

# Trabajo Práctico Especial de Señales y Sistemas: Detección automática del complejo QRS en Tiempo Real

Segundo Cuatrimestre de 2014

## 1. Objetivo

El presente proyecto especial tiene como objetivo hacer uso de técnicas y herramientas de análisis de señales, aplicándolas a un problema práctico, de utilidad real. En concreto, se propone realizar un análisis y detección de eventos básicos de una señal de Electrocardiograma (ECG) de un registro de larga duración. Para ello se utilizarán las técnicas y herramientas de análisis que se estudiaron previamente en el desarrollo de la cursada. Estas herramientas serán:

- Espectro de corto tiempo de una señal. Análisis conjunto de elementos de tiempo y frecuencia.
- Diseño de filtros digitales. Especificaciones derivadas de la aplicación.

## 2. Requisitos para la aprobación

El proyecto especial tendrá una fecha límite de vencimiento y su evaluación está establecida en el calendario de la materia, día en el cual el alumno deberá presentarse indefectiblemente con el informe del proyecto en forma impresa. Habrá un rango de fechas anterior a la fecha definitiva de entrega en el cual el alumno podrá hacer una preentrega del proyecto especial en versión electrónica. Durante ese rango de fechas el docente puede aconsejar al alumno la revisión de ciertos puntos en el proyecto. Luego del cierre del período de preentrega, se habilitará un período de entrega definitiva, donde el alumno debe depositar su versión electrónica del informe y los algoritmos correspondientes. Luego del vencimiento del período de entrega definitivo (anterior a la evaluación del proyecto especial en unos días), no se admitirán más entregas y el alumno que no cumpla este requisito quedará libre. Luego el docente de cada curso evaluará el mismo en el tiempo y forma utilizando la versión electrónica o la impresa, y asentará en la versión impresa la nota del proyecto. La modalidad de la evaluación se realizará según el docente lo crea conveniente (oral, escrita, el día de la entrega, otro día, etc.), de modo de asegurar el conocimiento del tema desarrollado y la realización individual del trabajo por parte del alumno. El trabajo solo podrá ser presentado y evaluado en el curso en el cual el alumno se halla inscripto.

La evaluación final puede incluir preguntas sobre:

- Ítems particulares sobre los ejercicios de esta guía y su implementación en Matlab.
- Conceptos teóricos necesarios para realizar los ejercicios.

Puede requerirse también al alumno que implemente alguno de los ejercicios similares en la computadora en el momento de la evaluación. Por lo tanto el alumno debe presentarse el día de la evaluación con:

- Esta guía.
- Las soluciones a los problemas planteados: Cuando el problema requiera una implementación, la misma debe estar adecuadamente descripta y debidamente justificada. Es decir, si es necesario justificación teórica, ésta debe estar desarrollada. Si se pide una implementación práctica la misma debe estar adecuadamente documentada de modo que el docente pueda constatar que las especificaciones requeridas se cumplen. Esto incluye la presentación del programa de MATLAB utilizado, y los gráficos necesarios para mostrar los resultados obtenidos en formato electrónico e impresos. Se sugiere que el formato electrónico no dependa de que funcione internet para poder verse, para evitar inconvenientes. Todos los gráficos deberán tener título, comentarios en ambos ejes sobre la unidad a representar y el eje de abscisas debe estar en unidades de tiempo o frecuencia según corresponda.

### 3. Introducción

El electrocardiograma (en adelante ECG), es una representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón que ofrece información acerca del estado del músculo cardíaco. Esta representación consiste en una línea de base sobre la cual se observan deflexiones y ondas. El origen se encuentra en las células del músculo cardíaco que poseen la propiedad que cuando se las excita desde el exterior generan un flujo de iones químicos a través de ella, como sucede con todas las células nerviosas y motoras. Pero a diferencia de las células nerviosas, las células motoras cuando se excitan al mismo tiempo se contraen, por los componentes particulares que contiene el interior de dichas células. Las células del corazón, a diferencia del resto de las células motoras, tienen la propiedad de que después de un tiempo de producida una contracción, las células se relajan y vuelven a excitarse automáticamente sin necesidad de que algún estímulo ocurra. Cada intercambio iónico entre las paredes de la célula (despolarización asociada a una contracción) puede pensarse como un dipolo eléctrico que cambia de polaridad en función del tiempo. Si muchas células cardíacas se contraen al mismo tiempo y de manera sincronizada, el efecto conjunto de todos esos dipolos que varían en el tiempo se suman, dando como resultado una tensión variable que puede ser medida desde el exterior con un circuito amplificador de tensión. Para que el funcionamiento del corazón sea posible, cada célula cardíaca debe contraerse coordinadamente respecto del resto. El llamado circuito eléctrico del corazón hace posible esto. Lo componen una parte de las células del músculo cardíaco que tienen la particularidad de ser más fácilmente excitables que el resto. Su función es propagar los

impulsos eléctricos hacia todos los sectores del músculo cardíaco de modo que el corazón cumpla su función de bombear sangre. El corazón está compuesto de dos partes casi simétricas, aisladas entre sí. Cada una de ellas está compuesta a su vez por dos cámaras interconectadas: una aurícula y un ventrículo. La parte derecha del corazón bombea la sangre que viene del cuerpo hacia los pulmones, mientras que la izquierda bombea la sangre ya oxigenada que viene de los pulmones hacia el cuerpo nuevamente. En la Figura 1 se puede observar un esquema de la estructura anatómica del corazón, y su circuito de conducción.

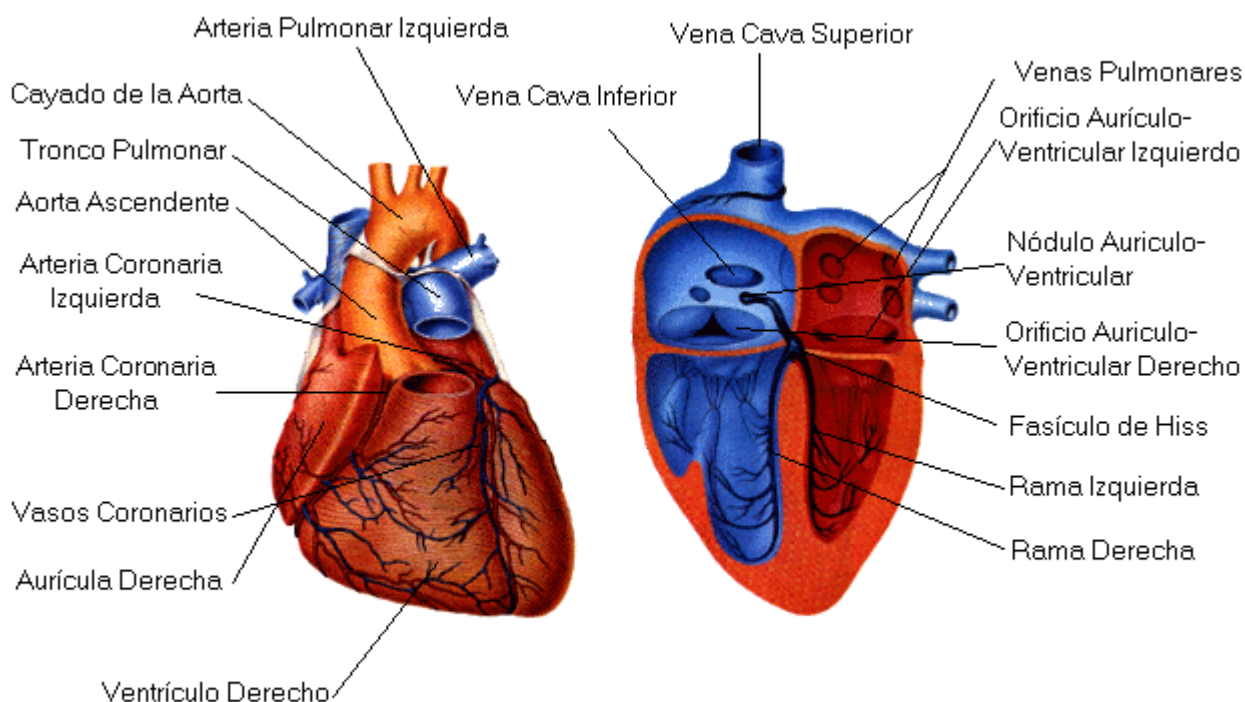


Figura 1: Esquema de la vista y corte frontal del corazón.

El ventrículo es realmente la bomba impulsora de la sangre de cada lado del corazón. Las aurículas cumplen la función de cámara de prellenado, y por lo tanto deben llenarse un poco antes que el ventrículo correspondiente. Cuando todas las células cardíacas de una cavidad se contraen al mismo tiempo, esa cámara expulsa la sangre que contiene. A este evento se lo conoce como sístole. En cambio cuando se relaja la sangre entra en dicha cámara, evento que se conoce como diástole. De este modo un latido está compuesto por una secuencia sístole auricular - diástole ventricular simultáneas, donde la sangre es expulsada de la aurícula mientras se va llenando el ventrículo, seguido a continuación de un período más largo de sístole ventricular - diástole auricular. La dinámica de esta secuencia es como se escucha con un estetoscopio: dos golpes seguidos, el primero corresponde a la contracción auricular, mientras que el segundo mas largo corresponde a la contracción ventricular. En verdad los sonidos escuchados durante un latido se deben a las válvulas de la salida de cada cámara.

El responsable de iniciar el latido cardíaco es una pequeña fracción de tejido especializado inmerso en la pared de la aurícula derecha, el nodo sinusal, también llamado marcapasos. Allí ese conjunto de células se autoexcitan automáticamente cada un determinado tiempo, que dará la frecuencia cardíaca. Este marcapasos tiene unas ramificaciones más dentro de la aurícula, y al contraerse empieza una secuencia de contracciones sucesivas que van desplazándose por toda la aurícula produciendo la sístole auricular. Como todavía las señales no alcanzaron al ventrículo éste estará relajándose al mismo tiempo, en la diástole ventricular. Después, la contracción se propaga a la parte inferior de la aurícula derecha por los llamados fascículos internodales alcanzando otro nodo llamado auriculoventricular. Este nodo cumple casi la función de un segundo marcapasos o elemento sincronizador: cuando todas las señales concurren a él, empieza la propagación de las señales a través del ventrículo, en la sístole ventricular. Al mismo tiempo la aurícula empezará su diástole, para poder llenarse de sangre para el siguiente bombeo. Los haces auriculoventriculares, agrupados en la pared interior del corazón se ramifican hacia todo el ventrículo, conduciendo el impulso desde este nodo a todo el ventrículo. De este modo el desplazamiento en el espacio de la secuencia de despolarizaciones de todas las células del camino eléctrico pueden ser pensados como un gran dipolo eléctrico que se mueve en el espacio. El electrocardiograma es el registro de ese movimiento eléctrico, que es medido como una diferencia de tensión entre dos electrodos, conectados por ejemplo entre los dos brazos de una persona. Como el movimiento de ese dipolo eléctrico es en tres dimensiones serán necesarios por lo menos 3 mediciones en las tres direcciones cartesianas para componer todo el recorrido del vector eléctrico. Cada uno de estos registros, que en lenguaje médico se conocen como derivaciones, es la proyección del recorrido del dipolo eléctrico en una dada dirección. En la Figura 2 se muestra un esquema de las etapas de un latido, con las correspondientes evoluciones de las señales de presión, fonocardiograma (PCG, del inglés phonocardiogram) o señal audible del corazón, y el ECG.

### 3.1. Descripción de una señal de ECG

Las porciones del electrocardiograma entre las deflexiones se denominan segmentos, y las distancias entre ondas se denominan intervalos. Cada una de estas porciones de la señal se corresponden con uno de los eventos del latido anteriormente descriptos, y los cuales se detallan a continuación:

- **Onda P:** Representa la despolarización de la aurícula. Su duración es menor de 100ms y su voltaje no excede los 2,5mV.
- **Intervalo PR:** Muestra el período de inactividad eléctrica correspondiente al retraso fisiológico que sufre el estímulo en el nodo auriculoventricular. Su duración debe estar comprendida entre los 120 y 200ms.
- **Complejo QRS:** Representa la despolarización de los ventrículos. Está formado por las ondas Q, R y S. Esta porción de la señal es la de mayor amplitud de todo el ECG normal. Su duración es de 80 a 100ms.
- **Segmento ST:** Comprende desde el final del complejo QRS hasta el inicio de la onda T.

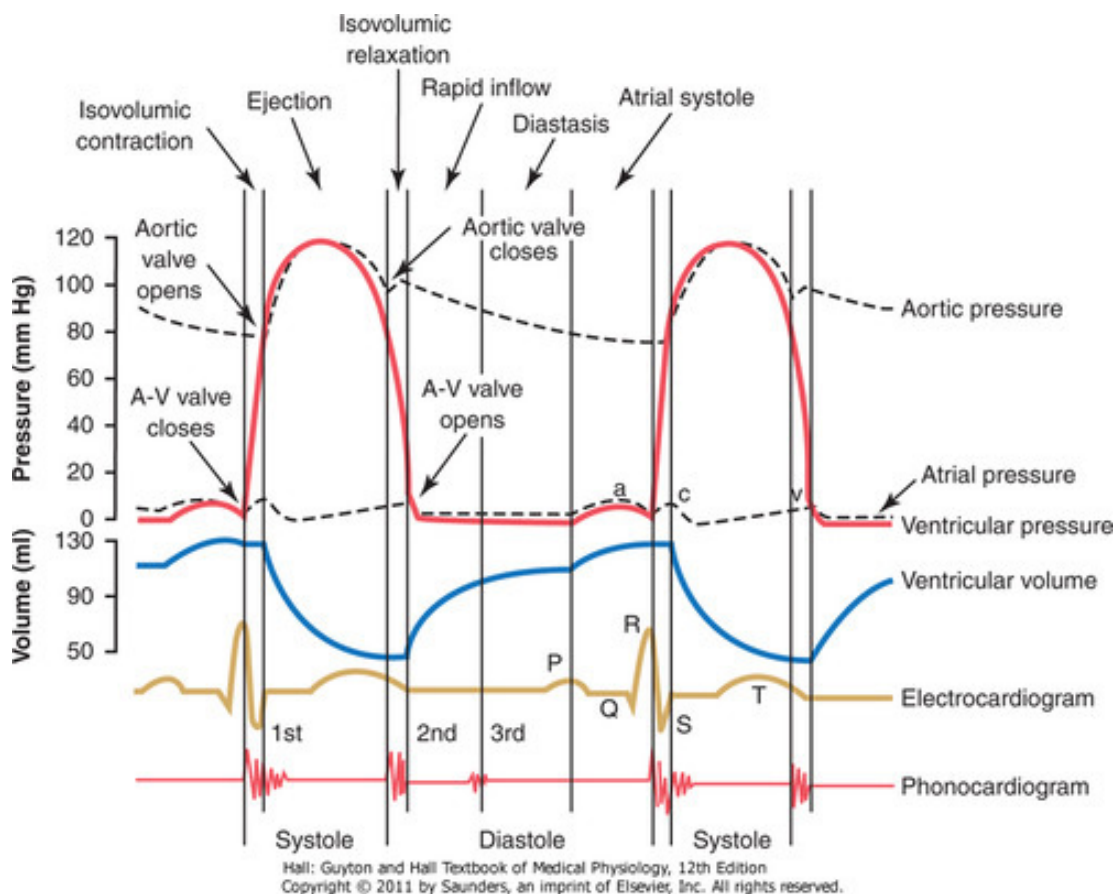


Figura 2: Esquema del funcionamiento del corazón en el transcurso de un latido.

- **Onda T:** Representa la repolarización de los ventrículos.
- **Intervalo QT:** Comprende desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la despolarización y repolarización ventricular. Su duración estará entre 320 y 400 ms.

En la Figura 3 se presenta un esquema de un ciclo característico de un ECG normal.

## 4. Desarrollo del Trabajo Práctico

Uno de las principales áreas de interés del procesamiento de este tipo de señales es el análisis automático de un electrocardiograma Holter. Este tipo de estudio corresponde a un registro electrocardiográfico continuo de 24 ó 48 horas. En estos casos los pacientes llevan puesto un registrador portátil con dos derivaciones durante ese lapso. Esta señal permite un mayor control de la evolución de un paciente a lo largo de un período relativamente grande de tiempo, evitando la falta de información que aparece en un electrocardiograma normal debido a su corta duración. Se ha demostrado su

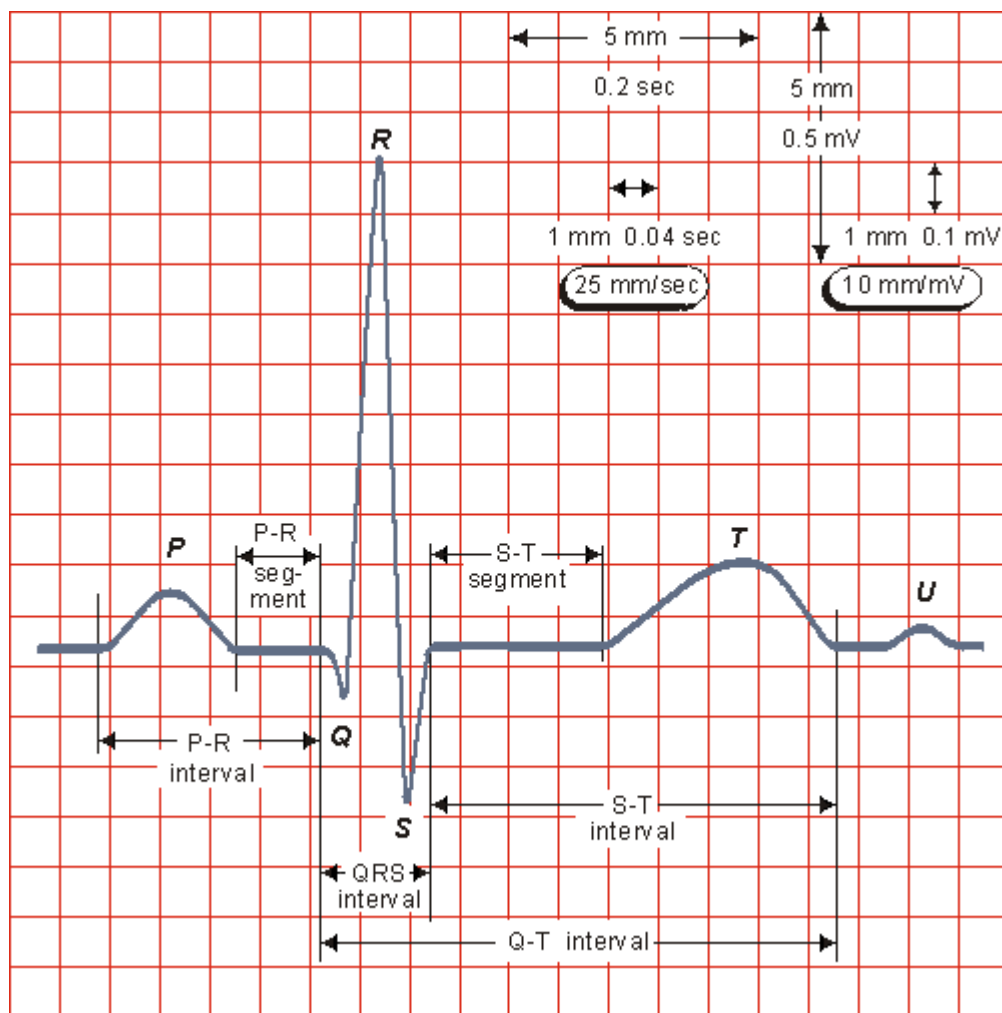


Figura 3: Esquema de un ciclo característico de un ECG normal.

utilidad en la documentación de arritmias y en los trastornos de la conducción del impulso cardíaco. Mediante la correlación de los síntomas de los pacientes y los registros electrocardiográficos puede hallarse una explicación a síntomas como mareos, síncope y palpitaciones. Es importante resaltar que la señal Holter está formada por centenares de miles de ondas cada una correspondiente a un latido, lo cual hace imposible el examen detallado de todas y cada una de ellas mediante inspección visual. Lo ideal sería que un análisis automático sea capaz de aislar las porciones de interés del registro, para luego ser analizadas por los médicos.

El objetivo de este trabajo es implementar un algoritmo de localización temporal de los complejos QRS. Las señales que utilizaremos forman parte de una base de datos disponible en el sitio del MIT DB: The Massachusetts Institute of Technology-Beth Israel Hospital Arrhythmia Database. Este tipo de bases de datos tienen por objeto realizar investigaciones sobre dichas señales por la comunidad internacional, y contrastar los resultados obtenidos de una manera objetiva. Para

ello, las señales que se publican además de contener una o más derivaciones de la señal electrocardiográfica, vienen acompañadas de otros tipos de datos, como por ejemplo anotaciones validados por observación manual de la posición de cada latido, una clasificación de cada latido, etc. Nosotros trabajaremos con una señal de 30 minutos de una derivación. La señal de ECG se encuentran en formato binario de matlab, en el archivo *103m.mat*, suministrado por la cátedra en los sitios web utilizados habitualmente. La señal fue obtenida con una frecuencia de muestreo de 200 Hz. A esta señal se le han marcado manualmente los complejos QRS. Esta información se encuentra en el archivo de texto *marcas103m.txt*, donde cada elemento indica el instante temporal, en número de muestras, de la ocurrencia de un complejo QRS. La información contenida en este archivo será usada como referencia para evaluar el desempeño de los métodos automáticos de etiquetado de eventos QRS.

#### 4.1. Análisis de la señal

- **Ejercicio 1.** Ubicar en forma manual los complejos QRS, determinando los segmentos que componen la onda.
- **Ejercicio 2.** Muestre las características en frecuencia del complejo QRS.
- **Ejercicio 3.** Realice un espectrograma de la señal de electrocardiograma que permita visualizar las características en frecuencia de la onda QRS. Implementar el espectrograma de modo de observar las características de frecuencia descriptas en el punto anterior.
- **Ejercicio 4.** Determine qué tipo de ruidos están presentes en la señal de ECG. En primer lugar describa los ruidos estacionarios que encuentra, utilizando tanto gráficos en tiempo como en frecuencia. Luego determine qué porciones de señal de ECG tienen sumados ruidos no estacionarios. Explique las posibles fuentes de cada ruido.

#### 4.2. Preprocesamiento de la señal

Como podemos ver, la señal tiene más información de la necesaria para la detección de complejos QRS. Además, puede estar sumergida en ruidos. Para poder trabajar en la detección de eventos de interés, el primer paso es eliminar o atenuar toda la información que no sea útil o interfiera con esta tarea. A esta tarea le damos el nombre preprocesamiento, y consistirá en los siguientes pasos:

1. Filtrado pasa-banda: Para atenuar el ruido presente en la señal se realiza un filtrado pasa-banda. En este caso utilizaremos un filtro pasa-bajos  $H_L(z)$  en cascada con un filtro pasa-altos  $H_H(z)$ :

$$H_L(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2}$$

$$H_H(z) = \frac{-\frac{1}{32} + z^{-16} - z^{-17} + \frac{z^{-32}}{32}}{1 - z^{-1}}$$

El filtro pasa banda mejora la relación señal a ruido y esto permite utilizar bajos umbrales de detección y por lo tanto aumenta la sensibilidad del algoritmo.

- **Ejercicio 5.** Obtenga en forma analítica y utilizando funciones de MATLAB el diagrama de polos y ceros, la respuesta en frecuencia y la respuesta al impulso del filtro  $H_L(z)$ . Calcule el retardo producido por el filtro. Analice causalidad, estabilidad y el efecto producido sobre la señal de ECG.
  - **Ejercicio 6.** Obtenga en forma analítica y utilizando funciones de MATLAB el diagrama de polos y ceros, la respuesta en frecuencia y la respuesta al impulso del filtro  $H_H(z)$ . Calcule el retardo producido por el filtro. Analice causalidad, estabilidad y el efecto producido sobre la señal de salida de la etapa anterior. Obtenga además la ecuación en diferencias que caracteriza al filtro.
  - **Ejercicio 7.** Obtenga versiones FIR de los filtros  $H_L(z)$  y  $H_H(z)$ . Discuta ventajas y desventajas de ambas implementaciones.
2. Derivada de la señal: Dado que la aparición del complejo QRS se manifiesta con un cambio abrupto en la pendiente de la señal, resulta de gran utilidad para su detección obtener la derivada temporal de la misma. Para obtener la derivada utilizaremos la siguiente aproximación numérica:

$$\frac{dx(t)}{dt} \approx \frac{1}{8h}(-x(t-2h) - 2x(t-h) + 2x(t+h) + x(t+2h))$$

donde  $h$  es el paso temporal en la aproximación.

- **Ejercicio 8.** Obtenga un sistema de tiempo discreto LTI y causal  $H_d(z)$  que permita aproximar la derivada de la señal de ECG. Justifique para que frecuencias es válida dicha aproximación basándose en la respuesta en frecuencia del sistema obtenido. Calcule el retardo producido por el filtro y obtenga la derivada de la señal de salida de la etapa anterior.
3. Cuadrado de la señal: Luego de la diferenciación la señal es elevada al cuadrado punto a punto.



- **Ejercicio 9.** Obtenga el cuadrado de la señal de salida de la etapa de diferenciación y muestre el efecto producido en tiempo y en frecuencia.
- 4. Integración de la señal: Con el objetivo de reducir la cantidad de picos de la señal, esta es integrada mediante una ventana deslizante de longitud  $N$ , es decir,

$$y[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x[n-k]$$

La correcta elección de  $N$  ayudará a una mejor performance del detector.

- **Ejercicio 10.** Obtenga la respuesta en frecuencia del sistema integrador y analice el retardo generado por el mismo. Ajuste el valor de  $N$  de modo tal de lograr resaltar la posición temporal de los complejos QRS. Recuerde que valores pequeños de  $N$  resultan en una gran cantidad de máximos pero valores demasiado grandes pueden producir la fusión del complejo QRS con el resto de las ondas existentes en el periodo.

### 4.3. Detección automática de latidos

Para determinar el tiempo de cada latido, lo más práctico es determinar la posición del complejo QRS de cada ciclo. Dicha porción de señal tiene características particulares de frecuencia y tiempo que la hacen distinguible del resto.

Se han presentado diferentes algoritmos para realizar esta tarea en forma automática. En este trabajo utilizaremos una variante del método desarrollado por Pan y Tompkins, conocido bajo el nombre de *Gold Standard*. Dicho algoritmo, el cual es un referente en esta tarea, se encuentra desarrollado brevemente en el Apéndice.

- **Ejercicio 11 (opcional).** Implemente un algoritmo de detección automática de los complejos QRS utilizando la señal de salida de la etapa de preprocesamiento. Puede utilizar el primer minuto de la señal para ajustar los parámetros de dicho algoritmo.
- **Ejercicio 12** Utilice el algoritmo *Gold Standard*, cuya implementación se encuentra en el archivo *deteccion\_qrs.m*, para realizar la detección automática de los complejos QRS a partir de la señal de salida de la etapa de preprocesamiento. Evaluar la performance contando la cantidad de falsos positivos y falsos negativos. Un falso positivo es una marca que no se corresponde con un complejo QRS. Esto también puede tomarse como la inserción errónea de una marca de complejo QRS. Un falso negativo es no marcar un complejo QRS. Utilice como tolerancia para el cálculo del error de localización el ancho aproximado de los complejos QRS.

- **Ejercicio 13.** Adicionar ruido blanco a la señal de ECG para obtener señales con una relación señal a ruido de 30dB, 20dB y 10dB, respectivamente. Evalúe el desempeño del detector con estas nuevas señales. La relación señal a ruido puede obtenerse como

$$SNR_{dB} = 10 * \log_{10} \left( \frac{\sum_{n=1}^N \text{señal}(n)^2}{\sum_{n=1}^N \text{ruido}(n)^2} \right) \quad (1)$$

- **Ejercicio 14.** Realice todo el procesamiento anterior pero con las señales re-muestreadas a 360Hz en lugar de 200Hz. Describa el procesamiento discreto necesario para cambiar la frecuencia de muestreo y determine la nueva forma que deben tener los filtros  $H_L(z)$ ,  $H_H(z)$ ,  $H_d(z)$  o  $H_i(z)$  para cumplir con idénticos requerimientos de procesamiento que en el caso de la frecuencia de muestreo original.

## Apéndice

---

**Pseudocódigo 1** Algoritmo de detección de complejos QRS de Pam y Tompkins

---

**Entrada:**  $x$ : señal de ECG preprocesada

**Salida:**  $y$ : Posición de los complejos QRS

```
1:  $Período\_muestro \leftarrow$ 
2:  $Umbral\_señal \leftarrow máximo(x[0 : 2s])$ 
3:  $Nivel\_señal \leftarrow máximo(x[0 : 2s])$ 
4:  $Umbral\_ruido \leftarrow mínimo(x[0 : 2s])$ 
5:  $Nivel\_ruido \leftarrow mínimo(x[0 : 2s])$ 
6:  $Período\_refractario \leftarrow 0s$ 
7:  $RR \leftarrow (\emptyset)$ 
8:  $y \leftarrow (\emptyset)$ 
9: Para todo  $x(i)$  : muestras de  $x$  Hacer
10:   Si  $Período\_refractario \leq 0s$  Entonces
11:     Si  $\{x(i) \text{ es un pico}\} \wedge \{x(i) \leq Umbral\_señal\}$  Entonces
12:        $Umbral\_señal \leftarrow Nivel\_ruido + 0,25 * (Nivel\_señal - Nivel\_ruido)$ 
13:        $Umbral\_ruido \leftarrow 0,5 * Umbral\_señal$ 
14:     Si no
15:        $Período\_refractario \leftarrow 200ms$ 
16:        $y(último + 1) \leftarrow i$ 
17:        $RR(último + 1) \leftarrow y(último) - y(anteúltimo)$ 
18:        $RR\_promedio \leftarrow promedio(RR(último - 7, último - 6, \dots, último))$ 
19:        $RR\_buenos \leftarrow RR \mid 0,92 * RR\_promedio\_buenos < RR < 1,16 * RR\_promedio\_buenos$ 
20:        $RR\_promedio\_buenos \leftarrow promedio(RR\_buenos(último - 7, último - 6, \dots, último))$ 
21:        $Umbral\_RR \leftarrow 1,66 * RR\_promedio\_buenos$ 
22:       Si  $RR(último) < Umbral\_RR$  Entonces
23:          $Nivel\_señal \leftarrow 0,125 * x(i) + 0,875 * Nivel\_señal$ 
24:       Si no  $\triangleright$  pudimos haber perdido un complejo QRS
25:          $n \leftarrow k \mid \{y(anteúltimo) < k < y(último)\} \wedge \{x(k) > Umbral\_ruido\}$ 
26:          $y(último + 1) \leftarrow n$ 
27:          $Nivel\_señal \leftarrow 0,25 * x(n) + 0,75 * Nivel\_señal$ 
28:       Fin Si
29:     Fin Si
30:   Si no
31:      $Período\_refractario \leftarrow Período\_refractario - Período\_muestro$ 
32:   Fin Si
33:    $i \leftarrow i + 1$ 
34: Fin Para
```

---

## Referencias

- [1] PAN, J. and W.J. TOMPKINS, *A real-time QRS detection algorithm*. In IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 32 (3), pp.230-236. 1985..
- [2] PORTET, F.; A.I. HERNÁNDEZ and G. CARRAULT, *Evaluation of real-time QRS detection algorithms in variable contexts*. In Medical & biological engineering & computing. Vol. 43 (3), pp. 381-387. 2005.
- [3] CHRISTOV, I., *Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold*. In BioMedical Engineering OnLine 3:28. 2004.