



## Detección de latidos en señales ECG

Dayana Gonzalez Vargas

dayana.gonzalez@urosario.edu.co

Estudiante de matemáticas aplicadas y ciencia de la computación.

Laura Salazar

lauraa.salazar@urosario.edu.co

Estudiante de matemáticas aplicadas y ciencia de la computación.

(Universidad del Rosario)

(Dated: November 8, 2021)

### ABSTRACT

En la actualidad se utilizan los electrocardiogramas para detectar diferentes complicaciones mediante ondas eléctricas que generan los ciclos cardiacos. Mediante estas señales **ECG** los médicos especialistas en cardiología detectan y diagnostican enfermedades cardiacas; entre estas se encuentran las arritmias, las cuales ocurren cuando los impulsos eléctricos que ayudan a la coordinación de los latidos cardiacos no funcionan correctamente, para esto se necesita encontrar o detectar en una señal **ECG** aquellos latidos que produce el corazón, para esto implementaremos el algoritmo de Pan-Tompkins en **matlab**, el cual es usualmente utilizado para detectar los complejo QRS y las diferentes ondas durante la manipulación de una señal **ECG**.

### INTRODUCCIÓN

El corazón es un órgano dividido en cuatro cavidades, dos aurículas y dos ventrículos. Hay dos tabiques, uno entre las dos aurículas y otro entre los ventrículos. Ahora bien, el corazón tiene como funcionalidad principal bombear sangre a todo el cuerpo. Para poder realizar este proceso, existen unos conductos que lo conectan con el resto del cuerpo, las venas y las arterias, las arterias son las encargadas de llevar la sangre hacia afuera del corazón y las venas de llevarla hacia adentro de este.

En cada latido, el corazón envía sangre a todo el cuerpo. Cada latido cardíaco consta de dos fases. La primera se llama **sístole**, ocurre cuando los ventrículos se contraen y bombean sangre a las arterias aorta y pulmonar. Una vez los ventrículos se dejan de contraer, se cierran las válvulas aórtica y pulmonar, evitando que la sangre se devuelva. La segunda fase se llama **diástole** y ocurre cuando los ventrículos se relajan, permitiendo que se llenen de la sangre provenientes de las aurículas y se preparen para el siguiente latido. (Hirsch L)

Este proceso tan rápido y sincronizado se puede ver afectado de diversas maneras, provocando problemas a lo largo del cuerpo del ser humano. Por esto es importante saber si esta fallando, una manera rápida y efectiva es un electrocardiograma, así, se puede actuar inmediatamente, evitando más daños al cuerpo.

Es importante saber que se va a analizar al momento

de leer un electrocardiograma (ECG), para así estar seguros cuando hay una anomalía. Por este motivo, a continuación veremos la señal ECG y sus componentes.

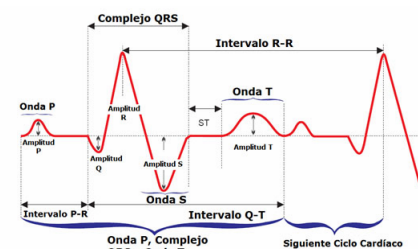


Figura 1. El trazado de ECG y sus formas de ondas más representativas.

FIG. 1: Señal ECG y sus componentes  
Imagen extraída de [9]

### TEORÍA

Para la implementación del monitor cardíaco, primero se leyó la señal ECG, se hicieron varios filtros de dicha señal, con el objetivo de aislar el ruido (movimiento del paciente, presión arterial, entre otros factores que distorsionan la señal original) que podía afectar el análisis óptimo de la señal.

El algoritmo que se implementó para la creación del electrocardiograma fue el algoritmo de Pan-Tompkins comúnmente utilizado para detectar los complejos

QRS, los cuales representan la despolarización previa a la contracción de los ventrículos. El algoritmo Pan-Tompkins esta dividido en varias etapas:

1. **Cancelación del ruido:** La mejor forma de minimizar el ruido es un filtro pasabanda de 5-15Hz para maximizar la contribución del QRS y reducir el ruido muscular, la interferencia de la línea eléctrica y el contenido de frecuencia de la onda P/T. Para obtener este filtro pasabanda, inicialmente se hace un filtro pasa-bajo y luego un filtro pasa-alto. La función de transferencia del filtro pasa-bajo de segundo orden se puede expresar como

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

note que, la amplitud esta dada por

$$|H(\omega T)| = \frac{\sin^2(3\omega T)}{\sin^2(\omega T/2)},$$

donde  $T$  es el periodo de muestreo. La ecuación diferencial de este filtro esta definida como

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T),$$

aquí, la frecuencia de corte es aproximadamente 11Hz y la ganancia de 36. Además, el retardo del procesamiento del filtro es de seis muestras.

De la misma forma, la función de transferencia del filtro pasa-alto es la siguiente

$$H(z) = \frac{-1 + 32z^{-16} + z^{-32}}{1 + z^{-1}},$$

aplicando el mismo procedimiento visto anteriormente, la ecuación diferencial del filtro pasa-alto esta definida como

$$y(nT) = 32x(nT - 16T) + [y(nT - T) + x(nT) - x(nT - 32T)]$$

note que, la frecuencia de corte es aproximadamente 5Hz y la ganancia es de 32. Además, el retardo es de 16 muestras.

2. **Derivación:** Después de hacer el filtro, la señal cumple la propiedad de ser diferenciable. Ahora bien, se usa la quinta derivada de la función de transferencia, dando como resultado

$$H(z) = \frac{T}{8}(-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z + z^2),$$

ahora bien, junto con la amplitud, se haya la ecuación diferencial

$$y(nT) = \frac{T}{8}[-x(nT - 2T) - 2x(nT - T) + 2x(nT + T) + x(nT + 2T)]$$

3. **Cuadrada:** La señal es elevada al cuadrado punto por punto, convirtiendo todos los puntos positivos, enfatizando las frecuencias altas.

$$y(nT) = [x(nT)]^2$$

4. **Integración:** El propósito de este paso es obtener información sobre la forma de la onda.

$$y(nT) = \frac{1}{N}[x(nT - (N - 1)T) + x(nT - (N - 2)T) + \dots + x(nT)],$$

donde  $N$  es el número de muestras en la ventana de integración.

5. **Algoritmo de decisión por medio de umbrales:** En esta fase se detectan los tiempos donde se originan las ondas  $R$  a partir del análisis de los parámetros pendiente y amplitud. Dentro de este apartado, también se encuentra una fase de revisión, permitiendo un posible retroceso para reducir la magnitud de los umbrales si se detecta un complejo QRS como “perdido”. El término “se ha perdido” depende de la media del tiempo que existen entre los complejos QRS. Dichos parámetros son:

- **SPKI:** almacena la amplitud del último pico clasificado como complejo QRS en la señal integrada, esta definido como

$$SPKI = 0.125 * PEAKI + 0.875 * SPKI$$

- **SPKF:** esta definido de la misma manera que el anterior

$$SPKF = 0.125 * PEAKI + 0.875 * SPKF$$

- **NPKI:** guarda la amplitud del último pico clasificado como ruido en la señal integrada. Se define de la siguiente manera

$$NPKI = 0.125 * PEAKI + 0.875 * NPKI$$

- **NPKF:** definido de la misma forma que el item anterior,

$$NPKF = 0.125 * PEAKI + 0.875 * NPKF$$

- **THRESHOLD I1:** es el límite que determina si un pico de la señal integrada es un complejo. Se describe de la siguiente manera

$$THRESHOLDI1 = NPKI + 0,25 * (SPKINPKI)$$

- **THRESHOLD I2:** Su definición esta relacionada con el item anterior y se describe como

$$THRESHOLDI2 = 0,5 * THRESHOLDI1$$

- **PEAKI:** es la amplitud del pico de análisis.
- **RR AVERAGE1 (RR1):** es la media de los 8 intervalos últimos de tiempo entre un complejo y otro. Se define como

$$RRAVERAGE1 = 0,125(RR_{n7} + RR_{n6} + RR_{n5} + \dots + RR_n)$$

- **RR AVERAGE2 (RR2):** es la media de los 8 intervalos últimos de tiempo máximos entre un complejo y el siguiente. Se define como

$$RRAVERAGE2 = 0,125(RR'_{n7} + RR'_{n6} + RR'_{n5} + \dots + RR'_n)$$

- **RR LOW LIMIT (RRll):** es el límite de tiempo mínimo entre los complejos. Su fórmula es la siguiente

$$RRLOWLIMIT = 92\%RR\_AVERAGE2$$

- **RR HIGH LIMIT (RRhl):** : es el límite temporal máximo entre los complejos. Se define como

$$RRHIGHLIMIT = 116\%RR\_AVERAGE2$$

- **RR MISSED LIMIT (RRml):** si no hay complejos se devuelve para disminuir el umbral. Se define como

$$RRHIGHLIMIT = 166\%RR\_AVERAGE$$

Por último se hace una evaluación del funcionamiento del algoritmo, para esto, vamos a tener en cuenta la sensibilidad, la cual es la capacidad de detectar complejos QRS. La sensibilidad esta definida como:

$$Sensibilidad = \frac{TP}{TP + FN},$$

donde  $TP$  son los complejos detectados correctamente y  $FN$  es la detección de complejos que no lo son.

Estos parámetros fueron tomados de [1]

## METODOLOGÍA

Para el desarrollo de un detector de complejos QRS de una señal ECG, inicialmente tomamos siete muestras de estas señales, pertenecientes a una base de datos encontrada en Physionet llamada "MIT-BIH Arrhythmia Database", donde el rango de duración de estas señales es de 8 a 60 segundos, contando entre 10 a 25 latidos y con un rango de frecuencia de muestreo de entre 128 a 500 Hz.

Cada una de estas señales pasa por un detector de complejos QRS implementado por el algoritmo de Pan-Tompkins, del cual ya fue hablado anteriormente en la sección previa. Allí, dijimos que la funcionalidad se divide en tres fases, la primera fase consta del filtrado que se le realiza a la señal para acentuar las frecuencias y eliminar los ruidos con un filtrado pasa banda entre las frecuencias de (5Hz - 15Hz), donde nosotros realizamos inicialmente un filtrado pasa bajos en (12Hz) y luego el resultado lo pasamos a un filtro pasa altos en (5 Hz). Para reducir la complejidad del algoritmo se hizo un paso de banda

de 3 dB. Para esto utilizamos las siguientes funciones de filtrado en `matlab` llamadas `Butter`, que devuelve los coeficientes de filtrado y `filter`, que aplica estos coeficientes a la señal.

Continuando con la fase de filtrado, se sigue un filtro derivado, el cual tiene como finalidad identificar las ondas R que se encuentran en los complejos QRS de una señal, para implementarlo realizamos una interpolación, la cual permite que los efectos de una señal de 200Hz puedan ser similares en una señal de 500 Hz. Siguiendo con el filtrado derivativo, tenemos que se tiene un desfase lineal en las frecuencias de 0Hz a 30 Hz obtenidas por el filtro pasa alto.

Ahora, seguimos con la segunda fase que se nombraría como la fase de enfatización, donde se obtienen los picos R que pertenecerían a la detección de los complejos QRS, para esto se elevan cada elemento de la señal filtrada al cuadrado y se sigue con la ventana de integración móvil en la cual trabaja como un escáner sobre el área bajo la curva de la señal filtrada, es decir, que trabaja como una integral con esta fase se puede notar que tan alejadas se encuentran las ondas T y P de el complejo QRS. A continuación se presenta el diagrama de bloques de el algoritmo implementado

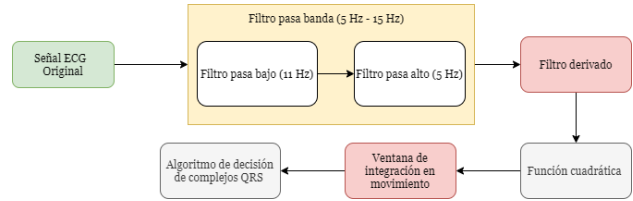


FIG. 2: Algoritmo de Pan - Tompkins

Por ultimo se llega a la fase de detección y análisis de los complejos QRS. Nosotros seguimos dos estrategias en donde la primera se caracteriza por la detección y adicionalmente la revisión de que ese pico si sea un complejo QRS. Esta fase consta de utilizar dos umbrales para poder garantizar la con fiabilidad de obtención de complejos QRS, es decir, consiste inicialmente en tomar los picos de la señal integrada con una función en `matlab` que se llama `findpeaks` el cual nos retorna los picos y sus índices.

A partir de estos picos se mira si son mayores que el `THRESHOLDI1` de la señal integrada, el cual depende del `SPKIN` y el `NPKIN` explicado anteriormente, si este pico de la señal integrada cumple lo anterior se genera una ventana en la señal filtrada, el tamaño va a ser desde el tiempo del pico de la señal integrada menos 0.15 hasta el tiempo del pico de la señal integrada. Luego, se toma el máximo de amplitud en esa ventana para compararlo con el `THRESHOLDF1`, que depende del `SPKF` y `NPKF`, si este máximo es mayor se clasifica como un complejo QRS y se actualizan los datos anteriores. En el caso contrario, se mira si el tiempo transcurrido es mayor que el `RR_missed` en donde si en un tiempo no se ha encontrado ningún complejo QRS se debe volver atrás



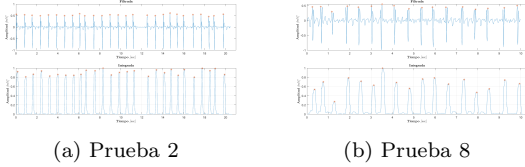


FIG. 5: Gráficas de las señales filtradas e integradas

Notemos que en cada una de las gráficas, el algoritmo nos esta señalando cual tomo como la onda R de cada una de las señales, para poder verificar la fiabilidad del algoritmo en la detección para cada una de las señales, podemos hacer uso de la evaluación del algoritmo con la sensibilidad (se), predicción de error positiva (pre) y el tiempo de error medio (error).

Señal	No.Muestras	Fs	TN	FN	FP	se	pre	error
Prueba 2	5120	250	27	0	0	100%	100%	0
Prueba 8	1280	128	9	8	8	52%	52%	0.056

TABLE I: Tabla de resultados

Notando la fiabilidad que se genera para la prueba 2, en donde llega a detectar casi el 100% de los complejos QRS. En la prueba 8 no parece suceder lo mismo, ya que se llega a que tiene un error medio de 0.056 el cual puede que no sea tan alto pero esta llegando a confundirse entre cual seria una onda R y una onda T, lo cual puede indicar que el filtrado no esta sucediendo correctamente para esta señal de la prueba 8.

Por ultimo dejaremos una visualización en la interfaz desarrollada en `matlab`.

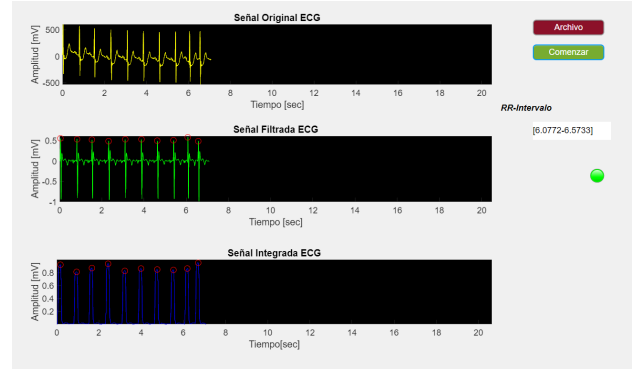


FIG. 6: Interfaz

## CONCLUSIONES

- El corazón es un órgano muy importante en nuestro cuerpo y si de un momento a otro deja de trabajar de manera óptima puede generar muchos problemas, gracias a los electrocardiogramas, quienes por detrás traen el algoritmo Pan-Tompkins, se puede detectar cualquier síntoma inusual de una manera más rápida para prevenir cualquier enfermedad grave en este órgano.
- A pesar de que el algoritmo nos arroja únicamente la frecuencia cardíaca, a partir de esta se puede extraer mucha más información de nuestro cuerpo como lo es la respiración.
- Pese a que el algoritmo funciona de manera óptima y cumple su objetivo, se pueden hacer mejoras para lograr detectar ondas con amplitudes más bajas como lo es la **onda T**.

- 
- [1] El Yaakoubi N. *PROCESAMIENTO DEL COMPLEJO QRS CARACTERÍSTICO DEL ELECTROCARDIOGRAMA (ECG)*
- [2] Hirsch L. *El corazón y el sistema circulatorio*
- [3] PAN, JIAPU., & TOMPKINS, WILLIS.J. (Eds.). (1985). *A RealTime QRS Detection Algorithm*: Vol. BME-32-3. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING.
- [4] Wikipedia contributors. (2021, 8 agosto). *PanTompkins algorithm*. Wikipedia. [https://en.wikipedia.org/wiki/Pan%E2%80%93Tompkins\\_algorithm](https://en.wikipedia.org/wiki/Pan%E2%80%93Tompkins_algorithm)
- [5] Base de datos tomada de: <https://archive.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>. título *MIT-BIH Arrhythmia Database*.
- [6] Sotelo, G. O. (2000). *Variabilidad de la frecuencia cardíaca en individuos sanos costarricenses*. Scielo. [https://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1409-4142200000100002](https://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1409-4142200000100002)
- [7] Cowans Rojas, J., Olarte López, N. (2017). *Señal respiratoria a partir del acondicionamiento electrónico de la señal ECG*.
- [8] Sociedad Cubana de Cardiología. (2019). *Balance autonómico basal y durante el ejercicio isométrico en jóvenes con diferente reactividad cardiovascular*. Cor-Salud.
- [9] Bistel, R, Fajardo, A, *Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG basado en Instrumentación Virtual*