

---

# Procesamiento Digital de Señales

---

**Octavio Buttera y Francisco Peralta Pino**

Facultad de Ingeniería y Ciencias Hídricas, Universidad Nacional del Litoral  
Instituto de Investigación en Señales, Sistemas e Inteligencia Computacional, UNL-CONICET

## Resumen

En este informe de trabajo final para la asignatura "Procesamiento Digital de Señales" se expone el desarrollo de un algoritmo para la detección de latidos anómalos mediante el procesamiento de señales de electrocardiograma (ECG) y la implementación del algoritmo de Pan-Tompkins. La detección precisa de arritmias como las contracciones ventriculares prematuras (PVC), son un gran desafío en el área de Procesamiento de Señales debido a la variabilidad de las señales ECG.

## 1. Introducción

Las enfermedades cardiovasculares constituyen una de las principales causas de mortalidad a nivel mundial. El diagnóstico temprano y preciso de estas condiciones es crucial para mejorar los resultados clínicos y reducir la mortalidad. En este contexto, los electrocardiogramas (ECG) desempeñan un papel fundamental. El electrocardiograma (ECG) es una representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón y es una herramienta esencial en la cardiología para monitorear y evaluar la salud cardíaca. La capacidad de una detección precisa de las anomalías a partir de un ECG puede llegar a tener un aspecto significativo en la prevención y tratamiento de las enfermedades cardiovasculares.

Existen diversas técnicas y métodos para detectar anomalías en el funcionamiento del corazón. Sin embargo, este trabajo está enfocado en el análisis de electrocardiogramas utilizando el procesamiento digital de señales y el algoritmo de Pan-Tompkins.

El algoritmo de *Pan y Tompkins* es un algoritmo utilizado para la detección del complejo QRS de la señal ECG. El complejo QRS representa la despolarización de los ventrículos, en donde estos se contraen y bombean la sangre a través de las arterias. Este algoritmo está formado por 5 etapas de procesamiento mediante el uso de filtros: Filtro pasa bajo, Filtro pasa alto, Filtro derivador, Filtro cuadrático y, por último, Filtro de ventana móvil integradora. Cada una de estas etapas contribuye a la mejora de la señal y la precisión en la detección de los complejos QRS.

El objetivo principal de este trabajo es el desarrollo de un algoritmo que sea capaz de identificar latidos anómalos, particularmente contracciones ventriculares prematuras (PVC), mediante la aplicación del procesamiento digital de señales y el algoritmo de Pan-Tompkins.

## 2. Metodología

Para la realización de este proyecto, utilizaremos una metodología de trabajo que puede ser dividida en tres etapas. En primer lugar, se realiza una revisión bibliográfica en la que se estudian todos los temas que se van a utilizar en el desarrollo del proyecto. Esto incluye tanto los conceptos de procesamiento de señales ya vistos en la asignatura como algunos nuevos que tuvimos que adquirir para la implementación de este proyecto y otros relacionados con nuestro objeto de estudio: el corazón. En segundo lugar, una vez que se decidió el enfoque con el cual vamos a abordar nuestro análisis y el algoritmo que se empleará para el procesamiento de electrocardiogramas, se comienza con el desarrollo del sistema. Durante esta etapa, se realizarán todas las tareas necesarias para el logro del

objetivo del proyecto. Esto incluye tanto el desarrollo y la implementación, como la integración de los diferentes componentes del sistema. Por último, se evaluará el funcionamiento del sistema realizando las pruebas necesarias para obtener una conclusión final.

## 2.1. Marco Teórico

Antes de comenzar con el desarrollo del proyecto, se realizara la presentación de fundamentos teóricos necesarios para la interpretación.

Podemos analizar el funcionamiento del corazón a través de los electrocardiogramas, con un correcto procesamiento de los mismos podemos detectar distintas patologías. Por lo tanto, el interés en la creación de sistemas automáticos para el análisis del ECG ha aumentado significativamente en los últimos años con el fin de minimizar los impactos que causan el hecho de no diagnosticar a tiempo estas patologías cardíacas. Aunque es importante recordar que los sistemas no pueden reemplazar el juicio del médico, sin duda ayudarán al especialista a tomar una decisión si rechaza o acepta el diagnóstico dado por el sistema, al menos con un cierto margen de error. En otras palabras, como todos los sistemas informáticos, este sistema no está diseñado con el objetivo de reemplazar el diagnóstico de un profesional, sino para servir como una herramienta complementaria para el personal médico.

El electrocardiograma es un estudio cardiológico que permite obtener un registro de la actividad eléctrica del corazón, mediante electrodos aplicados en la piel. Se puede decir que el corazón es una gran “bomba” formada por cuatro “bombas” mas pequeñas, las aurículas y ventrículos. Opera de la siguiente manera:

1. La sangre llena la aurícula derecha.
2. La aurícula bombea sangre hacia el ventrículo derecho.
3. El ventrículo derecho bombea sangre a los pulmones para oxigenarse.
4. La sangre oxigenada regresa de los pulmones a la aurícula izquierda.
5. La aurícula izquierda bombea la sangre hacia el ventrículo izquierdo.
6. El ventrículo izquierdo bombea la sangre al resto del cuerpo.

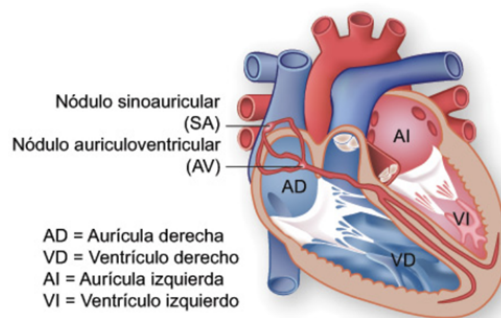


Figura 1: Imagen del corazón.

En general, la sangre va desde el lado derecho del corazón, luego a los pulmones, luego al lado izquierdo del corazón y luego al resto del cuerpo. Cuando un músculo del corazón se contrae, crea un cambio visible en el voltaje a través del corazón, esta información la podemos ver en la morfología de los electrocardiogramas.

Un latido normal, está constituido por la onda P, el complejo QRS, la onda T y una onda U.

Cada parte del complejo es una onda a la que se le asigna una letra en orden alfabético (PQRST). Cada onda nos dice qué parte del corazón se está contrayendo.

Podemos referirnos a todo esto como el complejo QRS. Las distancias entre las ondas se denominan intervalos, mientras que las porciones del ECG que aparecen entre las deflexiones se llaman

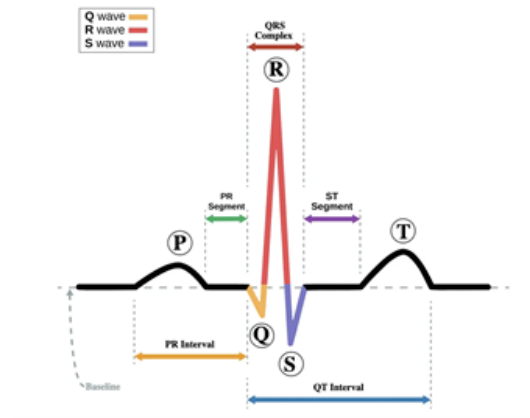


Figura 2: Señal electrocardiograma.

segmentos. En el ECG de un ciclo cardíaco, podemos identificar las siguientes ondas, deflexiones y segmentos:

**Onda P:** representa el momento en el que la sangre de las aurículas viaja hacia los ventrículos.

**Segmento PR:** la sangre ya se encuentra en los ventrículos, momento previo a la contracción de los ventrículos.

**Intervalo PR:** es la distancia entre el inicio de la onda P (contracción auricular) y el inicio de QRS (contracción ventricular).

**Complejo QRS:** está formado por tres ondas: la Q, la R y la S. Todas ellas son causadas por el paso del impulso cardíaco a través de los ventrículos, los ventrículos se contraen y expulsan la sangre a través de las arterias.

**Segmento ST:** es el intervalo entre el final del complejo QRS y el inicio de la onda T. Representa el tiempo en que los ventrículos permanecen en estado activado y puede iniciarse la repolarización ventricular. Momento previo al llenado de las aurículas

**Intervalo QT:** Este intervalo representa el tiempo transcurrido desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T.

**Onda T:** representa la repolarización de los ventrículos y el corazón está preparado para un nuevo pulso.

**Onda U:** Es una pequeña onda que aparece después de la onda T.

**Intervalo RR:** es la duración de un latido, intervalo de tiempo entre dos ondas R de dos complejos QRS.

Esto es un latido normal, los valores estándar se encuentran entre 60 y 100 latidos por minuto.

## 2.2. Algoritmos para la detección de complejos QRS

JIAPU PAN y WILLIS J. TOMPKINS, (1985) desarrollaron un algoritmo en tiempo real para la detección de complejos QRS en señales electrocardiográficas, el cual es capaz de detectar el complejo QRS. Este es el algoritmo mas utilizado y esta formado por varias etapas de procesado.



Figura 3: Etapas del algoritmo de Pan-Tompkins.

**Filtro Pasa banda:**

Pan y Tompkins establecen que el filtro pasa banda reduce la influencia del ruido muscular, la desviación de la línea de base y la interferencia de la onda T. La banda de paso deseable para maximizar la energía del QRS es aproximadamente de 5 a 15 Hz. En este caso se añade un filtro paso bajo y después un filtro paso alto, con ello queda implementado el filtro paso banda.

#### **Filtro derivador:**

La derivación se utiliza para la búsqueda de las pendientes altas que normalmente distinguen a los complejos QRS de otras ondas del ECG y suprime los componentes de baja frecuencia que son las ondas P y T. Generalmente la onda R tiene mayor pendiente y esto nos sirve para diferenciarla de las ondas P y T.

*Función de transferencia:*  $H(z) = \frac{1}{8}T \cdot (-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z^1 + z^2)$

*Ecuación en diferencias:*  $y(nT) = (\frac{1}{8}T) \cdot [-x(nT - 2T) - 2x(nT - T) + 2x(nT + T) + x(nT + 2T)]$

Donde T es el periodo de muestreo.

#### **Filtro cuadrático:**

Se eleva la señal al cuadrado enfatizando las componentes de alta frecuencia.

#### **Integración por ventana en movimiento:**

Pasamos la señal cuadrática a través de un integrador de ventana móvil. La intención de la integración de ventana móvil es obtener información sobre la forma de la onda y la pendiente de la onda R.

*Ecuación en diferencias:*  $y(nT) = (\frac{1}{N}) \cdot [x(nT - (n-1) \cdot T) + x(nT - (N-2) \cdot T) + \dots + x(nT)]$

Donde N es el número de muestras en el ancho de la ventana de integración

### **3. Implementación**

A continuación se detallan las diferentes etapas de la implementación en MatLab/Octave realizada en el trabajo.

Los datos para procesamiento se obtuvieron de la base de datos de arritmias del MIT-BIH. En primer lugar se procesaron los distintos archivos de cada registro para leerlos de forma correcta. Cada segundo contiene 360 muestras y la duración de cada ECG es de 30 minutos. Para obtener los complejos QRS utilizaremos el algoritmo de Pan-Tompkins anteriormente explicado.

#### **Filtro Pasa banda:**

Se realiza un primer filtrado pasa banda, implementado con el comando “butter”, primero aplicando un filtro pasa bajo y luego un filtro pasa alto, obteniendo así el filtro pasa banda.

#### **Filtro derivador:**

Se aplica la función del filtro derivador a la señal de ECG.

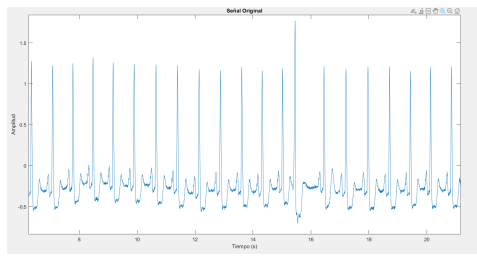
#### **Filtro cuadrático:**

Se eleva a la segunda potencia a la señal de ECG.

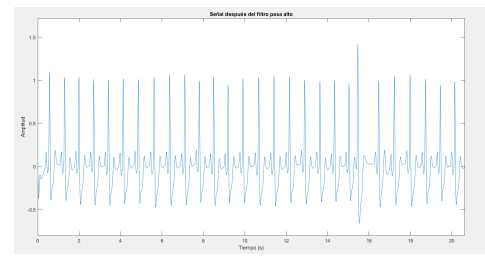
#### **Integración por ventana en movimiento:**

Se calcula a partir de la ecuación en diferencias detallada anteriormente.

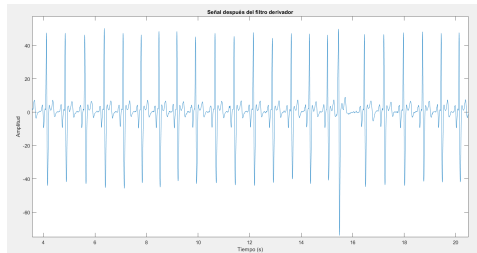
A continuación se presentan una serie de imágenes que reflejan el resultado de la realización de todos estos pasos frente a la señal procesada de la base de datos.



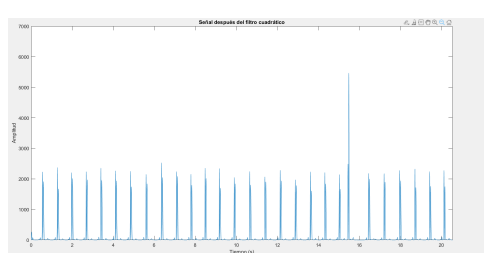
(a) Señal original.



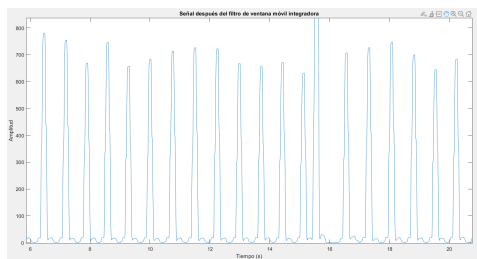
(b) Filtro pasa banda.



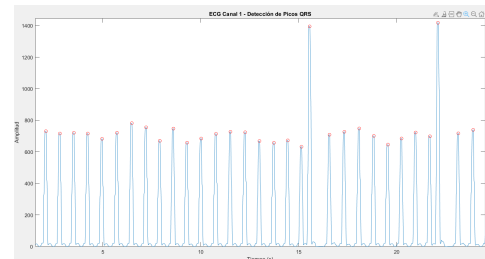
(c) Filtro derivador.



(d) Filtro cuadrático.



(e) Filtro ventana movil.



(f) Picos QRS detectados.

Figura 4: Conjunto de filtros aplicados a la señal.

### Detección de picos QRS:

Se establecen dos parámetros iniciales: por un lado, el primer parámetro es la *altura mínima* para ser considerado un pico y, luego, otro parámetro para la *distancia mínima* de los mismos. Utilizando la función “findpeaks” que se emplea para identificar picos en un conjunto de datos y enviándole los parámetros definidos obtenemos un vector que contiene las alturas de los picos encontrados y otro que contiene las posiciones de los mismos.

Con esta información podemos definir distintos valores de interés como los intervalos RR y la frecuencia cardíaca.

### Detección de arritmia PVC (contracción ventricular prematura):

Las contracciones ventriculares prematuras son un tipo frecuente de latido cardíaco irregular (arritmia).

Para la detección de las mismas, también se utilizan dos parámetros (umbrales) que indican lo siguiente: por un lado, el valor del ancho mínimo del complejo QRS. Posteriormente, se define el mínimo intervalo RR como el 70 % del promedio de todos los intervalos RR.

Una vez definidos estos 2 parámetros, realizamos un bucle de conteo que recorre todos los intervalos RR y chequea si el pico se encuentra dentro de estos parámetros presentados anteriormente, esto lo hicimos tomando intervalos de tiempo de 200 segundos. Si cumple con esta condición, se confirma que se ha encontrado una contracción ventricular prematura y, en caso negativo, se descarta el pico y se continúa con la búsqueda.

## 4. Conclusiones

En este trabajo final para la asignatura de Procesamiento Digital de Señales, hemos desarrollado un algoritmo para la detección de latidos anómalos en electrocardiogramas (ECG), centrándose particularmente en la identificación de arritmias mediante el algoritmo de Pan-Tompkins. La detección precisa de anomalías cardíacas como las contracciones ventriculares prematuras (PVC) es sumamente importante para mejorar el diagnóstico temprano de enfermedades cardiovasculares.

La realización del trabajo incluye una búsqueda bibliográfica realizada previamente, el desarrollo e implementación del algoritmo en MATLAB/Octave utilizando datos del MIT-BIH Arrhythmia Database, y la evaluación rigurosa de su desempeño.

Es importante destacar que se realizaron los ajustes de los parámetros correspondientes para maximizar el desempeño del algoritmo. Esto claramente no refleja el desempeño real del sistema, por lo que se llevaron a cabo diversas pruebas del mismo con otros registros (ECG) para obtener la tasa de aciertos real del algoritmo.

Entonces, para la definición de la misma, se analizaron 6 registros y en base a los puntos de interés que informa la base de datos, se obtuvo así una tasa de acierto global del algoritmo del 66.67 %.

## Agradecimientos

Agradecemos a L. Vignolo(tutor), L. Di Persia, L. Ruffiner. y D. Milone por las ideas y revisiones que mejoraron mucho este trabajo.

## Referencias

- Proto Bioengineering. (2023). How to Analyze the Heart with Python Part 1: How the Heart Works. Medium. <https://medium.com/@protobioengineering/how-to-analyze-the-heart-with-python-part-1-how-the-heart-works-efd800aa9ad0>
- Vera, O. E., Duque Cardona, E., Rivera Piedrahita, J. (2006). Extracción de Características de la Señal Electrocardiográfica Mediante Software de Análisis Matemático.
- Morente Terrado, G. (2022). Implementación de un algoritmo de detección de arritmias cardíacas basado en FPGA.
- Pais, C. M., Rufiner, H. L. (2012). Detector de QRS inspirado en Filtrado Óptimo y Paquetes de Onditas. En Proceedings of the 13th Argentine Symposium on Computing Technology (AST 2012 y 41 JAIIO). <http://sinc.unl.edu.ar/sinc-publications/2012/PR12>
- Pais, C. M., Rufiner, H. L. (2014). Wavelet Packet and Matched Filter inspired QRS Detector. En Proceedings of the VI Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica (CLAIB 2014) (p. 403). <http://sinc.unl.edu.ar/sinc-publications/2014/PR14>
- Gonzalez Tejeda, R., Pais, C. M., Rufiner, H. L. (2021). New Approaches to ECG Reconstruction for Preserving Diagnostic Information. En Proceedings of the 3rd International Conference on Advances in Signal Processing and Artificial Intelligence. <http://sinc.unl.edu.ar/sinc-publications/2021/GPR21a>
- Sartorelli, S. Desarrollo de software para detección automática de Isquemia Miocárdica mediante procesamiento de señales ECG. Proyecto Final de Carrera, Ingeniería en Informática.
- Casas Quiroz, L. M. (2021). Aplicación para la detección de arritmias basado en los algoritmos de Pan Tompkins, Elgendi y Boonperm. Tesis para optar el Título Profesional de Ingeniero de Sistemas.