). En estos casos se hace indispensable la ubicación precisa de todas las ondas que componen el latido, idealmente indicando sus puntos de inicio y fin.

En la práctica es muy difícil obtener los límites de las ondas con precisión, debido no solamente a las condiciones de ruido y las variaciones de morfología del latido, sino también a que no existen criterios formales que definan el “inicio” o el “fin” de una onda. La técnica más sencilla consiste en encontrar el pico de la onda en cuestión y estimar sus límites con ventanas temporales.

El detector de QRS determina la existencia de un latido señalizando un punto en particular del mismo, que se toma como referencia para todos los latidos detectados; este punto se denomina *punto fiduciario*. Para los latidos de morfología normal suele corresponder al pico de la onda R o el punto donde el QRS tiene mayor energía. A partir de este punto, basándose en las duraciones normales de las distintas ondas y segmentos (ver [Sección 2.4](#)), se determinan ventanas temporales para limitar la búsqueda de cada onda P, Q, R, S y T. Dentro de estas ventanas se busca un extremo, que corresponderá al pico de la onda buscada.

Al igual que en la detección de QRS, la búsqueda de ondas individuales está condicionada por el ruido presente en la señal, cuya energía podría ser superior a la de la onda buscada. Por ejemplo, las ondas P y T (de baja frecuencia) se confunden con el movimiento de línea de base producido por la respiración. La aplicación de filtros (de acuerdo a las características frecuenciales del ECG) ayuda a realzar las ondas para facilitar su detección.

3.1.4. Detección en múltiples canales de ECG

Dependiendo de la aplicación, es posible que un sistema detector de QRS tenga acceso a dos o más derivaciones del mismo ECG, como es el caso de las grabaciones Holter estándar. En este caso se puede aprovechar esta redundancia en la información para mejorar la performance del sistema.

Suele ser común, en el caso de las grabaciones Holter, que algunos electrodos se desprendan de la piel del paciente. Como resultado las derivaciones correspondientes solamente aportan ruido, en tanto que las demás mantienen su registro normal. Si la detección se realizara únicamente en el canal defectuoso, se perdería gran cantidad de información que está sin embargo disponible en otros canales.

Algunos sistemas permiten al usuario determinar el canal sobre el cual prefiere realizar la detección. Esto es útil solamente si hay un canal que conserve buena calidad a lo largo de toda la grabación, lo que no siempre resulta ser así; la calidad de la grabación es variable, y un mismo canal puede estar “limpio” por momentos y ser ruidoso en otros (sobre todo en grabaciones largas).

Un sistema de detección inteligente debería diferenciar automáticamente, al momento de realizar la detección, entre los canales de ECG de buena y mala calidad. Esto permitiría considerar como válidos los latidos detectados en los mejores canales, y no considerar los canales ruidosos.

El método general de detección en múltiples canales consiste en realizar detecciones en cada canal por separado, y luego combinar los resultados mediante algún criterio que determine la calidad de cada canal. La ventaja de este método es que permite independizar el algoritmo de detección utilizado de las reglas de combinación; si bien sería posible desarrollar un sistema que procese simultáneamente todos los canales de una grabación, tal sistema consistiría en un único bloque integrado de detección y combinación, mucho más complejo que el método mencionado.

La calidad de un canal puede determinarse con alguna medida derivada de la relación señal a ruido (SNR). Dado que este índice puede definirse de diversas maneras, deberá encontrarse una definición adecuada al ECG; el inconveniente en este caso es determinar qué forma parte de la “señal” y qué forma parte del “ruido”. Se pueden ensayar diversas aproximaciones; por ejemplo [27]:

- Estimar el SNR como la relación de amplitud entre los picos de la señal (las ondas del complejo

QRS) y el valor medio del resto.

- Estimar el ruido como la potencia (RMS, valor cuadrático medio) en puntos determinados de la derivada de la señal; más precisamente el segmento PQ, por ser de potencial teórico cero, es el punto adecuado para calcular este valor.
- Estimar el ruido como la diferencia entre la señal original y una reconstrucción de la misma en la que se eliminan los artefactos. El problema en este caso pasa a ser encontrar un método efectivo para la reconstrucción de la señal.

3.1.5. Sistemas de detección “on-line” y “off-line”

Los sistemas de detección se pueden agrupar en dos clases, de acuerdo a la disponibilidad de la señal de ECG al momento de realizar la detección:

- Sistemas de detección “on-line”: son aquellos en los que se pretende obtener la salida del detector (es decir, la secuencia de latidos detectados) en forma simultánea con la adquisición del ECG. El algoritmo de detección no cuenta con el ECG completo, sino que es alimentado con muestras a medida que estas son adquiridas.

Es el tipo de detección que se utiliza, por ejemplo, para determinar la frecuencia cardiaca de un paciente que está en observación o al cual se le está realizando un estudio (cuidado intensivo, ergometrías).

En general se pretende que la salida del detector no se atrase respecto del ECG más de dos o tres latidos. Si se agrega la restricción de que cada latido debe ser detectado antes de la aparición del próximo entonces el sistema es de detección en “tiempo real”.

- Sistemas de detección “off-line”: son aquellos en los que al momento de realizar la detección se cuenta con un segmento completo de ECG almacenado en algún medio.

Este tipo de detección se utiliza, por ejemplo, en los estudios tipo Holter donde el ECG queda almacenado en un dispositivo portátil.

En lo que hace a los algoritmos de detección no existen diferencias importantes entre ambos sistemas. En particular los métodos basados en el uso de filtros digitales se pueden utilizar en sistemas de uno u otro tipo indistintamente.

Sin embargo, es posible comparar estos sistemas en términos de ventajas y desventajas:

- Los sistemas on-line tienen la desventaja, respecto de los sistemas off-line, de contar con un intervalo reducido de señal para determinar la existencia de un latido (dos o tres segundos hacia adelante, dependiendo del “delay” aceptable entre ECG y detector). Como contrapartida, dado que de un latido al siguiente hay un tiempo apreciable (750 milisegundos en promedio, y 250 milisegundos en el peor caso, lo que representa un tiempo extenso visto desde la capacidad de cálculo de un microprocesador), existe la ventaja de que no es necesario tomar demasiados recaudos para la implementación de un sistema on-line eficiente.
- Los sistemas off-line disponen del ECG completo para analizar. Esto en principio representa una ventaja respecto de los sistemas on-line, aunque en la práctica para realizar la detección en un punto dado la información útil es la que está en un entorno limitado de tal punto (no más de +/-10 segundos). La desventaja es que aumentan los requerimientos de eficiencia: se pretende obtener la secuencia de latidos completa en el menor tiempo posible; este es un punto importante a considerar, sobre todo en registros Holter de 24 horas (o más) de duración y dos o tres canales de ECG.

Cabe notar que si bien cualquier sistema on-line puede adaptarse para funcionar off-line, tal implementación puede carecer de la eficiencia requerida para la aplicación en cuestión.

3.1.6. Métodos de detección basados en wavelets

La transformada wavelet resulta ser una herramienta eficaz para la detección de QRS y puntos característicos, según se observa en distintos trabajos: [19], [20], [21], [22].

Puede utilizarse tanto para la localización del complejo QRS como de las ondas P y T, debido a que proporciona distintos niveles de resolución frecuencial. Los distintos tipos de ruido existentes en el ECG también se distribuyen en las distintas escalas (las variaciones de línea de base son de baja frecuencia, el movimiento muscular es de alta frecuencia) y por lo tanto la detección se puede realizar sin necesidad de acondicionar previamente la señal.

Al poder implementarse mediante filtros lineales simples el tiempo requerido de procesamiento es comparable a los otros métodos, pudiendo adaptarse inclusive para funcionar “on-line”.

El concepto general del uso de wavelets para la detección de QRS no difiere demasiado de la clave en los demás métodos: se trata de encontrar un extremo (pico máximo o mínimo) en el ECG que corresponda a la onda más acentuada del complejo QRS. Las diferencias y ventajas sobre los métodos estándar de filtrado digital se deben a los múltiples niveles de resolución frecuencial, que permiten:

- mejorar la performance del detector en señales altamente contaminadas con artefactos (como es el

caso de los ECG adquiridos por dispositivos Holter)

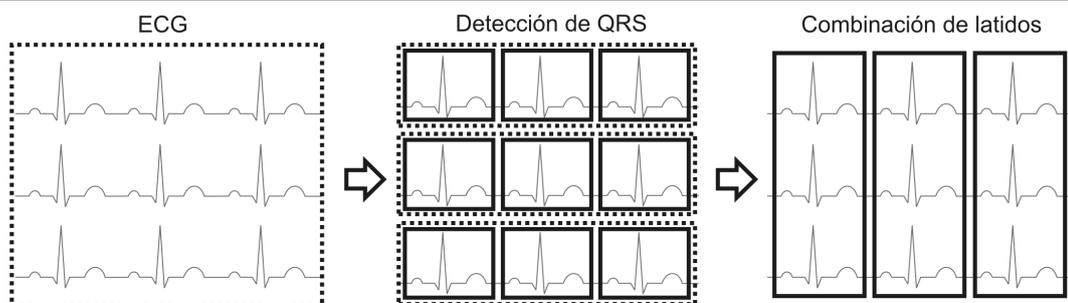
- separar claramente las ondas P y T del complejo QRS, facilitando su identificación sin necesidad de introducir una etapa adicional de procesamiento

3.2. Desarrollo del método

Se presenta un método de detección de QRS sobre múltiples canales de ECG. El proceso consta de dos etapas (Figura 3.1):

- detección de QRS en cada canal del ECG, en forma independiente
- combinación de los resultados obtenidos en cada canal para obtener una única secuencia de latidos

Figura 3.1 Proceso de detección de latidos



Se utiliza la transformada wavelet como herramienta para la detección. El método está basado en el desarrollo hecho por [19] y posteriormente generalizado por [21], para detección de QRS sobre un solo canal de ECG; como aporte original se introduce una extensión para considerar ECG con múltiples canales.

No se intenta hacer aquí una presentación completa sobre wavelets. Una introducción a la teoría de wavelets, su conexión con técnicas de DSP así como conceptos avanzados puede encontrarse en [7], [8], [9].

3.2.1. Fundamentos teóricos

La transformada wavelet permite analizar una señal en distintas bandas o escalas de frecuencia sin perder la información temporal, como ocurre al usar la transformada de Fourier. En tanto que la transformada de Fourier descompone una señal en suma de exponenciales complejas, la transformada wavelet utiliza una función prototipo (la “wavelet”) que será dilatada/contraída para poder abarcar los distintos niveles de frecuencia de la señal original, y desplazada para poder abarcar todo su rango temporal.

La transformada wavelet de una función continua f , en la escala s y posición x , se define como:

$$W_s f(x) = f * \psi_s(x) = \int f(t) \psi_s(x - t) dt$$

donde ψ_s es la wavelet prototipo escalada según el factor s :

$$\psi_s(x) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{x}{s}\right)$$

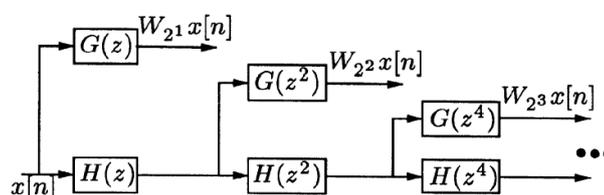
Intuitivamente esto quiere decir que los coeficientes de la transformada en una escala y posición dadas estarán dados por el “grado de similitud” entre la señal original y la wavelet prototipo, adecuadamente dilatada o contraída según el factor de escala y desplazada según el factor de posición. Obviamente, qué tan parecida o distinta sea la señal de la wavelet depende de la forma de esta última.

Si la función a transformar es una secuencia discreta y el factor de escala se limita a un número entero se tiene la transformada wavelet discreta. En particular cuando el factor de escala se limita a valores que son potencia de 2 (2, 4, 8, ...) se tiene la transformada wavelet diádica.

Mediante el uso de la transformada wavelet diádica y una wavelet prototipo que sea la derivada de una función de “suavizado” (una función que se comporte como un filtro pasa bajo) se comprueba que los cruces por cero de la señal transformada corresponden a los puntos extremos (máximos o mínimos) en la señal filtrada con la función de suavizado [25]. El cruce por cero se mantiene a lo largo de todas las escalas de la transformada, siendo más preciso temporalmente en las escalas más bajas (alta frecuencia) y perdiendo precisión al alejarse hacia las escalas más altas (baja frecuencia).

De acuerdo al algoritmo de Mallat [26] la transformada wavelet diádica de una función (secuencia discreta) $f = x[n]$ se puede calcular utilizando un banco de filtros por octava, como se ve en [Figura 3.2](#)

Figura 3.2 Banco de filtros para el cálculo de la transformada wavelet



Además, si ϕ es una función de suavizado y se seleccionan dos filtros H y G apropiados, la transfor-

mada es equivalente a [25]:

$$W_k f(x) = \begin{cases} g(x) * f(x) * \phi(x) & \text{para } k = 1 \\ g(2^{-(k-1)}x) * \prod_{i=0}^{k-2} h(2^{-i}x) * f(x) * \phi(x) & \text{para } k > 1 \end{cases}$$

donde k indica la escala y $h(2^{-(k-1)}x)$ y $g(2^{-(k-1)}x)$ son las respuestas impulsivas de los filtros $H(z^k)$ y $G(z^k)$ respectivamente. ϕ se conoce como “función de escala”.

Una selección apropiada de ϕ , H y G es tal que [24]:

$$\begin{aligned} H(\omega) &= e^{i\omega/2} \cos(\omega/2)^3 \\ G(\omega) &= 4ie^{i\omega/2} \sin(\omega/2) \\ \mathcal{F}\{\phi(\omega)\} &= \left(\frac{\sin(\omega/2)}{\omega/2} \right)^3 \end{aligned}$$

luego:

$$\begin{aligned} H(\omega) &= \frac{1}{8}e^{i2\omega} + \frac{3}{8}e^{i\omega} + \frac{3}{8} + \frac{1}{8}e^{-i\omega} \\ G(\omega) &= 2e^{i\omega} - 2 \end{aligned}$$

y los filtros correspondientes h y g (en el dominio temporal) son:

$$\begin{aligned} h(n) &= \frac{1}{8}\delta(n+2) + \frac{3}{8}\delta(n+1) + \frac{3}{8}\delta(n) + \frac{1}{8}\delta(n-1) \\ g(n) &= 2\delta(n+1) - 2\delta(n) \end{aligned}$$

De acuerdo a la forma de la transformada de Fourier se comprueba que $\phi(\omega)$ se comporta como un filtro pasa bajo; en particular $\phi(\omega)$ resulta de la convolución de tres pulsos rectangulares.

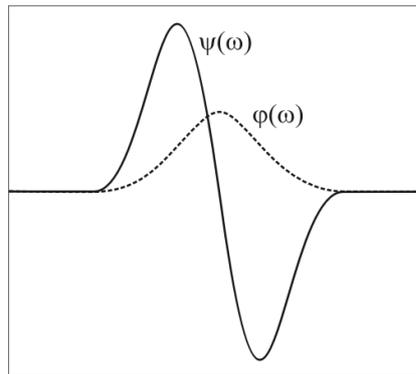
Además la wavelet $\psi(\omega)$ cumple que:

$$\mathcal{F}\{\psi(\omega)\} = i\omega \left(\frac{\sin(\omega/4)}{\omega/4} \right)^4$$

$\psi(\omega)$ resulta de la derivada de la convolución de cuatro pulsos rectangulares y se comporta como un filtro pasa alto. Es una wavelet de tipo spline cuadrática (Figura 3.3).

Esto quiere decir que los filtros propuestos sirven para ubicar los extremos en la señal original, a partir de los cruces por cero en la transformada.

Cabe destacar que para la implementación del algoritmo de Mallat no es necesario conocer la forma

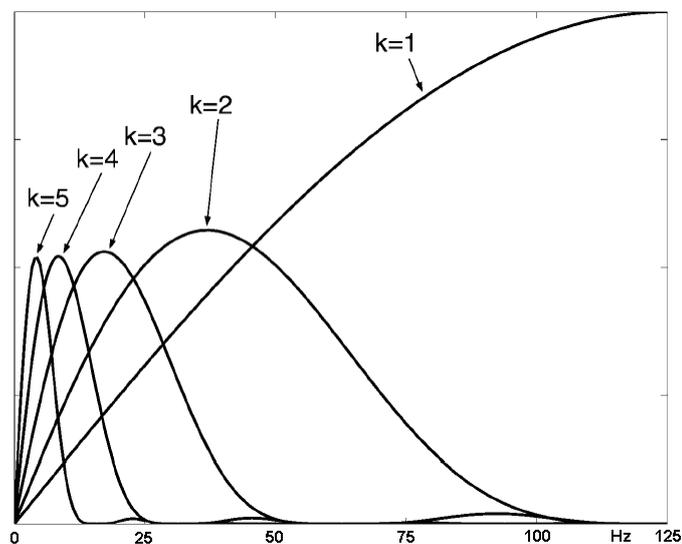
Figura 3.3 Wavelet prototipo y función de escala

de la wavelet prototipo, ni de la función de escala. Solo importa que los coeficientes de la transformada pueden obtenerse mediante la aplicación de un conjunto de filtros FIR. Este método de análisis se conoce como “análisis multi-resolución”, y es equivalente a otros métodos (“subband coding”, “quadrature mirror filters”).

3.2.2. Algoritmo de detección de QRS - generalidades

La idea general del algoritmo será encontrar extremos significativos en la señal de entrada que correspondan a una onda del complejo QRS. Según se vio en la sección previa, estos extremos pueden ser encontrados buscando líneas de cruces por cero en la secuencia de escalas de la señal transformada.

En [Figura 3.4](#) [19] se muestra la respuesta frecuencial de los filtros que implementan la transformada para cada escala (según se definió en [Sección 3.2.1](#)), para una frecuencia de muestreo de 250 Hz.

Figura 3.4 Respuesta frecuencial de los filtros correspondientes a cada escala

Un breve análisis de la respuesta frecuencial de la transformada en las distintas escalas arroja las siguientes conclusiones:

- Dado que la mayor parte de la energía del QRS está comprendida entre los 5 y los 25 Hz ([Figura 2.7](#)), y según se puede ver en [Figura 3.4](#), la escalas 3 y 4 (y la 2 en menor medida) son las más representativas del complejo QRS.
- Las ondas P y T están mejor representadas en las escalas 4 y 5; la escala 5, sin embargo, se ve muy afectada por las oscilaciones de la línea de base (de baja frecuencia) y por lo tanto no podrá ser considerada, al igual que las escalas superiores.
- La escala 1 por sí sola no brinda demasiada información, dado que casi todo su ancho de banda cae fuera del rango espectral del ECG. Pero como se verá más adelante, un cruce por cero en esta escala coincide exactamente con un extremo en la señal analizada, por lo que se utilizará para ubicar los puntos característicos del latido.

Entonces, solamente se trabajará con las escalas 1 a 4 de la transformada.

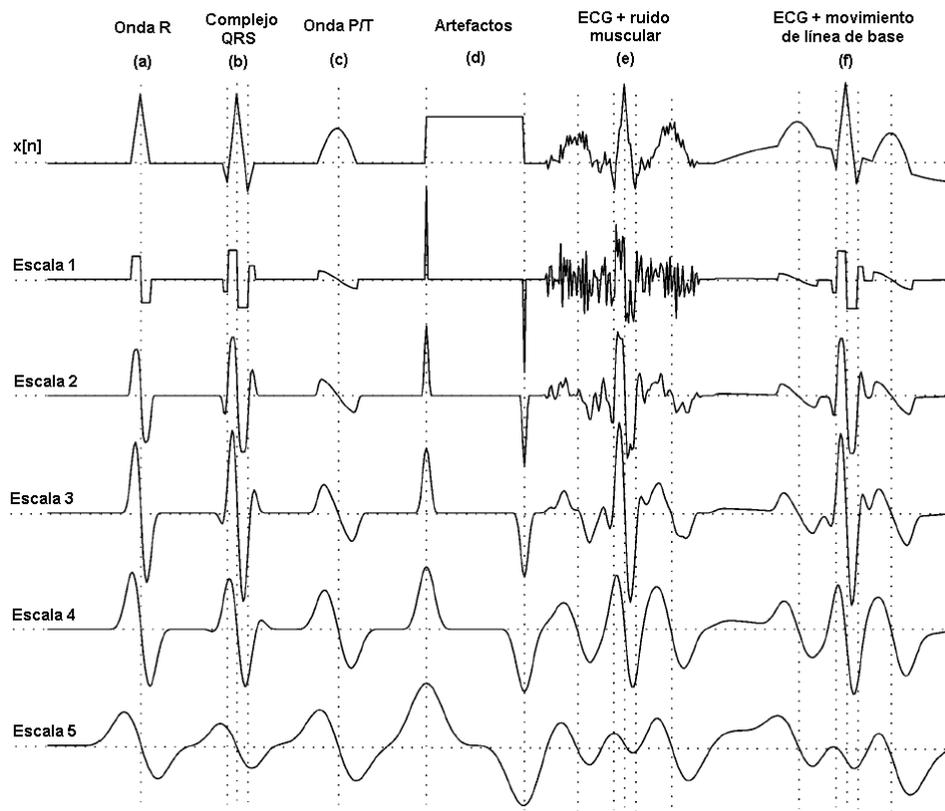
El primer paso del algoritmo es filtrar el ECG con el filtro correspondiente a cada una de las escalas. Los efectos de esta transformación sobre patrones típicos en el ECG se presentan en [Figura 3.5](#) [19], [21].

Este gráfico resulta muy útil para determinar los efectos de la transformada sobre el ECG, y cómo pueden ser aprovechados para la detección del complejo QRS:

- Los mínimos o máximos locales en la señal de entrada se traducen a cruces por cero en un conjunto de escalas sucesivas (debido al comportamiento derivador de la transformada). En la escala 1 el cruce coincide exactamente con la posición del extremo; en las escalas subsiguientes puede existir un retardo (debido, como es sabido, a la menor resolución temporal de las escalas más altas)
- Los mínimos o máximos locales que persisten a través de las escalas corresponden a puntos de variación brusca en la señal original (también debido al comportamiento derivador de la transformada)

Como se mencionó anteriormente las escalas 3 y 4 son las que concentran la mayor parte de la energía del complejo QRS, en tanto que las escalas más bajas están contaminadas por ruido de alta frecuencia (ver por ejemplo caso (e) en la figura). Esto sugiere la idea de comenzar la búsqueda de un cruce por cero en la escala superior, y asociarlo con los cruces por cero correspondientes en las escalas inferiores, hasta llegar a la escala más chica.

Figura 3.5 Patrones típicos del ECG y su transformada



Dado que un cruce por cero siempre se encuentra entre un mínimo y un máximo local (o la inversa), y no se desean considerar cruces que correspondan a oscilaciones de poca amplitud (extremos no significativos) el proceso de búsqueda será el siguiente:

- Se marcarán los puntos correspondientes a líneas de máximos sucesivos a lo largo de todas las escalas, cuyo módulo sea mayor a un umbral determinado.
- Se marcarán los puntos correspondientes a líneas de mínimos sucesivos a lo largo de todas las escalas, cuyo módulo sea mayor a un umbral determinado.
- Los cruces por cero considerados serán aquellos que estén entre un par de puntos mínimo-máximo o máximo-mínimo.

Por ser el ancho del QRS limitado (ver [Sección 2.4](#)), es de esperar que si un cruce por cero corresponde realmente a una onda del complejo, la distancia entre el máximo y mínimo local que lo determinan sea inferior a cierto valor. Esto permite descartar artefactos de variación en la línea de base (como el caso (d) en la figura), que de otra forma serían considerados como un complejo QRS (notar que en este caso el patrón en las escalas 3 y 4 no difiere demasiado del patrón de un QRS normal, como es el caso (b)). El

valor a utilizar como discriminante debe considerar la posibilidad de encontrar extrasístoles ventriculares, que se caracterizan justamente por un ancho superior al normal; un valor adecuado estaría entre los 120 y los 150 milisegundos.

En las escalas más bajas, debido al ruido de alta frecuencia que se solapa con el QRS, se encontrará generalmente más de un único cruce por cero en un intervalo de tiempo reducido (o sea, varios máximos/mínimos locales). Se sabe que solamente uno corresponde a la onda principal del QRS. Aquí la estrategia de selección será quedarse con el par de extremos que representen los coeficientes más elevados en la escala 3 (por ser la escala 3 la que mejor aproxima frecuencialmente el QRS).

El conjunto de cruces por cero finalmente obtenido corresponde a una secuencia de posibles latidos. Una recorrida lineal sobre esta secuencia permitirá determinar el intervalo RR instantáneo de cada latido (es decir, la distancia de un cruce por cero al inmediatamente anterior, aunque el cruce por cero no necesariamente corresponde a la onda R). Con este valor se podrán entonces aplicar las técnicas estándar de reducción de falsos positivos y negativos, de la siguiente manera:

- Se eliminarán los latidos cuyo RR instantáneo sea menor al período refractario (que se toma generalmente como de 200 milisegundos).
- Se calcula un valor de RR promedio actualizado latido a latido (esto representará aproximadamente el promedio del RR instantáneo de los 10 latidos normales previos). Si para un latido dado el RR instantáneo es superior al promedio en cierto factor (por ejemplo, representa el 150 % o más del RR promedio) tal latido no será inmediatamente considerado; se repetirá todo el proceso de detección en el intervalo que va del último latido válido al latido en cuestión, reduciendo los umbrales de búsqueda de extremos (un factor de reducción del 50 % al 75 % suele ser adecuado), y se retomará nuevamente la búsqueda de latidos desde el último válido.

Los latidos cuyo RR instantáneo no pertenezca a ninguna de las dos clases mencionadas serán considerados como latidos válidos.

Una vez determinada la ubicación del latido (el punto fiduciario) se procede a encontrar sus ondas características; primeramente se buscan las ondas del complejo QRS, y luego las ondas P y T. Como se vio en [Sección 2.4](#), el complejo QRS puede estar formado por una o más ondas; el punto fiduciario corresponderá a la onda más significativa, que puede ser positiva (onda R) o negativa (onda Q o S). Dado que este punto es un cruce por cero en la primera escala de la transformada, se sabe que está ubicado entre dos extremos de signos opuestos; una búsqueda en un entorno del punto permitirá determinar si el par de extremos que lo determinan es positivo-negativo (onda Q o S) o negativo-positivo (onda R)

(conviene realizar esta búsqueda en la segunda escala, por ser menos ruidosa que la primera).

Encontrada la onda principal del complejo QRS, debe examinarse su entorno para determinar la existencia de ondas adicionales. Esto permitirá asignar el identificador adecuado a cada onda del complejo, de la siguiente manera:

- Si la onda principal es positiva (R), podría existir una onda anterior negativa Q y una onda posterior negativa S. Ambas podrán ser ubicadas buscando un cruce por cero en la escala 2, en un entorno del punto R (anterior o posterior al mismo, según se busque la onda Q o la S). De acuerdo a la existencia o no de estas ondas, el complejo resultante puede ser tipo QRS, QR, RS o R.
- Si la onda principal es negativa puede ser Q o S (o ambas, si es un complejo tipo QS). Deberá comprobarse la existencia de ondas positivas antes y después del punto fiduciario (usando el mismo método de búsqueda de cruce por cero en la segunda escala). A partir de aquí existen las siguientes posibilidades.:
 - Hay ondas positivas a ambos lados: la onda principal es S y el complejo es tipo RSR'.
 - Hay una onda positiva antes pero ninguna después: la onda principal es S y el complejo es tipo RS.
 - Hay una onda positiva después pero ninguna antes: la onda principal es Q y el complejo es tipo QR.
 - No hay ondas positivas a los lados: el complejo es tipo QS (la onda principal puede identificarse como Q o S indistintamente).

La onda P debe buscarse en un entorno anterior al inicio del complejo QRS. Esta onda no siempre está presente (algunas patologías se manifiestan en el ECG justamente debido a esta condición). Dado que es de baja frecuencia, el pico de la onda P corresponderá con un cruce por cero significativo en la escala 4 de la transformada. Es posible que la onda P aparezca invertida.

La onda T aparece en un entorno posterior al final del complejo QRS. Esta onda siempre existe (aunque en algunas derivaciones no se proyecta, por lo que no es visible) y puede presentar diversas morfologías: normal, invertida, bifásica, o inclusive aparecer sólo como una leve inflexión en la línea de base. Al igual que la onda P, esta onda se manifiesta como un cruce por cero significativo en la escala 4. Sin embargo, existen más posibilidades: dos cruces por cero sucesivos (onda bifásica) o un extremo aislado sin cruces por cero (inflexión en la línea de base).

Cualquiera sea la onda en cuestión, el método de ubicación es (en términos generales) siempre el mismo; a saber:

- Seleccionar una escala de la transformada y un intervalo de búsqueda.
- Buscar dos extremos contiguos de signos opuestos dentro de la escala y el intervalo seleccionados. Solamente se consideran los extremos significativos (para determinar si un extremo es “significativo” se utiliza un umbral definido arbitrariamente).
- Si existen dos extremos que cumplan las condiciones pedidas, el cruce por cero entre ambos corresponderá al pico de la onda buscada (esto es así dado que las ondas son simétricas, como puede observarse en [Figura 3.5](#)).

Determinada la existencia de las ondas del complejo QRS, P y T, se procede a estimar los límites de las mismas. En el caso del complejo QRS interesa encontrar el inicio y fin del complejo para calcular el ancho del mismo (intervalo QRS).

Para realizar la estimación se utiliza la posición de los dos extremos que determinan la existencia de la onda. Dado que un extremo indica un punto de máxima o mínima derivada (esto es, la “subida” o la “bajada” de la onda) es una buena aproximación al inicio o fin de la onda, que puede estimarse sumando o restando una ventana de tiempo fija.

3.2.3. Algoritmo de detección de QRS - detalles

Se describe aquí paso por paso el funcionamiento del algoritmo detector de QRS y puntos característicos.

1. DEFINICIONES PREVIAS

Sea S un segmento de señal de ECG a procesar (un único canal o derivación). S es un vector de valores reales de longitud N . La señal debe estar muestreada a una frecuencia de 250 Hz; esto se puede conseguir mediante interpolación y diezmado, si la señal original está muestreada en otra frecuencia.

Sea $W_k S$ la transformada wavelet de S en la escala k . $W_k S$ se obtiene aplicando a S los filtros correspondientes según se vio en la sección anterior. $W_k S$ se calcula únicamente para $k \leq 4$, de forma de obtener $W_1 S$, $W_2 S$, $W_3 S$ y $W_4 S$. Se asume que la transformada es invariante en el tiempo (esto se logra compensando el retardo introducido por los filtros de convolución), de forma tal que hay una correspondencia directa entre la i -ésima muestra de S y la i -ésima muestra de $W_k S$.

Sea T_k el valor cuadrático medio de $W_k S$. T_k se utilizará como umbral para la búsqueda de extremos en la escala k .

2. DETERMINACIÓN DE LÍNEAS DE MÁXIMOS Y MÍNIMOS SUCESIVOS

Sea M un vector tal que $M(i) = 0$ para todo i .

Sea M_4 el conjunto de índices i_4 tal que $W_4S(i_4)$ es un extremo local tal que $|W_4S(i_4)| > T_4$.

Para cada i_4 en M_4 :

- Sea M_3 el conjunto de índices i_3 tal que $\text{sgn}(W_3S(i_3)) = \text{sgn}(W_4S(i_4))$ y $W_3S(i_3)$ es un extremo local tal que $|W_3S(i_3)| > T_3$, con i_3 perteneciente a un entorno de i_4 .
- Para cada i_3 en M_3 :
 - Sea M_2 el conjunto de índices i_2 tal que $\text{sgn}(W_2S(i_2)) = \text{sgn}(W_3S(i_3))$ y $W_2S(i_2)$ es un extremo local tal que $|W_2S(i_2)| > T_2$, con i_2 perteneciente a un entorno de i_3 .
 - Para cada i_2 en M_2 :
 - Sea M_1 el conjunto de índices i_1 tal que $\text{sgn}(W_1S(i_1)) = \text{sgn}(W_2S(i_2))$ y $W_1S(i_1)$ es un extremo local tal que $|W_1S(i_1)| > T_1$, con i_1 perteneciente a un entorno de i_2 .
 - Para cada i en M_1 : sea $M(i) = \text{sgn}(W_1S(i_1))$.

3. ELIMINACIÓN DE LÍNEAS DE MÁXIMOS/MÍNIMOS AISLADOS

Para cada i tal que $M(i) \neq 0$: i se considera un extremo aislado si no existe un j en un entorno dado de i tal que $M(j) = -M(i)$; el extremo aislado se elimina haciendo $M(i) = 0$.

4. ELIMINACIÓN DE LÍNEAS DE MÁXIMOS/MÍNIMOS REDUNDANTES

Para cada i tal que $M(i) \neq 0$: i se considera un extremo redundante si existe un j en un entorno dado de i tal que $M(j) = M(i)$ y $|W_3S(j)| > |W_3S(i)|$; el extremo redundante se elimina haciendo $M(i) = 0$.

5. DETERMINACIÓN DE COMPLEJOS QRS VÁLIDOS

Definición: Un QRS candidato quedará determinado por dos índices i_1 y i_2 tales que $M(i_1) \neq 0$, $M(i_2) \neq 0$, $M(i_1) = -M(i_2)$ y para todo i tal que $i_1 < i < i_2$, $M(i) = 0$. i_1 y i_2 indican la posición de dos extremos entre los cuales existe un cruce por cero en la escala 1; la posición del QRS candidato será la del cruce por cero.

El vector M es recorrido secuencialmente para encontrar complejos QRS candidatos.

El primer QRS candidato encontrado será considerado un QRS válido. A cada QRS candidato subsiguiente se aplica el siguiente conjunto de reglas para determinar si es un QRS válido (siendo RR la distancia del QRS candidato al último QRS válido):

- Si el RR es mayor al período refractario y menor al factor de “search back”, el QRS candidato se asume como válido.
- Si el RR es menor al período refractario, el QRS candidato es descartado.
- Si RR es mayor al factor de “search back” el QRS candidato no es considerado. Se repiten los pasos (2) a (4) del algoritmo limitando el intervalo de análisis entre el último QRS válido y el QRS candidato en cuestión, y reduciendo los umbrales T_k en un factor determinado. Luego se retoma la búsqueda de

QRS candidatos a partir del último QRS válido nuevamente. En este caso se dice que el algoritmo entra en modo “search back”; debe evitarse entrar en este modo infinitamente, lo que podría ocurrir si no se obtienen nuevos latidos al aplicar este análisis la primera vez.

6. DETERMINACIÓN DE PUNTOS CARACTERÍSTICOS DE CADA LATIDO

Cada QRS válido encontrado en el punto anterior es analizado para encontrar sus ondas y puntos característicos.

a) BÚSQUEDA DE ONDAS Q, R, S

Sea i el punto fiduciario de un complejo QRS. i estará ubicado entre dos índices i_{\min} y i_{\max} , tales que $W_2S(i_{\min})$ y $W_2S(i_{\max})$ son extremos locales, con $\text{sgn}(W_2S(i_{\min})) \neq \text{sgn}(W_2S(i_{\max}))$. Si $\text{sgn}(W_2S(i_{\min})) > \text{sgn}(W_2S(i_{\max}))$ entonces la onda principal del complejo es positiva (onda tipo R); en caso contrario la onda principal es negativa (onda Q o S).

- Si la onda principal es tipo R:
 - buscar en un entorno anterior a R un índice i_{onset} tal que $W_2S(i_{\text{onset}})$ y $W_2S(i_{\min})$ sean extremos locales de signos opuestos; si tal índice existe, sea Q la posición del cruce por cero existente en W_2S entre i_{onset} y i_{\min} ; el índice i_{onset} determina el inicio del complejo QRS
 - buscar en un entorno posterior a R un índice i_{offset} tal que $W_2S(i_{\max})$ y $W_2S(i_{\text{offset}})$ sean extremos locales de signos opuestos; si tal índice existe, sea S la posición del cruce por cero existente en W_2S entre i_{\max} y i_{offset} ; el índice i_{offset} determina el final del complejo QRS
- Si la onda principal es tipo Q o S (llámese esta onda QS):
 - buscar en un entorno anterior a QS un índice i_{onset} tal que $W_2S(i_{\text{onset}})$ y $W_2S(i_{\min})$ sean extremos locales de signos opuestos; si tal índice existe, sea R_{pre} la posición del cruce por cero existente en W_2S entre i_{onset} y i_{\min} ; el índice i_{onset} determina el inicio del complejo QRS
 - buscar en un entorno posterior a QS un índice i_{offset} tal que $W_2S(i_{\max})$ y $W_2S(i_{\text{offset}})$ sean extremos locales de signos opuestos; si tal índice existe, sea R_{post} la posición del cruce por cero existente en W_2S entre i_{\max} y i_{offset} ; el índice i_{offset} determina el final del complejo QRS
 - si existen R_{pre} y R_{post} , entonces sea $R = R_{\text{pre}}$, $S = QS$ y $R' = R_{\text{post}}$
 - si existe R_{pre} pero no R_{post} , entonces sea $R = R_{\text{pre}}$ y $S = QS$ (Q no existe)
 - si existe R_{post} pero no R_{pre} , entonces sea $Q = QS$ y $R = R_{\text{post}}$ (S no existe)
 - si no existe R_{pre} ni R_{post} , entonces sea $Q = S = QS$ (R no existe)

b) BÚSQUEDA DE ONDA P

Determinar un entorno de búsqueda anterior al complejo QRS. El entorno se calcula en función del fin del latido anterior (fin de la onda T) y el inicio del complejo QRS anteriormente detectado.

Buscar en el entorno determinado dos índices i_{\min} y i_{\max} , tales que $W_4S(i_{\min})$ y $W_4S(i_{\max})$ sean extremos locales de signos opuestos; si tales índices existen, sea P la posición del cruce por cero existente en W_4S entre i_{\min} y i_{\max} .

c) BÚSQUEDA DE ONDA T

Determinar un entorno de búsqueda posterior al complejo QRS. El entorno se calcula en función del final del complejo QRS del latido y el intervalo RR promedio (la duración del intervalo QT está relacionada con el RR).

Buscar en el entorno determinado dos índices i_{\min} y i_{\max} , tales que $W_4S(i_{\min})$ y $W_4S(i_{\max})$ sean extremos locales de signos opuestos; si ambos índices existen, sea T la posición del cruce por cero existente en W_4S entre i_{\min} y i_{\max} .

3.2.4. Algoritmo de combinación de latidos - generalidades

El algoritmo de detección de QRS previamente descrito se aplica a cada canal (derivación) del ECG por separado. Como resultado se obtienen N secuencias de latidos (una por cada canal), no necesariamente idénticas.

El objetivo final es obtener una sola secuencia de latidos mediante la combinación de las secuencias encontradas. En los segmentos del ECG que estén libres de ruido el proceso será relativamente sencillo, dado que es de esperar que la posición de un latido dado en un canal coincida (o esté razonablemente cerca) con la de los demás canales. Ante la existencia de artefactos en alguno de los canales, sin embargo, cabe la posibilidad de que las secuencias no coincidan por la detección de un falso positivo o un falso negativo; es en estos casos que se hace necesario un proceso de decisión que determine la validez o no de cada latido encontrado.

El proceso consistirá en obtener una secuencia de latidos candidatos alineando los latidos de las distintas secuencias. El criterio de alineación estará dado por la posición del punto fiduciario en cada canal: se considera que si la distancia entre los puntos fiduciarios de dos latidos (de distintos canales) es menor a un umbral de tiempo dado, estos representan el mismo latido. Por el contrario, si la distancia supera el umbral se considera que son dos latidos distintos. Un valor razonable para el umbral es de 0.2 segundos (el período refractario).

Conceptualmente, las N secuencias de latidos pasan a formar una matriz donde cada celda indica la existencia (o no) de un latido. Debe seleccionarse un punto fiduciario único para cada columna (latido candidato) de la matriz, dado que normalmente el punto fiduciario será distinto en cada canal; la mediana de los puntos fiduciarios de los latidos parciales es un valor adecuado, en este caso mejor que la media por ser menos sensible al ruido.

Se asociará a cada celda un índice de calidad calculado para el canal de ECG y el instante que corresponda a la celda. Con el objeto de determinar este índice de calidad se requiere estimar la relación señal a ruido; esto se hará tomando como “señal” una versión libre de artefactos (dentro de lo posible)

del ECG original.

Se proponen aquí dos métodos para obtener la señal libre de artefactos:

- Filtrado no lineal (“wavelet denoising”):

La misma transformada wavelet del ECG que se realizó para la detección de QRS es un muy buen recurso para liberar el ECG de algunos artefactos (movimiento de línea de base) y atenuar otros que resulta muy difícil eliminar por completo (movimiento muscular y de electrodos) [28]. La idea es aplicar la transformada inversa a las cuatro primeras escalas (las escalas superiores se suprimen por completo), modificando los coeficientes de forma tal de conservar solamente el complejo QRS y eliminar o atenuar el resto (a los efectos de esta reconstrucción las ondas P y T se consideran ruido, dado que el detector determina la existencia de los latidos buscando las ondas del complejo QRS).

Este método logra una reconstrucción razonablemente precisa de la señal, eliminando y atenuando efectivamente los artefactos mencionados. Se utiliza en aplicaciones donde el objetivo principal es limpiar el ECG de artefactos.

- Filtrado lineal:

Se puede aplicar un filtro lineal a la señal original para eliminar el movimiento de línea de base y atenuar las ondas P y T, conservando el complejo QRS; el filtro más común es un pasabanda entre 5 y 15 Hz aproximadamente (usado en algunos algoritmos de detección). Obviamente, los artefactos que compartan el ancho de banda del filtro seguirán estando presentes.

La señal reconstruida con este método está lejos en similitud de la original, pero sirve a los efectos de estimar el ruido presente mediante la comparación de la potencia de ambas.

El método finalmente seleccionado será el del filtrado lineal, pero en vez de aplicar un filtro pasabanda se construirá un filtro basado en la transformada wavelet inversa. La idea es aplicar factores de atenuación a las distintas escalas, de acuerdo al grado de representatividad del complejo QRS (según se vio en [Sección 3.2.2](#)). Lo que se obtiene es un filtro lineal que en un solo paso hace la descomposición en escalas, transformación lineal de las mismas y reconstrucción de la señal.

Para calcular el índice de calidad de una celda determinada se selecciona un entorno reducido alrededor del punto fiduciario del latido (dos o tres segundos es un valor adecuado). Siendo i el número de canal correspondiente a la celda, S_i el segmento de ECG original en el entorno dado y S'_i el segmento de

ECG filtrado en el mismo entorno (para el i -ésimo canal), se define la calidad Q_i de la celda como:

$$Q_i = \frac{E^2(S'_i)}{E(S_i)}$$

donde $E(x)$ denota la energía de una señal discreta: $E(x) = \sum_i x[i]^2$

Esta fórmula se comprende mejor separándola en dos factores. El primero ($E(S'_i)$) es la energía de la “señal real” (el ECG filtrado); el segundo $\left(\frac{E(S'_i)}{E(S_i)}\right)$ es la proporción de señal real sobre “señal ruidosa” (el ECG original).

De acuerdo a esto, para que un canal en un entorno dado tenga buena calidad deben darse dos condiciones:

- los componentes frecuenciales principales del ECG (la señal real) deben tener energía elevada, para que el primer factor crezca; y
- los componentes frecuenciales que no forman parte del ECG (el ruido) deben ser reducidos, para que el segundo factor crezca.

El índice de calidad de la celda \hat{Q}_i se obtiene normalizando el valor de calidad Q_i :

$$\hat{Q}_i = \frac{Q_i}{\sum_i Q_i}$$

Se define la “confiabilidad” de una columna de la matriz (o sea, un latido candidato) como la suma de los índices de calidad de las celdas tales que existe un latido en el canal correspondiente. La confiabilidad es un valor entre 0 y 1 (en particular valdrá 1 cuando el latido en cuestión haya sido detectado en todos los canales).

Finalmente, cada latido candidato será considerado válido si su confiabilidad supera cierto valor de umbral; en caso contrario será rechazado. No es posible determinar el valor ideal del umbral de confiabilidad; un umbral de 0.5 resulta “sensato” por ser la media de los valores posibles, pero de acuerdo a la aplicación puede ser conveniente reducirlo o elevarlo (para privilegiar la performance en sensibilidad a costa del valor predictivo positivo o viceversa).

3.2.5. Algoritmo de combinación de latidos - detalles

Se describe aquí paso por paso el funcionamiento del algoritmo de combinación de latidos.

1. DEFINICIONES PREVIAS

Sea S el segmento de señal de ECG procesado. Se denomina S_i al i -ésimo canal de la señal.

Siendo $W_k S$ la transformada wavelet de S en la escala k , se multiplica cada $W_k S$ por un factor de atenuación y se les aplica la transformada inversa, obteniendo otra señal S' . Los factores de atenuación son: 0 para la escala 1, 0.25 para la escala 2, 1 para la escala 3 y 0.5 para la escala 4.

Sea B_i la secuencia de latidos detectados en el i -ésimo canal del ECG. Cada secuencia se interpreta como una cola de la cual se extraerán latidos parciales a medida que el algoritmo lo requiera.

Sea B' la secuencia de latidos finales, inicialmente vacía.

2. PROCESO DE COMBINACIÓN

Realizar lo siguiente hasta que todos los B_i sean vacíos:

- Sea b_i el primer latido de la secuencia B_i y K_i el instante del punto fiduciario del latido b_i . Sea k_{\min} el mínimo de los K_i .
- Sea b' un vector, inicialmente vacío, tal que $b'(i)$ es un latido parcial en el i -ésimo canal. b' almacena los latidos parciales que conforman un latido candidato.
- Para cada índice de canal i : si $|k_{\min} - K_i| < 0,2$ segundos, entonces sea $b'(i) = b_i$ y extraer el latido b_i de la cola B_i .
- Calcular el punto fiduciario k' de b' como la mediana de los puntos fiduciaros de los $b'(i)$ que no sean vacíos.
- Se calcula la confiabilidad c de b' :
 - Sea E_i la energía de S_i en un entorno dado de k' y E'_i la energía de S'_i en el mismo entorno.
 - Sea $Q_i = (E'_i)^2 / E_i$. Q_i es el valor de calidad de $b'(i)$.
 - Sea $q_i = Q_i / \sum_i Q_i$. q_i es el índice normalizado de calidad de $b'(i)$, tal que $0 \leq q_i \leq 1$.
 - La confiabilidad c de b' se define como la suma de todos los q_i tales que $b'(i)$ no es vacío.
- Si c es mayor al umbral de confiabilidad predeterminado entonces b' constituye un latido final y se agrega a la secuencia B' . En caso contrario b' se descarta.

3.2.6. Consideraciones de implementación

Se pueden realizar las siguientes observaciones sobre el algoritmo presentado:

- El algoritmo requiere de varios parámetros (se entiende por “parámetro” un valor numérico, por ejemplo el valor que se toma para el período refractario). No hay métodos formales para determinar el valor más adecuado para un parámetro dado, sino que debe determinarse de manera empírica. En la práctica, suele ocurrir que una modificación en algún parámetro mejora la performance general del algoritmo en un segmento de ECG dado, en tanto que podría empeorarla en otro segmento

distinto. Dada la infinita variedad en las morfologías del QRS esto es imposible de evitar, por lo que hay que tomar un valor de “compromiso” dentro del conjunto de valores razonables.

El problema de selección de parámetros no es exclusivo de este algoritmo, sino que es un problema general de las distintas técnicas de detección de QRS.

- Respecto de la performance del algoritmo (y relacionado con el punto anterior), siempre es posible “afinar” los parámetros para obtener una mejor sensibilidad a costa de un menor valor predictivo positivo, o a la inversa. Como esto es dependiente de la aplicación, para mantener la generalidad se prefiere maximizar simultáneamente ambas medidas de desempeño.

El algoritmo tal como fue descrito puede implementarse para procesar de manera “off-line” un segmento de ECG de longitud reducida (no más de 30 segundos, dado que en períodos más largos la potencia de la señal puede variar demasiado y eso invalidaría los umbrales seleccionados). También puede adaptarse a registros de longitud arbitraria y, dado que las escalas correspondientes a la transformada se obtienen aplicando filtros lineales al ECG, puede implementarse para funcionar “on-line”, con las siguientes consideraciones:

- Implementación “off-line” (registros de longitud arbitraria): el ECG se particiona en segmentos de longitud reducida, que se procesan por separado. El procesamiento en los bordes de los segmentos representa un problema; hay que considerar que el ECG es continuo.
- Implementación “on-line”: a medida que se obtienen más muestras del ECG, estas se pasan por los filtros adecuados para obtener la señal transformada correspondiente. La búsqueda de extremos y cruces por cero se hará de manera progresiva y estará limitada por la cantidad de datos disponibles.

El algoritmo requiere que el segmento de ECG a procesar esté muestreado a 250 Hz. De no ser así, se puede aplicar interpolación y diezmado para llevar la señal a esta frecuencia; esta es la solución más sencilla y efectiva para poder procesar señales de frecuencia arbitraria, aunque presenta la desventaja de requerir tiempo adicional para el “resampling”. En casos donde existe un conjunto limitado de posibles frecuencias de muestreo hay otras alternativas:

- Podría re-diseñarse o adaptarse el algoritmo para que la búsqueda de ondas se realice en las escalas de la transformada más adecuadas, de acuerdo a la frecuencia de muestreo con la que se trabaje.
- Puede aplicarse interpolación y diezmado a las respuestas impulsivas de los filtros que implementan la transformada wavelet, de forma de que tengan una respuesta frecuencial similar a la de los filtros originales. Esta alternativa se propone en [21].

3.3. Validación

La forma adecuada de aseverar la utilidad de un algoritmo detector de QRS es evaluarlo en forma cuantitativa, siguiendo un procedimiento formal. En [Sección 3.1.2](#) se definieron las medidas que permiten determinar la performance de un detector de QRS, y cómo obtenerlas mediante la comparación de la salida que brinda el detector con la salida ideal o esperada. Aquí se aplica este procedimiento para evaluar el método desarrollado.

3.3.1. Evaluación de algoritmos de análisis de ECG - generalidades

La evaluación de un algoritmo de análisis de ECG se puede realizar a distintos niveles, de acuerdo a la salida que provea el algoritmo:

- Detección de QRS (ubicación del complejo QRS en el ECG).
- Delineación de ondas del latido (inicio, fin y pico de cada onda P, Q, R, S, T).
- Clasificación de latidos (discriminación por tipo: normal, ventricular, etc.).
- Detección de eventos (arritmias, desnivel ST, etc.)
- Mediciones (frecuencia cardíaca, intervalo RR, intervalo QT, etc.).

Para llevar a cabo la evaluación se necesita contar con [\[29\]](#):

- Un conjunto o base de datos de registros de ECG.

Este conjunto debe ser representativo de las grabaciones con las que típicamente deberá enfrentarse un sistema de detección, a la vez que debe incluir registros poco frecuentes pero significativos desde el punto de vista clínico (por ejemplo, patologías raramente observadas). Los registros deben estar anotados por uno o más especialistas (ubicación y tipo de latidos, límites de ondas, eventos, etc.) de manera que sirvan como referencia para la comparación contra anotaciones generadas automáticamente por un algoritmo.

La existencia de bases de datos estándar permite la comparación de distintos sistemas de detección, lo que no sería posible si cada uno fuera evaluado independientemente con sus propios conjuntos de registros.

- Un protocolo de evaluación.

El protocolo define los conjuntos de registros sobre los cuales debe llevarse a cabo la evaluación, la forma en que se debe proceder y cómo reportar los resultados obtenidos.

Existen dos normas publicadas por la “Association for the Advancement of Medical Instrumentation” (EEUU) que cubren los puntos mencionados: “American National Standard for Ambulatory Electrocardiographs” (ANSI/AAMI EC38) y “American National Standard for Testing and Reporting Performance Results of Cardiac Rhythm and ST Segment Measurement Algorithms” (ANSI/AAMI EC57).

- Software de evaluación.

En principio cada desarrollador de algoritmos de análisis de ECG puede implementar su propio software para evaluar su sistema de acuerdo a las normas. Sin embargo, esto implica (además de la duplicación de esfuerzo) que podrían existir diferencias entre las distintas implementaciones y por ende en los resultados.

Estos problemas se pueden evitar utilizando un paquete de software libre que implementa los protocolos estándar de evaluación, como se verá a continuación.

El proyecto “PhysioNet” [[WWW3](#)] permite acceder en forma libre a distintos recursos relacionados con la investigación en el área de señales fisiológicas: dispone de un completo banco de datos con grabaciones de ECG, EEG, presión arterial, respiración, etc. y software para el análisis y procesamiento de estas señales.

En lo que respecta al análisis de ECG, “PhysioNet” pone a disposición de los desarrolladores un conjunto de aplicaciones de código abierto que implementan los protocolos de evaluación estándar, además de brindar acceso a parte de las bases de datos que las normas requieren. El uso de estos recursos simplifica la tarea de evaluación de los algoritmos.

Es importante observar que los resultados de performance obtenidos en la evaluación son solamente indicativos y no deben extrapolarse. Si se suma la duración de los registros requeridos por las normas se obtienen 260 horas de ECG; esto equivaldría a unas 11 grabaciones Holter de 24 horas, lo que representa muy poco comparado con la cantidad de grabaciones de este tipo que necesita procesar una institución diariamente.

3.3.2. Evaluación del método desarrollado

En este trabajo se utilizarán para la evaluación registros de las siguientes bases de datos de ECG, que forman parte del conjunto requerido por las normas anteriormente mencionadas:

- “MIT-BIH Arrhythmia Database”

Este es un conjunto de 48 registros extraídos de grabaciones Holter realizadas por el laboratorio de arritmias del hospital Beth Israel de Boston (EEUU) entre los años 1975 y 1979. 23 de estos registros fueron seleccionados al azar de una gran cantidad de estudios, en tanto que los restantes 25 fueron seleccionados por ser representativos de arritmias clínicamente significativas pero que no estarían bien representadas en una pequeña muestra aleatoria. Las grabaciones son de media hora de duración y dos canales, digitalizadas con una frecuencia de muestreo de 360 Hz y resolución de 11 bits en un rango de +/- 5 mV (a partir de las grabaciones originales en cinta). Dos cardiólogos en forma independiente realizaron las anotaciones de latidos sobre cada grabación, y luego resolvieron las diferencias por consenso.

PhysioNet pone a disponibilidad 25 registros completos y los primeros 10 minutos de los 23 registros restantes.

- “European ST-T Database”

Esta es una base de datos diseñada originalmente para evaluar algoritmos de análisis de segmento ST y onda T. Consiste en 90 registros extraídos de grabaciones Holter realizadas a pacientes a los que se les diagnosticó (o presuntamente padecían) isquemia miocárdica. Las grabaciones son de dos horas de duración y dos canales, digitalizadas con una frecuencia de muestreo de 250 Hz y resolución de 12 bits en un rango de +/- 10 mV. Fueron anotadas por dos cardiólogos en forma independiente.

PhysioNet permite acceder a 48 registros completos de esta base de datos.

Se evaluará el método de detección de latidos presentado en lo que hace a la ubicación del complejo QRS únicamente. A tal efecto cada registro de ECG cuenta con una secuencia de latidos asociada (anotaciones realizadas manualmente). Se evalúan 96 registros, con una duración total de 112 horas.

La evaluación consiste en comparar cada latido de la secuencia anotada manualmente (el “patrón”) con la secuencia generada automáticamente por un algoritmo (la “prueba”). Cada latido que aparezca tanto en la secuencia patrón como en la secuencia prueba será contado como verdadero positivo (TP); un latido que aparece en la secuencia patrón pero no en la prueba es un falso negativo (FN); y un latido que aparece en la secuencia prueba pero no en el patrón es un falso positivo (FP). De esta forma se obtienen los índices de sensibilidad y valor predictivo positivo, anteriormente definidos.

A los efectos de determinar si un latido de la prueba corresponde a determinado latido del patrón se predefine una “ventana de coincidencia”, de forma tal que si los puntos fiduciaros de estos latidos caen

dentro de la misma ventana de tiempo se considera que coinciden (son el mismo latido). Siguiendo el criterio impuesto por las normas de evaluación se utiliza una ventana de 150 milisegundos.

La evaluación del detector de QRS desarrollado en este trabajo se encara con dos objetivos:

- Verificar las mejoras en performance obtenidas al utilizar la detección en múltiples canales de ECG con el método de combinación de latidos aquí desarrollado.
- Comparar la performance con otros desarrollos de detección de QRS.

3.3.3. Resultados obtenidos

Si bien no está especificado el nivel de performance que debe tener un algoritmo de detección de QRS para ser “aceptable”, de acuerdo al estado del arte actual se puede considerar como cota un error máximo del 1 % (siendo el error del algoritmo la suma de falsas detecciones sobre el total real de latidos).

Utilizando el método de detección de latidos aquí propuesto (detección independiente en cada canal del ECG y combinación de latidos) se obtienen índices de 99.77% en sensibilidad y 99.74% en predictividad positiva, con un porcentaje de detecciones erróneas del 0.48 %.

Como puede verse en [Tabla 3.1](#) la performance de la detección de QRS en canales individuales es en general muy baja, debido a la presencia de artefactos que provocan falsos positivos o a la poca energía de la señal que provoca falsos negativos (el primer canal de los registros MIT-BIH es una excepción, obteniéndose muy buena performance por ser bastante “limpio”). Sin embargo, como es de esperar, al combinar los resultados de la detección en distintos canales la performance alcanza niveles aceptables.

Cabe aclarar que los resultados se reportan sobre la duración total de los 96 registros evaluados. Los protocolos de evaluación estándar permiten ignorar los primeros 5 minutos de cada registro (“período de aprendizaje”), así como también los segmentos de fibrilación ventricular y los registros con latidos de marcapasos, pero aquí no se hace uso de estas licencias.

Tabla 3.1 Performance del algoritmo de detección de QRS (individual y combinado)

Base de datos	Canales	#QRS real	TP	FN	FP	%Se	%P+	%err
MIT-BIH	1ro. indiv.	76368	76218	150	162	99.80	99.79	0.41
	2do. indiv.	76368	71458	4910	1533	93.57	97.90	8.44
	Combinado	76368	76166	202	230	99.74	99.70	0.57
European ST-T	1ro. indiv.	431188	427514	3674	10904	99.15	97.51	3.38
	2do. indiv.	431188	408679	22509	4178	94.78	98.99	6.19
	Combinado	431188	430245	943	1081	99.78	99.75	0.47
Total	Combinado	507556	506411	1145	1311	99.77	99.74	0.48

En [Tabla 3.2](#) se presenta una comparación de los resultados de otros desarrollos y los aquí obtenidos.

La gran mayoría de los trabajos de detección de QRS utilizan una sola derivación y son evaluados sobre el primer canal de la base de datos MIT-BIH, por lo que la comparación se hace sobre estos mismos parámetros; no existen (dentro de la bibliografía consultada) otros trabajos de detección en múltiples canales de ECG validados sobre las bases de datos estándar.

De acuerdo a esta tabla se comprueba que los algoritmos basados en wavelets ofrecen mejor performance que el resto. Los tres primeros de la tabla aplican la misma técnica que se desarrolla en este trabajo, que aparece en cuarto lugar.

Tabla 3.2 Comparación de performance de distintos algoritmos de detección de QRS (base de datos MIT-BIH, primer canal)

Trabajo	#QRS real	TP	FN	FP	%Se	%P+	%err
[19]	104182	104070	112	65	99.89	99.94	0.17
[23]	109809	109635	184	135	99.83	99.88	0.29
[21]	109428	109208	220	153	99.80	99.86	0.34
(*)	76368	76218	150	162	99.80	99.79	0.41
[15]	109481	109146	335	137	99.69	99.88	0.43
[33]	91284	91074	210	188	99.77	99.79	0.44
[16]	109267	108927	340	248	99.69	99.77	0.54
[12]	109809	109532	277	507	99.75	99.54	0.71
[17]	90909	90535	374	406	99.59	99.56	0.86
[18]	109963	109522	441	545	99.60	99.50	0.90

4

Clasificación de latidos

En este capítulo se presentan conceptos generales sobre clasificación de latidos en el ECG y se desarrolla un método en particular. Posteriormente se presenta la validación de este método siguiendo un procedimiento estándar.

Se abarcan aquí varios conceptos sobre reconocimiento y clasificación de patrones. Una referencia completa sobre el tema puede encontrarse en [4].

4.1. Conceptos de clasificación de latidos en el ECG

La secuencia de latidos detectados en el ECG por sí sola es de suma importancia para el análisis, pero la información que contiene es altamente redundante. Bajo condiciones normales cada latido es muy similar al anterior, ya sea desde el punto de vista morfológico (la forma del latido) como temporal (la longitud del intervalo RR y otros). Uno de los objetivos del sistema de análisis es presentar los datos obtenidos en forma concisa, destacando los eventos relevantes; es por eso que resulta de utilidad agrupar los latidos según sus características, con los siguientes objetivos:

- Hacer más manejable el conjunto de datos que el usuario (médico) debe examinar para realizar su diagnóstico.
- Poder encontrar eventos de interés clínico mediante la asignación de un tipo o clase a cada latido (o grupo de latidos de características similares).

En ocasiones se denomina “clasificación” al hecho de agrupar solamente los latidos según su similitud, o de discriminar los latidos por tipo en forma individual sin agrupamiento previo. En este trabajo se definirá al proceso de *clasificación de latidos* como un agrupamiento de latidos en clases o grupos, seguido de la asignación de un tipo a cada clase o grupo de latidos (se usará el término “clase” o “grupo”

en forma intercambiable). De esta forma, cada latido que pertenece a un grupo determinado “hereda” el tipo que corresponde a tal grupo.

Algunos de los problemas que dificultan la detección de QRS también condicionan la posibilidad de obtener una buena clasificación, a saber:

- los artefactos presentes en el ECG; dos latidos que serían idénticos en condiciones ideales de adquisición pueden resultar completamente distintos por la presencia de artefactos
- la variación en la morfología del latido; se vio que los latidos (aún los considerados normales) presentan distintas morfologías ya sea entre distintos pacientes o dentro de un mismo registro de ECG

Una consecuencia de los problemas mencionados es la imposibilidad de obtener un conjunto de latidos patrones o un “conjunto de entrenamiento” (latidos clasificados manualmente) que abarque todas las posibles clases de latidos.

Otro problema no menos importante que los anteriores es que no existen en el campo de la cardiología métodos formales y exactos para la determinación del tipo de un latido; inclusive es altamente probable que existan diferencias importantes entre las anotaciones manuales realizadas por distintos profesionales sobre una misma grabación de ECG.

4.1.1. Métodos y técnicas de clasificación

El problema de clasificación de latidos en el ECG es básicamente un problema de clasificación de patrones. Así como existen numerosas técnicas para resolver este problema general, también se han ensayado numerosas variantes para el problema particular de clasificar latidos; ninguna resulta ser completamente superior a la otra, por lo que el problema sigue todavía relativamente abierto.

La idea general de la clasificación de latidos es seleccionar un conjunto o “vector” de características descriptivas del latido y un algoritmo de agrupamiento adecuado. Para ambas elecciones existen distintas opciones, examinadas a continuación.

Desde el punto de vista de las características del latido se puede utilizar:

- La señal propiamente dicha (vector de muestras del latido)

Esto consiste simplemente en tomar como vector de características un segmento de muestras en torno al punto fiduciario encontrado en el latido. Los problemas principales de este descriptor son la sensibilidad a corrimientos temporales (la ubicación del punto fiduciario) y al ruido presente en

la señal. Esto último puede mejorarse con la aplicación de filtros, pero la distorsión en la señal original podría implicar la pérdida de características importantes para la clasificación.

Otro problema de este descriptor (relacionado con la implementación del método) es la necesidad de comparar una gran cantidad de puntos para determinar si dos descriptores son similares o no. Otra vez, se podría submuestrear la señal para evitar esto con evidente pérdida de información potencialmente útil.

Un punto favorable resulta el que el agrupamiento con este descriptor (usando el algoritmo adecuado) será generalmente bueno, dado que latidos de morfología similar tendrán descriptores también similares.

- Parámetros temporales / de amplitud / de energía derivados del latido

Aquí la idea es extraer de cada latido un conjunto de valores que lo representen. Los valores más utilizados a este efecto son: el intervalo RR, el ancho y la amplitud del complejo QRS, el área y la potencia; resulta de utilidad también el grado de prematuridad del latido (esto es, la razón del intervalo RR instantáneo sobre el promedio del intervalo RR de los latidos previos). Estos valores son particularmente adecuados para discriminar los latidos correspondientes a contracciones ventriculares prematuras.

Este descriptor no se ve tan afectado por los problemas mencionados anteriormente, pero requiere una detección precisa de puntos para el cálculo de los intervalos.

Variaciones leves (pero de importancia clínica) en la morfología del latido probablemente no sean consideradas por este descriptor, con lo que el agrupamiento será más propenso a mezclar latidos morfológicamente diferentes en una misma clase.

- Los coeficientes de una transformada aplicada al vector de muestras

En vez de utilizar el vector de muestras “crudo” proveniente de la señal, la aplicación de una transformada ayudaría a reducir la dimensionalidad del mismo, así también como a eliminar los puntos no significativos (por contener ruido). En este sentido se ha utilizado la transformada de Karhunen-Loeve o PCA (análisis de componentes principales), bases de Hermite y transformada wavelet [30], [31], [32].

El uso de transformadas de este tipo evita todos los problemas asociados al vector de muestras. Tampoco tiene los problemas asociados al uso de parámetros derivados del latido.

- Una combinación de los anteriores

Dado que ningún descriptor por si solo garantiza el agrupamiento ideal es una buena idea combinar descriptores. Por ejemplo, un latido prematuro nunca es normal (podría ser una contracción ventricular o supraventricular), pero si no se tiene como descriptor al grado de prematuridad no sería distinguible de otro latido con intervalo RR normal y de la misma forma.

Los dos primeros descriptores, a pesar de sus falencias en lo que hace al agrupamiento, resultan sumamente utiles para determinar el tipo de cada clase.

Desde el punto de vista del método de agrupamiento se puede elegir entre:

- Métodos supervisados

La idea consiste en “entrenar” el sistema con latidos previamente clasificados manualmente, o con patrones conocidos. De ahí en más, los nuevos latidos serán asignados a alguna de las clases existentes, seleccionada de acuerdo a algún algoritmo.

Una característica común a este conjunto de métodos es que se asume una cantidad inicial de clases en las cuales se agruparán los latidos, y se conoce a priori el tipo correspondiente a cada clase.

- Template matching

Esta es la técnica más básica de clasificación. Se dispone de un conjunto reducido de patrones o “templates” correspondientes a las distintas morfologías que podrían presentarse, con su tipo asociado. El template consiste generalmente en el vector de muestras, pero podría incluir también alguna característica temporal para mejorar la discriminación. Cada latido de la secuencia se asignará al template más similar (maximizando la correlación o minimizando la distancia euclídea).

Esta técnica sufre los problemas propios de utilizar al vector de muestras como descriptor del latido. Por otro lado, y como se mencionó anteriormente, es imposible considerar todas las morfologías que potencialmente podrían presentarse, con lo cual existirán latidos que no se adaptarán bien a ningún template. Para evitar este inconveniente el conjunto de templates puede hacerse dinámico: cuando un latido no resulta similar a ninguno de los templates existentes, se crea un nuevo template para el latido en cuestión. Esto se aproxima más al funcionamiento de un sistema no supervisado, como se verá más adelante.

En [33] se presenta un clasificador basado en esta técnica, que utiliza reglas de decisión para discriminar entre latidos normales y contracciones ventriculares.

- Redes neuronales

La clasificación mediante redes neuronales es una de las más exploradas [34], [35], [36]. Independientemente de la arquitectura utilizada, las neuronas de la capa de entrada reciben el descriptor del latido y cada neurona de la capa de salida de la red representa una clase; la neurona correspondiente a la clase del latido en cuestión se activará e inhibirá a las demás.

Para que esta técnica sea efectiva la red debe entrenarse con un conjunto amplio de latidos representativos de las distintas morfologías. El inconveniente es que tal conjunto no existe en la práctica, por lo que la red puede funcionar muy bien para latidos similares a los que le fueron presentados durante el entrenamiento, pero será incapaz de clasificar nuevas morfologías.

Para evitar este último problema las arquitecturas que se utilizan responden más al modelo de aprendizaje no supervisado (redes ART, aprendizaje competitivo, mapas auto-organizativos SOM) o son modificadas para permitir la adaptación a patrones nuevos o desconocidos.

■ Métodos no supervisados

Aquí no se asume ningún conocimiento previo sobre el conjunto de latidos a agrupar ni se realiza entrenamiento.

Podría determinarse una cantidad máxima de clases en las cuales se distribuirán los latidos, o bien considerar que esta cantidad será potencialmente ilimitada. A diferencia de los métodos supervisados, en este caso no se conoce a priori el tipo de cada grupo; este deberá determinarse en un paso posterior, de ser necesario.

El agrupamiento no supervisado puede implementarse de diversas formas; se mencionaron anteriormente algunas variaciones de template matching y redes neuronales que corresponden a técnicas no supervisadas, pero en general el agrupamiento no supervisado suele ser sinónimo de “clustering”.

El objetivo del clustering es organizar los datos en grupos o “clusters” de forma tal que se minimice la distancia entre los datos pertenecientes a un mismo cluster, a la vez que se maximice la distancia entre los distintos clusters existentes. Esto sugiere un agrupamiento “natural” de los datos.

Una desventaja de los métodos no supervisados es que para encontrar soluciones óptimas o sub-óptimas deben implementarse en forma iterativa. Esto puede resultar prohibitivo cuando el conjunto de datos es relativamente grande.

Para determinar el tipo correspondiente a cada grupo de latidos (si el método de agrupamiento seleccionado así lo requiere) se utiliza un conjunto de reglas de decisión basadas en las características de los latidos que lo componen. Una regla simple es, por ejemplo, “si los latidos del grupo no son prematuros

y el intervalo QRS es menor a 0.12 segundos, entonces el grupo es de tipo normal”. Por supuesto, la complejidad de las reglas de decisión crece con la cantidad de tipos en los que se pretenda dividir el conjunto de latidos.

Cabe aclarar que en el caso de las grabaciones Holter no es factible el diseño de un conjunto de reglas óptimo, dado que normalmente no se cuenta con las 12 derivaciones estándar del ECG y en general tampoco se conoce la derivación correspondiente a cada canal de la grabación (las formaciones patológicas se proyectan de manera diferente en cada derivación, al igual que los latidos normales; los cardiólogos utilizan esta información para determinar con exactitud el tipo de patología).

4.1.2. Performance de un clasificador de latidos

Es posible evaluar el desempeño de un algoritmo de clasificación de latidos de manera similar a la evaluación planteada para la detección de QRS (Sección 3.1.2).

En este caso los aciertos y errores del algoritmo se cuantifican comparando, para cada latido, el tipo asignado por el algoritmo con el tipo asignado por un experto humano (considerado como el tipo “real”). Se calculan las siguientes variables:

- Clasificaciones de tipo T verdaderas positivas ($TP\langle T \rangle$): son aquellos latidos que tanto para el algoritmo como en la realidad corresponden al tipo T .
- Clasificaciones de tipo T falsas positivas ($FP\langle T \rangle$): son aquellos latidos que el algoritmo asignó al tipo T pero en la realidad pertenecen a otro tipo distinto de T .
- Clasificaciones de tipo T falsas negativas ($FN\langle T \rangle$): son los latidos que en la realidad pertenecen al tipo T pero el algoritmo les asignó algún otro tipo distinto de T .

Se derivan de estas variables las siguientes medidas de performance:

- Sensibilidad para el tipo T ($S\langle T \rangle$): es la proporción de latidos clasificados correctamente sobre el total de latidos reales de tipo T , definida como

$$S\langle T \rangle = \frac{TP\langle T \rangle}{TP\langle T \rangle + FN\langle T \rangle}$$

En términos de probabilidad, $S\langle T \rangle$ representa la probabilidad de que un latido de tipo T real sea clasificado correctamente como de tipo T por el sistema.

- Valor predictivo positivo para el tipo T ($P+\langle T \rangle$): es la proporción de latidos clasificados correctamente sobre el total de latidos que fueron asignados al tipo T , definida como

$$P+\langle T \rangle = \frac{TP\langle T \rangle}{TP\langle T \rangle + FP\langle T \rangle}$$

En términos de probabilidad, $P+\langle T \rangle$ representa la probabilidad de que un latido que el sistema clasificó en el tipo T corresponda realmente al tipo T .

Nuevamente, el objetivo es alcanzar un compromiso razonable entre sensibilidad y valor predictivo positivo.

4.1.3. Sistemas de clasificación “on-line” y “off-line”

Al igual que en la detección de QRS (Sección 3.1.5) se puede distinguir entre sistemas de clasificación “on-line” y “off-line”, siendo directa la asociación con los sistemas de detección del mismo tipo.

En un sistema de clasificación on-line se pretende obtener el tipo de cada latido en el mismo instante en que es detectado, o con una demora de unos pocos latidos. En un sistema off-line se cuenta con la secuencia de latidos completa a clasificar.

Para implementar un sistema on-line es conveniente el uso de métodos estrictamente supervisados (template matching, redes neuronales) o reglas de decisión que se apliquen individualmente a cada latido. Debido a las características de las aplicaciones que utilizan sistemas de clasificación on-line, en general no se requiere agrupar los latidos sino solamente conocer el tipo al que pertenecen.

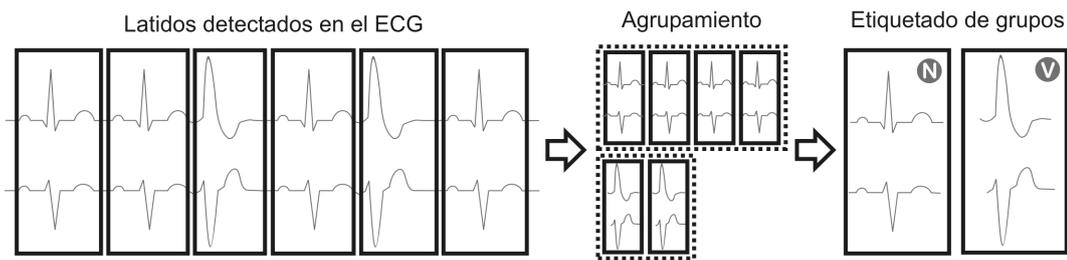
De todas maneras, es posible realizar clasificación “cuasi” on-line utilizando algunas técnicas no supervisadas. El método que se presenta más adelante hace uso de estas técnicas.

Los sistemas off-line sugieren el uso de clustering y en particular de técnicas iterativas (de no existir requerimientos importantes de eficiencia) si se desea obtener agrupaciones óptimas.

4.2. Desarrollo del método

Se presenta un método de clasificación de latidos en el ECG. Según la definición de clasificación dada, el proceso consta de dos etapas (Figura 4.1):

- agrupamiento de latidos según ciertas características de similitud
- asignación de un tipo o “etiqueta” a cada grupo de latidos para distinguir entre latidos de tipo normal, ventricular, fusión (entre normal y ventricular), supra ventricular y no determinado

Figura 4.1 Proceso de clasificación de latidos

El método hace uso de algunas de las técnicas descritas en la sección anterior pero es original, no corresponde a ningún desarrollo previo en particular.

4.2.1. Idea general - fundamentos

El método de clasificación propuesto está basado en clustering. Esta elección responde a que se tiene como objetivo aplicar el método a un sistema de análisis de Holter y, como se vio anteriormente, los métodos estrictamente supervisados no son robustos ante variaciones extremas en la forma de los latidos (típicas de las grabaciones Holter). De esta forma no se limita el número de clases que pueden surgir del conjunto de latidos, ni se requiere entrenamiento previo del sistema.

El algoritmo de clustering desarrollado está condicionado por el hecho de que debe poder aplicarse a un sistema de uso clínico. En el caso particular de un sistema de análisis de señales Holter de 24 horas los algoritmos de tipo iterativo (por ejemplo, el algoritmo “k-means”) no resultan eficientes; es preferible en este caso recurrir a soluciones menos precisas pero que se puedan utilizar en la práctica.

El método seleccionado es el de clustering “on-line”. Esta técnica consiste en empezar con un conjunto vacío de grupos o “clusters”; cada latido de la secuencia se comparará contra el descriptor promedio de cada cluster existente, y se asignará al más “cercano” según alguna medida de distancia arbitraria. En el caso de que ninguno de los clusters existentes esté lo suficientemente “cerca” se creará un nuevo cluster para alojar al nuevo latido. El descriptor promedio del cluster afectado se recalcula para incorporar al nuevo latido.

Esta técnica tiene la ventaja de la simplicidad y eficiencia (además de no requerir información previa), aunque también presenta algunos inconvenientes. El agrupamiento no será óptimo (solamente se hace una pasada por los datos) y dependerá del orden de presentación de los latidos. Además la cantidad de clases puede crecer indefinidamente, salvo que esté explícitamente limitada, por lo que en el peor caso cada latido deberá ser comparado con todos los clusters existentes; esto puede resultar un problema cuando los descriptores contienen ruido excesivo y se generan demasiadas clases.

En la implementación del clustering on-line que se realiza a continuación se introducirán algunas variantes con el objetivo de privilegiar la eficiencia sobre la eficacia del proceso. Para ponerlo en términos más coloquiales, es preferible que el agrupamiento ande rápido y no sea del todo bueno antes que sea óptimo pero requiera de un tiempo mucho mayor al que estaría dispuesto a esperar el usuario del sistema.

La asignación de etiquetas de tipo a cada clase obtenida en el agrupamiento se realiza mediante un conjunto de reglas de decisión. Este conjunto de reglas no es resultado de ningún desarrollo formal, sino que surge a partir de la experiencia y observación de segmentos de ECG analizados manualmente. Esto se debe, como se mencionó al principio, a la carencia de métodos formales y exactos para la determinación del tipo de un latido.

4.2.2. Algoritmo de agrupamiento - generalidades

El primer paso es determinar las características o rasgos más adecuados para la representación de un latido. Entre las distintas opciones existentes, se vio anteriormente las ventajas y desventajas asociadas a cada descriptor ([Sección 4.1.1](#)). En base a esto se pueden realizar las siguientes observaciones:

- Las características temporales del latido (intervalo RR, ancho QRS, etc.) por sí solas resultan ser insuficientes para un agrupamiento robusto, dado que no consideran variaciones en la morfología del latido. Sin embargo, deben considerarse por ser características discriminantes fundamentales; en particular la prematuridad del latido y el ancho del complejo QRS determinan en gran parte que un latido sea una contracción prematura de tipo ventricular.
- La morfología (es decir, el vector de muestras que definen la forma del latido) es un patrón más adecuado, pero tiene algunos problemas: suele estar contaminado con ruido; requiere una gran cantidad de valores para discriminar entre distintos tipos de latidos; es sensible a variaciones temporales y de amplitud.
- El uso de una transformada que conserve las características morfológicas del latido, a la vez que reduzca la dimensión del vector de características, es una buena opción en reemplazo del vector de muestras: reduce la sensibilidad al ruido y corrimientos temporales, a la vez que hace más eficiente el proceso general de agrupamiento.

En base a estas observaciones y otras experiencias se seleccionaron estas características para la representación del latido:

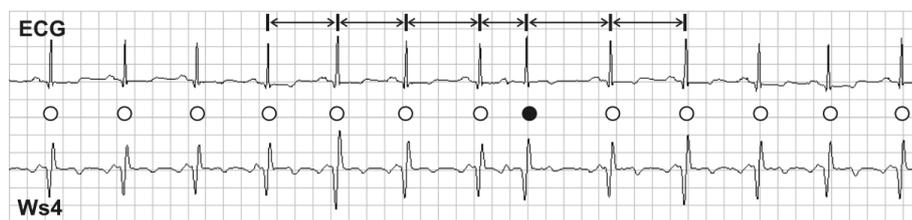
- Intervalo RR

Se selecciona por el hecho de ser un descriptor fundamental. Cuando la frecuencia cardíaca es alta (o sea, el intervalo RR es reducido) los latidos cambian de forma.

- Factor de prematuridad del latido

Definido como el cociente del intervalo RR instantáneo sobre el promedio del intervalo RR de los latidos previos. Un valor sensiblemente menor a 1 para este parámetro indica un latido prematuro (o sea, un latido que ocurre fuera del ritmo sinusal); un valor sensiblemente mayor a 1 indica una pausa o un latido compensatorio (latido que sigue a una contracción prematura). Ejemplo: ver [Figura 4.2](#).

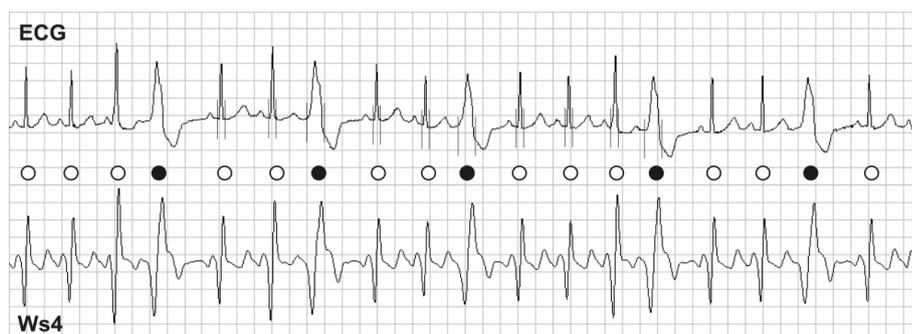
Figura 4.2 Latido caracterizado por su prematuridad



- Ancho del complejo QRS

Definido como la distancia entre el inicio de la onda Q y el fin de la onda S. Si estas ondas no existen o no fueron encontradas en el latido deben estimarse sus puntos de arranque y terminación. Esta medida no es muy confiable (varía mucho con la morfología del complejo QRS) pero debe considerarse por ser un discriminante fundamental de los latidos de tipo ventricular, que se caracterizan por tener un QRS sensiblemente más ancho al de los latidos normales. Ejemplo: ver [Figura 4.3](#).

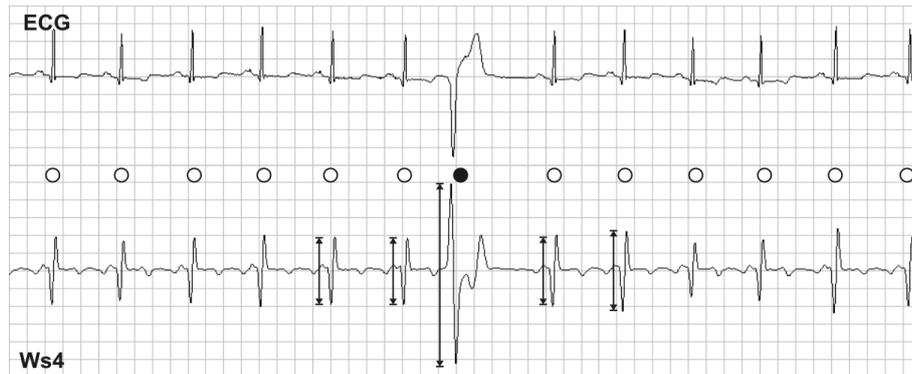
Figura 4.3 Latidos caracterizados por el ancho excesivo del complejo QRS



- Coeficientes más representativos de la transformada wavelet

Los tres rasgos anteriores no son representativos de la morfología del latido. A estos efectos, se seleccionan los coeficientes máximos de la transformada wavelet (la misma que fue utilizada en la detección de latidos) a los efectos de armar un descriptor que represente la forma del latido con pocos valores. Ejemplo: ver [Figura 4.4](#).

Figura 4.4 Latido caracterizado por su morfología anormal



De acuerdo a las experiencias realizadas, resulta perjudicial para la eficiencia del proceso la comparación exhaustiva de un latido contra todos los clusters en busca del más cercano. Esto es notable principalmente cuando el proceso de clustering llega al final de una secuencia de latidos de 24 horas (alrededor de 120.000 latidos) que podría estar particionada en un gran número de clusters (por ejemplo, 5.000) teniendo en cuenta que las condiciones de ruido y la presencia de latidos patológicos hacen crecer esta cantidad.

En base a estos hechos se sigue este procedimiento para la asignación de latidos a clusters:

- ordenar los clusters según la cantidad de latidos que tengan asignados, de mayor a menor
- comparar cada nuevo latido contra los clusters existentes siguiendo el orden mencionado
- asignar el latido en cuestión al primer cluster que satisfaga un criterio de proximidad dado
- si ningún cluster satisface el criterio de proximidad, crear un nuevo cluster y asignarle el latido en cuestión

Claramente esta técnica no es óptima (el latido es asignado a un cluster *muy parecido*, aunque no necesariamente al *más parecido* de todos) pero resulta adecuada a los efectos de la aplicación.

El ordenamiento de los clusters según cantidad de latidos responde a que es preferible que la distribución de latidos en clusters no sea equitativa. De esta manera, habrá unos pocos clusters con gran cantidad de latidos, y muchos clusters con pocos latidos. Los primeros corresponderán a latidos normales (los más numerosos) o latidos patológicos que se repiten sistemáticamente, en tanto que los últimos

corresponderán a latidos de morfologías extrañas y artefactos. Esta distribución facilita el paso posterior de asignación de tipos a grupos de latidos, como se verá más adelante.

La asignación de latidos a clusters se realiza mediante un conjunto de reglas heurísticas. Por ser el intervalo RR, el factor de prematuridad y el ancho del QRS las características discriminantes principales se consideran en forma separada del descriptor morfológico. La idea es agrupar los latidos que sean similares en estas tres características, además de tener similitud morfológica. La similitud morfológica se establece calculando la correlación o la distancia euclídea entre los descriptores.

4.2.3. Algoritmo de agrupamiento - detalles

Se describe aquí paso por paso el funcionamiento del algoritmo de agrupamiento de latidos.

1. DEFINICIONES PREVIAS

Sea B una secuencia de latidos. Cada latido perteneciente a B está representado por el siguiente conjunto de atributos:

- RR: intervalo RR del latido, en segundos
- pRR: factor de prematuridad del latido
- $R(i)$: sentido de la onda principal del complejo QRS en el i -ésimo canal (+1 = onda positiva, -1 = onda negativa, 0 = QRS no detectado)
- $P(i)$: sentido de la onda P del latido en el i -ésimo canal (+1 = onda positiva, -1 = onda negativa, 0 = onda P no detectada)
- $wQRS(i)$: ancho del complejo QRS en el i -ésimo canal, en segundos
- $morph(i)$: vector de coeficientes representativos de la morfología del latido, extraídos de la transformada wavelet de la señal, para el i -ésimo canal; está compuesto por el mayor coeficiente positivo y el mayor coeficiente negativo de cada escala, ordenados según escala y posición temporal, y normalizados

Sea C un conjunto de clusters, inicialmente vacío. Cada cluster perteneciente a C está representado por el mismo conjunto de atributos que los latidos; estos atributos se calcularán como el promedio de todos los latidos pertenecientes al cluster.

Notación: $b[P]$ designa el valor de la propiedad P en el latido b , y $c[P]$ designa el valor promedio de la propiedad P sobre todos los latidos del cluster c .

2. PROCESO DE ASIGNACIÓN

Definición: Dado un latido b y un cluster c se dice que b “es similar a” c si se cumplen las siguientes condiciones:

- $b[R(i)] = c[R(i)]$ y $b[P(i)] = c[P(i)]$ para todo i
- $|b[RR] - c[RR]| < T_{RR}$
(siendo T_{RR} el umbral que representa la diferencia máxima tolerada para el intervalo RR)
- $|b[pRR] - c[pRR]| < T_{pRR}$
(siendo T_{pRR} el umbral que representa la diferencia máxima tolerada para el factor de prematuridad)
- $|b[wQRS(i)] - c[wQRS(i)]| < T_{wQRS}$ para todo i
(siendo T_{wQRS} el umbral que representa la diferencia máxima tolerada para el ancho del QRS)
- $|b[morph(i)] * c[morph(i)]| > T_{morph}$ para todo i
(siendo T_{morph} el umbral que representa la mínima correlación tolerada entre los vectores de coeficientes)

Para cada latido b perteneciente a B :

- Buscar el cluster c en C con mayor cantidad de latidos tal que b sea similar a c .
 - Si c existe, entonces agregar b a c .
- En caso contrario, crear un nuevo cluster c conteniendo al latido b y agregar este cluster a C .

4.2.4. Algoritmo de asignación de tipos a latidos - generalidades

Como resultado del agrupamiento de latidos se tiene a los latidos de la secuencia original organizados en cierta cantidad de grupos. En esta etapa se aplicará un conjunto de reglas de decisión que determinen el tipo (o etiqueta) que corresponda a cada grupo de latidos.

Si bien los médicos cardiólogos pueden distinguir entre gran cantidad de latidos, se restringirán aquí las etiquetas al siguiente conjunto:

- latidos normales (N)
- latidos ventriculares (V)
- latidos fusión entre normal y ventricular (F)
- latidos supraventriculares (S)
- latidos de tipo indeterminado (Q o I); estos son latidos que no corresponden a ninguna de las categorías anteriores, o cuyo tipo no puede ser determinado (por la existencia de artefactos, por ejemplo)

Inicialmente debe determinarse el grupo que represente a los latidos de tipo normal, que comunmente corresponderá al grupo con mayor cantidad de latidos (esto debido a que normalmente los eventos patológicos se presentan en forma esporádica, y no continuamente a lo largo del registro).

Para determinar la clase que corresponde a los latidos normales se buscan las clases que cumplan con las siguientes propiedades:

- el intervalo RR promedio de la clase debe estar entre 0.5 y 1.2 segundos (esto equivale a que la frecuencia cardíaca promedio de los latidos en cuestión sea de entre 50 y 120 pulsos por minuto, el rango considerado aproximadamente normal)
- el factor de prematuridad promedio de la clase no debe ser sensiblemente inferior a 1; esto es para asegurar que no se seleccione como normal un grupo de latidos prematuros

Dentro del conjunto de clases que satisfagan estas propiedades se selecciona como clase normal la que tenga mayor cantidad de latidos. En el caso de que ninguna clase satisfaga las condiciones, se considera normal la clase con mayor cantidad de latidos.

En principio, el resto de las clases se someterá a un proceso de decisión que determinará la etiqueta que le corresponda. Es posible evitar la entrada a este proceso de decisión mediante una prueba adicional.

Esta prueba consiste en comparar la morfología del latido promedio del grupo en cuestión con cada uno de los grupos previamente etiquetados. Si los latidos son suficientemente similares (según criterio de correlación) se copia la etiqueta del grupo ya examinado.

En este caso cuando se habla de similitud morfológica entre dos grupos se hace referencia al vector de muestras originales de los latidos y no a los coeficientes de la transformada. Este vector de muestras resulta de promediar todos los latidos del grupo, por lo que está libre de ruido y artefactos (aunque esto no será necesariamente cierto para grupos de pocos latidos).

Para pasar esta prueba se pide además que los factores de prematuridad promedio de los grupos sean similares. Esto se debe a que los grupos podrían ser morfológicamente parecidos pero de tipos distintos, por ser uno prematuro y el otro no (en particular los latidos de tipo supraventricular son prematuros pero de morfología normal).

En el caso de que no haya clases previamente etiquetadas lo suficientemente similares a la clase en cuestión se aplica el proceso de decisión. Para esto se calculan algunos parámetros en base a los cuales se determinará la etiqueta que corresponda a la clase. Varios de estos parámetros toman valores entre 0 y 1, y pueden interpretarse como la probabilidad de que la clase cumpla o no cierta característica; en base a esto podría decirse que el procedimiento es “difuso” (aunque no corresponde exactamente a lo que se

conoce como “lógica difusa” o “fuzzy logic”).

Los parámetros que se calculan, para cada grupo no etiquetado, son los siguientes:

- Probabilidad de que el complejo QRS promedio del grupo sea ancho.
- Probabilidad de que el latido promedio del grupo sea prematuro.
- Probabilidad de que el latido promedio del grupo tenga morfología normal (se entiende por morfología normal una alta correlación con la morfología de la clase inicialmente etiquetada como normal).

Intuitivamente, un latido “parece normal” cuando se parece al latido normal en todos sus canales. El “grado de normalidad” estará dado por el canal que menos se parezca.

- Probabilidad de que el latido promedio del grupo tenga morfología anormal (se entiende por morfología anormal una baja correlación con la morfología de la clase inicialmente etiquetada como normal).

Intuitivamente, un latido “parece anormal” cuando es distinto del latido normal en todos sus canales. El “grado de anormalidad” estará inversamente dado por el canal que más se parezca.

- Existencia de ondas P en los latidos del grupo.

A partir de aquí se aplica un conjunto de reglas de decisión, basadas en los valores de los parámetros dados, para determinar la etiqueta que corresponde al grupo. Las reglas se describen en detalle en la sección siguiente.

Como es de suponer, las reglas de decisión son arbitrarias y podrían alterarse para conseguir resultados similares o incluso mejores en lo que respecta a la capacidad del algoritmo para discriminar los distintos tipos de latidos. Sin embargo, la subjetividad en el proceso de etiquetado manual de latidos (problema mencionado al principio) hace difícil la obtención de un método óptimo de etiquetado automático.

4.2.5. Algoritmo de asignación de tipos a latidos - detalles

Se describe aquí paso por paso el funcionamiento del algoritmo de asignación de tipos a latidos.

1. DEFINICIONES PREVIAS

Sea G una secuencia de grupos de latidos ordenados de mayor a menor según cantidad de latidos. Inicialmente cada grupo tiene una etiqueta de tipo *indeterminado*.

Cada grupo de latidos g en G está representado por un conjunto de atributos (los definidos en el algoritmo de agrupamiento). Se redefinirá el atributo $g[\text{morph}(i)]$ como el vector de muestras que resulta de promediar y normalizar los segmentos de señal correspondientes a cada latido del grupo g en el i -ésimo canal.

2. SELECCIÓN DE GRUPO DE LATIDOS NORMALES

Buscar en G el grupo N con mayor cantidad de latidos tal que $0,5 < N[\text{RR}] < 1,2$ y $N[\text{pRR}] < 0,8$.

Si no existe un grupo N que cumpla las condiciones dadas, entonces sea N el grupo con mayor cantidad de latidos de G .

Etiquetar N como tipo *normal*.

3. PROCESO DE ETIQUETADO DE GRUPOS

Definición: Dado un grupo de latidos g en G se calculan los siguientes parámetros de decisión:

- $P_{\text{WideQRS}}(g)$: es la probabilidad de que el complejo QRS de los latidos en g sea ancho.

Siendo $w\text{QRS}_{\max}(g) = \max_i \{g[w\text{QRS}(i)]\}$, se define:

$$P_{\text{WideQRS}}(g) = \begin{cases} 0 & \text{si } w\text{QRS}_{\max}(g) < 0,1 \\ 1 & \text{si } w\text{QRS}_{\max}(g) > 0,15 \\ (w\text{QRS}_{\max}(g) - 0,1) / 0,05 & \text{en caso contrario} \end{cases}$$

- $P_{\text{Premature}}(g)$: es la probabilidad de que los latidos en g sean prematuros.

Se define:

$$P_{\text{Premature}}(g) = \begin{cases} 0 & \text{si } g[\text{pRR}] > 0,95 \\ 1 & \text{si } g[\text{pRR}] < 0,75 \\ (g[\text{pRR}] - 0,75) / 0,2 & \text{en caso contrario} \end{cases}$$

- $P_{\text{NormalMorph}}(g)$: es la probabilidad de que los latidos en g tengan morfología normal.

Siendo $\text{normalMorph}_{\min}(g) = \min_i \{N[\text{morph}(i)] * g[\text{morph}(i)]\}$, se define:

$$P_{\text{NormalMorph}}(g) = \begin{cases} \text{normalMorph}_{\min}(g)^{10} & \text{si } \text{normalMorph}_{\min}(g) > 0 \\ 0 & \text{en caso contrario} \end{cases}$$

- $P_{\text{AbnormalMorph}}(g)$: es la probabilidad de que los latidos en g tengan morfología anormal.

Siendo $\text{abnormalMorph}_{\max}(g) = \max_i \{N[\text{morph}(i)] * g[\text{morph}(i)]\}$, se define:

$$P_{\text{AbnormalMorph}}(g) = \begin{cases} 1 - \text{abnormalMorph}_{\max}(g)^{10} & \text{si } \text{abnormalMorph}_{\max}(g) > 0 \\ 1 & \text{en caso contrario} \end{cases}$$

- $P_{\text{PWave}}(g)$: es la probabilidad de que los latidos en g tengan ondas P en todos sus canales.

De acuerdo al algoritmo de agrupamiento visto anteriormente los latidos de un mismo grupo poseen el mismo patrón de ondas P, por lo que este parámetro sólo puede valer 0 (los latidos de g no tienen onda P en ningún canal) o 1 (los latidos de g tienen onda P positiva o negativa en algún canal).

Adicionalmente se define $P_{\text{Ventricular}}(g)$ como la probabilidad de que el grupo de latidos g sea de tipo ventricular:

$$P_{\text{Ventricular}}(g) = 0,25P_{\text{WideQRS}}(g) + 0,25P_{\text{Premature}}(g) + 0,3(1 - P_{\text{NormalMorph}}(g)) + 0,2P_{\text{AbnormalMorph}}(g)$$

Definición: Se dice que dos grupos de latidos g_1 y g_2 son “morfológicamente similares” si para todo canal i se cumple que $g_1[\text{morph}(i)] * g_2[\text{morph}(i)] > T_{\text{morph}}$, para algún umbral T_{morph} dado.

Para cada grupo de latidos g en G (excepto N):

- Buscar en G un grupo de latidos g' tal que:
 - g' tiene más latidos que g
 - g' tiene asignada una etiqueta de tipo distinto a *indeterminado*
 - los factores de prematuridad de g' y g son similares (la diferencia absoluta es menor a 0.1)
 - g' y g son morfológicamente similares (con un umbral $T_{\text{morph}} = 0.95$)
- Si g' existe, entonces asignar a g la misma etiqueta de tipo que tiene g' .

En caso contrario aplicar las siguientes reglas de decisión, en el orden dado:

- si $P_{\text{Ventricular}} > 0,8$, etiquetar g como tipo *ventricular*
- si $P_{\text{Ventricular}} > 0,6$ y $P_{\text{PWave}} = 0$, etiquetar g como tipo *ventricular*
- si $P_{\text{WideQRS}} < 0,3$, $P_{\text{Premature}} > 0,8$, $P_{\text{NormalMorph}} > 0,75$ y $P_{\text{AbnormalMorph}} < 0,25$, etiquetar g como tipo *supra ventricular*
- si $P_{\text{Ventricular}} < 0,4$, $P_{\text{WideQRS}} < 0,25$, $P_{\text{Premature}} < 0,25$, $P_{\text{NormalMorph}} > 0,75$ y $P_{\text{AbnormalMorph}} < 0,25$, etiquetar g como tipo *normal*
- si $P_{\text{Ventricular}} > 0,2$, $P_{\text{WideQRS}} > 0,25$, $P_{\text{Premature}} < 0,25$, $P_{\text{NormalMorph}} < 0,25$ y $P_{\text{AbnormalMorph}} > 0,75$, etiquetar g como tipo *fusión*
- si $P_{\text{Ventricular}} < 0,4$, etiquetar g como tipo *normal*
- si ninguna de las condiciones anteriores es cierta, g mantiene la etiqueta *indeterminado*

4.3. Validación

Al igual que la detección de latidos, el método de clasificación debe someterse a un proceso de evaluación que permita obtener las medidas de performance definidas en [Sección 4.1.2](#).

Se aplican aquí los mismos conceptos generales de evaluación de algoritmos de análisis de ECG presentados en [Sección 3.3.1](#).

4.3.1. Evaluación del método desarrollado

Se utilizarán para evaluar la clasificación los mismos registros utilizados para la detección.

En este caso la idea es comparar cada tipo o etiqueta de latido que asignó el experto humano (el patrón) con el determinado por el algoritmo. Cuando los tipos asignados coinciden se cuenta un verdadero positivo (TP) para el tipo en cuestión; si los tipos difieren se cuenta un falso positivo (FP) para el tipo asignado por el algoritmo y un falso negativo (FN) para el tipo asignado en el patrón.

Existen algunos puntos abiertos en lo que hace a este tipo de evaluación:

- No está determinado cómo deben contarse los latidos que resultaron ser falsos positivos y falsos negativos en la evaluación de detección. Una alternativa es dejarlos fuera de la evaluación de clasificación; si se los incluye, los primeros deberían contarse como falso positivo para el tipo que el algoritmo les haya asignado (aunque el tipo en cuestión no tiene ningún significado, ya que no corresponde a un latido real) y los segundos deberían contarse como falso negativo para el tipo que indique el patrón.
- No está determinado cómo deben contarse los latidos a los cuales el algoritmo no haya asignado una etiqueta determinada (es decir, los latidos de tipo indeterminado o desconocido). Si corresponden a un latido en la secuencia patrón, lo más sensato es contarlos como falsos negativos para el tipo que determine el patrón.

Asimismo, los latidos que no tengan un tipo determinado en la secuencia patrón pueden dejarse fuera de la evaluación, o contarse como falsos positivos para el tipo que le haya asignado el algoritmo (si es que le fue asignado algún tipo en particular).

Debido a que no se tiene referencias de otros trabajos de clasificación de latidos basados en las mismas técnicas aquí empleadas (agrupamiento no supervisado, etiquetado mediante reglas) y que hayan sido evaluados formalmente, no es posible presentar una comparación. El trabajo [33] utiliza una técnica similar (template matching y reglas) pero únicamente discrimina entre latidos de tipo normal y ventricular, por lo que la comparación no sería válida.

La evaluación apunta, entonces, a verificar la eficacia del algoritmo en la asignación de tipos a latidos.

4.3.2. Resultados obtenidos

En [Tabla 4.1](#) se muestran los resultados obtenidos en la clasificación de latidos por tipo (totales para los 96 registros evaluados). La diagonal principal de la matriz indica los latidos cuyo tipo fue asignado correctamente, en tanto que el resto de las celdas corresponden a asignaciones erróneas y falsas detecciones.

Tabla 4.1 Resultados de la clasificación de latidos por tipo

Tipo real	Asignación del algoritmo					
	N	S	V	F	(I)	(FN)
N	479242	1293	324	869	5537	1058
S	1034	392	198	5	173	7
V	128	26	6506	563	1052	71
F	565	1	31	279	168	3
(I)	7083	0	19	201	722	6
(FP)	46	0	864	59	342	-

En [Tabla 4.2](#) los resultados de la clasificación se traducen a índices de sensibilidad y predictividad positiva para cada tipo de latido. Se puede observar que la performance es buena para identificar los latidos de tipo normal, regular para los de tipo ventricular y muy pobre para los supraventriculares y fusión.

En el caso de los latidos ventriculares influye negativamente la presencia de detecciones falsos positivas; estas tienden a clasificarse como tipo ventricular porque no corresponden a latidos reales (la morfología será siempre anormal). La poca performance en la clasificación de latidos supraventriculares y fusión se debe a la falta de uniformidad en los criterios que aplican los cardiólogos para etiquetar estos latidos, además de que tienen menor frecuencia de aparición.

De todas maneras, de acuerdo a los índices totales obtenidos, se concluye que el desempeño del algoritmo es aceptable en lo que hace a la discriminación entre latidos normales y anormales.

Tabla 4.2 Performance del algoritmo de clasificación de latidos

Tipo	Latidos TP con tipo asignado solamente		Todos los latidos (incluye I, FN y FP)	
	%Se	%P+	%Se	%P+
Normal	99.48	99.64	98.14	98.19
Ventricular	90.07	92.17	77.95	81.92
Supra ventricular	24.06	22.90	21.67	22.90
Fusión	31.85	16.26	26.65	14.12
Total	98.98	98.98	97.38	97.27

5

Sistema de análisis

En este capítulo se presenta un sistema de análisis de grabaciones Holter como aplicación de los métodos de detección y clasificación de latidos desarrollados.

No es la intención hacer un desarrollo formal del sistema, sino únicamente presentar los puntos más relevantes en lo que respecta a los requerimientos, el diseño general y algunas consideraciones de implementación.

5.1. Idea general - objetivos y requerimientos

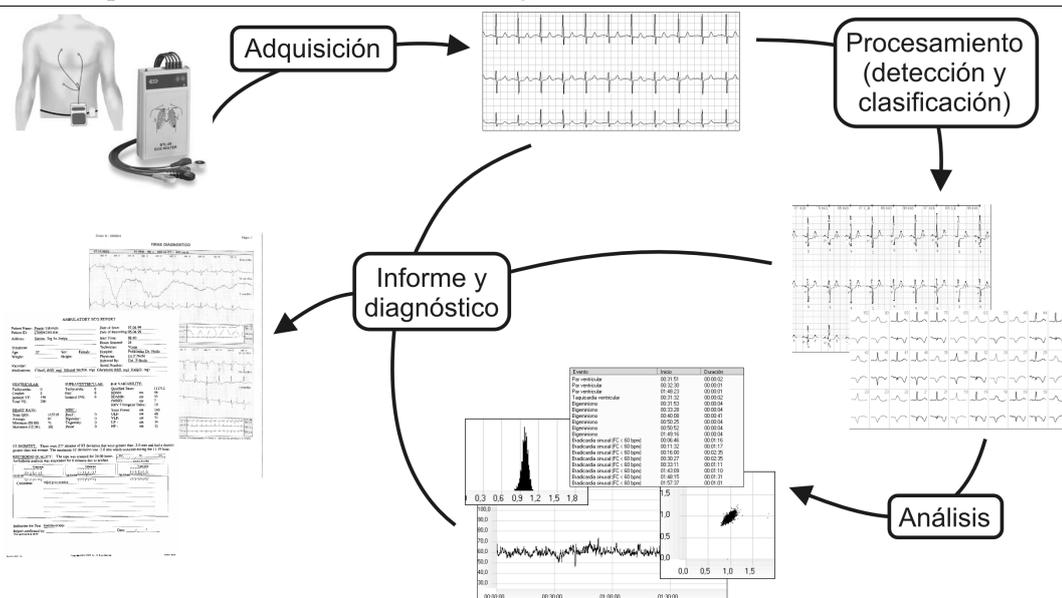
Las características de las grabaciones Holter se presentaron en [Sección 2.6](#). El protocolo típico para la realización de estos estudios es el siguiente:

- En una visita al médico, el paciente se lleva el dispositivo grabador de ECG adecuadamente conectado a su cuerpo por el profesional. Se registra la fecha y hora en que comienza la grabación.
- El paciente realiza su actividad diaria normal y vuelve 24 horas después (o lo que indique la duración del estudio) para que el profesional retire el grabador. Es de utilidad para el médico un “registro de eventos” experimentados por el paciente durante el estudio (como palpitaciones, puntadas en el pecho, etc.) para poder correlacionarlos con la grabación; a tal efecto algunos dispositivos poseen un botón indicador de eventos que facilita la tarea para el paciente.
- El profesional transfiere la grabación de ECG del dispositivo a la plataforma de procesamiento (que es típicamente una computadora personal). Una vez almacenada la grabación el dispositivo queda libre para ser usado nuevamente.
- El profesional realiza el análisis automático de la grabación, debiendo a continuación verificarlo y realizar las correcciones u observaciones necesarias. En base a los resultados del análisis elabora

su diagnóstico. Finalmente obtiene un informe impreso como documento del estudio.

Se desea obtener un sistema que permita adquirir una grabación Holter del dispositivo portátil, analizarla automáticamente y presentar los resultados al profesional para que este realice su diagnóstico (Figura 5.1).

Figura 5.1 Esquema de un sistema de análisis de grabaciones Holter



La funcionalidad básica que se requiere de este sistema es la siguiente:

- Adquisición de la grabación de ECG de un dispositivo grabador. El dispositivo se conecta a la computadora (los métodos estándar de conexión son puerto serie, puerto paralelo y USB) y transfiere la grabación, que se almacena en un archivo.
- Procesamiento del ECG para obtener la secuencia de latidos detectados y sus puntos característicos, así como también las distintas clases de latidos existentes y su tipo.
- Visualización de la grabación de ECG, demarcando los latidos y presentando información de los mismos (puntos característicos, duración de segmentos/intervalos).
- Revisión de las distintas clases de latidos (latidos pertenecientes a cada clase, información adicional de la clase).

Las funciones anteriores por si solas son de gran ayuda para que el profesional elabore su diagnóstico (compárese esto con el hecho de disponer de una grabación de ECG de 24 horas “cruda” a ser examinada completamente en forma manual). Adicionalmente se desea contar con funcionalidad extendida para

detectar eventos y obtener resultados de interés clínico; algunos de estos resultados se describen en [Sección 2.7](#).

De la necesidad de contar con un sistema de uso práctico se derivan otros requerimientos, a saber:

- El sistema debe ser eficaz. Es deseable obtener un porcentaje reducido de error en la detección y clasificación de latidos, para minimizar la intervención correctiva que deba realizar el usuario.
- El sistema debe ser eficiente. Se desea que los tiempos de procesamiento sean reducidos (del orden de unos pocos minutos). Considerar, por ejemplo, el uso en una institución donde se realizan decenas de estudios Holter diariamente.
- El sistema debe ser modular. Los distintos bloques que lo compongan (adquisición de señal, detección y clasificación de latidos, análisis, visualización e interfaz) deben funcionar de manera independiente, de forma de poder extender fácilmente el sistema; por ejemplo, con el objetivo de agregar distintos métodos de adquisición, nuevas posibilidades de análisis o formas de presentación de los datos.

5.2. Arquitectura y diseño del sistema

Se seguirá para el diseño del sistema un modelo orientado a objetos. Se propone un “framework” de clases abstractas o con funcionalidad parcial, que constituirán la base para el desarrollo del resto de la aplicación.

5.2.1. Modelo de adquisición, procesamiento y análisis

La clase fundamental del sistema es la *señal*. Una señal tiene uno o más *canales* de datos. Cada canal es una secuencia de *muestras* (valores escalares). A los efectos de esta aplicación se considera que las señales solamente pueden crecer en longitud (no se pueden truncar) y sus datos solamente pueden ser leídos (no alterados). El acceso a los datos de un canal puede ser a nivel de muestra, por bloques de posición y longitud fija o bien por segmentos de posición y longitud arbitraria.

Una clase *origen de datos* presenta la interfaz de adquisición de datos crudos de señal. Los datos adquiridos pueden ser agregados a una señal (si esta lo permite).

Un *filtro* actúa sobre un bloque de datos entrante para generar un bloque de datos de salida. Una *ventana* permite a un filtro acceder a bloques consecutivos de una señal para obtener una versión filtrada de la misma.

Dentro de una señal de ECG se pueden encontrar *latidos*. Cada latido está asociado a una señal, indica la posición en que ocurre y otras características asociadas. Los latidos se agrupan secuencialmente (de acuerdo al instante de ocurrencia) en una *lista de latidos*.

Un *detector de QRS* es un proceso que toma como entrada una señal de ECG, encuentra los latidos existentes en la misma y los almacena en una lista de latidos.

Una *clase de latidos* es un conjunto de latidos (pertenecientes al mismo ECG) agrupados según cierto criterio. Una *clasificación* es un grupo de clases que abarca a todos los latidos contenidos en un ECG.

Un *clasificador de latidos* es un proceso que toma como entrada una secuencia de latidos y los agrupa (según cierto criterio) dentro de una clasificación.

Un *análisis* es una recorrida secuencial sobre la lista de latidos de un ECG para obtener uno o más *resultados* asociados.

5.2.2. Clases del framework

El conjunto de clases que se presentan a continuación constituyen el “framework” sobre el cual se erige el resto de la aplicación. Esto es, un conjunto de clases en su mayoría abstractas que deben ser extendidas o implementadas en forma concreta para obtener una aplicación funcional.

Adquisición

La clase `TSource` (abstracta) define la interfaz que debe implementar una clase concreta capaz de adquirir datos de cierto origen (generalmente un dispositivo externo).

`TSource` define métodos de interfaz para implementar el ciclo de adquisición:

- inicializar la adquisición
- indicar si hay más datos para adquirir o no
- leer cierta cantidad de bytes, retornando algún indicador de error y/o la cantidad de bytes efectivamente leídos
- detener la adquisición

Generalmente no se pretende que el sistema se “cuelgue” durante la adquisición, por lo que probablemente un proceso o “thread” esté dedicado exclusivamente a esta tarea. Esto cae fuera del alcance del modelo de adquisición.

Señales

La clase `TSignal` (abstracta) define la interfaz que debe implementar una clase que representa una “señal”. La clase `TChannel` permite acceder a cada uno de los canales de la señal.

Para soportar el uso de señales de duración extensa (como son las de Holter), la idea general de implementación es que en un momento dado solamente estén en memoria los datos (muestras) de señal que sean necesarios para realizar una operación, y reemplazar estos datos por otros nuevos a medida que cambien los requerimientos. A los efectos de implementar este comportamiento la señal se divide en bloques de tamaño fijo arbitrario. La cantidad total de bloques puede crecer a través del tiempo, si la señal soporta el agregado de datos.

Las subclases concretas de `TSignal` deben implementar métodos para:

- crear un bloque de muestras para uno de los canales de la señal, y liberarlo cuando no esté siendo usado
- retornar una muestra individual de un canal dado
- retornar una secuencia de muestras arbitraria (determinada por su inicio y longitud) de un canal dado
- (si la señal soporta el agregado de datos) adicionar una secuencia de bytes o muestras a la señal; en el primer caso el formato no está especificado, debería ser el adecuado para el tipo de señal implementado

El acceso a las muestras de la señal se realiza primero seleccionando un canal y luego el dato al que se quiere acceder (una muestra, un segmento arbitrario o un bloque fijo). El canal se identifica por un número entero entre 0 y la cantidad de canales de la señal.

La señal posee además las siguientes propiedades:

- longitud en muestras
- frecuencia de muestreo
- resolución; cantidad de bits significativos del total utilizado para almacenar la muestra (ej: muestras de 16 bits con 12 bits significativos)
- rango de valores analógicos o reales que abarca una muestra (ej: de +5 a -5 mV)

Filtros

La clase `TFilter` (abstracta) define la interfaz para la implementación de filtros. El filtro actúa sobre un bloque de muestras de entrada y genera un bloque de muestras como salida.

`TFilter` utiliza la ayuda de la clase `TFilterWindow`, que provee una interfaz para acceder secuencialmente a los bloques de datos de una señal y filtrarlos. `TFilterWindow` permite acceder a un bloque de datos “central” y a los bloques adyacentes, para posibilitar el cálculo de los datos en los bordes del bloque saliente.

Las subclases concretas de `TFilter` deben implementar la función de filtrado específica que corresponda (por ejemplo, un filtro de convolución con un kernel dado).

Se pretende que la salida del filtro se mantenga constante para una misma entrada. En particular los filtros que requieran parámetros deben recibirlos en el constructor y no permitir su modificación; si un filtro debe cambiar su comportamiento, entonces será una nueva instancia de la clase correspondiente.

Latidos

La clase `TBeat` representa un latido asociado a una señal de ECG. Cada latido tiene:

- una señal de ECG (`TSignal`) asociada
- un identificador (número que lo identifica dentro de una secuencia)
- una ubicación dentro de la señal correspondiente (inicio y longitud)
- una “clase” a la que pertenece (no necesariamente definida)
- un flag de validez; los latidos “no válidos” se consideran falsos latidos

Además el latido tiene un grupo de propiedades (punto fiduciario, posición de las ondas P, Q, R, S, T, etc.). Algunas de estas propiedades son particulares a cada canal de la señal; algunas deben definirse obligatoriamente (como el punto fiduciario, por ejemplo).

La clase `TBeatList` es una clase abstracta que define el comportamiento de una lista (secuencia o vector) de latidos. Las operaciones que debe implementar un descendiente de esta clase son:

- acceso a un latido determinado de la lista (por identificador, primero, último, próximo/siguiente a uno dado)
- agregar un latido al final de la lista
- modificar un latido de la lista

- encontrar un latido dentro de la lista por tiempo

DetECCIÓN

La clase `TQRSDetector` (abstracta) implementa parte de la funcionalidad para detección de latidos en una señal de ECG, y define algunos métodos que las subclases concretas deben implementar.

`TQRSDetector` toma como entrada una señal (`TSignal`) y agrega latidos a una lista (`TBeatList`).

El procesamiento de la señal es por bloques (según la definición dada de bloque de señal). Se seleccionan opcionalmente puntos de inicio y fin de detección (offset en tiempo dentro del ECG) y se procesan secuencialmente los bloques que correspondan a este intervalo.

El ciclo de detección consiste en los siguientes pasos, cada cual asignado a un método de `TQRSDetector`:

- inicializar la detección
- procesar el próximo bloque de la señal, agregando los latidos que hayan sido encontrados a la lista
- finalizar la detección

Las subclases de `TQRSDetector` son responsables de implementar la detección en un canal y bloque determinados de la señal, en tanto que la funcionalidad de combinación de latidos está incorporada en esta clase.

Clases de latidos

Los latidos (`TBeat`) pertenecientes a una misma secuencia (`TBeatList`) pueden agruparse en “clases” o “grupos”. La clase `TBeatClass` representa uno de estos grupos de latidos.

Cada grupo de latidos tiene:

- una señal de ECG (`TSignal`) y una secuencia de latidos (`TBeatList`) asociadas
- un identificador
- una etiqueta de tipo
- una lista de los latidos pertenecientes al grupo

Las operaciones que soporta un grupo de latidos son:

- agregar un latido al grupo

- eliminar un latido del grupo
- combinar con los latidos de otro grupo
- obtener características generales del grupo, por ejemplo:
 - morfología del latido promedio
 - intervalo RR promedio
 - prematuridad del RR promedio

Todos los grupos de latidos de una misma señal de ECG se agrupan en una “clasificación”. La clase `TBeatClassification` (abstracta) define la interfaz de operaciones de una clasificación de latidos.

Las operaciones que debe implementar un descendiente de esta clase son:

- crear un nuevo grupo (`TBeatClass`) dentro de la clasificación, inicialmente vacío
- obtener acceso a cualquiera de los grupos
- fusionar dos grupos de la clasificación
- eliminar un grupo

Además de los grupos arbitrarios que pueden crearse dentro de una clasificación, existen dos grupos de latidos predeterminados:

- el grupo de latidos no asignados a ningún otro grupo
- el grupo de falsos latidos (aquellos que fueron marcados como inválidos)

Los latidos que estén en alguno de estos grupos no deberían estar incluidos en ningún otro grupo. Todos los latidos encontrados en un ECG deberían pertenecer a exactamente un grupo de la clasificación (grupo de latidos no asignados, grupo de falsos latidos o un grupo determinado).

Clasificación

La clase `TBeatClassifier` (abstracta) define los métodos que debe implementar un clasificador de latidos. El clasificador toma una secuencia de latidos entrante (`TBeatList`) y debe agruparlos dentro de una clasificación (`TBeatClassification`). `TBeatClassifier` puede funcionar en paralelo con un detector de QRS (`TQRSDetector`), de forma que cada latido detectado es inmediatamente clasificado.

Las subclases concretas de `TBeatClassifier` deben implementar un método encargado de clasificar cada nuevo latido (es decir, asignar el latido a uno de los grupos de la clasificación).

No hay una especificación concreta de lo que debe realizar un clasificador, pero se espera que al finalizar el proceso de clasificación cada latido de la secuencia clasificada tenga un identificador de clase válido que haga referencia a uno de los grupos de la clasificación.

Análisis

Es necesario contar con diversos resultados (resúmenes, tablas, gráficos) para poder realizar un diagnóstico y obtener un informe. La clase `THolterAnalysis` es un contenedor para estos resultados, que se representan mediante la clase `TResult`, y es la responsable de implementar el proceso de análisis (o sea, examinar una secuencia latido a latido y determinar los resultados).

Se definen los siguiente tipos concretos de resultados (subclases de `TResult`):

- valor atómico (`TValue`)
- vector de valores (`TValueArray`): una lista indexada de valores
- evento (`TEvent`): un punto en el tiempo, con una duración y un valor asociados
- lista de eventos (`TEventList`)
- tendencia (`TTrend`): una secuencia de pares (tiempo,valor)
- tendencia por grupos (`TGroupedTrend`): divide la tendencia en intervalos de duración determinada y obtiene un valor para cada intervalo aplicando una función a los valores que correspondan a tal intervalo de tiempo

Esta es una clase abstracta, las subclases concretas implementan distintas funciones, a saber:

- cuenta de valores del intervalo (`TCountGroupTrend`)
- suma de valores del intervalo (`TSumGroupTrend`)
- mínimo de los valores del intervalo (`TMinGroupTrend`)
- máximo de los valores del intervalo (`TMaxGroupTrend`)
- promedio de los valores del intervalo (`TAvgGroupTrend`)
- desvío estándar de los valores del intervalo (`TStDevGroupTrend`)
- resultado por canal (`TChannelResult`): asocia un resultado de tipo arbitrario a cada canal de una señal

Un análisis (`THolterAnalysis`) tiene un conjunto de resultados (`TResult`) identificados por nombre, y permite acceder a los mismos.

Una subclase concreta de `THolterAnalysis` debe instanciar los resultados que correspondan al análisis en cuestión y debe implementar el proceso de análisis, para lo cual se definen métodos para:

- inicializar el análisis
- procesar el próximo latido de la secuencia (actualizar los resultados de ser posible)
- finalizar el análisis (completar los resultados que no estén actualizados)

No siempre es posible o eficiente mantener los resultados actualizados latido a latido, por lo que la subclase tiene la opción de completar los resultados del análisis al finalizar el mismo.

El esquema tiene la ventaja de que es posible observar los resultados del análisis “on-line”; es decir, en paralelo con la detección y clasificación de latidos. Esto puede ser útil o no dependiendo de la aplicación.

La clase `THolterAnalyzer` es una clase de utilidad cuya única función es pasar secuencialmente los latidos a un análisis (`THolterAnalysis`). Puede usarse en modo “off-line” para analizar una clasificación completa y obtener los resultados finales, o bien “on-line” asociada a un detector de QRS (`TQRSDetector`) para obtener los resultados latido a latido.

5.2.3. Componentes adicionales

El conjunto de clases descrito representa el “kernel” de la aplicación en lo que hace a la adquisición, procesamiento y análisis del ECG. Para completar el sistema final se requieren componentes adicionales, descritos a continuación.

Base de datos de estudios

Una base de datos almacena todos los estudios realizados; permite revisarlos, realizar modificaciones y eliminarlos. Cada estudio está asociado a un paciente en particular.

Un estudio consta de:

- información demográfica (datos filiatorios del paciente, información clínica, etc.)
- una grabación de ECG (`TSignal`)
- una secuencia de latidos detectados en la grabación (`TBeatList`)

- un conjunto de clases de latidos (TBeatClassification)
- un conjunto de análisis realizados con sus resultados (THolterAnalysis)

Interfaz de usuario

La interfaz de usuario debe permitir las siguientes operaciones:

- seleccionar un estudio o grabación de ECG para su procesamiento (detección, clasificación y análisis)
- revisar la grabación de ECG, presentando información de cada latido detectado
- revisar los distintos grupos de latidos que hayan surgido de la clasificación
- realizar correcciones a la secuencia de latidos detectados (eliminar falsos latidos, agregar latidos no detectados) y a los grupos de latidos clasificados (mover latidos entre grupos, cambiar la etiqueta de un grupo)
- visualizar los resultados del análisis, en la forma más conveniente (datos tabulados, gráficos de tendencias, histogramas, etc.)

Generación de informe

A partir del estudio se debe obtener un informe. Este consta de:

- información demográfica (datos filiatorios del paciente, información clínica, etc.)
- diagnóstico y observaciones del médico
- segmentos de la grabación de ECG de interés clínico (ritmo normal, arritmias, etc.)
- resultados generales y detallados, presentados de la forma más conveniente (tablas, gráficos, etc.)

5.3. Desarrollo e implementación del sistema

El desarrollo del sistema implica la definición de las clases concretas que implementarán el kernel de adquisición, procesamiento y análisis.

5.3.1. Extensión del framework

El framework anteriormente definido se completa y extiende con clases concretas que implementan la funcionalidad requerida para la aplicación.

Adquisición

Cada origen a partir del cual puedan obtenerse datos de señal quedará representado por una subclase de `TSource`, como por ejemplo la lectura de datos de un archivo o la adquisición de un dispositivo conectado por puerto USB.

Señales

Cualquier secuencia de datos (muestras) que pueda interpretarse como una señal debe implementarse como una subclase de `TSignal`. En particular, en la aplicación se definen las siguientes subclases:

- `TRawFileSignal` permite acceder a una señal almacenada en archivo. Se utiliza en la aplicación para almacenar las grabaciones de ECG.
- `TGeneratedSignal` es una señal “virtual” generada a partir de una señal base (`TSignal`) a la cual se le aplica un filtro (`TFilter`). Se utiliza en la aplicación para obtener transformaciones del ECG original.
- `TResampledSignal` es una señal generada dinámicamente mediante la alteración de la frecuencia de muestreo de una señal base. Se utiliza en la aplicación para llevar las grabaciones a la frecuencia de 250 Hz requerida por el proceso de detección de latidos.

Filtros

Cualquier proceso por el cual una secuencia de valores se transforme en otra debe implementarse como subclase de `TFilter`. En esta aplicación en particular se requiere la implementación de un filtro genérico de convolución (`TConvolutionFilter`); este filtro se utiliza, por ejemplo, para obtener la transformada wavelet de una señal.

Latidos

La clase `TRawFileBeatList` (subclase de `TBeatList`) implementa una lista de latidos persistente, almacenada en archivo.

La clase `TMemoryBeatList` (subclase de `TBeatList`) implementa una lista de latidos volátil, almacenada en memoria.

DetECCIÓN

La clase `TWaveletQRSDetector` es una subclase concreta de `TQRSDetector` que implementa el método desarrollado en [Sección 3.2](#) para detección de QRS. Utiliza la colaboración de la clase `TECGWaveletTransform`, responsable de obtener la transformada wavelet del ECG.

La clase `TECGWaveletTransform`, a su vez, utiliza la ayuda de las clases `TGeneratedSignal` y `TConvolutionFilter` para aplicar los filtros adecuados al ECG y obtener los coeficientes de cada escala de la transformada. Cada escala será una nueva señal (`TSignal`) dentro de la cual `TWaveletQRSDetector` realizará la búsqueda de latidos y puntos característicos.

Clases de latidos

La clase `TRawFileBeatClassification` (subclase de `TBeatClassification`) implementa una clasificación de latidos persistente, almacenada en archivo.

La clase `TMemoryBeatClassification` (subclase de `TBeatClassification`) implementa una clasificación de latidos volátil, almacenada en memoria.

Clasificación

La clase `TBeatClusterizer` es una subclase concreta de `TBeatClassifier` que implementa el método desarrollado en [Sección 4.2](#) para organizar los latidos en clases. Utiliza la colaboración de la clase `TECGWaveletTransform` (anteriormente mencionada) para poder extraer los rasgos morfológicos de cada latido basados en los coeficientes de la transformada wavelet.

La clase `TBeatCluster` representa un cluster de latidos. Esta clase implementa las operaciones que permiten determinar si un latido cualquiera “está cerca” o no del cluster en cuestión. Cada cluster corresponde directamente a una clase de latidos (`TBeatClass`).

La clase `TBeatClusterGroup` es un conjunto de clusters (`TBeatCluster`). `TBeatClusterizer` pasa los latidos a esta clase, que determina cuál es el cluster más apropiado para incluir el nuevo latido y lo incluye en el mismo, o bien (en caso de que el latido no sea parecido a ningún cluster) crea un nuevo cluster para el latido.

Análisis

La aplicación implementa varios tipos concretos de análisis (suclases de `THolterAnalysis`):

- `THeartRateAnalysis`: análisis básico de frecuencia cardíaca.

- `TAbnormalBeatAnalysis`: análisis de latidos anormales (ventriculares, supra ventriculares, etc.).
- `TArrhythmiaAnalysis`: análisis de arritmias (bradicardias, taquicardias).
- `TBigeminyAnalysis`: análisis de bigeminismos ventriculares.
- `TTrigeminyAnalysis`: análisis de trigeminismos ventriculares.
- `TPauseAnalysis`: análisis de pausas.
- `TSTAnalysis`: análisis de segmento ST.
- `THRVAnalysis`: análisis de variabilidad de la frecuencia cardiaca.
- `TQTAnalysis`: análisis de intervalo QT.

5.3.2. Consideraciones de implementación

El sistema se implementará utilizando el lenguaje C++. La elección de este lenguaje (frente a otras alternativas de lenguajes orientados a objetos) permite cumplir con el objetivo de eficiencia mencionado.

En el caso de las clases que implementen el kernel de adquisición, procesamiento y análisis se restringirá el uso del lenguaje al estándar ANSI C++ y las clases de la STL (Standard Template Library); esto permitirá que el sistema sea portable (por lo menos en lo que hace al kernel).

Para la implementación de la interfaz de usuario se utilizará el entorno de desarrollo Borland C++ Builder. Esta es una herramienta RAD (Rapid Application Development) muy apropiada para el desarrollo de aplicaciones visuales en plataforma Windows.

6

Resumen y conclusiones

Al principio de este trabajo se planteó la necesidad de contar con un sistema de análisis automático de grabaciones Holter. En base a esto se propuso como primer objetivo el desarrollo de un método de detección y clasificación de latidos en la señal de ECG que fuera a la vez robusto y eficiente, y como segundo objetivo la aplicación de este método a la implementación de un sistema de análisis para uso clínico.

6.1. Desarrollos realizados - aportes originales

Para la detección de QRS y puntos característicos se desarrolló un método basado en el uso de la transformada wavelet. Gracias a las propiedades de esta herramienta se cumplieron los objetivos:

- **Robustez:** la transformada wavelet permite discriminar claramente señal de ruido, reduciendo la detección de falsos latidos en grabaciones Holter (severamente contaminadas por artefactos); la detección de ondas individuales se ve facilitada por la separación del ECG en distintas escalas de frecuencia.
- **Eficiencia:** es posible implementar la transformada como un banco de filtros lineales, lo que lo hace similar a otros métodos más simples de detección de QRS sin necesidad de introducir etapas adicionales de preprocesamiento.

Para la clasificación de latidos se desarrolló un método basado en clustering, utilizando la misma transformada wavelet del ECG para extraer los rasgos morfológicos del latido. Nuevamente se alcanzaron los objetivos:

- **Robustez:** mediante la selección adecuada de coeficientes de la transformada wavelet para representar al latido es posible reducir los efectos negativos de los artefactos del ECG en el proceso de

clasificación; al ser una técnica no supervisada no presenta inconvenientes para clasificar patrones nuevos o desconocidos.

- Eficiencia: la clasificación se hace en una sola pasada por los datos requiriendo pocas operaciones.

Dentro de los desarrollos realizados se han introducido algunos aportes originales:

- El método de detección de QRS fue extendido para considerar todas las derivaciones presentes en la grabación de ECG analizada. Esto resulta sumamente importante en las grabaciones Holter, donde los canales pueden presentar distinta calidad a lo largo de la grabación o inclusive perder completamente la señal.
- El método de clasificación de latidos fue un desarrollo original en sí mismo. Consiste en una técnica de agrupamiento y etiquetado de latidos que funciona satisfactoriamente sin requerir entrenamiento previo (no supervisada) y resulta eficiente.

Los desarrollos fueron validados siguiendo procedimientos estándar. Se obtuvieron resultados aceptables tanto para los algoritmos de detección como los de clasificación, con índices de performance dentro del “estado del arte” de otros trabajos sobre el tema.

La robustez y eficiencia del método presentado, sumados a los buenos resultados obtenidos en la validación, hicieron viable la aplicación de estos desarrollos a un sistema de uso clínico.

La arquitectura del sistema de análisis de grabaciones Holter se basó en un framework de clases que cubre los aspectos de adquisición, procesamiento y análisis del ECG. Este framework fue extendido para implementar el kernel del sistema (encargado de las operaciones mencionadas) y se adicionaron los componentes adicionales necesarios para obtener un sistema completo. El sistema así diseñado resulta modular y extensible, facilitando el agregado de funcionalidad.

6.2. Posibles extensiones - trabajo futuro

Existen algunos aspectos en los cuales se pueden introducir mejoras en los desarrollos realizados o extender el trabajo aquí presentado, a saber:

- El proceso de detección de QRS debería ser capaz de marcar e ignorar los tramos de ECG que sean demasiado ruidosos, al punto que no tenga sentido procesarlos (suponiendo que correspondan a un desprendimiento de electrodos, no existiría señal propiamente dicha). Este procedimiento corresponde al que realiza un médico cuando se le presenta un ECG de estas características. El procesamiento de tramos de ruido puro solamente aporta falsas detecciones.

- En lo que respecta al método de clasificación hay varias mejoras posibles:
 - Reducir la cantidad de grupos de latidos generados, el cual puede resultar excesivamente alto en algunos casos (al haber menos grupos de latidos se facilita la tarea de revisión del médico).
 - Desarrollar un método de clustering más avanzado que el aquí presentado, que optimice la distribución de latidos en clases. Dado que estos métodos son iterativos se presupone que la eficiencia (es decir, el tiempo que tarde el proceso de agrupamiento) no será un requerimiento en este caso.
 - Mejorar la performance del etiquetado para los tipos de latidos que presentan mayores dificultades de identificación (supraventriculares, fusión).
 - Considerar el etiquetado de algunos tipos de latidos más específicos que los considerados en este trabajo (por ejemplo, latidos de marcapasos).
- Se podría ampliar la validación de los métodos de detección y clasificación utilizando otras bases de datos de ECG estándar disponibles a tal fin.
- En lo que hace al sistema de análisis algunas posibles extensiones son:
 - Detectar otros eventos o tipos de arritmias (por ejemplo: isquemia, fibrilación, aleteo ventricular o auricular).
 - Realizar un diagnóstico preliminar en forma automática, en base a los resultados del análisis.

6.3. Palabras finales

Se concluye que los objetivos fueron alcanzados: se desarrolló un método de detección y clasificación de latidos en el ECG robusto y eficiente, y se aplicó a la implementación de un sistema de análisis de grabaciones Holter de uso clínico.

Para finalizar, cabe destacar que el trabajo resultó productivo desde el punto de vista académico y de investigación. Se han abarcado distintos conceptos de electrocardiografía, de procesamiento digital de señales y de clasificación de patrones. En particular se ha investigado extensamente la aplicación de la transformada wavelet al procesamiento de ECG, y se comprobó que constituye una de las herramientas más adecuadas para esta tarea.



Material adicional

Juntamente con este texto se presenta un CD-ROM conteniendo material adicional que forma parte del trabajo; a saber:

- Una aplicación (“Holter TG”) que implementa los desarrollos realizados en este trabajo. Este es un software conciso y simple de manejar, que permite a los usuarios:
 - verificar el funcionamiento práctico de la detección y clasificación de latidos (implementadas según los métodos desarrollados) en distintas grabaciones de ECG
 - probar la mayor parte de la funcionalidad que incorporará un sistema de uso clínico; esto incluye el kernel de adquisición, procesamiento y análisis desarrollado, así como distintos componentes de interfaz de usuario

La aplicación corre bajo sistema operativo Windows 98 o superior y debe ejecutarse directamente desde el CD-ROM (no requiere instalación ni componentes adicionales). Se incluye un archivo de ayuda describiendo su funcionamiento.

- Documentación de “Holter TG” en formato HTML (navegable). La documentación fue generada a partir del código fuente, y permite revisar el mismo.
- Varios registros de ECG que pueden ser procesados con “Holter TG”. Los registros pertenecen a las bases de datos “MIT-BIH” y “European ST-T”; se incluye también una grabación de Holter completa (3 canales, 24 horas de duración) de la base de datos “Long Term ST”.
- El texto completo de este trabajo en distintos formatos (HTML, PDF y RTF) para su navegación y/o impresión.

Bibliografía

- [1] *Electrocardiografía*; R. J. Esper, E. Bereziuk, C.A. García Giñazú; Ediciones Sagitario; 1997.
- [2] *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing, Second Edition*; Steven W. Smith; California Technical Publishing; 1999.
- [3] *Biomedical Digital Signal Processing: C Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC*; W. J. Tompkins; Prentice Hall; 1993.
- [4] *Pattern Classification, Second Edition*; Richard O. Duda, Peter E. Hart, David G. Stork; Wiley Interscience; 2000.
- [5] *New method for heart studies: continuous electrocardiography of active subjects over long periods is now practical*; N. J. Holter; Science; vol. 134; pp. 1214-20; 1961.
- [6] *Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter*; N. V. Thakor, J. G. Webster, W. J. Tompkins; IEEE Transactions on Biomedical Engineering; vol. 31; pp. 702-706; 1984.
- [7] *Wavelet Toolbox for use with MATLAB - User's guide*; Michel Misiti, Yves Misiti, Georges Oppenheim, Jean-Michel Poggi; The MathWorks; 1996.
- [8] *A tutorial on wavelets from an electrical engineering perspective, part 1: discrete wavelet techniques*; T. K. Sarkar, C. Su, R. Adve, M. Salazar-Palma, L. García-Castillo, Rafael R. Boix; IEEE Antennas and Propagation Magazine; vol. 40; pp. 49-70; 1998.
- [9] *Ten lectures on wavelets*; Ingrid Daubechies; Society for Industrial and Applied Mathematics; 1992.
- [10] *A digital filter for the QRS complex detection*; M. Okada; IEEE Transactions on Biomedical Engineering; vol. 26; pp. 700-703; 1979.
- [11] *Microcontroller-based real-time QRS detection*; S. Suppappola, Y. Sun, T. A. Wrublewski; Biomed. Inst. Tech.; vol. 26; no. 6; pp. 477-484; 1992.
- [12] *A real-time QRS detection algorithm*; J. Pan, W. J. Tompkins; IEEE Transactions on Biomedical Engineering; vol. 32; pp. 220-236; 1985.
- [13] *Neural-network based adaptive matched filtering of QRS detection*; Q. Z. Xie, Y. H. Hu, W. J. Tompkins; IEEE Transactions on Biomedical Engineering; vol. 39; pp. 317-329; 1992.
- [14] *Syntactic pattern recognition of the ECG*; P. Trahanias; IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence; vol. 12; no. 7; 1990.
- [15] *A simple real-time QRS detection algorithm*; J. Lee, K. Jeong, J. Yoon, M. Lee; Proc. 18th Ann. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Soc.; pp. 1396-1398; 1996.

- [16] *Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database*; P. S. Hamilton, W. Tompkins; IEEE Trans. Biomed. Eng.; vol. 33; pp. 1157-1165; 1986.
- [17] *ECG beat detection using filter banks*; V. X. Afonso, W. J. Tompkins, T. Q. Nguyen, S. Luo; IEEE Trans. Biomed. Eng.; vol. 46; pp. 192-201; 1999.
- [18] *Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors*; R. Poli, S. Cagnoni, G. Valli; IEEE Trans. Biomed. Eng.; vol. 42; pp. 1137-1141; 1995.
- [19] *Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms*; C. Li, C. Zheng, C. Tai; IEEE Transactions on Biomedical Engineering; vol. 42; no. 1; pp. 21-29; 1995.
- [20] *Using wavelet transform for ECG characterization*; J. S. Sahambi, S. Tandon, R. K. P. Bhatt; IEEE Engineering in Medicine and Biology; vol. 16; no. 1; pp. 77-83; 1997.
- [21] *A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases*; J. P. Martínez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, P. Laguna; IEEE Transactions on Biomedical Engineering; vol. 51; no. 4; pp. 570-581; 2004.
- [22] *Wavelet Transform-Based QRS Complex Detector*; Shubha Kadambe, Robin Murray, G. Faye Boudreaux-Bartels; IEEE Transactions on Biomedical Engineering; vol. 46; no. 7; pp. 838-848; 1999.
- [23] *DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis*; M. Bahoura, M. Hassani, M. Hubin; Comput. Meth. Programs Biomed.; no. 52; pp. 35-44; 1997.
- [24] *Characterization of signals from multiscale edges*; S. Mallat; IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence; vol. 14; pp. 710-732; 1992.
- [25] *Zero-crossings of a wavelet transform*; S. Mallat; IEEE Transactions on Information Theory; vol. 37; pp. 1019-1033; 1991.
- [26] *A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation*; S. Mallat; IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence; vol. 11; pp. 674-693; 1989.
- [27] *Adaptive channels weighting for the QRS detection in long-term electrocardiograms*; Andrzej Wrzesniowski, Piotr Augustyniak; Proceedings of VI-th International Conference SYMBIOSIS 2001; pp. 27-32; 2001.
- [28] *Denoising electrocardiogram signal using adaptive wavelets*; Daniel Novak, David Cuesta Frau, Vladimir Eck, M. Salazar-Palma, Juan C. Pérez-Cortés, Gabriela Andreu-García; BIOSIGNAL 2000; 2000.
- [29] *Evaluating ECG Analyzers*; George B. Moody; WFDB Applications Guide (10th edition); 2002.
- [30] *A patient-adaptable ECG beat classifier using a mixture of experts approach*; Y. H. Hu, S. Palreddy, W. J. Tompkins; IEEE Transactions on Biomedical Engineering; vol. 44; pp. 891-900; 1997.
- [31] *Comparing wavelet transforms for recognizing cardiac patterns*; L. Senhadji, G. Carrault, J. J. Bellanger, G. Passariello; IEEE Engineering in Medicine and Biology; pp. 167-173; 1995.

- [32] *Adaptive estimation of QRS complex by the hermite model for classification and ectopic beat detection*; P. Laguna, R. Jané, P. Caminal; Medical and Biological Engineering and Computing; vol. 34; pp. 58-68; 1996.
- [33] *Open source ECG analysis software documentation*; Patrick S. Hamilton; E. P. Limited; 2002.
- [34] *Classifying multichannel ECG patterns with an adaptive neural network*; S. Barro, M. Fernandez-Delgado, J. A. Vila-Sobrino, C. V. Regueiro, E. Sanchez; IEEE Engineering in Medicine and Biology; vol. 17; pp. 45-55; 1998.
- [35] *A patient-adaptive neural network ECG patient monitoring algorithm*; R. L. Watrous, G. Towell; Computers in Cardiology Proceedings; pp. 229-232; 1995.
- [36] *Artificial Neural Networks for automatic ECG analysis*; R. Silipo, C. Marchesi; IEEE Transactions on Signal Processing; vol. 46; pp. 1417-1425; 1998.
- [WWW1] *ECG Library*.
<http://www.ecglibrary.com/>
- [WWW2] *Cardiovascular Physiology Concepts*.
<http://www.cvphysiology.com/>
- [WWW3] *Physionet - research resource for complex physiologic signals*.
<http://www.physionet.org/>