



UNIVERSIDAD
DE GRANADA

Procesamiento de Señales Biomédicas

Grado en Ingeniería Electrónica Industrial

Tema 3. Electrocardiografía



Joaquín T. Valderrama

*Departamento de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones
Escuela Técnica Superior de Ingeniería Informática y de Telecomunicación
Universidad de Granada*

jvalderrama@ugr.es

Índice

1. Señales de electrocardiografía

1. Introducción
2. Fisiología y funcionamiento del corazón
3. El conjunto de ondas P-QRS-T
4. Características de un corazón sano
5. Registro del electrocardiograma (ECG)

2. Técnicas de reducción de ruido

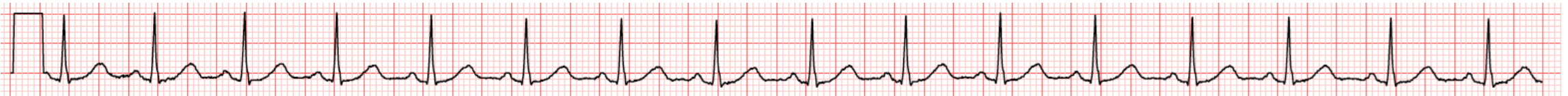
1. Fuentes de ruido en la señal ECG
2. Atenuación de la deriva de la línea de fase
3. Atenuación de la interferencia de red
4. Filtrado de ruido muscular

3. Extracción de características

1. Algoritmo de Pan-Tompkins
2. Transformada Wavelet
3. Frecuencia y ritmo cardíaco
4. Medidas manuales

4. Diagnóstico de patologías

1. Ritmo sinusal normal
2. Bradicardia sinusal
3. Taquicardia sinusal
4. Fibrilación auricular
5. Hipertrofia ventricular izquierda
6. Bloqueo de rama derecha



Ejemplo de electrocardiograma (ECG)

Señales de electrocardiografía

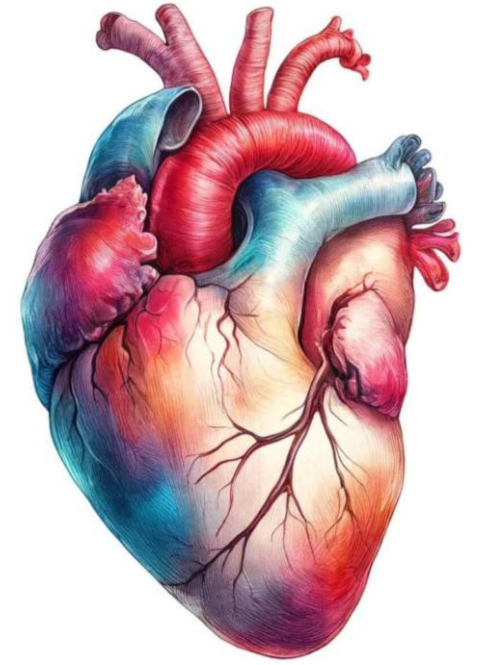
1. *Introducción*
2. *Fisionomía y funcionamiento del corazón*
3. *El conjunto de ondas P-QRS-T*
4. *Características de un corazón sano*
5. *Registro del electrocardiograma (ECG)*

1. Introducción

- **Electrocardiograma (ECG)** es la combinación de tres palabras:

- *Electro* hace mención a una componente eléctrica.
- *Cardio* se refiere al corazón.
- *Gram* representa el acto de medida.

Juntas estas tres palabras, ECG es el registro de la **actividad eléctrica del corazón**.

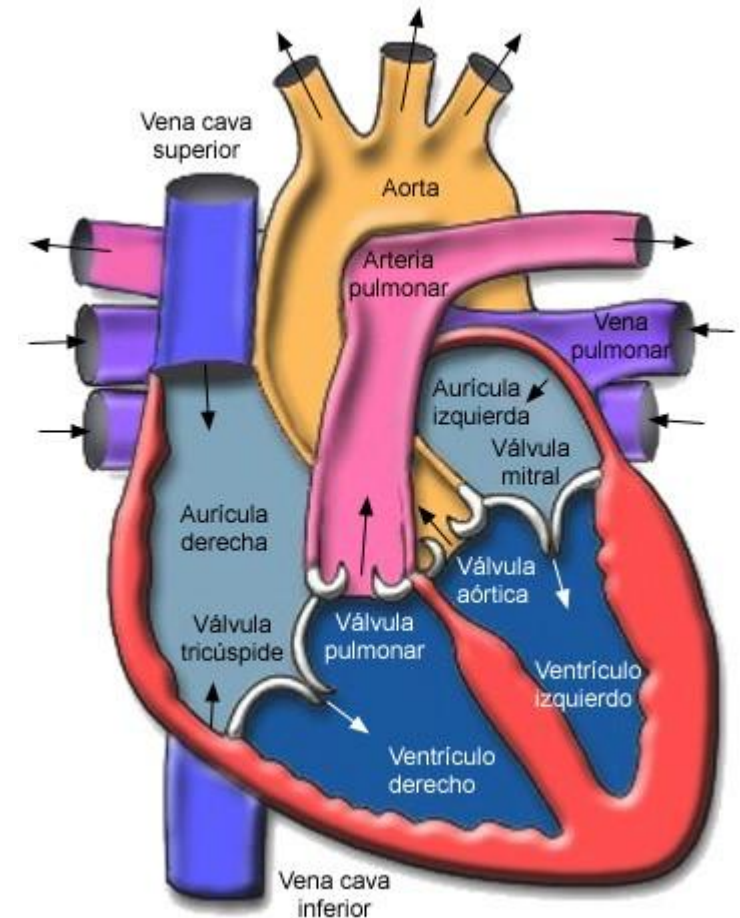


- El análisis de la señal ECG permite estudiar cómo se generan y propagan los impulsos eléctricos que controlan la contracción y relajación de las aurículas y los ventrículos.
- Nota importante: El ECG no mide la contracción (sístole) ni la relajación (diástole) del músculo cardiaco, sino la **actividad eléctrica** que:
 - Activa las células musculares (*despolarización*)
 - Devuelve las células a su estado de reposo (*repolarización*).

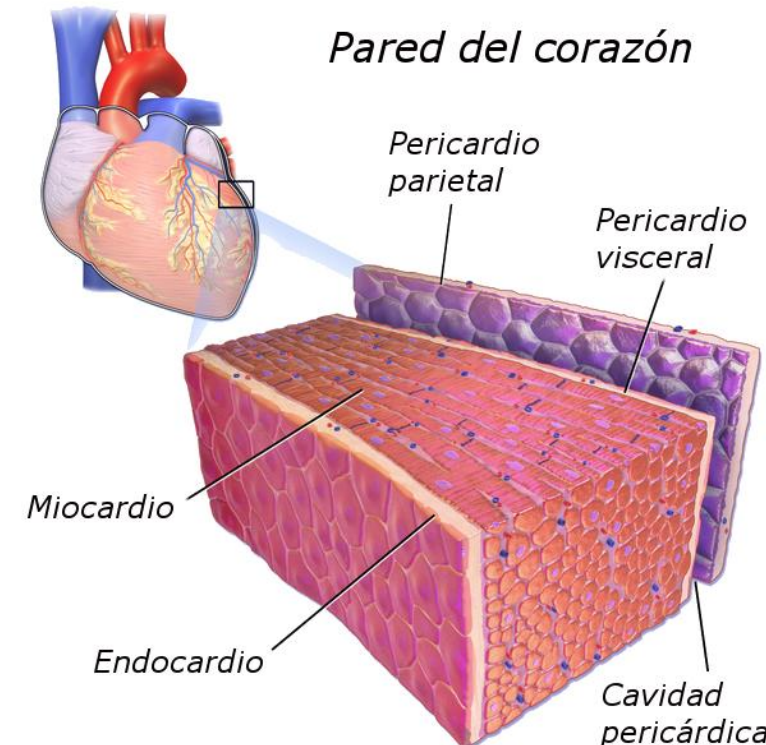
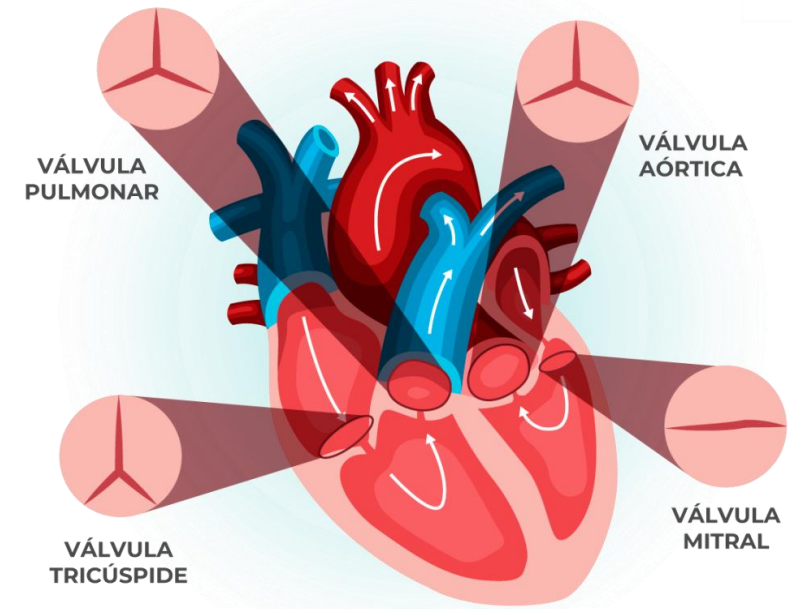
Esta actividad eléctrica es la que provoca la contracción y relajación posterior del corazón.

2. Fisionomía y funcionamiento del corazón

- El **corazón** es la estructura que incluye los músculos cardíacos que son responsables de circular la sangre a través del cuerpo.
- La figura de la derecha presenta un esquema de la anatomía y el sistema de conducción del corazón. El corazón tiene cuatro **funciones principales**:
 1. Recoger sangre desoxigenada desde todo el cuerpo a través de las venas.
 2. Enviar esta sangre al sistema pulmonar para su oxigenación.
 3. Recoger sangre oxigenada de los pulmones.
 4. Enviar la sangre oxigenada a todas las partes del cuerpo a través de las arterias.
- El corazón tiene **cuatro cavidades**: 2 aurículas y 2 ventrículos. Las aurículas funcionan al unísono, al igual que los ventrículos. Estas cavidades están separadas por **válvulas** que se abren y cierran cuando el corazón late, haciendo que la sangre fluya en el momento adecuado y en la dirección correcta.
- Las venas cava superior e inferior derivan en la **aurícula derecha**.
- La sangre viaja desde la aurícula derecha al ventrículo derecho a través de la **válvula tricúspide** (por su estructura de tres lóbulos). Esta válvula se abre cuando la aurícula derecha se llena, permitiendo que la sangre ingrese al ventrículo derecho. Luego, la válvula se cierra y el ventrículo derecho se contrae, enviando la sangre a los pulmones.



- La **válvula mitral** separa la aurícula derecha del ventrículo derecho, la cual es una válvula bicúspide tal y como muestra el esquema de la figura superior.
- Los ventrículos se expanden conforme reciben sangre de las aurículas, y se contraen en contrafase con respecto a la contracción de las aurículas.
- El ventrículo derecho envía sangre a la arteria pulmonar a través de la **válvula pulmonar** para su oxigenación por el sistema respiratorio.
- El ventrículo izquierdo bombea sangre oxigenada a la arteria aorta por la **válvula aórtica**.
- Las **paredes del corazón** tienen tres capas principales.
 - ✓ Endocardio. Forma la capa interna del corazón. Está formada por una única capa de células endoteliales que recubre las cavidades cardiacas. Su función es la de proteger las estructuras internas y permitir un flujo de sangre suave dentro del corazón.
 - ✓ Miocardio. Es la capa intermedia, más gruesa del corazón. Está compuesta por el **músculo cardíaco** (miocitos), especializado y exclusivo del corazón. Es responsable de la contracción rítmica y coordinada que permite bombear sangre hacia los pulmones y el resto del cuerpo.
 - ✓ Pericardio. Capa externa del corazón, también conocida como pericardio visceral. Está formada por una fina capa de tejido conectivo. Protege y lubrica el corazón.
- Los ventrículos derecho e izquierdo están separados por el **septum ventricular**, con la misma estructura anterior. Su función es impedir que sangre oxigenada se mezcle con sangre desoxigenada, así como mantener una presión adecuada en cada lado del corazón.



Fuente de la imagen superior: <https://pacientesdecorazon.org/valvulopatias/>

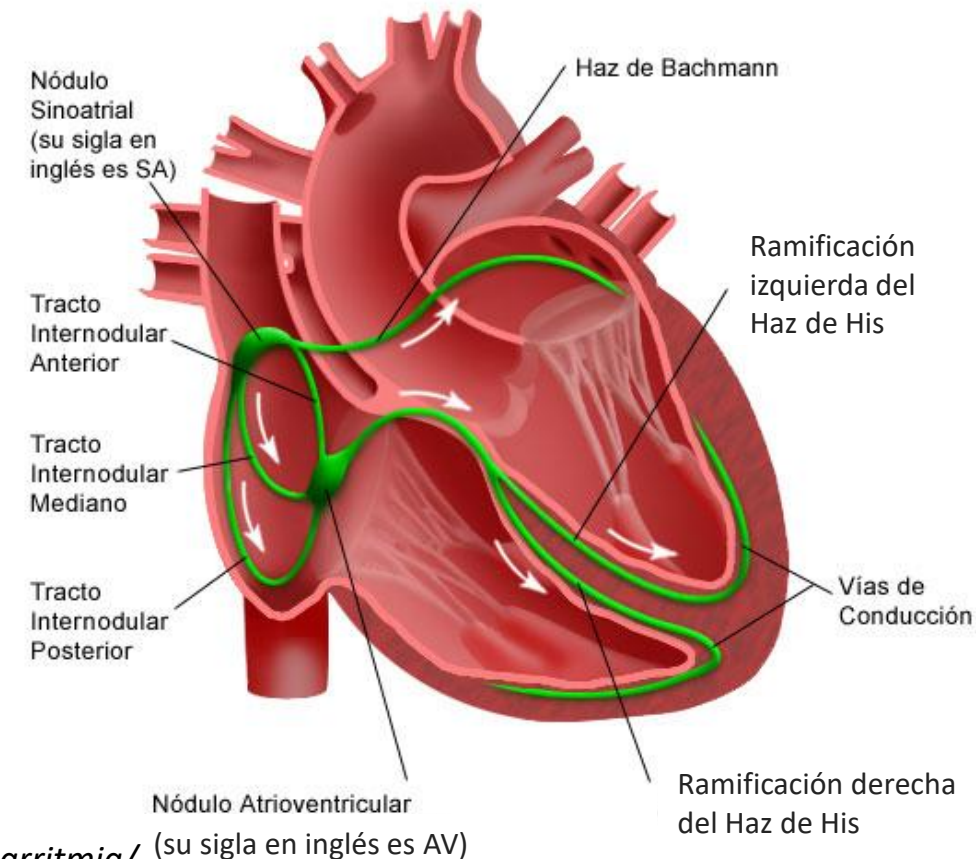
Fuente de la imagen inferior: <https://es.wikipedia.org/wiki/Miocardio>

- El corazón consta de tres **tipos de tejidos cardiacos**: (1) el sistema de conducción cardiaco, formado por células no contráctiles similares a células nerviosas que conducen impulsos nerviosos a alta velocidad (constituyen alrededor del 1% del total de células); (2) el músculo cardiaco, formado por células musculares cuya función principal es la de contraerse para bombear sangre, aunque también permiten la conducción de impulsos nerviosos a una velocidad inferior (constituye la gran mayoría de células); y (3) tejido fibroso no conductivo ni contráctil situado entre los ventrículos y las aurículas. Este tejido fibroso no conductivo divide al corazón en los sincitios auricular y ventricular (grupos de células conectados eléctricamente), permitiendo el aislamiento de las contracciones de las aurículas y los ventrículos de manera que no se activen simultáneamente. El único elemento que conecta aurículas y ventrículos es el sistema de conducción cardiaco.

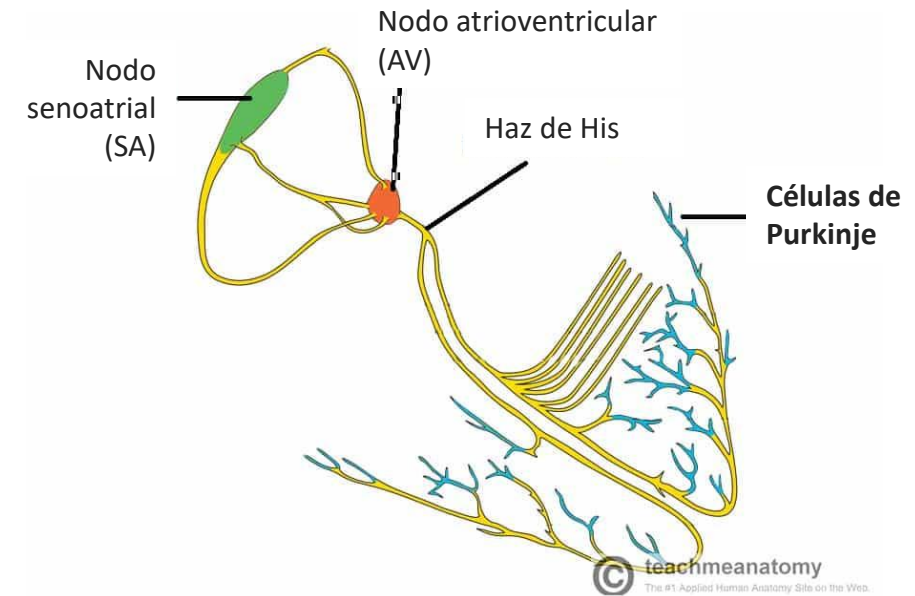
- Los principales elementos que forman el **sistema de conducción cardiaco** son:

- El nódulo sinoatrial (SA) es *auto-rítmico*, capaz de enviar impulsos nerviosos de manera autónoma sin necesidad de ser activado por otro elemento exterior, aunque recibe información del cerebro con respecto a la demanda de sangre en el cuerpo. El SA se considera el marcapasos del corazón. Los impulsos generados por el SA activan el sincitio auricular.
- El nódulo atrioventricular (AV) es activado por el SA tras un retardo temporal. Los impulsos generados por el AV activan el sincitio ventricular.
- El tracto internodular está formado por tres ramificaciones situadas sobre la aurícula derecha que conducen los impulsos desde el SA hasta el AV. Su principal función es la de **controlar el retardo temporal** entre las activaciones de las aurículas y los ventrículos.
- El Haz de Bachmann transporta la activación del SA hasta la aurícula izquierda, lo que permite la contracción simultánea de las dos aurículas.

El Sistema Eléctrico del Corazón

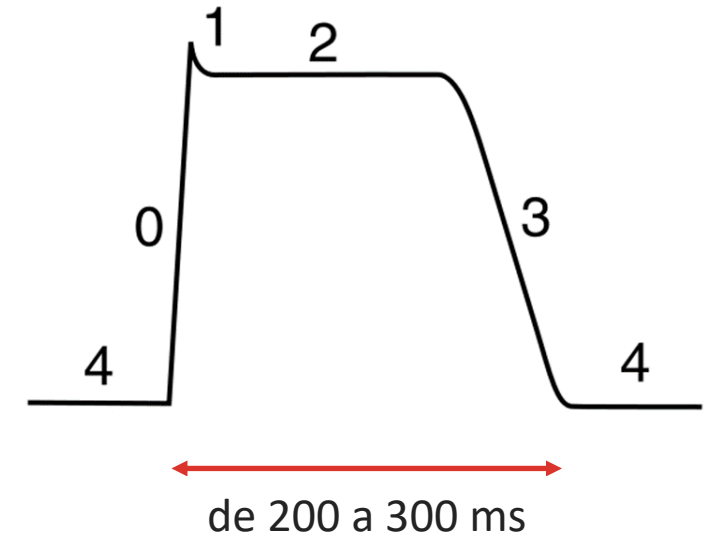


5. El nodo AV enviará impulsos nerviosos a través del haz de His, el cual se divide en las ramificaciones izquierda y derecha a lo largo del septum ventricular con la finalidad de transmitir rápidamente los impulsos de activación a las células musculares de cada ventrículo.
6. Debido al grosor del músculo miocardio, existen unas finas ramificaciones conocidas como células de Purkinje que transmiten los impulsos desde las vías de conducción del haz de His hasta diferentes secciones de las células musculares en los ventrículos derecho e izquierdo.



El potencial de acción en las células musculares

- El potencial de acción del músculo cardíaco presenta una duración alrededor de 200 a 300 ms (significativamente mayor que la de una neurona del sistema nervioso: 1-2 ms), lo que permite una **contracción sostenida del músculo cardíaco**. Consta de varias fases:
 - Fase 0. Despolarización rápida (salida entrada masiva de Na^+).
 - Fase 1. Repolarización inicial (salida breve de K^+).
 - Fase 2. Meseta (entrada de Ca^{2+} equilibrada con salida de K^+).
 - Fase 3. Repolarización final (salida sostenida de K^+).
 - Fase 4. Potencial de reposo (alrededor de -85 mV).
- Podéis ampliar la descripción en este [vídeo de YouTube](#).

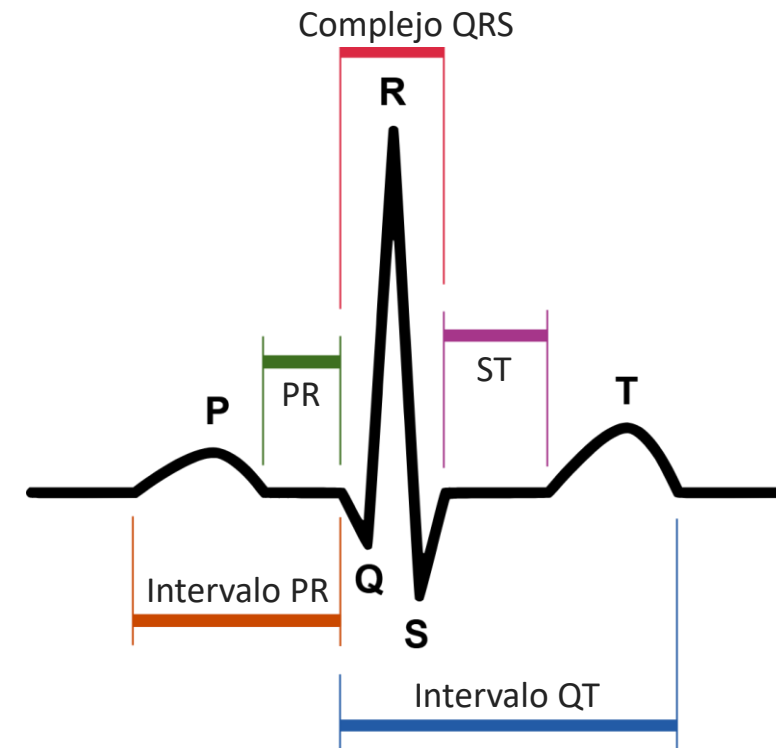


Fuente de la imagen superior: <https://teachmeanatomy.info/thorax/organs/heart/conducting-system/>

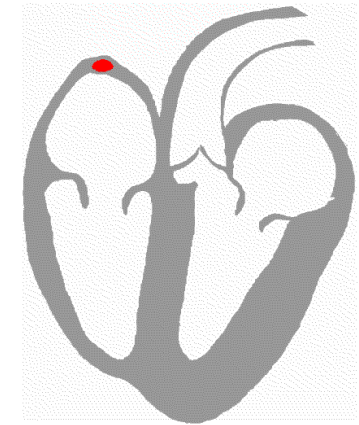
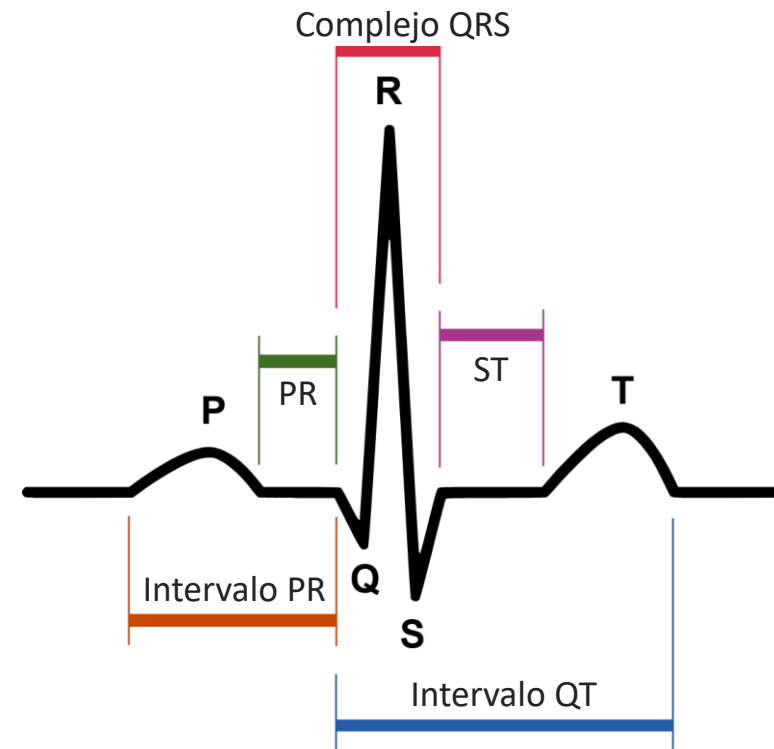
Fuente de la imagen inferior: <https://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>

3. El conjunto de ondas P-QRS-T

- El conjunto de ondas P-QRS-T caracteriza la actividad eléctrica de diferentes procesos involucrados en cada latido del corazón. La figura de la derecha muestra una representación de este conjunto de ondas.
- Se identifican tres regiones: (1) la onda P, (2) el complejo QRS, y (3) la onda T; junto con los intervalos PR y QT; y los segmentos PR y ST.
- La **onda P** está asociada con la despolarización de las aurículas. Corresponde con los campos electromagnéticos inducidos por el potencial de acción desplazándose desde el SA hasta el nodo AV (parte inicial de la onda P) y desde el SA hasta la aurícula derecha a través del haz de Bachmann (parte final de la onda P).
- El **intervalo PR** está definido por la diferencia de tiempo desde el inicio de la onda P hasta el comienzo del complejo QRS. En este intervalo de tiempo es donde se produce la contracción de las aurículas, pasando la sangre de las aurículas a los ventrículos, y corresponde con el retardo entre la activación del SA y el VA (retardo auriculoventricular).
 - Se le conoce como intervalo PR (en vez del intervalo PQ) por ser la onda R la más robusta del complejo y porque la onda Q puede ser difícil de identificar en ocasiones.
 - Es importante no confundir el intervalo PR con el **segmento PR**, formado por la diferencia de tiempo entre el final de la onda P y la onda Q. Generalmente la señal es plana durante este intervalo de tiempo.

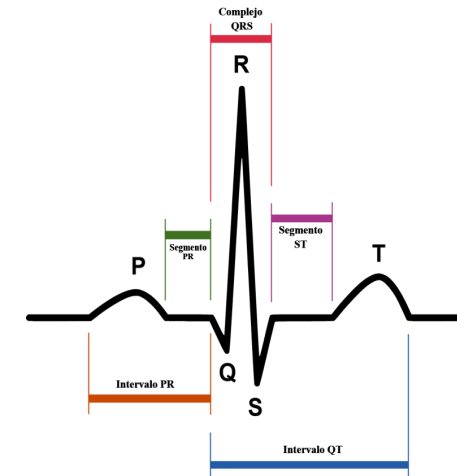


- El **complejo QRS** está formado por un pico estrecho de gran amplitud (componente R) precedido y continuado por dos pequeños picos negativos (componentes Q y S). El complejo QRS está asociado a la despolarización de los ventrículos: el potencial de acción se transmite desde el nodo AV hasta las células musculares a través del haz de His y las células de Purkinje.
 - La amplitud del complejo QRS es significativamente mayor que la onda P debido a la mayor presencia de células musculares en los ventrículos frente a las aurículas.
 - Durante este periodo se produce, además, la repolarización de las aurículas. Sin embargo, la elevada magnitud de la actividad eléctrica asociada a la despolarización de los ventrículos enmascara (impide visualizar) la actividad asociada con la repolarización de las aurículas.
- El **segmento ST** contempla el periodo desde el final del complejo QRS hasta el comienzo de la onda T. En este periodo es cuando se produce la contracción muscular de los ventrículos. En el ECG, al igual que el segmento PR, el segmento ST presenta un voltaje plano.
 - En el comienzo de este segmento es cuando se produce el primer ruido cardíaco (S1), asociado al cierre de las válvulas mitral y tricúspide. Se percibe como un “lub”.
 - La acción conjunta de la contracción ventricular junto con el cierre de las válvulas mitral y tricúspide permite el bombeo de la sangre hacia fuera del corazón a través de las arterias pulmonar y aorta.
- La **onda T** está refleja actividad eléctrica asociada con la repolarización de los ventrículos, en donde finaliza la contracción de las células musculares ventriculares.
 - Aquí se produce el segundo ruido cardíaco (S2), percibido como un “dub”, el cual está asociado con el cierre de las válvulas pulmonar y aórtica.
- En ocasiones se observa una **onda U** tras la onda T asociada con la repolarización del septum.



4. Características de un corazón sano

- La tabla adjunta presenta **rangos con las duraciones normales** de las principales ondas, segmentos e intervalos del ECG en adultos. Los valores normales no difieren significativamente entre hombres y mujeres, ni entre distintos grupos de edad en adultos. En niños y adolescentes, los rangos pueden variar.

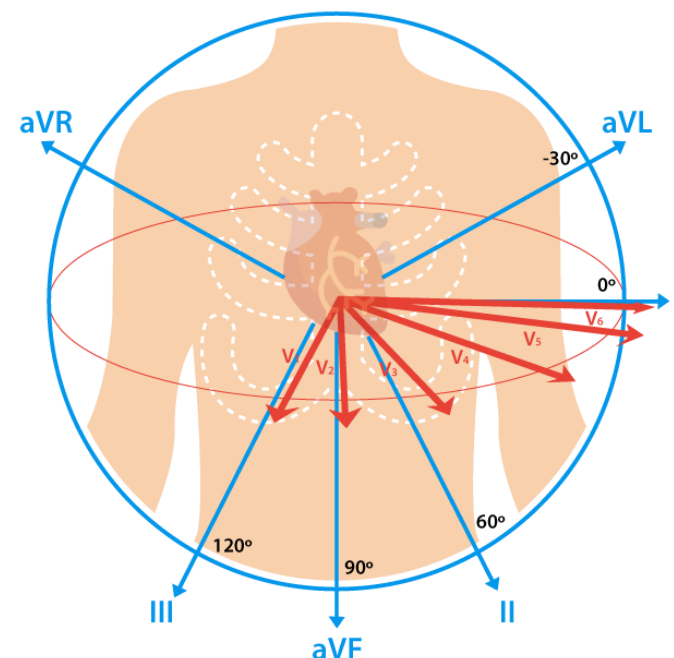
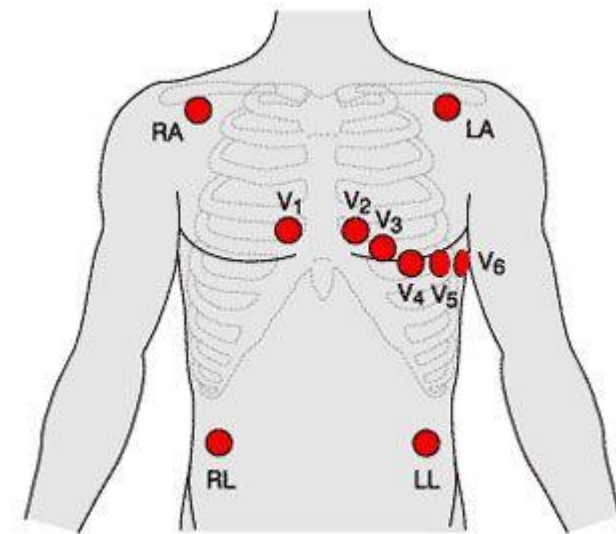


Componente	Duración normal	Evento eléctrico	Fase mecánica aproximada
Onda P	60 – 110 ms	Despolarización auricular	Inicio de la sístole auricular
Segmento PR	50 – 100 ms	Retardo AV. Sin actividad eléctrica	Sístole auricular (llenado del ventrículo)
Intervalo PR	120 – 200 ms		
Complejo QRS	60 – 100 ms	Despolarización ventricular	Inicio de la sístole ventricular
Segmento ST	80 – 120 ms	Ventrículos despolarizados (fase meseta)	Sístole ventricular
Onda T	100 – 250 ms	Repolarización ventricular	Comienzo de la diástole ventricular
Intervalo QT	350 – 440 ms	Actividad eléctrica ventricular total (despolarización + repolarización)	Abarca toda la sístole ventricular

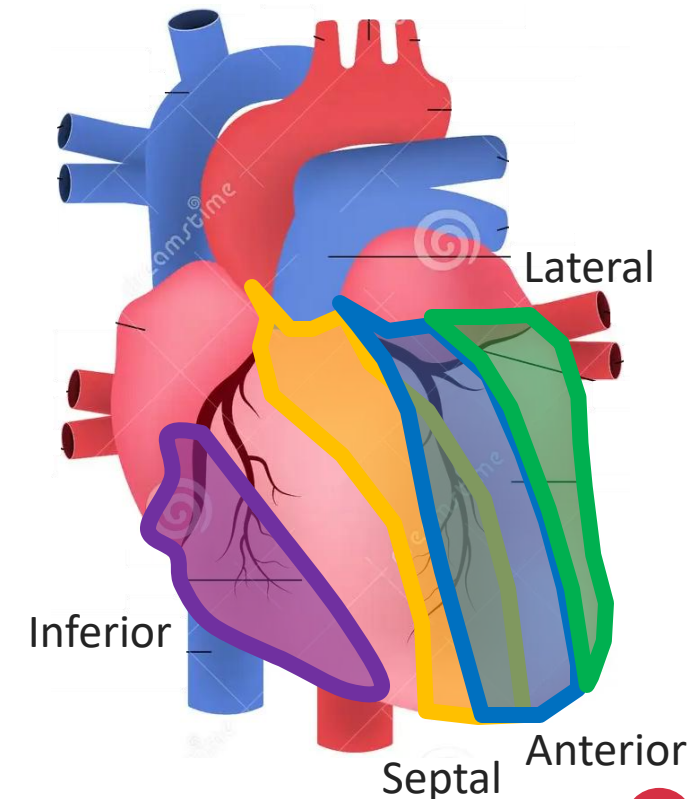
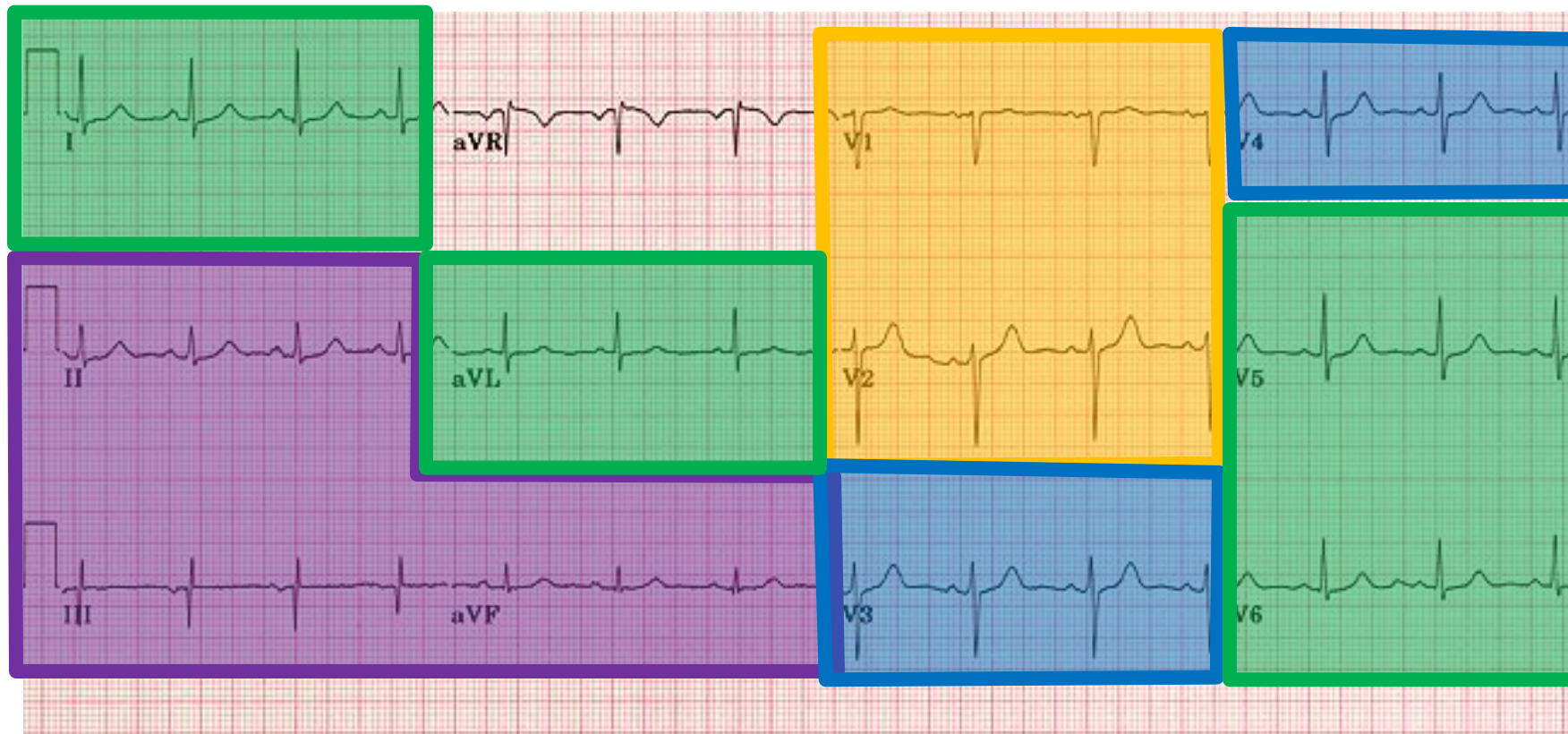
5. Registro del ECG

El ECG de 12 derivaciones

- El ECG de 12 derivaciones se refiere a la configuración convencional de los electrodos para registrar **diferentes perspectivas de la actividad eléctrica del corazón**.
- En esta configuración , se colocan **10 electrodos** sobre el cuerpo del sujeto.
 - 4 electrodos en las extremidades: **RA** (brazo derecho), **LA** (brazo izquierdo, **RL** (pierna derecha) y **LL** (pierna izquierda).
 - 6 electrodos en el pecho: **V1** (4° espacio intercostal, margen derecho del esternón), **V2** (4° espacio intercostal, margen izquierdo del corazón), **V3** (entre V2 y V4), **V4** (5° espacio intercostal, línea medio clavicular izquierda), **V5** (línea axilar anterior izquierda, a la altura de V4) y **V6** (línea axilar media izquierda, a la altura de V4).
- A partir de estos 10 electrodos, se obtienen **12 derivaciones**.
 - ✓ **3 bipolares**
 - ❖ $I = LA - RA$
 - ❖ $II = LL - RA$
 - ❖ $III = LL - LA$
 - ✓ **3 unipolares aumentadas**
 - ❖ $aVR = RA - (LA+LL)/2$
 - ❖ $aVL = LA - (RA+LL)/2$
 - ❖ $aVF = LL - (RA+LA)/2$
 - ✓ **6 del plano horizontal**
 - ❖ V1 a V6
 - ❖ (+) Electrodo torácicos
 - ❖ (-) Promedio RA, LA y LL

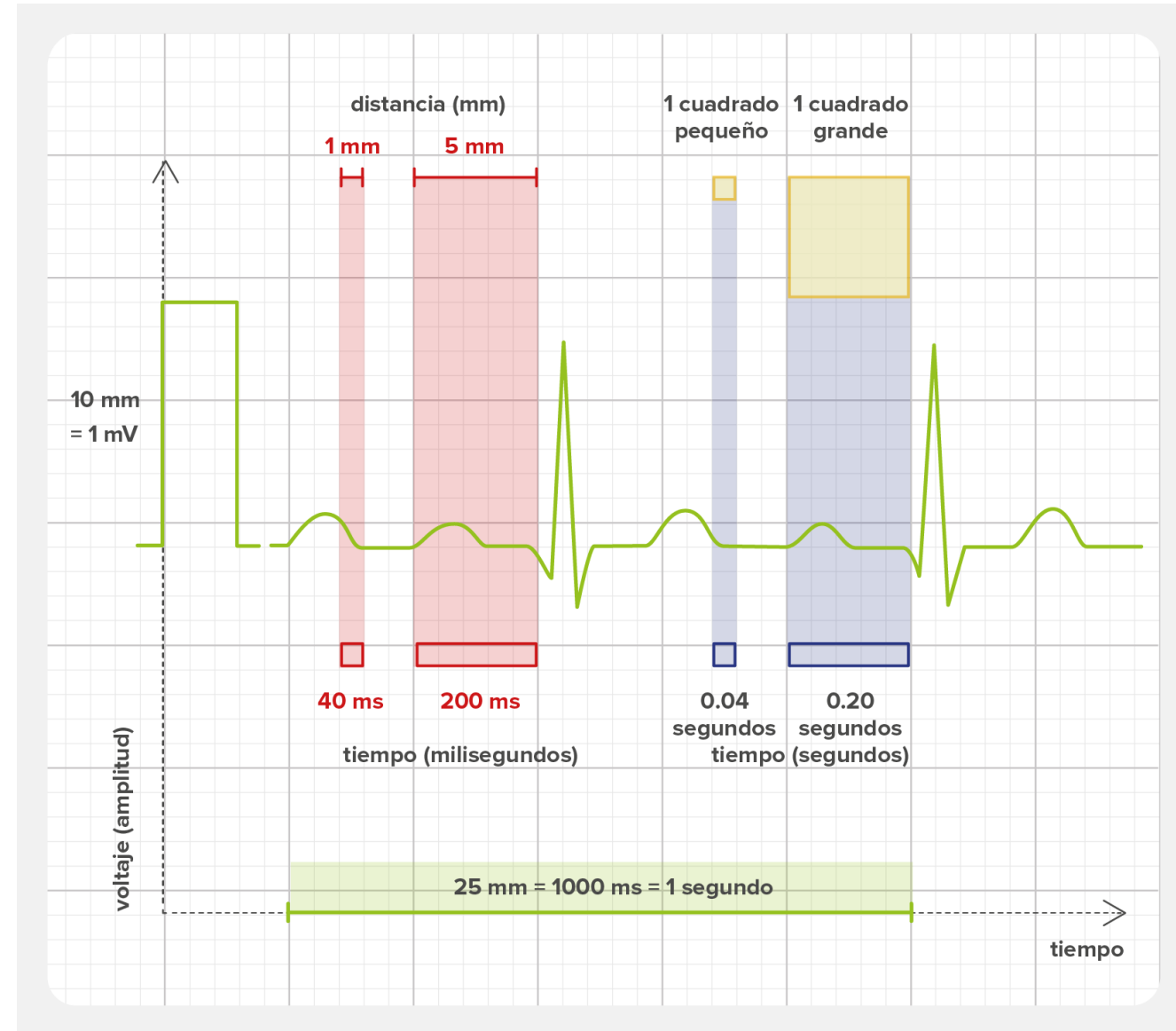
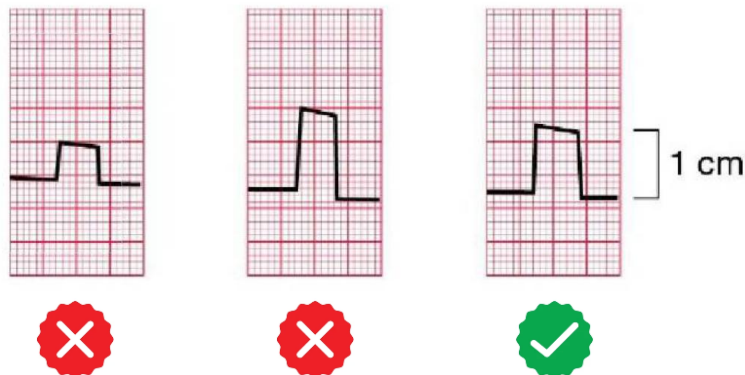


- La figura muestra un ejemplo de segmentos ECG de las 12 derivaciones en un sujeto sano. Esta figura muestra que **cada derivación presenta una morfología diferente**. Las diferentes derivaciones pueden agruparse en función de la región del corazón que se encuentra más cerca. Estas agrupaciones están reflejadas en los colores del diagrama.
- De todas las derivaciones, **la derivación II es la más utilizada** y considerada la más representativa. Esta derivación capta la señal eléctrica a lo largo del eje que va desde la aurícula derecha hacia el ventrículo izquierdo, lo que suele producir ondas P bien definidas. Es la derivación más utilizada en sistemas de uso clínico portátiles o durante cirugías. Aún así, **se necesita el ECG completo de 12 derivaciones para realizar un diagnóstico preciso**.



La cuadrícula del ECG

- El papel del ECG está dividido en cuadrículas con cuadros grandes y pequeños.
- La **velocidad estándar del papel es de 25 mm/s**.
 - 1 cuadrado pequeño (1 mm) = 40 ms.
 - 5 cuadrados pequeños = 1 cuadrado grande = 200 ms
 - 5 cuadrados grandes = 1 segundo.
 - 50 cuadrados grandes = 10 segundos.
- La **calibración del ECG** se realiza mediante un pulso estándar de 1 mV, el cual debería producir un desplazamiento vertical de 1 cm (2 cuadrados grandes).



Hardware de registro



- La primera etapa consiste en la **amplificación diferencial** del voltaje entre dos electrodos. Esta etapa suele implementarse mediante un *amplificador de instrumentación* como el INA128 o el AD620, los cuales presentan una alta impedancia de entrada y un alto rechazo de modo común.
- Puesto que las señales ECG presentan amplitudes bajas (entre 0.5 y 5 mV), la **ganancia** de las siguientes etapas de filtrado analógico se diseña para ajustar la amplitud de la señal al rango del conversor analógico-digital.
- El **filtro paso alto** tiene como objetivo atenuar componentes no deseadas de baja frecuencia asociadas a un posible offset del sistema (componente de continua), derivas de la línea de base provocadas por la respiración o movimiento del sujeto. Esta etapa puede implementarse tanto por filtros RC pasivos de primer orden como por filtros activos de primer o segundo orden. La frecuencia de corte típica se sitúa entre 0.05 y 0.5 Hz.
- El filtro **notch** pretende atenuar interferencias provocadas por la red eléctrica. Se suelen implementar mediante filtros *rechazo banda* con ancho de banda estrecho (en torno a 1—3 Hz) para preservar la mayor cantidad de señal útil. La frecuencia central depende del país (50 Hz en Europa, 60 Hz en EEUU).
- El filtro **paso bajo** reduce la presencia de componentes de alta frecuencia no deseadas, como ruido muscular e interferencias de dispositivos electrónicos cercanos. Se utilizan frecuencias de corte en torno a 150 Hz para ECG en adultos, 100 Hz en ambientes con altos niveles de ruido, o 250 Hz en ECG pediátricos.
- El ADC suele utilizar frecuencias de muestreo en torno a 500—1000 Hz con 12 bits de resolución.

Repasa lo aprendido en estos vídeos

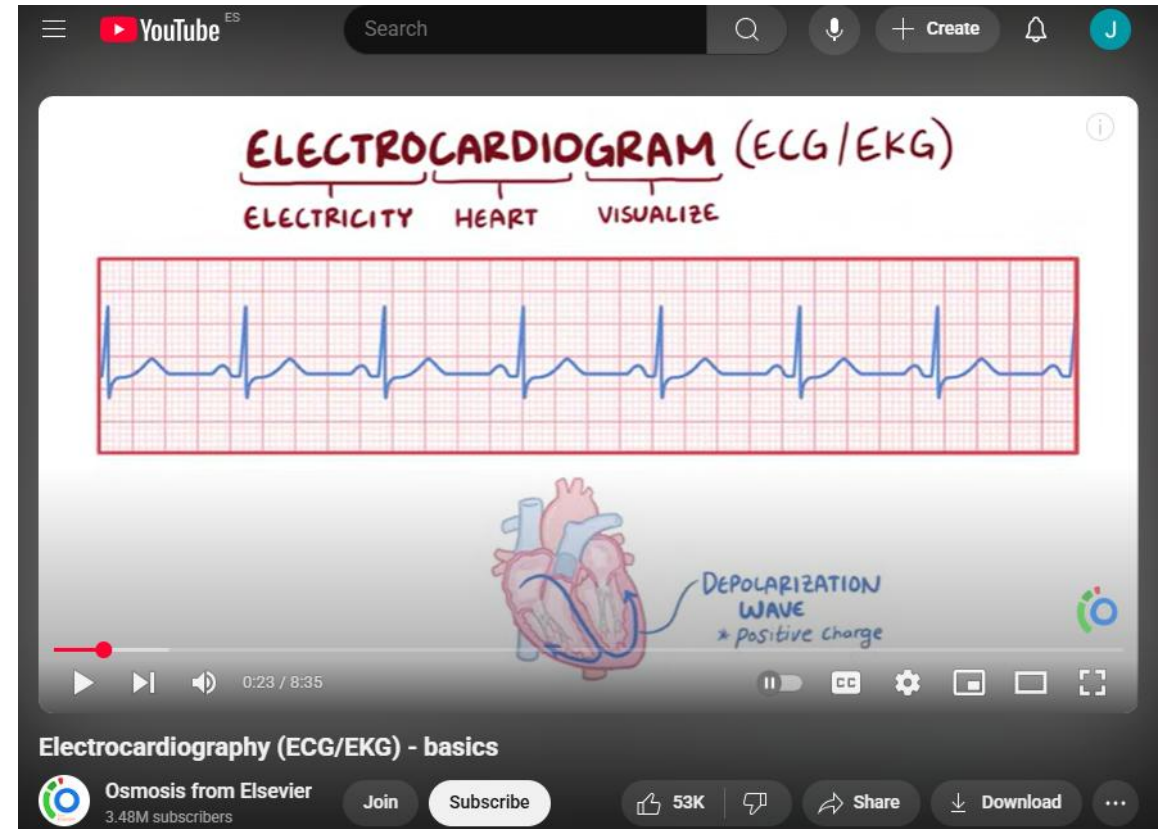


Autor: Siebert Science

Duración: 17.45 mins.

Enlace web a YouTube.

https://www.youtube.com/watch?v=JjGMGmf4WH4&ab_channel=SiebertScience



Autor: Osmosis from Elsevier

Duración: 8.35 mins.

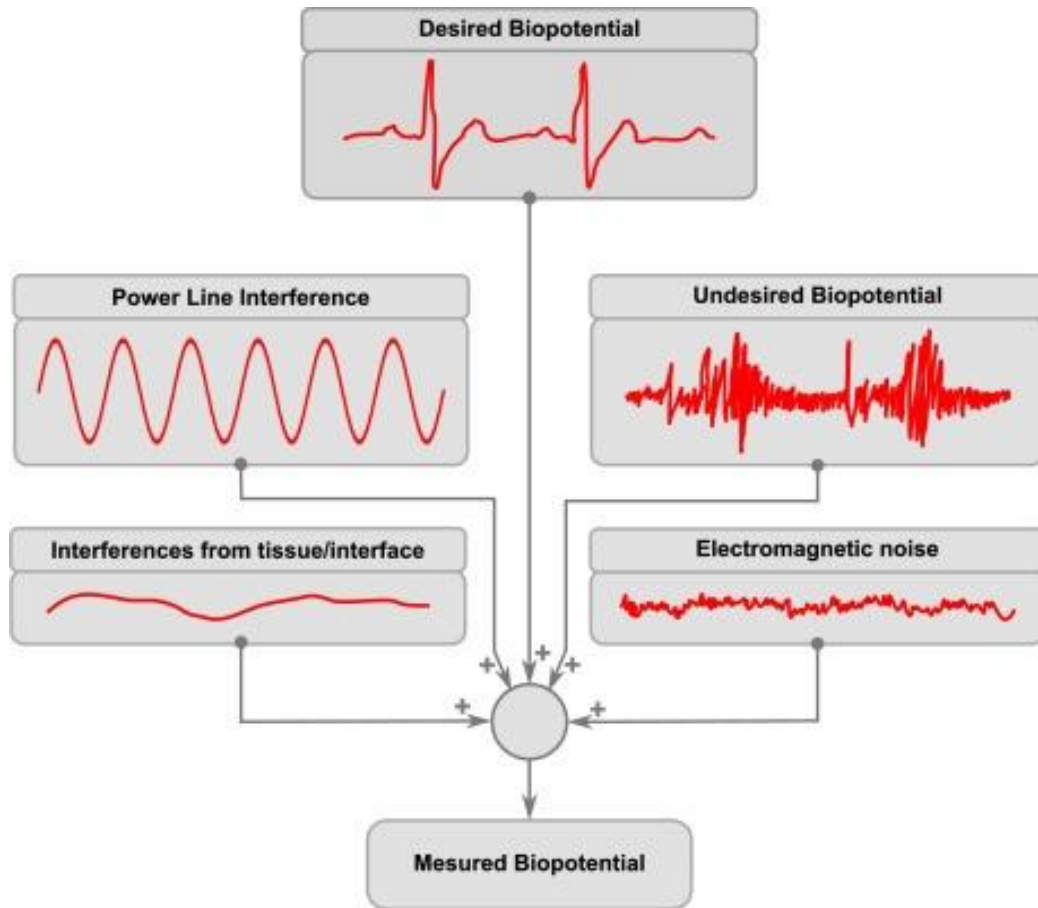
Enlace web a YouTube.

https://www.youtube.com/watch?v=xIZQRjkwV9Q&ab_channel=OsmosisfromElsevier

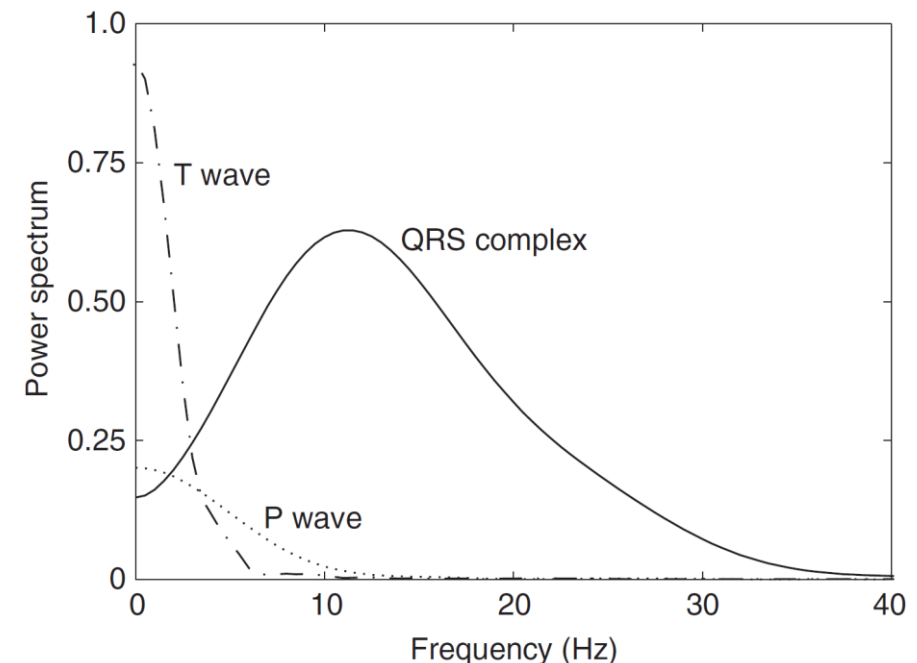
Técnicas de reducción de ruido

1. *Fuentes de ruido en la señal ECG*
2. *Atenuación de la deriva de la línea de base*
3. *Atenuación de la interferencia de red*
4. *Filtrado de ruido muscular*

1. Fuentes de ruido en la señal ECG



- Además de actividad bioeléctrica del tejido muscular cardíaco, la señal ECG puede contener **ruido de diferentes orígenes**, incluyendo: (1) la interferencia de la red eléctrica, (2) ruido muscular miogénico, (3) derivas de la línea de base asociadas a la respiración o a movimientos del sujeto, y (4) ruido electromagnético de otros dispositivos electrónicos.
- El **contenido espectral de la señal ECG** está predominantemente concentrado en la banda 2.5—40 Hz. La mayor parte de la energía del *complejo QRS* está contenida por debajo de 30 Hz, aunque la transición rápida del complejo involucra contenido espectral en el rango 30—100 Hz.

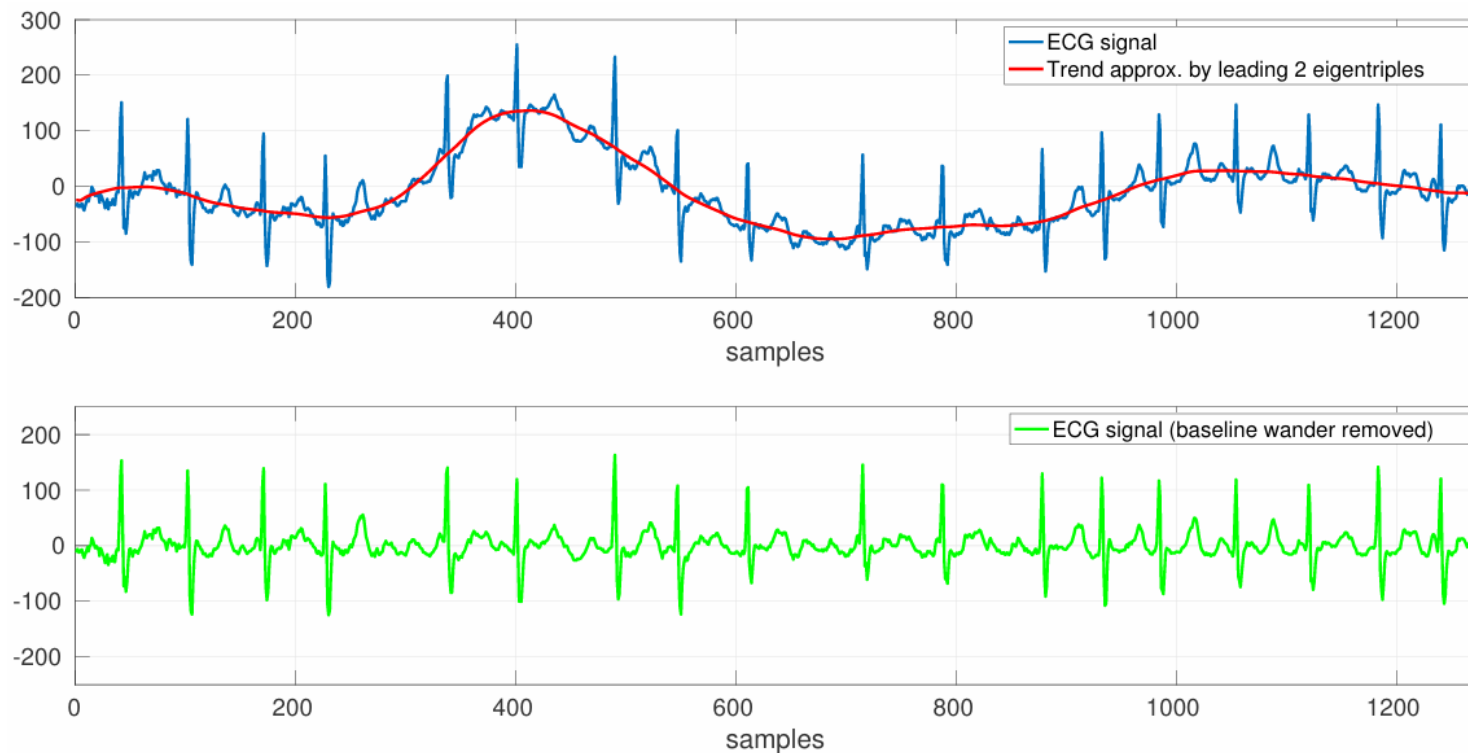


Fuente de la imagen izquierda: Do Vale Madeiro et al. (2019).

Fuente de la imagen derecha: Sörnmo L, Laguna P (2006).

2. Atenuación de la deriva de la línea de base

- Las derivas de la línea de base en señales ECG son **desplazamientos lentos y no deseados de la línea isoelectrica** (la línea de referencia plana entre latidos) sobre la que se presentan las componentes de interés (P-QRS-T).
- Se deben principalmente a la *respiración* (el movimiento del tórax altera la impedancia entre electrodos), *movimientos del paciente* (cambios posturales), o al *mal contacto* de los electrodos.

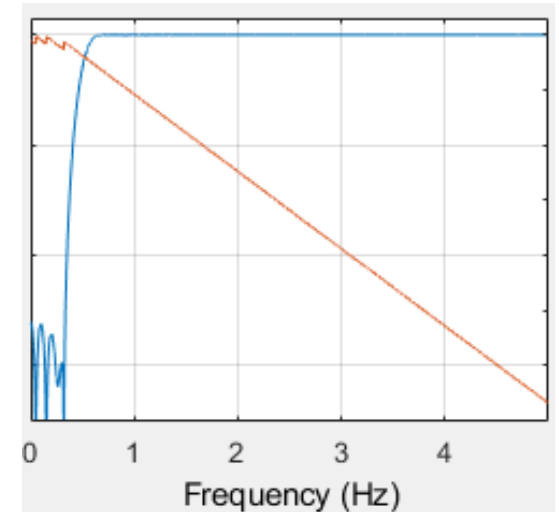


- El **contenido espectral** del ruido asociado al desplazamiento de la línea de base se encuentra generalmente en la banda de 0—0.5 Hz.
- Las **principales técnicas** para atenuar el efecto de la deriva de la línea de base son las siguientes:
 - ✓ Filtrado LTI con filtros FIR.
 - ✓ Filtrado LTI directo e inverso con filtros IIR.
 - ✓ Ajuste polinómico.

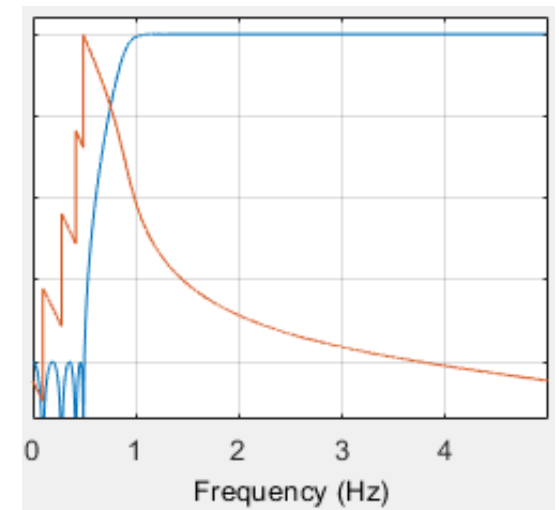
Filtrado LTI con filtros FIR

- Puesto que la señal de interés presenta energía en la banda 2.5—40 Hz, y el artefacto asociado a derivas de la línea de base está contenido en la banda 0—0.5 Hz, es apropiado utilizar un **filtro paso alto** para atenuar el ruido.
- El intervalo entre dos latidos del corazón es conocido como **intervalo RR** por ser el tiempo entre dos ondas R consecutivas.
- Considerando el intervalo RR más largo posible (asociado a una frecuencia cardíaca de 40 latidos por minuto), la *American Heart Association* (AHA) recomienda que **la frecuencia de corte sea inferior a 0.67 Hz** (i.e., 40 latidos en 60 segundos) para evitar que el filtrado interfiera con la periodicidad del ritmo cardíaco.
- En el filtrado de señales ECG es particularmente importante utilizar **filtros con fase lineal** para evitar distorsiones temporales que alteren la morfología de las ondas P, QRS y T. Los filtros con fase lineal **preservan la forma de onda original**.
 - Un filtro con fase no lineal introduce retardos diferentes según la frecuencia, lo que puede deformar la forma original de la señal, desplazando o ensanchando componentes del ECG.
 - Los **filtros con fase completamente lineal** sólo pueden implementarse mediante filtros FIR.
 - En cambio, los filtros IIR, por su estructura recursiva, no pueden tener fase perfectamente lineal. Aunque pueden aproximarla en ciertos casos, siempre introducen algo de distorsión.
 - Las figuras presentan un ejemplo de filtro FIR con fase lineal (arriba) vs filtro IIR con fase no lineal (abajo).

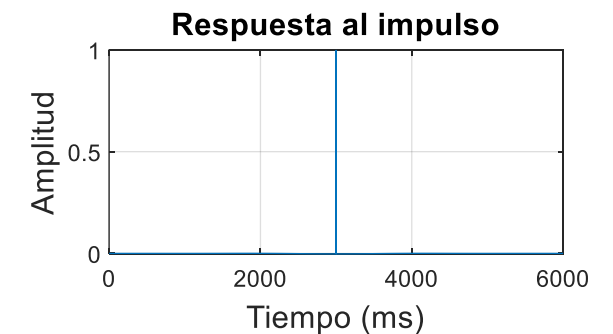
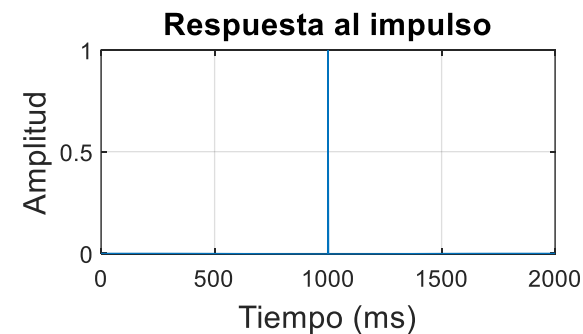
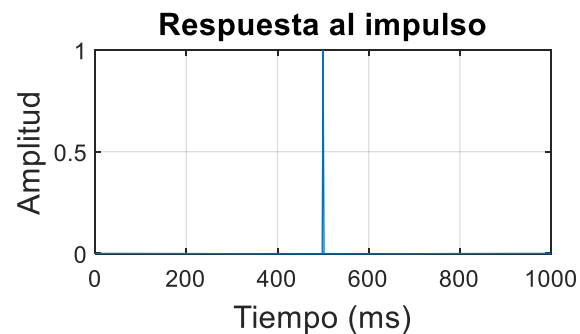
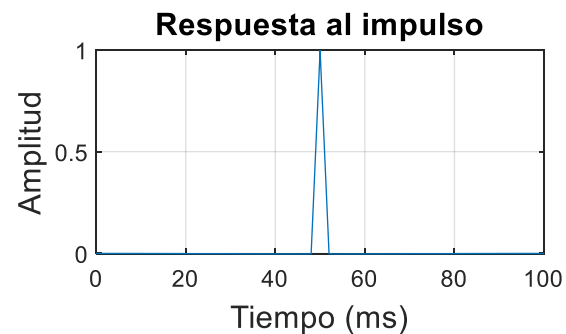
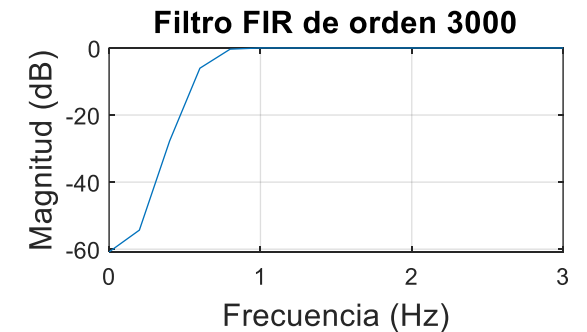
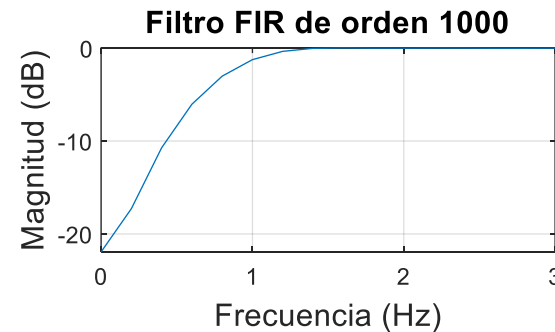
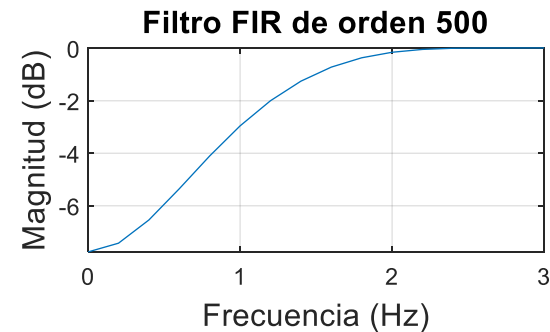
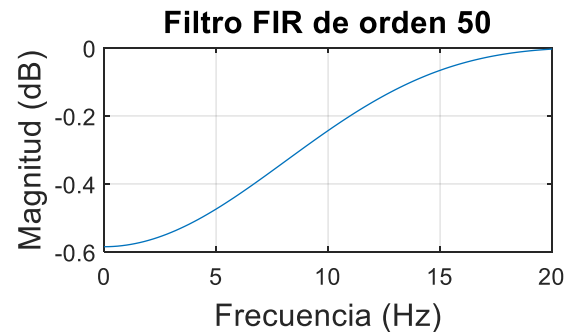
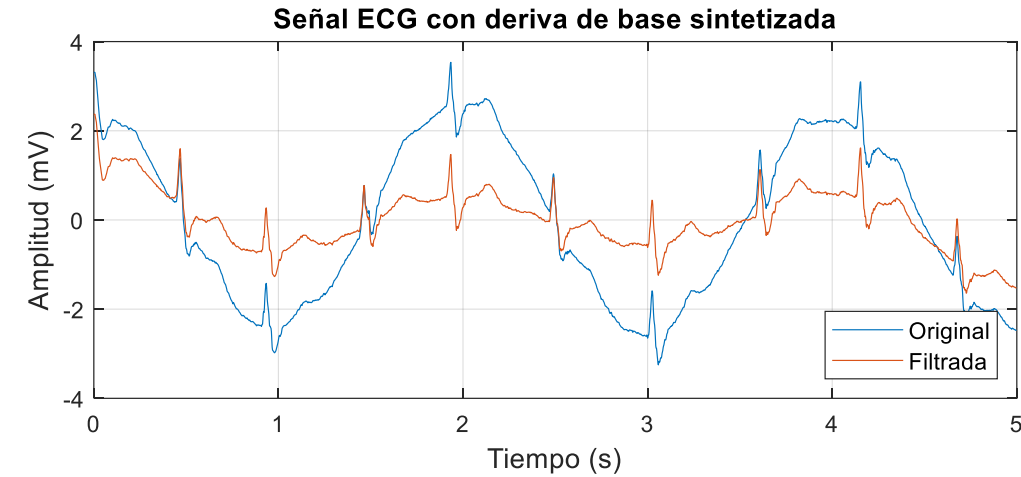
Filtro FIR



Filtro IIR



- La sección 3.2.2.1 del código de MATLAB 'CM3_ECG.m' adjunto presenta un **análisis de la eficacia de varios filtros FIR** diseñados con un número variable de coeficientes (código MATLAB adjunto).
- Se ha sintetizado un ECG con una fuerte deriva de la línea de base, sumándole a un ECG de referencia una señal sinusoidal de frecuencia 0.5 Hz (señal azul).
- Abajo se presenta el módulo de la función de transferencia y las respuestas al impulso de los filtros FIR diseñados con frecuencia de corte 0.6 Hz.
- La señal roja de la figura de la derecha presenta el ECG filtrado con el filtro FIR de mayor orden, tras compensar el retardo de 3000 ms (!). Esta figura muestra que **los filtros FIR son poco eficientes** atenuando la deriva de la línea de base.



Filtrado LTI directo e inverso con filtros IIR

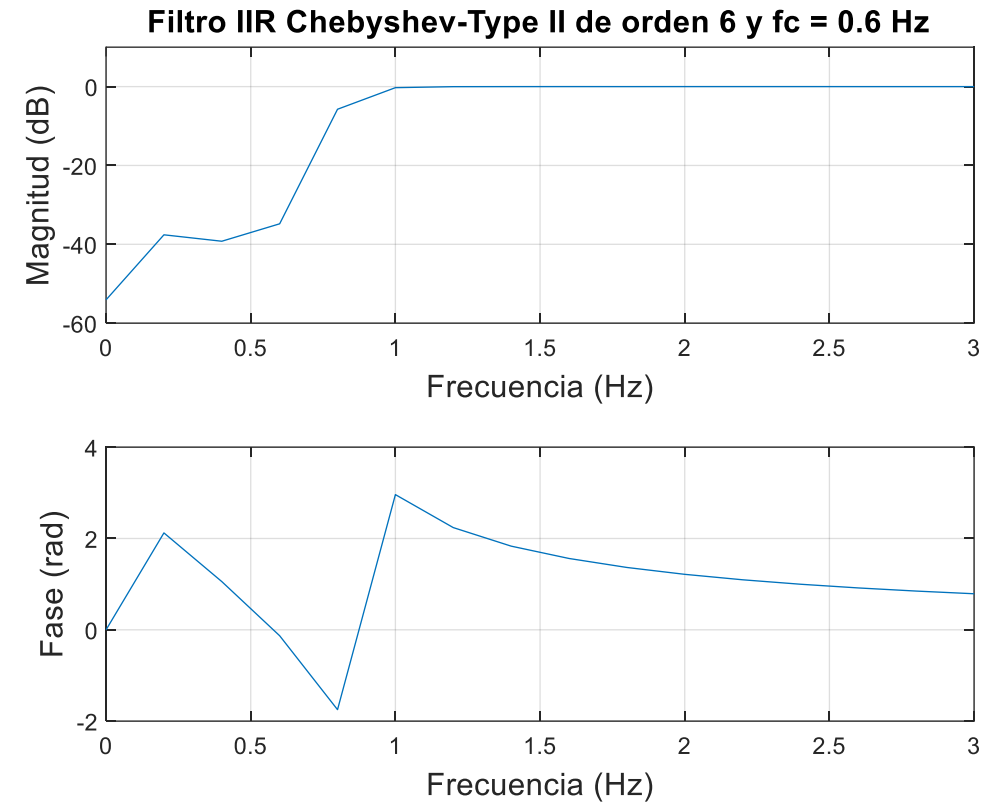
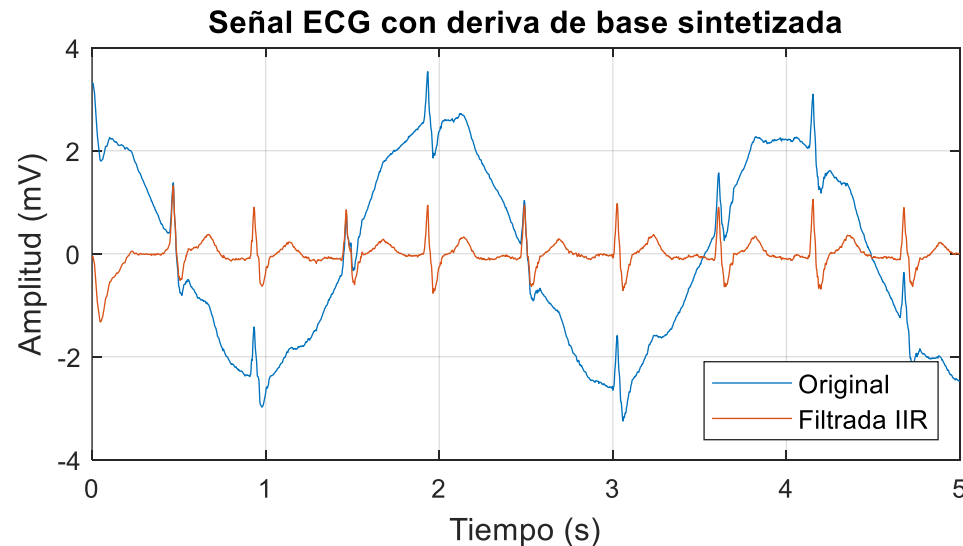
- La estrategia que suele utilizarse para remediar la desventaja de los filtros IIR con respecto a respuestas de fase no lineales aplicar el filtro de manera directa e inversa, lo que resulta en una **función de transferencia de fase nula**.
- Mientras que en los filtros FIR todos los polos se encuentran en el origen (recuerda que los polos estiran $H(z)$ hacia $+\infty$), los **filtros IIR permiten posicionar polos con mayor libertad** (siempre que estén dentro de la circunferencia unidad para que el filtro sea estable). Esta mayor flexibilidad permite alcanzar los requerimientos de la respuesta en frecuencia con órdenes muy inferiores.
- El proceso de filtrado directo e inverso consiste en **aplicar el filtro IIR dos veces**, involucrando tres pasos:

- Hacia adelante en el tiempo (filtrado normal).
- Hacia atrás en el tiempo (sobre la señal resultante invertida).
- Finalmente, la señal resultante se invierte en el tiempo.

$$\begin{aligned} s_1[n] &= h[n] * x[n], \\ s_2[n] &= h[n] * s_1[-n], \\ y[n] &= s_2[-n]. \end{aligned}$$

- Este proceso anula el desfase introducido por el filtro IIR, dando como resultado una respuesta de fase cero, aunque el módulo se ve elevado al cuadrado.
- En MATLAB, el filtrado directo e inverso se implementa con la función *filtfilt*.

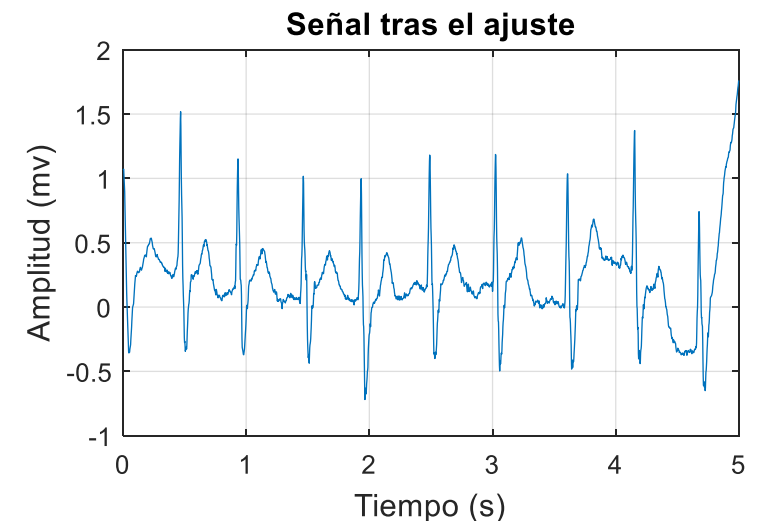
- La sección 3.2.2.2 del código de MATLAB 'CM3_ECG.m' evalúa el rendimiento de un filtro IIR Chebyshev-type II (con rizado en la banda de rechazo) de orden 6 y frecuencia de corte 0.6 Hz.
- La figura de la derecha presenta la **representación en frecuencia de este filtro**. Esta figura muestra que el filtro presenta una atenuación profunda en la banda de rechazo, con una transición rápida a la banda pasante, en donde se produce un comportamiento estable.
- La figura de abajo compara la morfología de la señal ECG original (contaminada con una fuerte deriva de la línea de base) con la señal ECG filtrada de manera directa e inversa con el filtro propuesto. Esta figura muestra que la implementación directa e inversa del filtro IIR propuesto es **altamente efectiva** para atenuar componentes de bajas frecuencias presentes en derivas de la línea de base.



- El filtrado directo e inverso presenta algunas **desventajas**:
 1. Producen transitorios iniciales relativamente largos, y
 2. No pueden implementarse en aplicaciones en tiempo real, ya que no se cumple el requisito de causalidad al no disponerse de toda la señal.

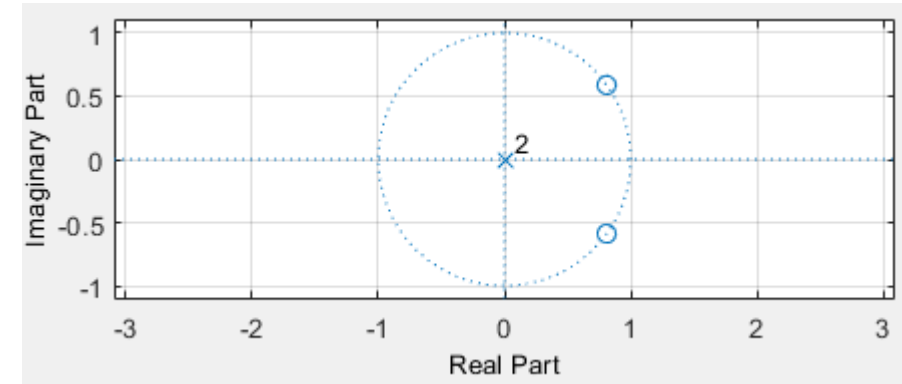
Ajuste polinómico

- Esta técnica consiste en la obtención de un **polinomio que se ajuste a valores representativos de la línea de base**, conocidos como *nodos* o *puntos fiduciaros*.
- Considerando que la deriva de la línea de base es una oscilación lenta y suave en la señal ECG, esta puede modelarse mediante un polinomio de bajo orden.
- El método de interpolación más utilizado es el **spline cúbico**.
 1. Dados $n + 1$ nodos $(x_0, y_0), \dots, (x_n, y_n)$
 2. Construyes n polinomios cúbicos $S_i(x)$, uno para cada subintervalo $[x_i, x_{i+1}]$
 3. Impones:
 - $S_i(x_i) = y_i$, $S_i(x_{i+1}) = y_{i+1}$ para que la función sea **continua**.
 - Continuidad de la primera y segunda derivada en cada nodo para que la función sea **suave**.
 - Segunda derivada nula en el primer y último nodo para **evitar desajustes** pronunciados en extremos.
- En MATLAB, este algoritmo se implementa mediante la función *spline*.
- La sección 3.2.2.3 del código de MATLAB 'CM3_ECG.m' presenta un ejemplo de implementación, en donde los nodos se han identificado de manera manual.
- Para que este método sea efectivo, es importante realizar una **estimación automática de los puntos fiduciaros**, basada en el comienzo de los complejos QRS e incluso, los puntos de comienzo de la componente P y final de la componente T.



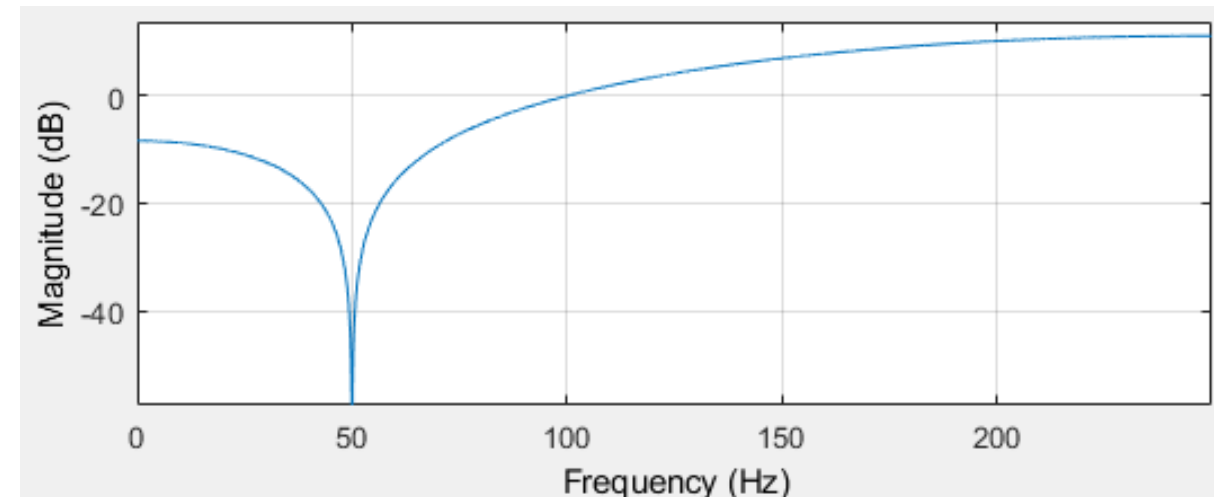
3. Atenuación de la interferencia de red

- Al igual que en señales de electroencefalografía, el artefacto de la interferencia de la red eléctrica en señales ECG consiste en una **fuerte componente de 50 Hz** (60 Hz en EEUU), posiblemente acompañado de armónicos.
- Este tipo de ruido es de banda estrecha y puede comprometer significativamente el análisis de señales ECG, por lo que es necesario atenuar su interferencia.
- La técnica más común es utilizar **filtros lineales FIR e IIR** rechazo de banda.



Filtros lineales FIR

- La opción más simple para atenuar esta componente es considerar un filtro definido por **un par de ceros complejos conjugados situados en el círculo unidad** sobre la frecuencia que deseamos atenuar (50 Hz).
- Este filtro FIR de orden 2 implementa un filtrado *notch* con un **ancho de banda poco selectivo**, lo que significa que no atenuará únicamente la componente de la red eléctrica, sino también componentes relevantes de la señal de interés.



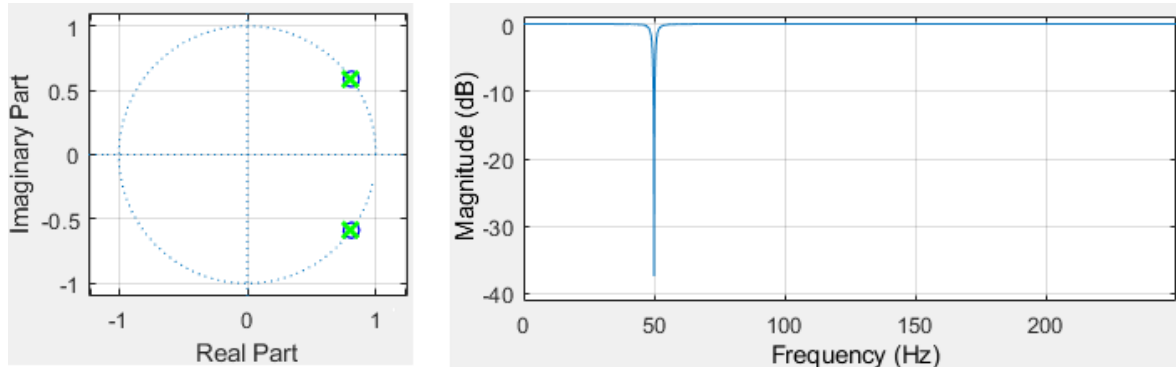
Filtros lineales IIR

- Una alternativa para hacer el filtro notch más selectivo consiste en **introducir un par de polos complejos conjugados** posicionados en el mismo ángulo que los ceros, pero a un determinado radio r .

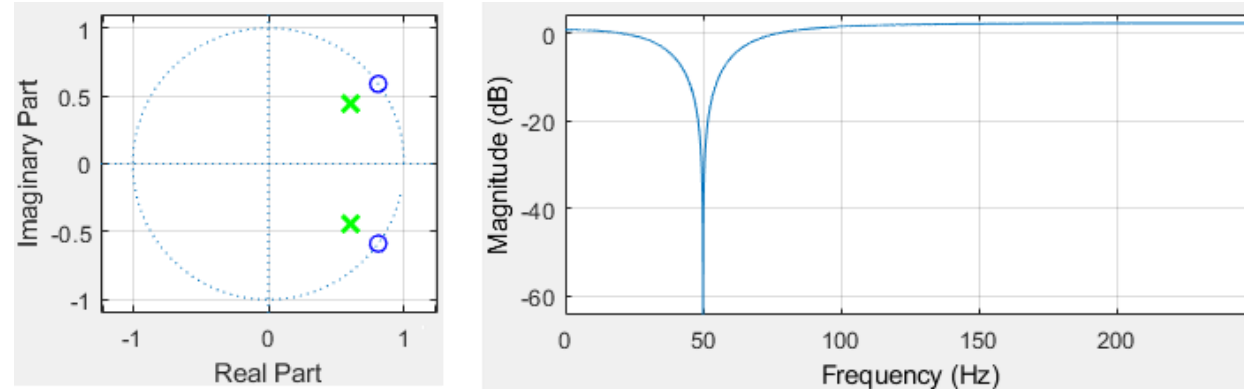
$$p_{1,2} = r e^{\pm j\omega_0}$$

- Considerando una frecuencia de muestreo de 500 Hz, la frecuencia de 50 Hz corresponde con $\omega_0 = 0.6283$ radianes.
- El **ancho de banda** del *notch* está directamente influenciado por el radio del polo, siendo más selectivo conforme más cerca esté de la circunferencia unidad, tal y como se observa en las figuras para valores de r de 0.75, 0.85, 0.95 y 0.99.
- Estas figuras también muestran que conforme r aumenta, la **magnitud de la atenuación** en la frecuencia de interferencia disminuye.

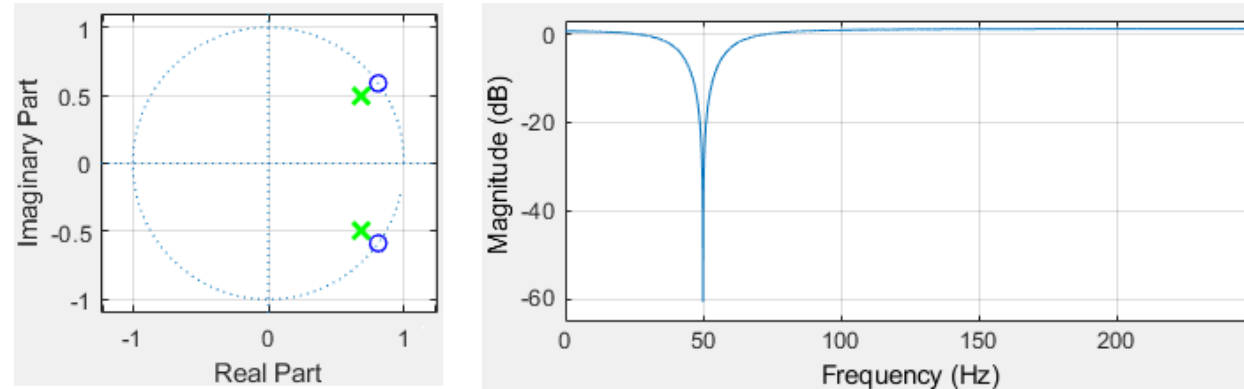
$r = 0.99$



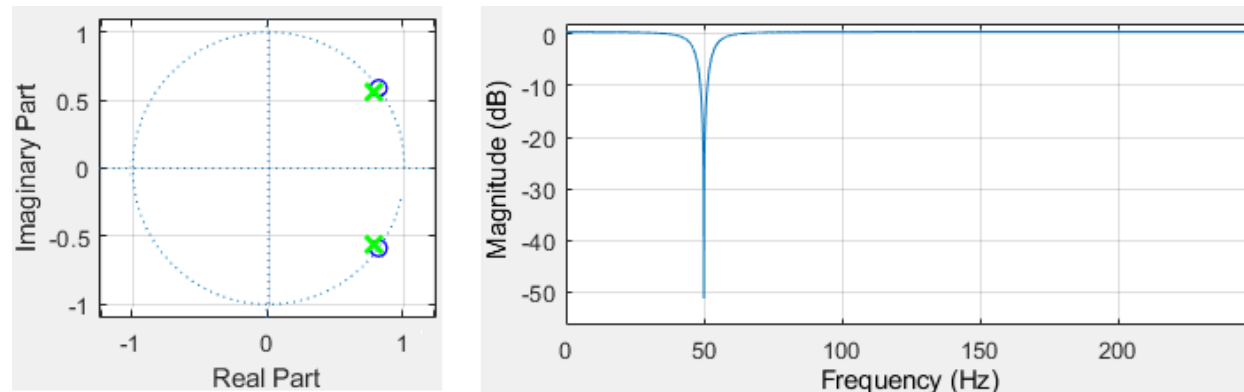
$r = 0.75$



$r = 0.85$

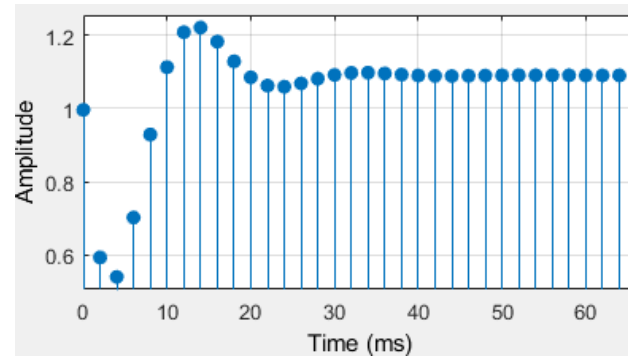


$r = 0.95$

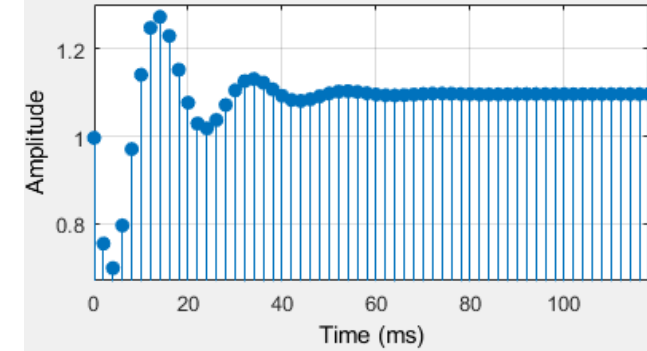


- Una consideración importante de cara a seleccionar un radio r apropiado es que **aumentar el radio del polo incrementa el artefacto de oscilación (ringing)** en la señal de salida.
- Este efecto se observa en la respuesta al escalón de los diferentes filtros IIR considerados (figuras de la derecha).
- Las figuras de abajo muestran una señal ECG contaminada con artefacto de red y las señales filtradas, donde se aprecia el efecto de ringing asociado a valores de r altos.

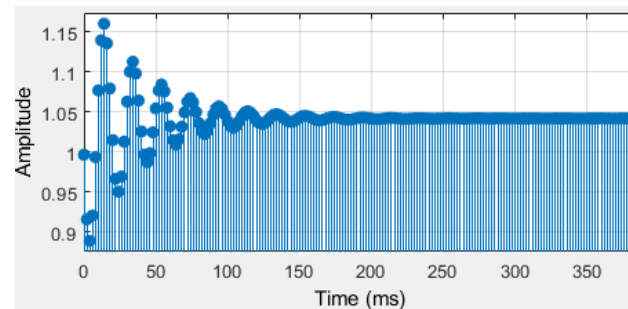
$r = 0.75$



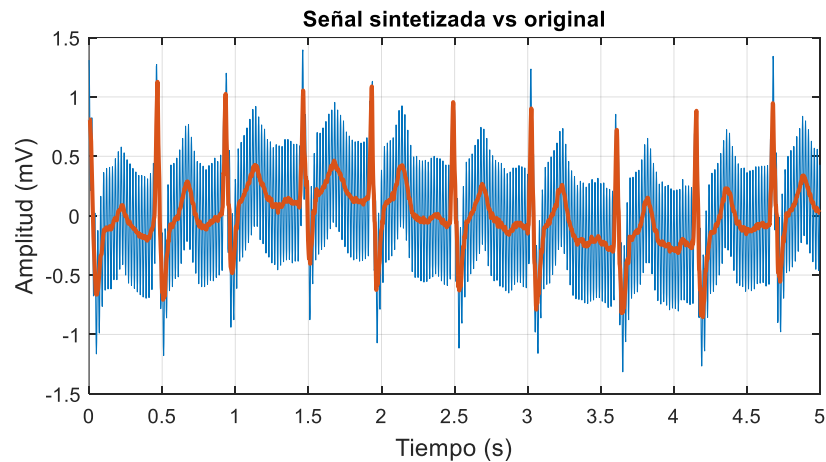
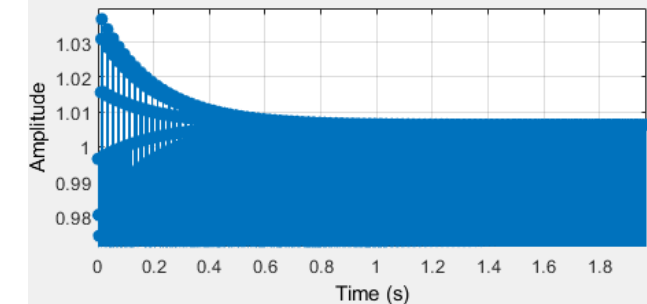
$r = 0.85$



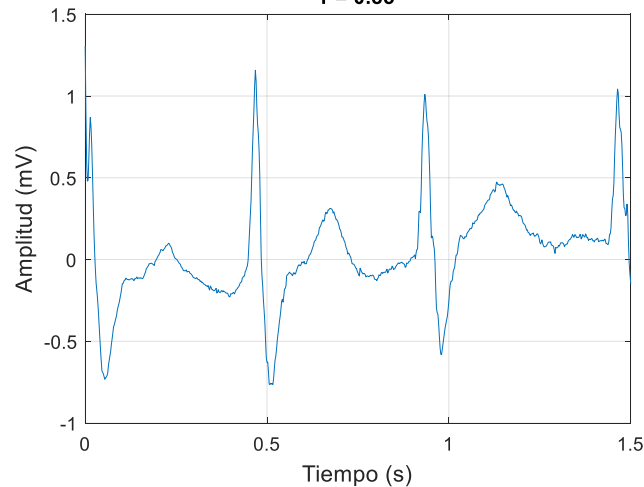
$r = 0.95$



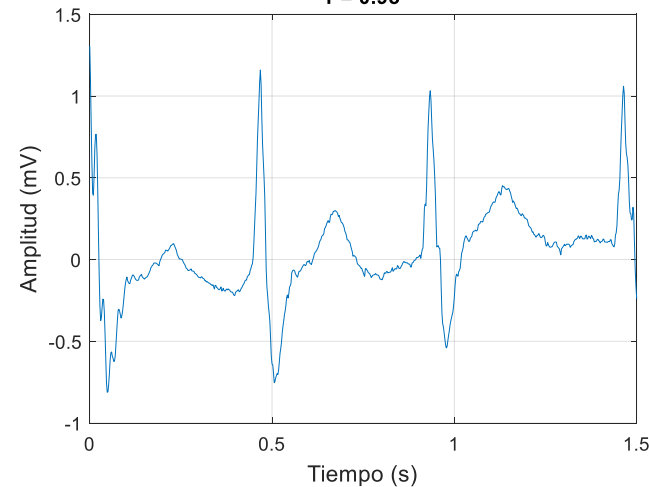
$r = 0.99$



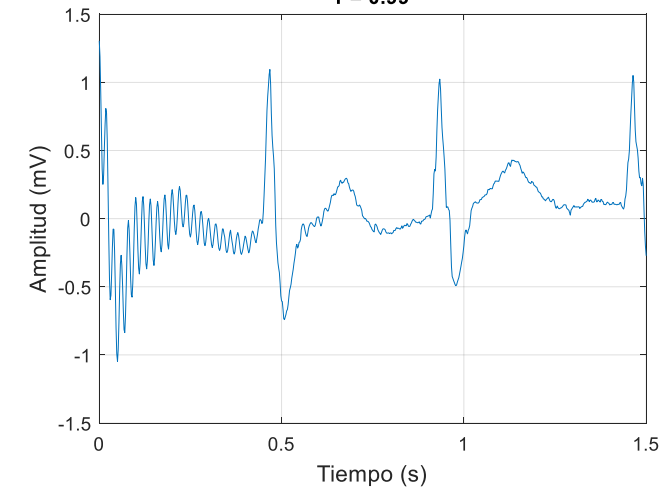
$r = 0.85$



$r = 0.95$



$r = 0.99$



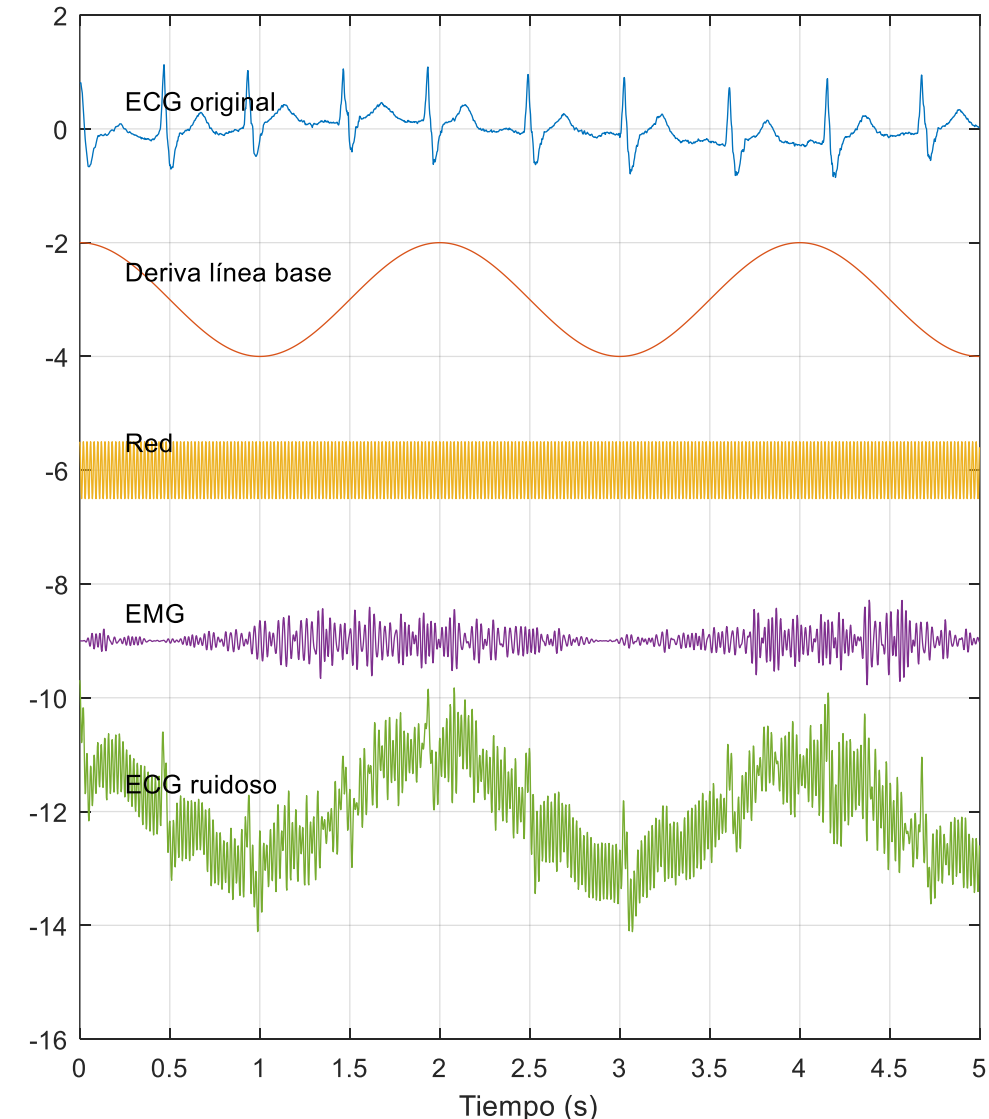
4. Filtrado de ruido muscular

- El artefacto miogénico (EMG) de origen muscular presenta energía en una banda ancha de frecuencia, desde 0—10 kHz.
- Al contrario que las derivaciones de la línea de base y el artefacto asociado a la red eléctrica, **el espectro del ruido EMG solapa con el de la señal ECG**, lo que dificulta su procesado.
- Una técnica eficiente que permite atenuar el efecto de este ruido y mejorar la calidad de la estimación de las componentes P-QRS-T del ECG es la **promediación de segmentos**.
 - La calidad de la respuesta en términos de relación señal-ruido (SNR) aumenta con la raíz cuadrada del número de segmentos promediados.

Empirical Mode Decomposition (EMD)

- EMD es una técnica alternativa y robusta para atenuar ruido EMG y de otras fuentes.
- El objetivo de EMD consiste en descomponer una señal en la suma de una serie de **funciones de modo intrínseco** (IMF, por sus siglas en inglés *intrinsic mode functions*). Las funciones IMF cumplen estas dos condiciones:
 1. Deben presentar el mismo número de extremos (máximos y mínimos) locales que el número de cruces por cero.
 2. En cada punto, el valor medio de la envolvente superior (formada por los máximos locales) y la envolvente inferior (formada por los mínimos locales) es 0.
- Para ilustrar el proceso, se ha sintetizado un ECG con diferentes fuentes de ruido.

Fuente de la señal ECG: Zheng et al. (2022).



El algoritmo EMD consta de los siguientes **procesos**.

1. **Obtención de proto-funciones.** Dada una señal ECG $x[n]$, el método EMD comienza identificando todos los máximos y mínimos locales (valores extremos). Los máximos locales se conectan mediante un *spline* cúbico, lo que compone la envolvente superior $e_u[n]$. Del mismo modo, se obtiene la envolvente inferior $e_l[n]$.

- La señal promedio de las dos envolventes es $m_1[n]$, a partir de la cual se obtiene la primera proto-función $h_1[n] = x[n] - m_1[n]$.
- Puesto que $h_1[n]$ todavía contiene varios máximos y mínimos entre cada cruce por 0, el proceso anterior se repite de manera recursiva para obtener las proto-funciones $h_k[n]$ en cada iteración k .
- Un criterio típico de parada se basa en que la suma de diferencias (SD) de una iteración con respecto a la anterior sea inferior a un umbral (e.g. 0.2):

$$SD = \sum_n \frac{|h_{k-1}[n] - h_k[n]|^2}{h_{k-1}^2[n]}$$

2. **Obtención del IMF.** Cuando la condición anterior se cumple, $h_k[n]$ se obtiene el primer IMF: $c_1[n] = h_k[n]$.

3. **Obtención del residuo.** El residuo $r_1[n] = x[n] - c_1[n]$ contiene información relevante, siendo la nueva señal sobre la que aplicar el procedimiento anterior.

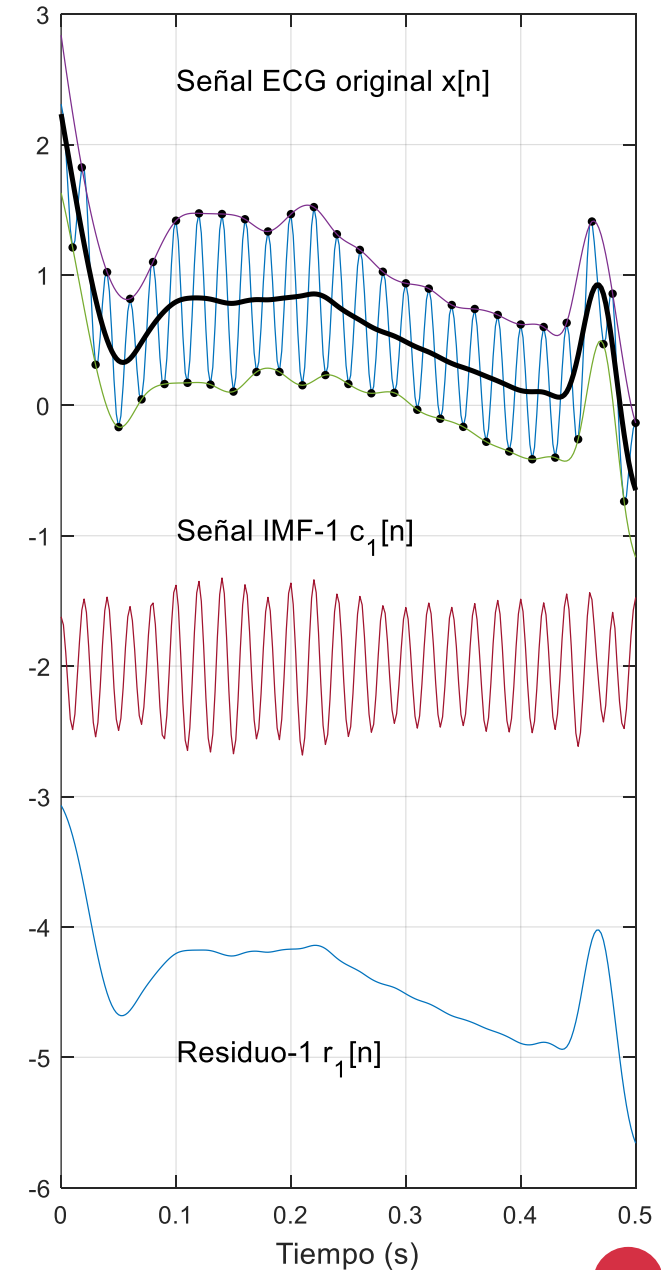
$$r_2[n] = r_1[n] - c_2[n]$$

$$r_N[n] = r_{N-1}[n] - c_N[n]$$

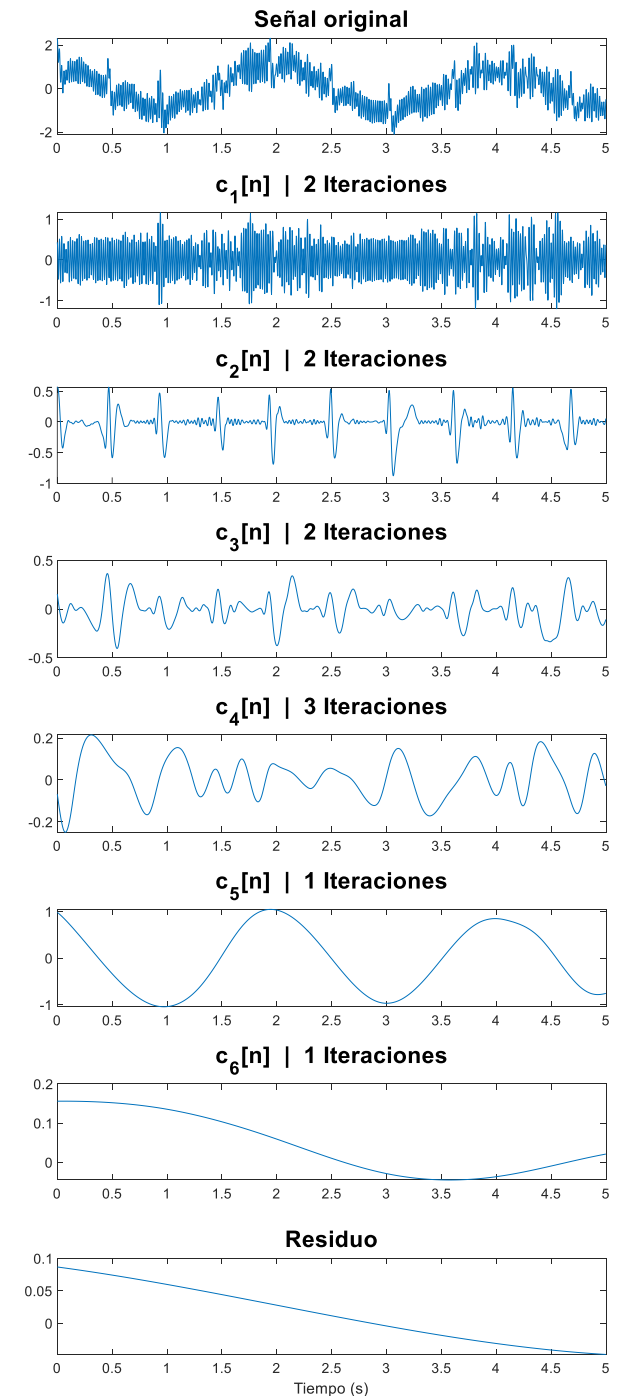
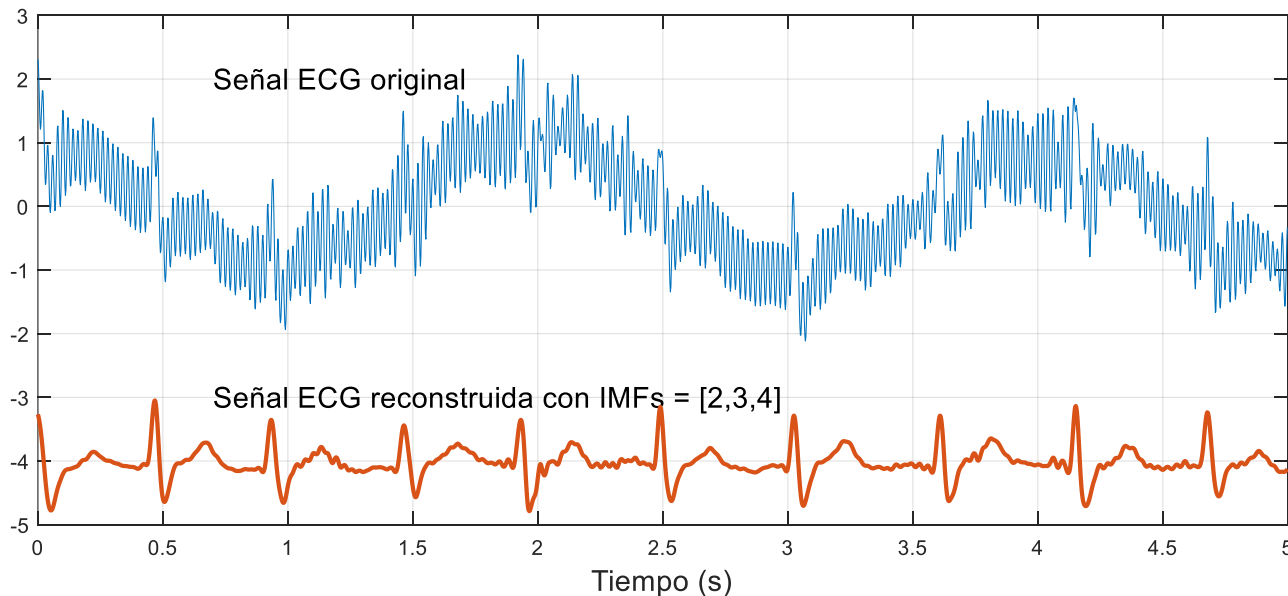
4. **Fin del proceso.** El algoritmo termina cuando el residuo final $r_N[n]$ es una constante, una función monotónica, o una función con un único máximo o mínimo local.

5. **Reconstrucción de la señal.** La señal original puede reconstruirse sin pérdida de información sumando las IMFs y el residuo.

$$x[n] = \sum_{k=1}^N c_k[n] + r_N[n]$$



- La sección 3.2.4 del código de MATLAB 'CM3_ECG.m' implementa el procedimiento de descomposición y recomposición de una señal ECG contaminada con diferentes fuentes de ruido a modo de ejemplo. Esta simulación permite controlar la magnitud de cada fuente de ruido, así como visualizar las diferentes IMFs y reconstruir el ECG a partir de las IMFs seleccionadas.
- Las figuras de la diapositiva presentan un ejemplo de una señal ECG contaminada con (1) una deriva de la línea de base (ruido de baja frecuencia), (2) ruido de red de 50 Hz, y (3) ruido miogénico con energía en la banda [30—50] Hz.
- La figura de la derecha presenta la señal original (arriba), las 6 IMFs obtenidas y el residuo (abajo).
- Se observa que **las IMFs de menor orden capturan componentes de altas frecuencias**, mientras que **los órdenes superiores reflejan oscilaciones de bajas frecuencias**.
- El ruido de red parece estar contenido en $c_1[n]$, mientras que las derivas de la línea de base están en $c_5[n]$, $c_6[n]$ y $r_N[n]$. Las componentes P-QRS-T parecen estar en $c_2[n]$, $c_3[n]$ y $c_4[n]$.
- La figura de abajo **compara la señal ECG original con el ECG reconstruido** a partir de los IMFs 2, 3 y 4.



Extracción de características

1. *Algoritmo de Pan-Tompkins*
2. *Transformada Wavelet*
3. *Frecuencia y ritmo cardíaco*
4. *Medidas manuales*

1. Algoritmo de Pan-Tompkins

230

IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. BME-32, NO. 3, MARCH 1985

A Real-Time *QRS* Detection Algorithm

JIAPU PAN AND WILLIS J. TOMPKINS, SENIOR MEMBER, IEEE

Abstract—We have developed a real-time algorithm for detection of the *QRS* complexes of ECG signals. It reliably recognizes *QRS* complexes based upon digital analyses of slope, amplitude, and width. A special digital bandpass filter reduces false detections caused by the various types of interference present in ECG signals. This filtering permits use of low thresholds, thereby increasing detection sensitivity. The algorithm automatically adjusts thresholds and parameters periodically to adapt to such ECG changes as *QRS* morphology and heart rate. For the standard 24 h MIT/BIH arrhythmia database, this algorithm correctly detects 99.3 percent of the *QRS* complexes.

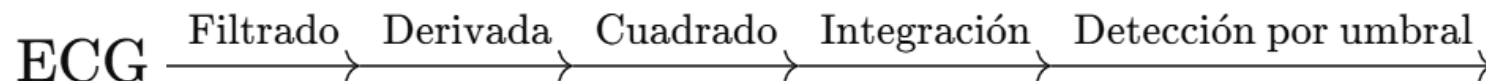
a derivative, and a moving window integrator. The nonlinear transformation that we use is signal amplitude squaring. Adaptive thresholds and *T*-wave discrimination techniques provide part of the decision rule algorithm.

The slope of the *R* wave is a popular signal feature used to locate the *QRS* complex in many *QRS* detectors [5]. An analog circuit or a real-time derivative algorithm that provides slope information is straightforward to implement. However, by its very nature, a derivative amplifies the undesirable higher

- El algoritmo de Pan-Tompkins fue propuesto en 1985 para **detectar el complejo QRS** en señales ECG. Pese a su antigüedad, sigue siendo ampliamente utilizado hoy en día por dos motivos principales:

1. **Simplicidad computacional.** Puede implementarse en tiempo real en hardware o software básico.
2. **Robustez.** Funciona bien incluso en presencia de ruido o variaciones morfológicas moderadas.

- Antes de Pan y Tompkins, las técnicas para detectar la onda R se basaban principalmente en la pendiente de la señal. Pero esto es poco fiable, porque el **ruido muscular** puede tener pendientes similares, y **patologías** que derivan en QRS anchos (con menores pendientes) son más difíciles de detectar.
- Pan-Tompkins mejora la detección del complejo QRS combinando **pendiente, amplitud, anchura y energía**.
- Este algoritmo involucra **cinco pasos**, a través de los cuales se transforma una señal ECG en una señal binaria de eventos (latidos).



1. Filtrado paso banda

- *Objetivo:* Atenuar ruido de baja frecuencia (como la deriva de la línea de base) y ruido de alta frecuencia (como el artefacto miogénico de origen muscular) para resaltar la banda de frecuencia típica del complejo QRS.

2. Derivada

- *Objetivo:* Resaltar cambios rápidos de la señal (pendientes), característicos del complejo QRS.
- En MATLAB, la derivada puede implementarse mediante la función *diff*.

3. Elevación al cuadrado

- *Objetivo:* Asegura que todos los valores sean positivos y amplifica los cambios más grandes (destacando los QRS frente a ruido más suave).

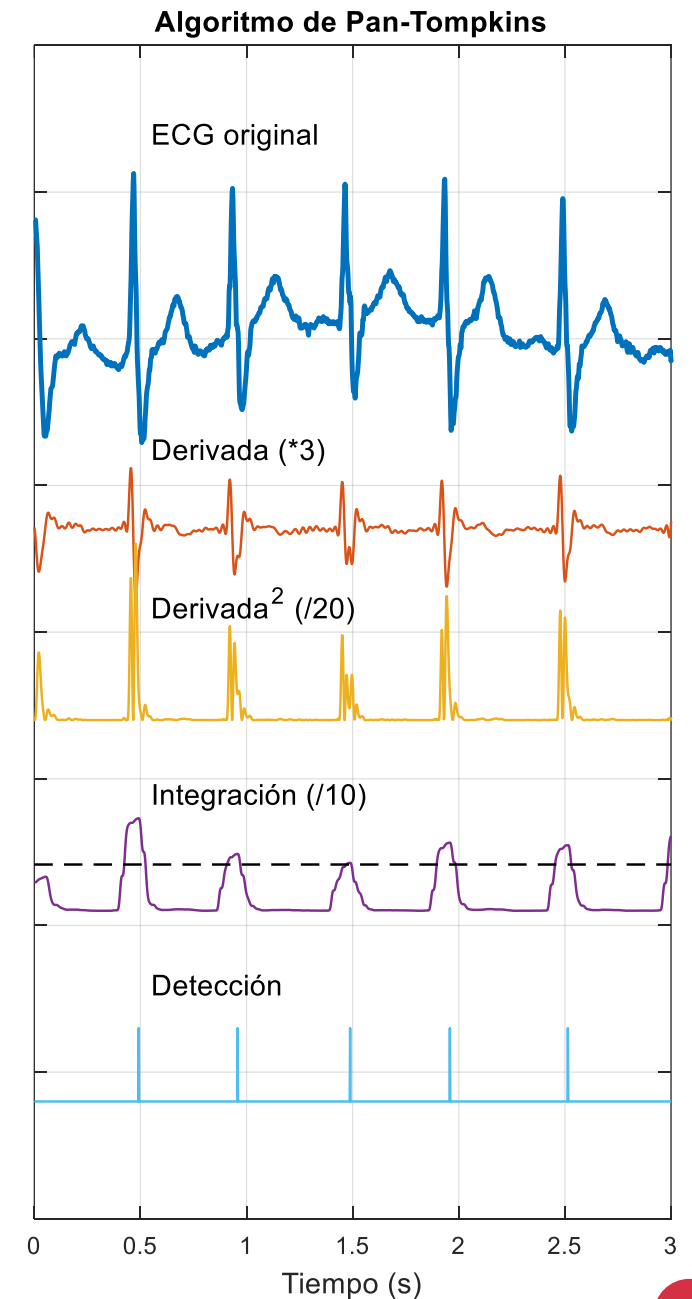
4. Integración en ventana deslizante (anchura similar al complejo QRS, unos 100 ms)

- *Objetivo:* Analizar la energía acumulada en un intervalo corto.

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

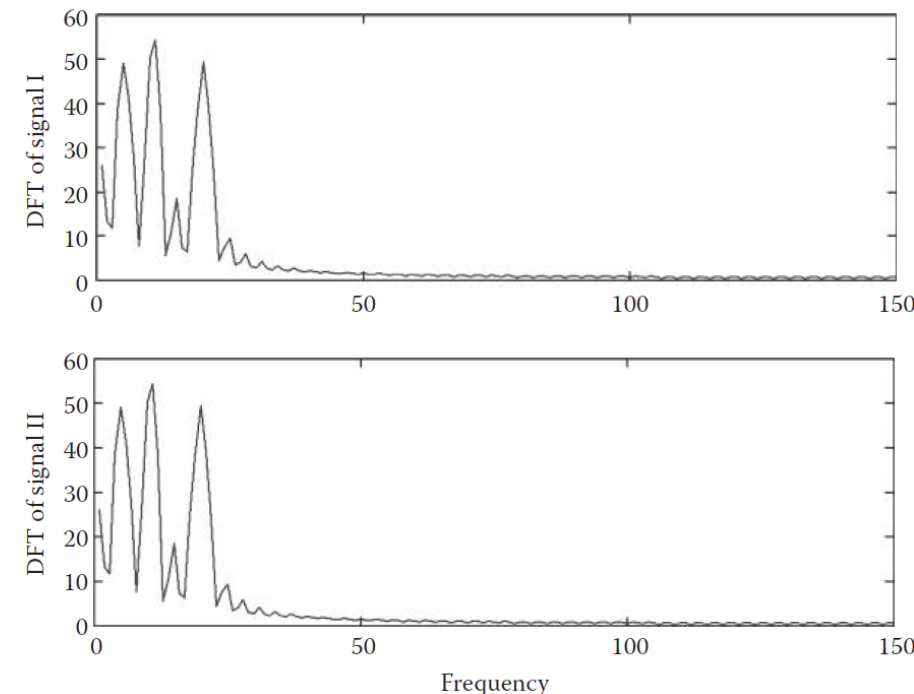
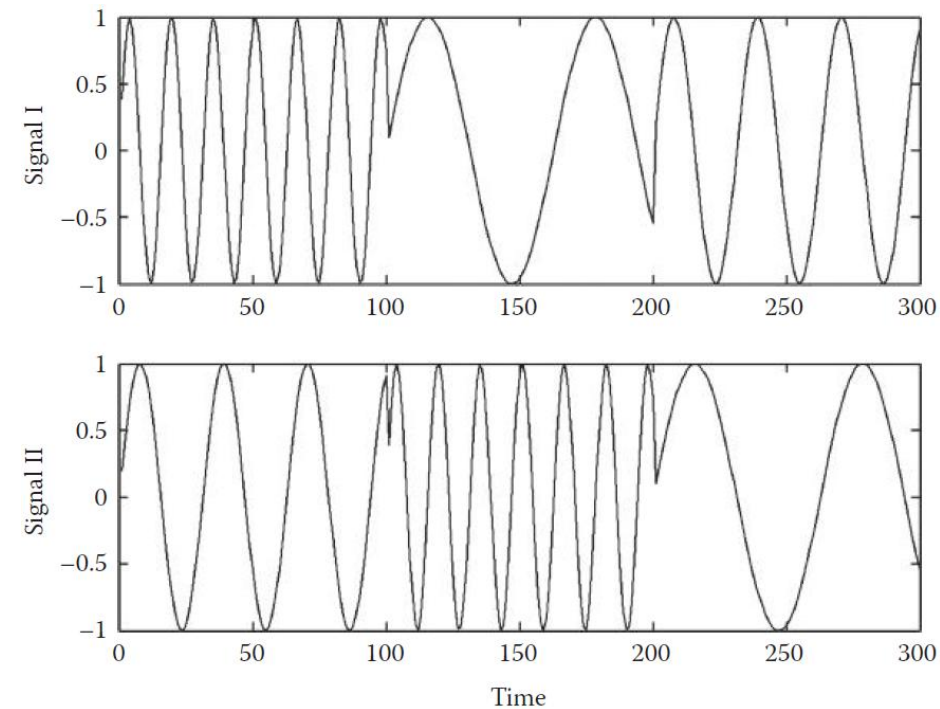
5. Detección de picos

- *Objetivo:* Detectar picos de energía que correspondan con latidos cardíacos.
- Se impone un período refractario para evitar detectar múltiples del mismo latido.
- Pueden utilizarse umbrales adaptativos que evolucionan con el tiempo.



2. Transformada Wavelet

- En el análisis de señales biomédicas, especialmente en señales no estacionarias como ECG, no basta con saber qué frecuencias están presentes: también es crucial saber **cuándo** aparecen.
- Las figuras de la derecha muestran que dos señales formadas por 3 tonos presentados de manera consecutiva en diferente orden presentan la misma Transformada de Fourier (!).
- La Transformada de Fourier no permite distinguir entre un evento súbito (como un complejo QRS) y una oscilación continua.
- Por el contrario, la Transformada Wavelet (TW) combina un análisis temporal y frecuencial, proporcionando información sobre:
 - Qué frecuencias están presentes.
 - Cuándo aparecen esas frecuencias.
- Esto se logra descomponiendo la señal mediante unas funciones base llamadas **wavelets**, que pueden adaptarse en frecuencia y tiempo.
- Una propiedad fundamental de la TW es que utiliza:
 1. **wavelets anchas** para analizar bajas frecuencias (resolución frecuencial),
 2. **wavelets estrechas** para analizar altas frecuencias (resolución temporal).



La Transformada Wavelet Continua (CWT)

- La Transformada Wavelet Continua (CWT por sus siglas en inglés, *Continuous Wavelet Transform*) de una señal continua $x(t)$ se define:

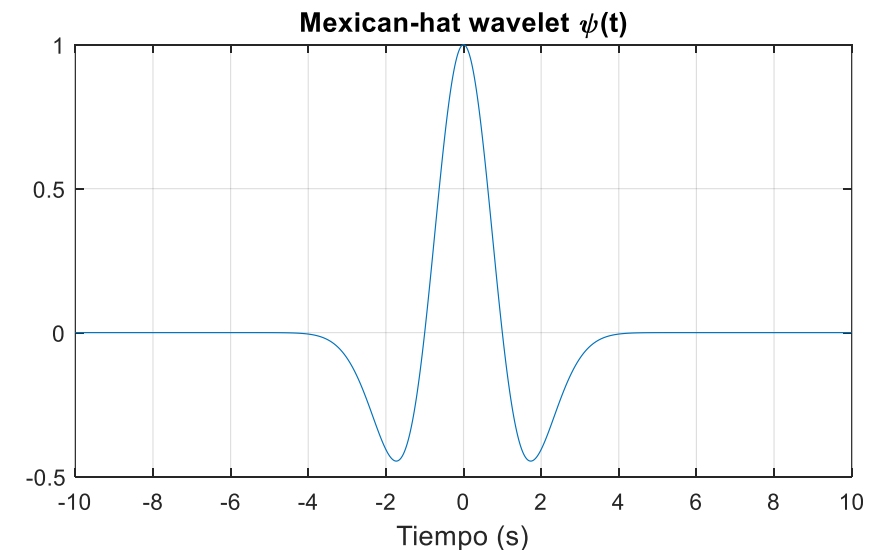
$$T(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t - b}{a} \right) dt,$$

donde $\psi^*(t)$ es el complejo conjugado de la **wavelet madre** $\psi(t)$, la cual está desplazada al tiempo b y comprimida o expandida por un factor a antes de calcular su correlación con la señal $x(t)$.

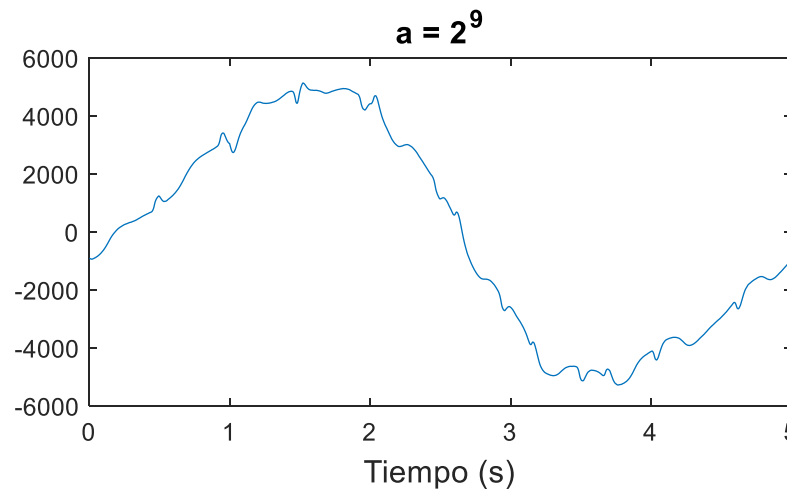
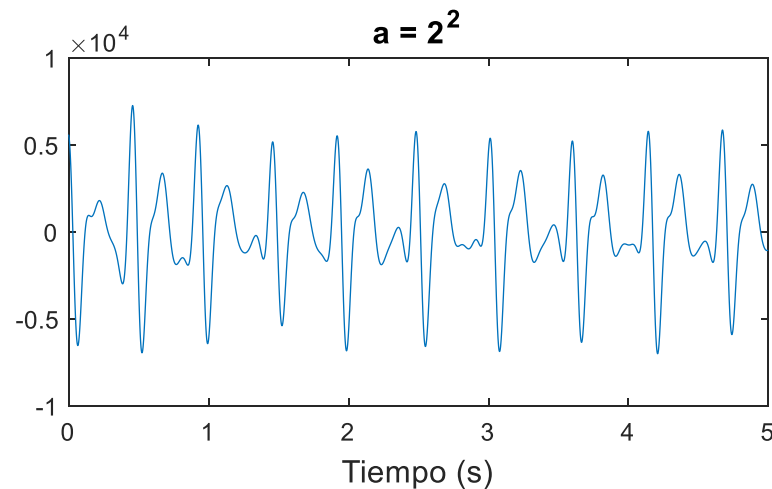
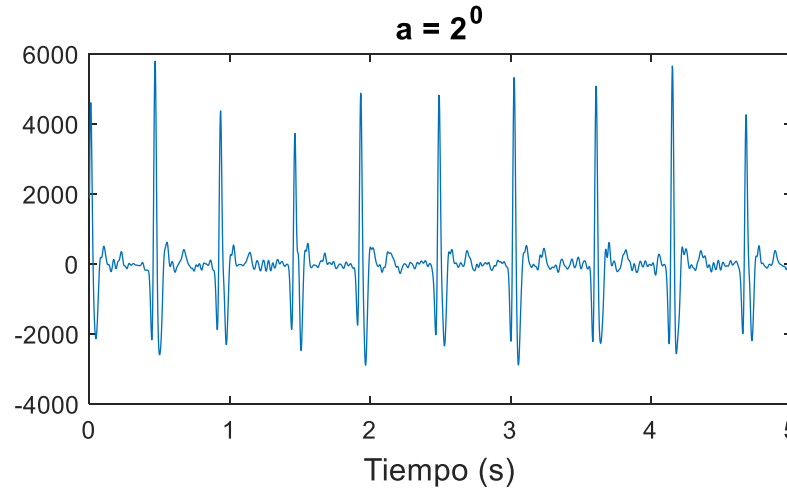
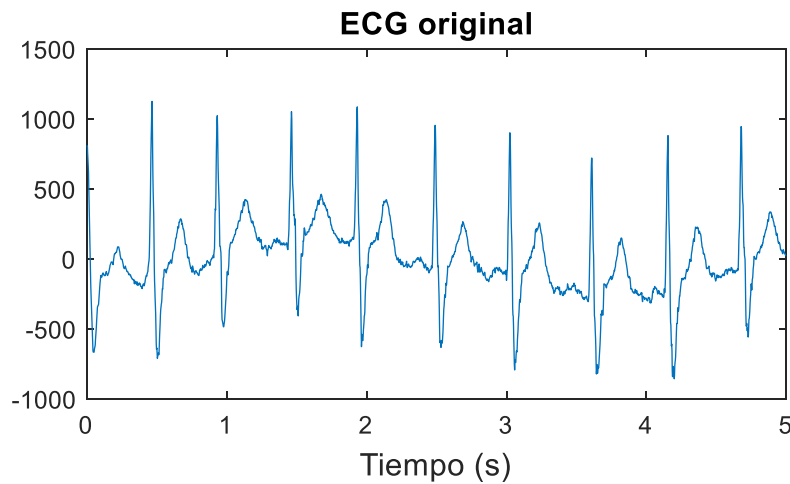
- Un ejemplo de wavelet madre $\psi(t)$ ampliamente utilizada en señales ECG es la conocida como Mexican-hat wavelet, la cual corresponde con la segunda derivada de la función gaussiana.

$$\psi(t) = (1 - t^2)e^{-\frac{t^2}{2}}$$

- La sección 3.3.2.1 del código de MATLAB adjunto implementa un ejemplo en el que se aplica esta wavelet madre a una señal ECG de referencia.



- Las siguientes figuras presentan señales filtradas de $x(t)$ utilizando distintos factores de escala a . Mayores valores de a resultan en versiones más expandidas de $\psi(t)$, más sensibles a bajas frecuencias.
- La señal filtrada con $a = 2^0$ caracteriza bien las componentes del complejo QRS, con $a = 2^2$ se caracterizan bien las componentes P y T, y $a = 2^9$ caracteriza la deriva de la línea de base.

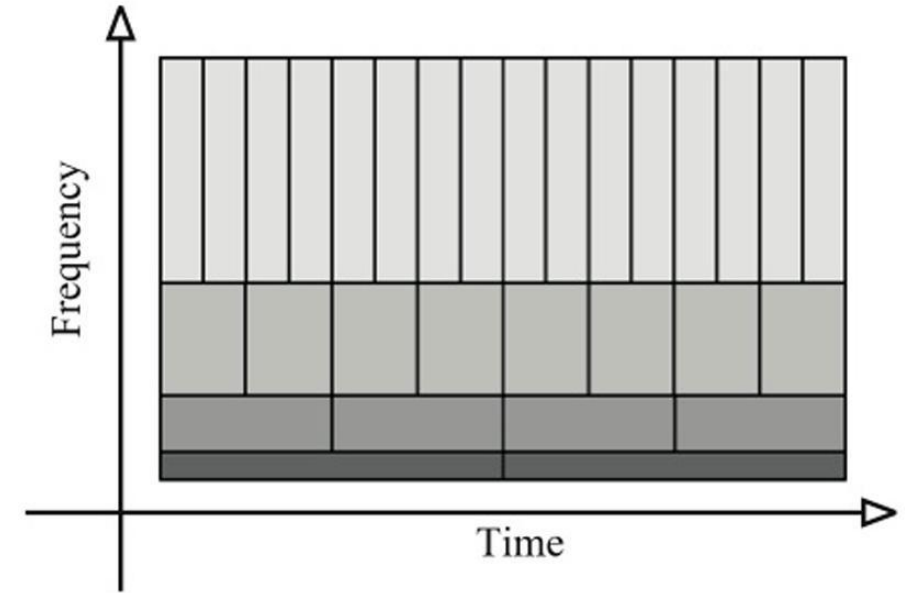


Limitaciones de la CWT en ECG.

- ✓ Altamente redundante.
- ✓ Poco eficiente computacionalmente.
- ✓ No permite la reconstrucción exacta de la señal.

La Transformada Wavelet Discreta (DWT)

- Recuerda, en la Transformada Wavelet Continua, los parámetros:
 - a : escala $\rightarrow$ Controla la anchura de la wavelet.
 - b : desplazamiento $\rightarrow$ Controla la posición en el tiempo.
- En la Transformada Wavelet Discreta (DWT, *Discrete Wavelet Transform*) se toma una **versión muestreada** de esos parámetros.
- En lugar de utilizar cualquier valor continuo para la escala a , se usan **potencias de 2**: $a = 2^j$ (discretización logarítmica).
- Las posiciones b están relacionados con el valor que tenga a .
 - Se toma $b = k \cdot 2^j$, adaptando el paso a la escala.
 - donde j y k son los índices de escala y de traslación.
 - Cuanto *más grande* sea la escala a (mayor expansión de la wavelet), *más separados* se pueden tomar los valores de b .
- Esto forma la malla o rejilla diádica (diádico hace referencia a potencias de 2): una cuadrícula discreta en el plano escala-tiempo con puntos: $a = 2^j$, $b = k \cdot 2^j$



- Esto resulta en la **wavelet diádica**:

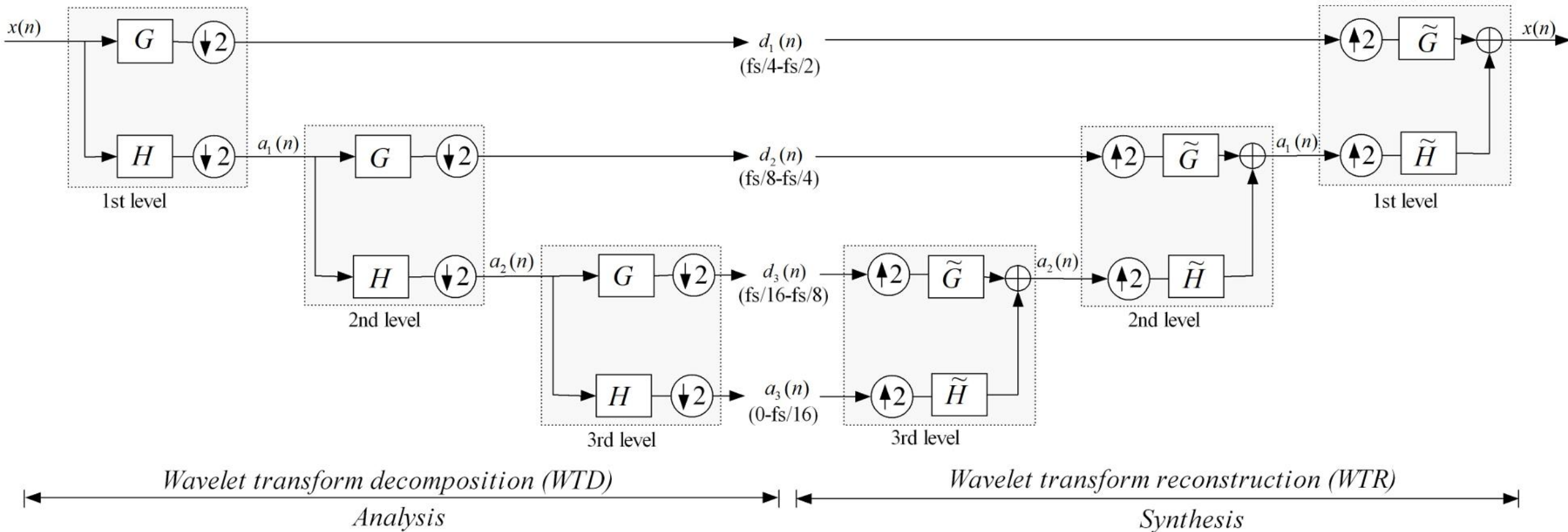
$$\psi_{m,n}(t) = 2^{-\frac{m}{2}} \psi(2^{-m}t - n)$$

- Lo que resulta en la DWT:

$$T_{m,n} = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi_{m,n}(t) dt$$

donde $T_{m,n}$ son los coeficientes correspondientes a los factores de escala y posiciones a y b .

- Mallat (1989) desarrolló un algoritmo piramidal llamado *Quadrature Mirror Filter* (QMF) que implementa:
 1. La **descomposición** de una señal mediante DWT utilizando una serie de filtros y decimadores (submuestreo), y
 2. La **recomposición** de la señal mediante la DWT inversa utilizando filtros e interpoladores (sobremuestreo).
- La figura presenta un **ejemplo con 3 niveles de descomposición**. $H(z)$ y $G(z)$ son filtros FIR paso-bajo y paso-alto.
- La DWT proporciona (1) **coeficientes de detalle** d_k y (2) **coeficientes de aproximación** a_k .

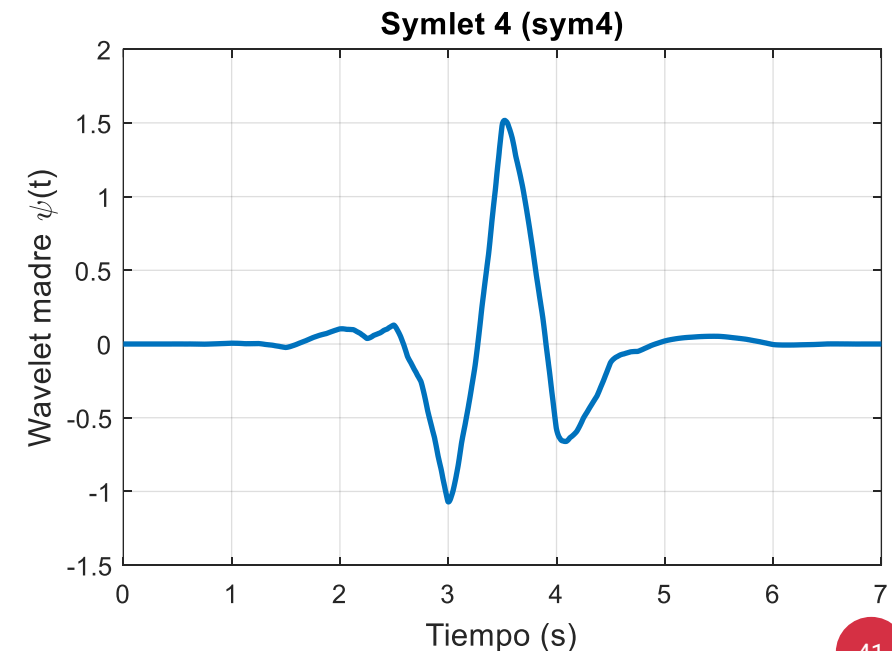
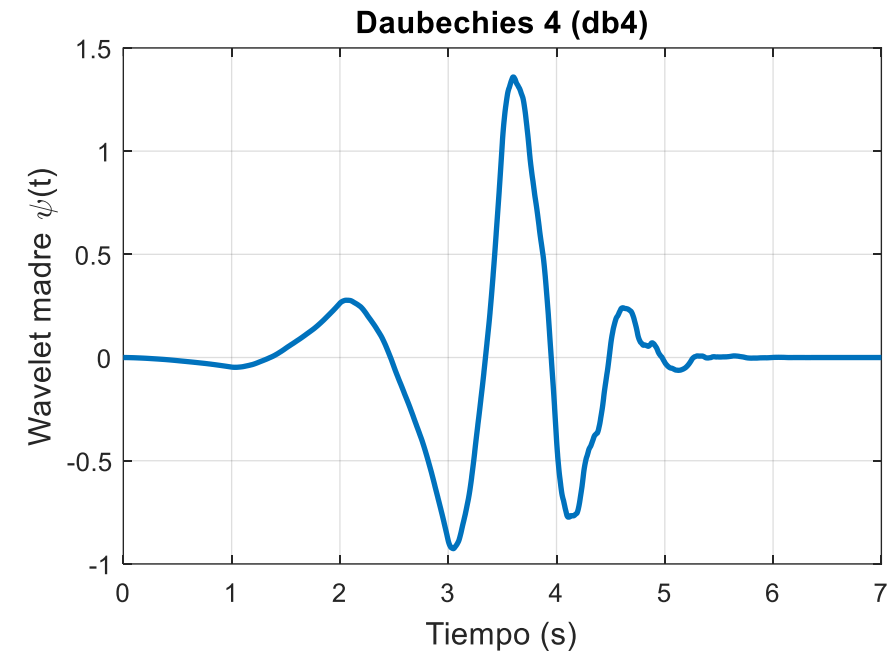


- Los **coeficientes de detalle** d_k representan la parte de alta frecuencia, capturando detalles finos y transitorios.
- Los **coeficientes de aproximación** a_k representan la parte de baja frecuencia, capturando la forma global de la señal.
- En la figura ejemplo, la señal $x[n]$ es filtrada por el filtro paso-alto $G(z)$ y submuestreada en un factor 2, proporcionando el primer set de coeficientes de detalle $d_1[n]$.
- La misma señal $x[n]$ es filtrada por el filtro paso-bajo $H(z)$ y submuestreada en un factor 2, proporcionando el primer set de coeficientes de aproximación $a_1[n]$.
- Posteriormente, la secuencia $a_1[n]$ es (1) filtrada de nuevo por el filtro paso-alto $G(z)$ y submuestreada en un factor 2, proporcionando el segundo set de coeficientes de detalle $d_2[n]$; y (2) filtrada por el filtro paso-bajo $H(z)$ y submuestreada en un factor 2, proporcionando el segundo set de coeficientes de aproximación $a_2[n]$.
- El **nivel de descomposición** en DWT indica cuántas veces se repite este proceso.
- Si el nivel de descomposición es 3 (como en el ejemplo), DWT devuelve 3 sets de coeficientes de detalle y 1 set de coeficientes de aproximación, esto es: $d_1[n]$, $d_2[n]$, $d_3[n]$ y $a_3[n]$.

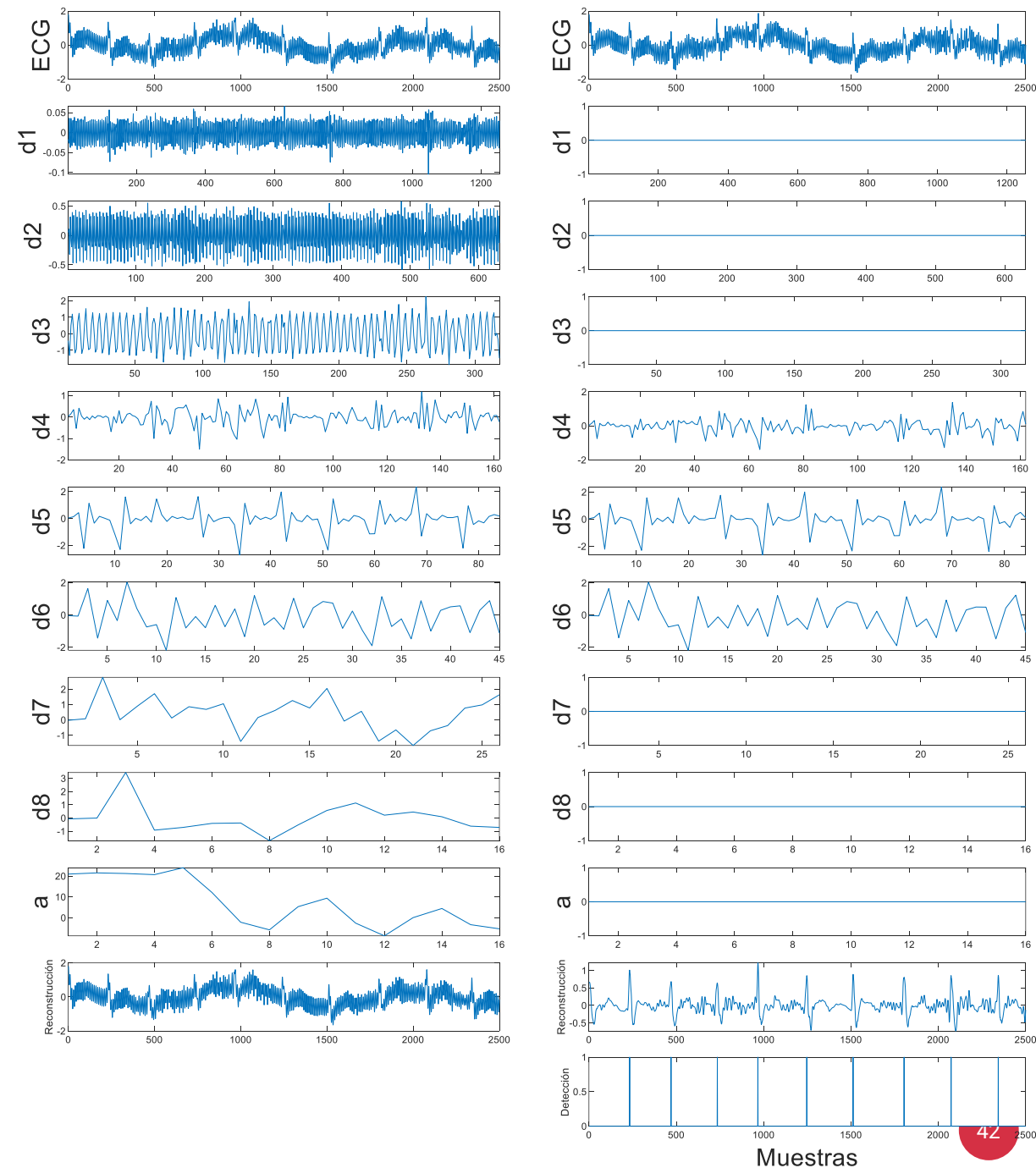
- En el **proceso de reconstrucción**, los coeficientes de detalle y aproximación se interpolan (sobremuestreo) en un factor 2, y se les aplica los filtros $\tilde{H}(z)$ y $\tilde{G}(z)$ según indica el diagrama.
- Los filtros FIR $H(z)$ y $G(z)$ están predefinidos para cada wavelet madre.
- ¿Por qué filtros FIR? Porque permiten realizar la descomposición y la reconstrucción mediante convoluciones rápidas y estables.
- Los filtros de reconstrucción $\tilde{H}(z)$ y $\tilde{G}(z)$ se construyen a partir de los filtros de descomposición: $\tilde{H}(z) = H(-z^{-1})$, $\tilde{G}(z) = G(-z^{-1})$. Básicamente, se invierte el orden de los coeficientes y se alterna su signo.
- Los filtros $H(z)$ y $G(z)$ **son los mismos** en cada nivel.
 - La frecuencia de corte efectiva en cada nivel cambia debido al submuestreo.
 - Submuestrear reduce el ancho de banda. Esto hace que cada nivel presente contenido espectral de más baja frecuencia.

■ ¿Qué wavelet suele utilizarse en DWT?

- La función *Mexican-hat* (Ricker wavelet) es una función continua que sólo puede utilizarse en la Transformada Wavelet Continua (CWT).
- Esta wavelet no permite una reconstrucción exacta, por lo que es buena para realizar un análisis cualitativo, pero no para compresión o reconstrucción.
- En DWT se utilizan como wavelets **funciones discretas** que sean **ortonormales** y que tengan asociados filtros FIR de análisis y síntesis que permitan la descomposición y reconstrucción de señales.
- Las dos wavelets más utilizadas en el procesamiento de señales ECG mediante DWT son **Daubechies 4 (db4)** y **Symlet 4 (sym4)**.
- La **sym4** está diseñada para tener mayor simetría, pero **db4** permite concentrar más energía en bandas de frecuencia más estrechas (filtra mejor).
- ¿Por qué es importante que una familia de wavelets sea ortogonal?
 1. **Reconstrucción exacta.** Con una wavelet ortogonal, no se pierde información al descomponer y reconstruir.
 2. **Independencia de coeficientes.** Los coeficientes DWT no se contaminan entre sí (son independientes): cada coeficiente representa una única componente de la señal → ideal para detección, filtrado y compresión.
 3. **Conservación de la energía.** La energía de la señal es la misma en el dominio original y el transformado.

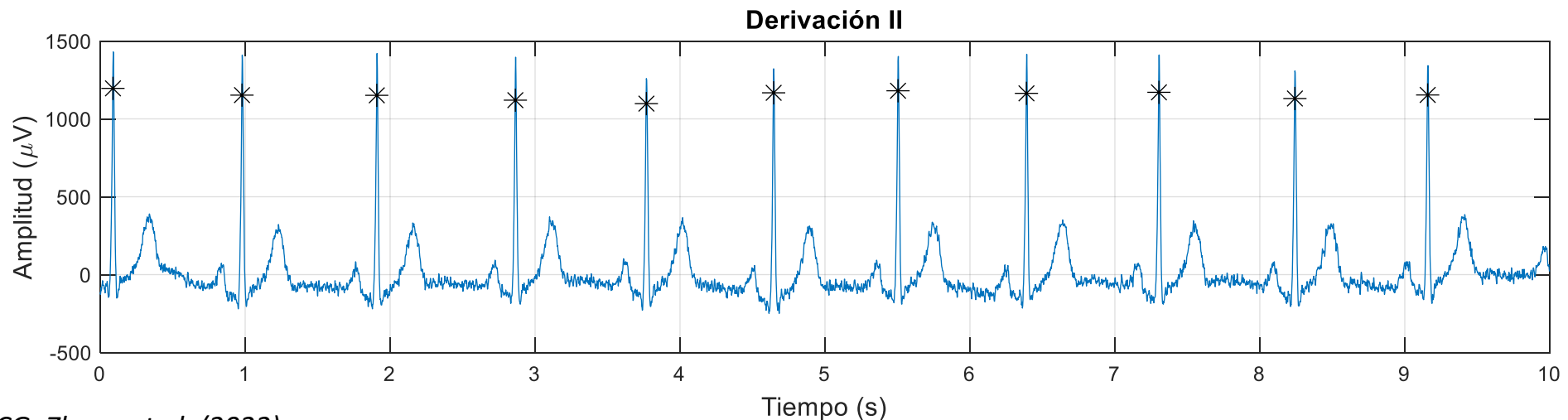
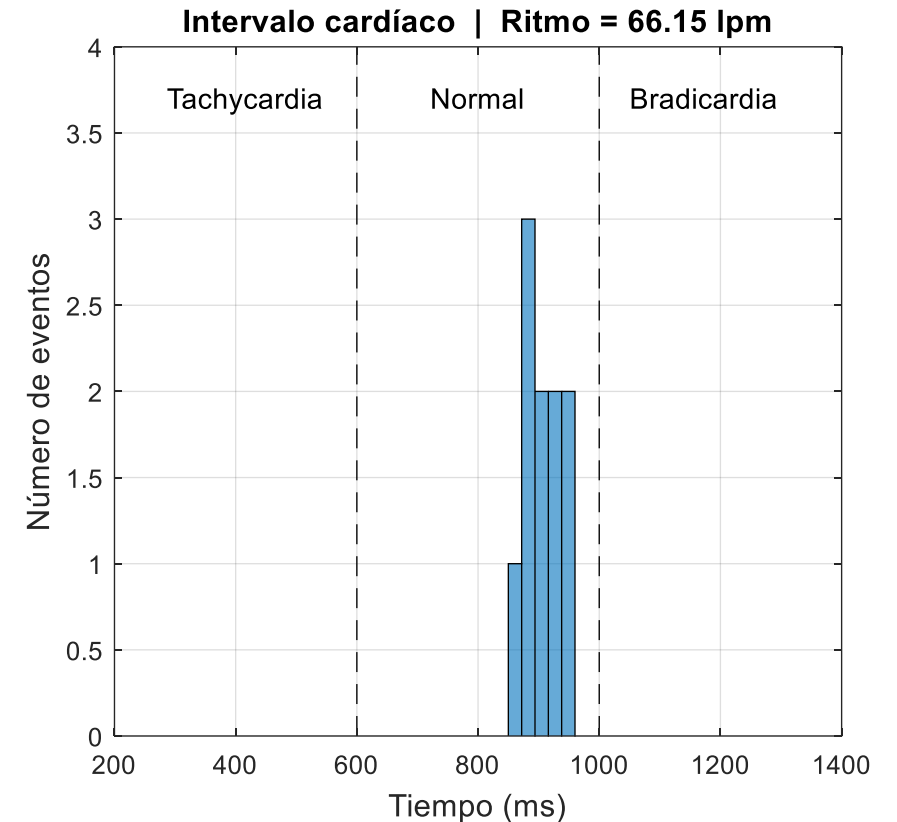


- Pasos para detectar picos R mediante DWT.
 1. **Preprocesamiento.** Filtrado de la señal, normalización en amplitud, quitar la media.
 - Es opcional en DWT porque este proceso descompone la señal ECG en diferentes componentes, pudiendo aislar por tanto las componentes de ruido.
 2. **Aplicar DWT.** Descomponer una señal ECG con una wavelet como db4 hasta cierto nivel (generalmente 4—8).
 3. **Seleccionar niveles relevantes.** Se eligen los niveles de detalle que presentan características del complejo QRS (d4, d5 y d6).
 4. **Reconstrucción parcial.** Se utilizan sólo los coeficientes seleccionados para reconstruir una señal que realce los QRS.
 5. **Detección de picos.** Se buscan picos en la señal reconstruida considerando un umbral que puede ser adaptativo en el tiempo.
- El código 3.3.2.2 del anexo presenta un ejemplo de implementación de la DWT en MATLAB.
 - En este ejemplo, se contamina una señal ECG con ruido de red, derivas de la línea de base y ruido EMG de origen muscular.
 - Se obtienen los coeficientes de detalle d1—d8 y el coeficiente de aproximación a8.
 - Se reconstruye la señal a partir de los coeficientes d4, d5 y d6.
 - Se detectan latidos a partir de los picos en la señal reconstruida.



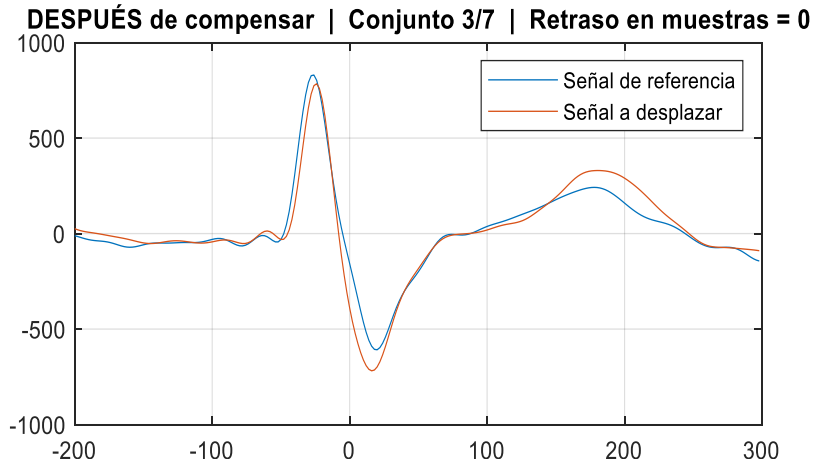
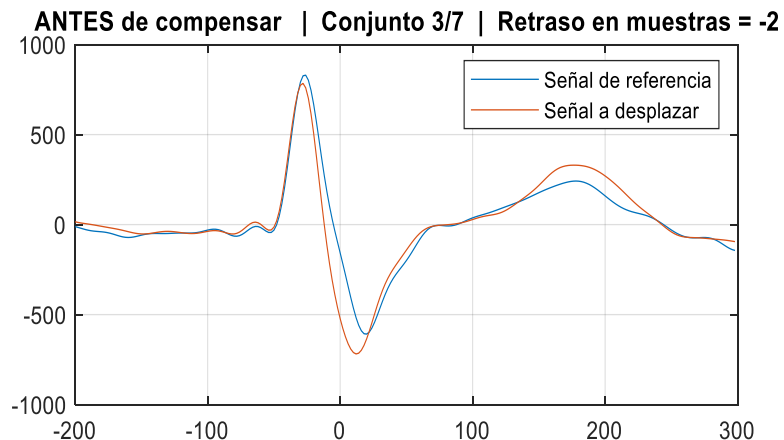
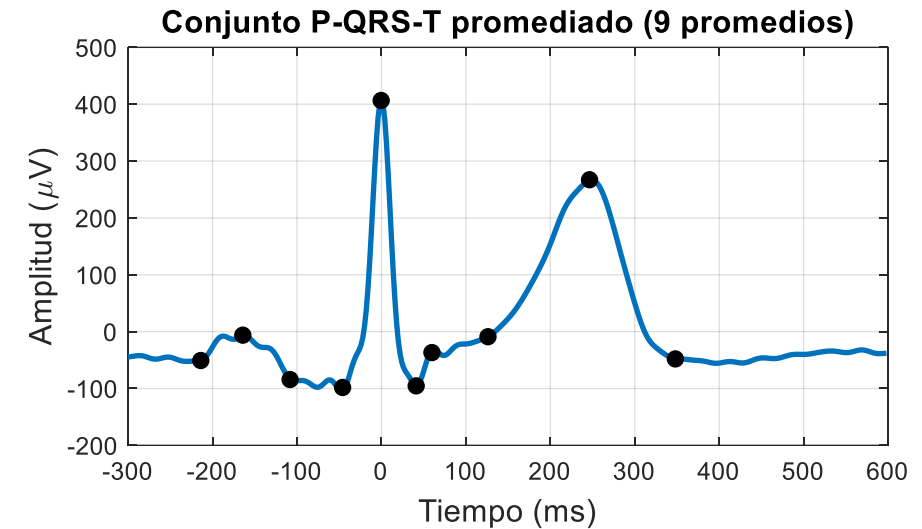
3. Frecuencia y ritmo cardíaco

- Una vez estimados los picos R de manera automática mediante Pan-Tompkins o DWT, es inmediato obtener un histograma que represente la variación del intervalo cardíaco.
- Intervalos >1000 ms corresponden a frecuencias cardíacas <60 lpm, mientras que intervalos <600 ms con frecuencias >100 lpm.
- En general, cabe esperar cierta variabilidad en los intervalos RR (variabilidad respiratoria, cambios en la postura, emocionales, etc.).
- En adultos sanos en reposo, la desviación estándar del intervalo RR (SDRR) suele estar en el rango 20—50 ms.
- Si la SDRR supera los 100 ms en reposo sin una causa clara (estrés), puede ser síntoma de arritmia.



3. Medidas manuales

- Conocidos los picos R, también es “casi” inmediato obtener una estimación del conjunto P-QRS-T de alta calidad **promediando** los segmentos del ECG en el que se encuentra la señal de interés.
- Mediante la función *ginput* de MATLAB, es posible tomar medidas en diferentes **puntos de interés** sobre la señal promediada, a partir de los cuales extraer características que permitan diagnosticar cardiopatías.
- En el ejemplo de la figura, tomando medidas en 10 puntos de interés podemos obtener duraciones y amplitudes relevantes.
- IMPORTANTE: Antes de promediar, es necesario compensar el posible retardo que pueda existir entre diferentes conjuntos P-QRS-T. Esto lo podemos hacer mediante la correlación cruzada (en MATLAB: *xcorr*).



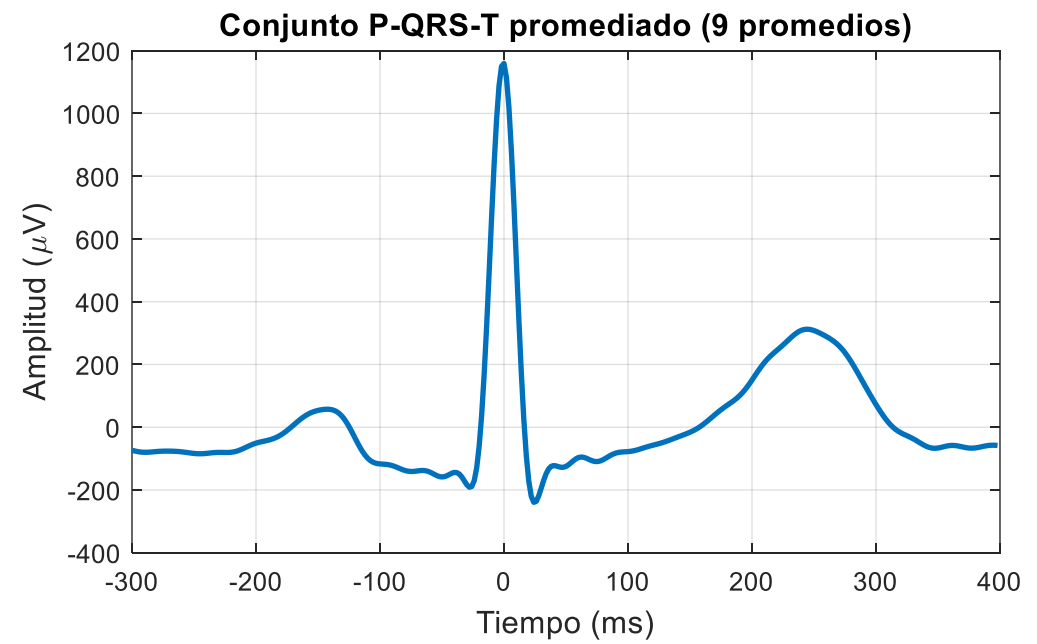
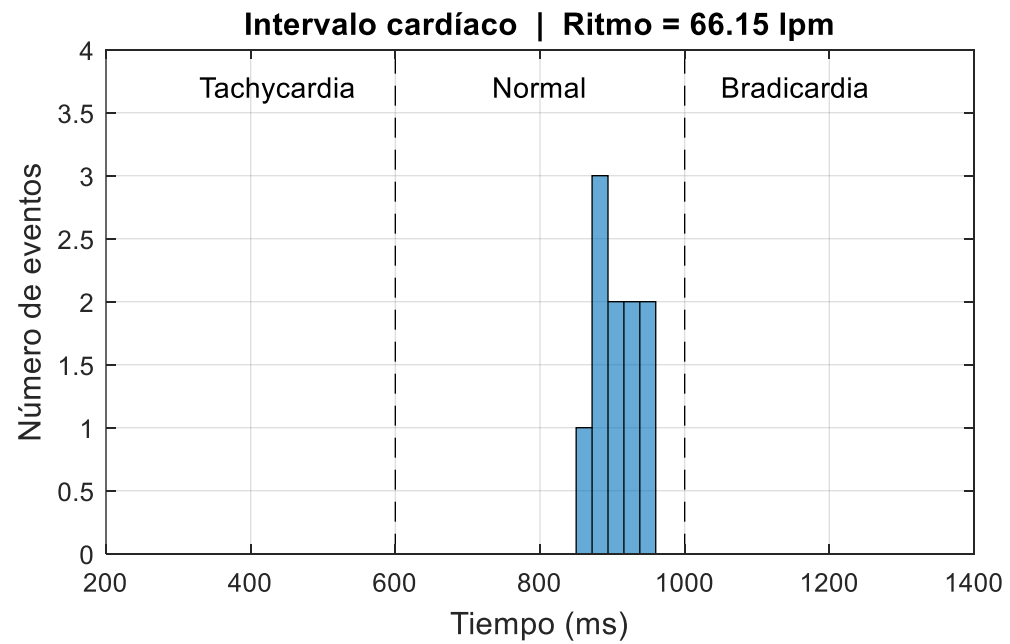
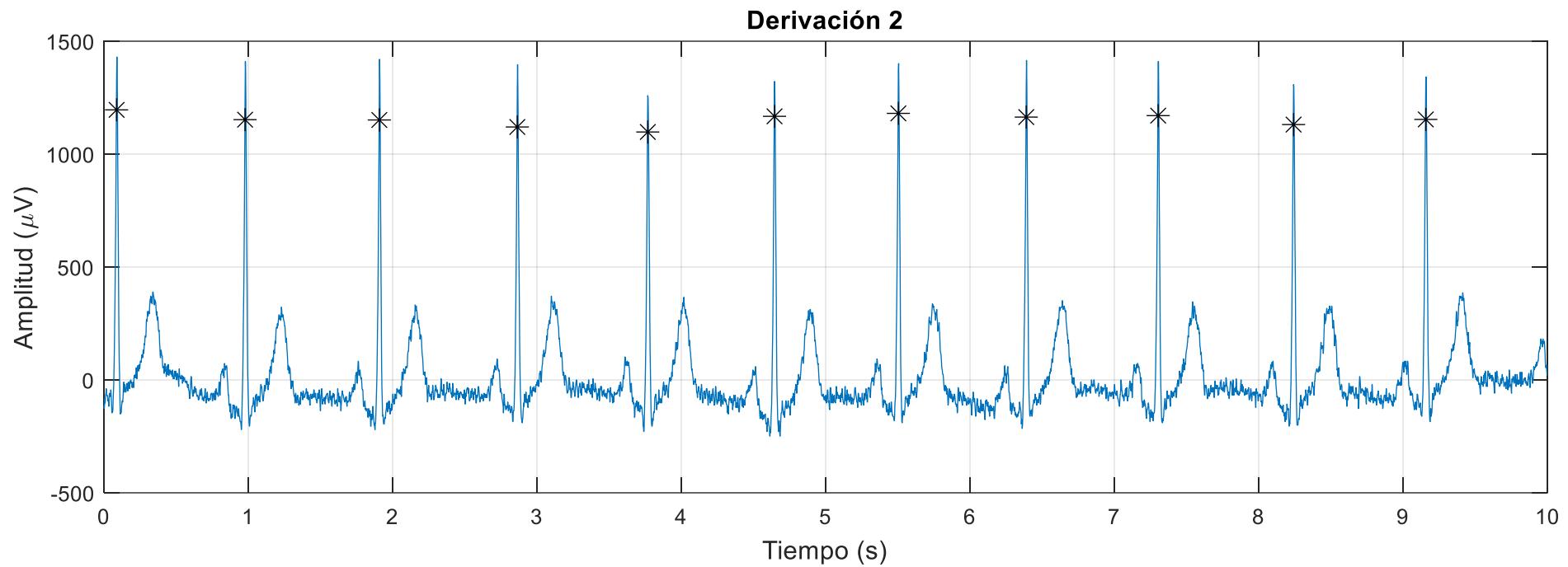
Componente	Medida	Rango esperado
Duración Onda P	105.76 ms	[60-110] ms
Duración Segmento PR	62.21 ms	[50-100] ms
Duración Intervalo PR	167.97 ms	[120-200] ms
Duración Complejo QRS	87.10 ms	[60-100] ms
Duración Segmento ST	66.36 ms	[80-120] ms
Duración Onda T	221.89 ms	[100-250] ms
Duración Intervalo QT	394.01 ms	[350-440] ms
Amplitud Onda P	61.35 μV	<250 μV
Amplitud Complejo QRS	503.39 μV	[500 2500] μV
Amplitud Onda T	295.62 μV	<500 μV

Diagnóstico de patologías

1. *Ritmo sinusal normal*
2. *Bradicardia sinusal*
3. *Taquicardia sinusal*
4. *Fibrilación auricular*
5. *Hipertrofia ventricular izquierda*
6. *Bloqueo de rama derecha*

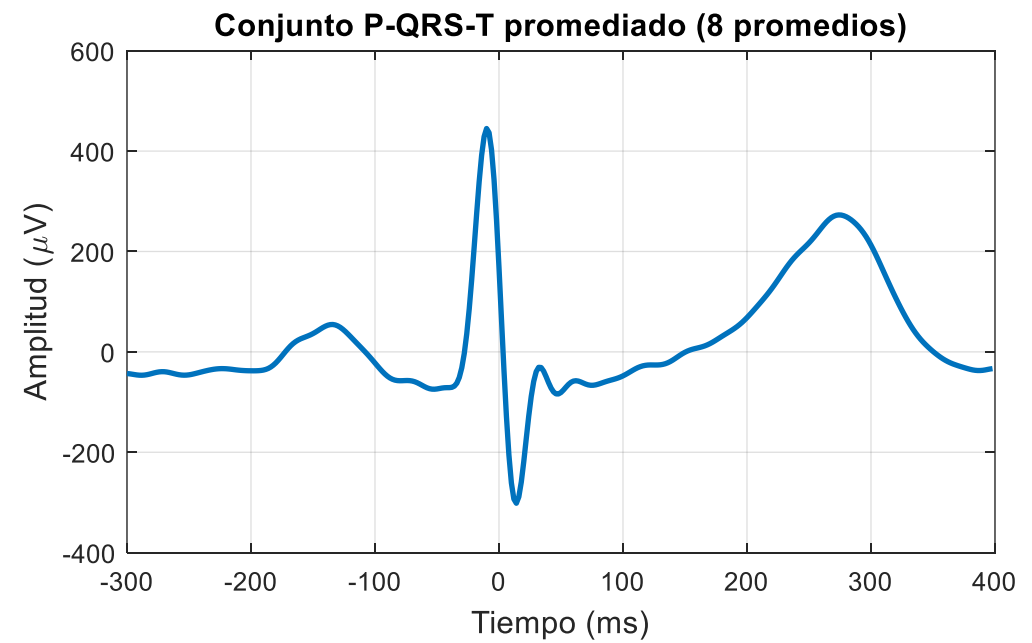
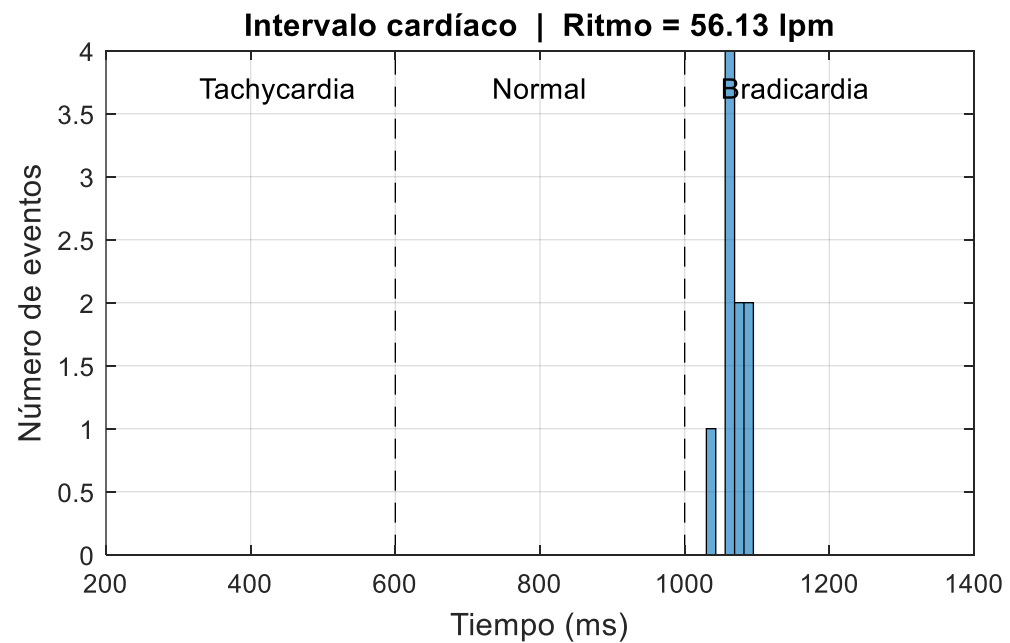
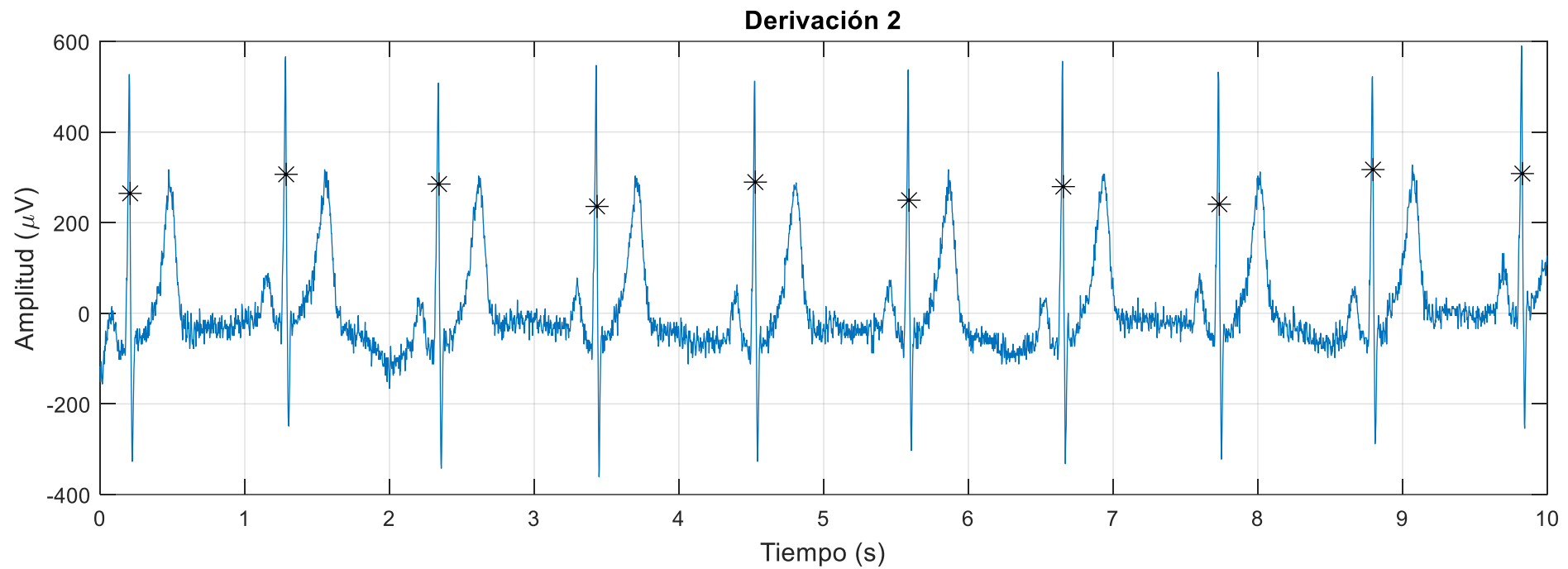
1. Ritmo sinusal normal

- Causa. El ritmo sinusal normal es el ritmo cardíaco fisiológico generado por el **nodo sinoauricular** (nodo SA), que actúa como marcapasos natural del corazón.
 - En este ritmo, la despolarización comienza en el nodo SA, se propaga por las aurículas, atraviesa el nodo AV, el Haz de His y las fibras de Purkinje, activando los ventrículos de manera **ordenada y sincronizada**.
 - Es el ritmo predominante en individuos sanos en reposo.
 - La frecuencia cardíaca normal en adultos en reposo oscila entre **60 y 100 latidos por minuto**, aunque puede variar según la edad, el estado físico, y factores como el estrés o el sueño.
 - Se considera signo de buena función del sistema de conducción y del automatismo del nodo SA.
- Diagnóstico. Se puede utilizar la derivación II para caracterizar el ritmo sinusal normal.
 1. Se observan **ondas P positivas, regulares y con morfología constante**, seguidas de complejos QRS estrechos.
 2. Cada onda P va seguida de un **complejo QRS**.
 3. **Intervalos PR** normales en el rango 120—200 ms y intervalos RR regulares.
 4. La **frecuencia cardíaca está entre 60 y 100 lpm**.
 5. La **morfología del complejo QRS y la onda T** es normal, sin signos de retraso.



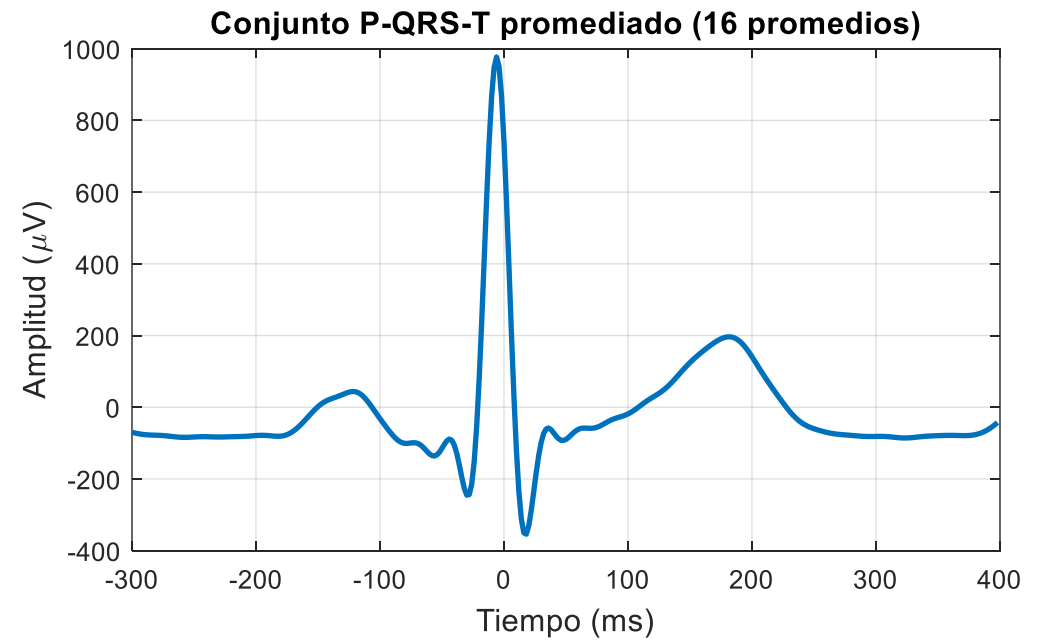
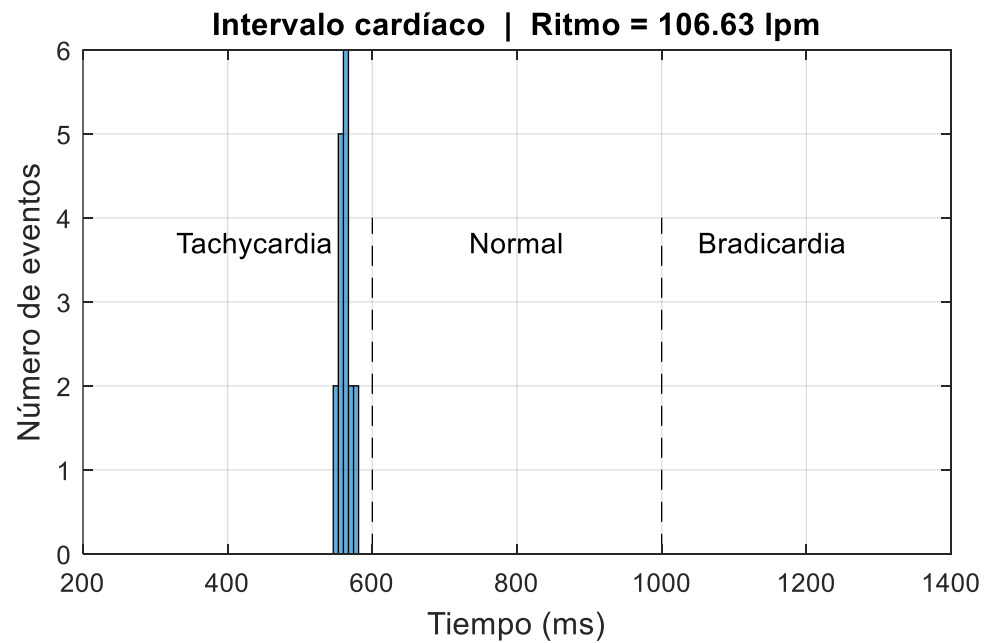
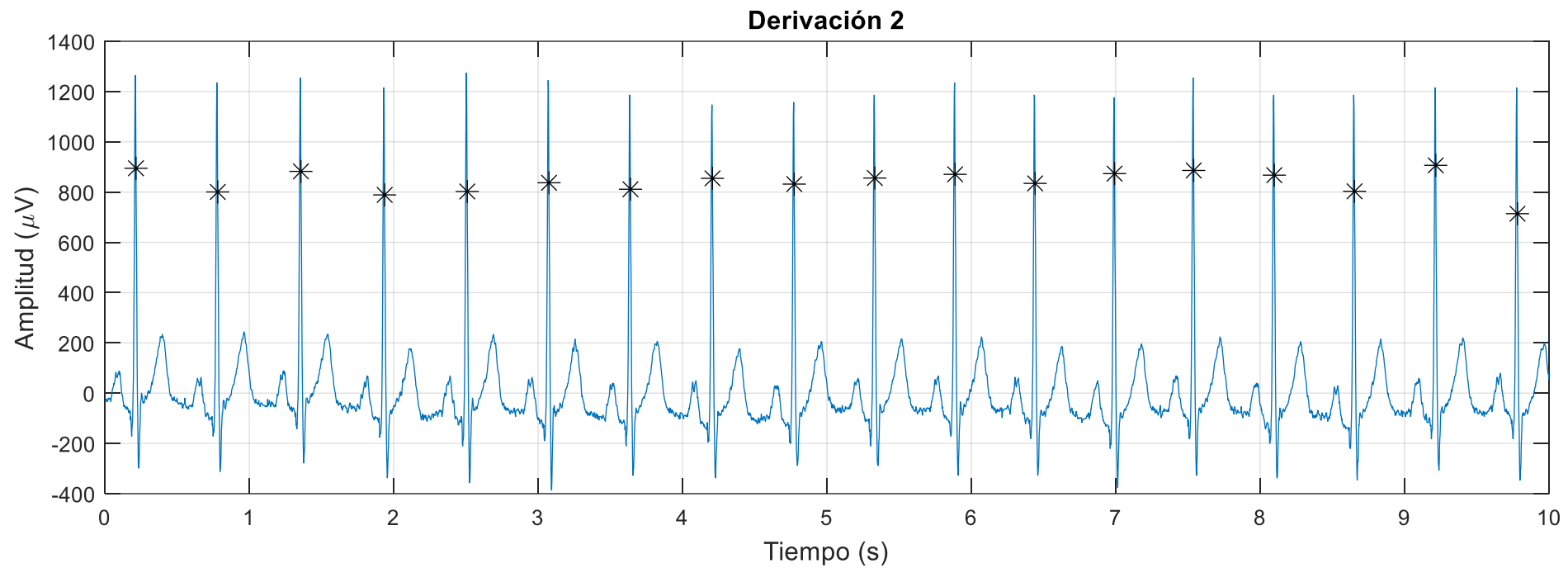
2. Bradicardia sinusal

- Causa. La bradicardia sinusal es un **ritmo cardíaco lento originado en el nodo sinoauricular** (nodo SA).
 - Se caracteriza por una **disminución de la frecuencia sinusal por debajo de 60 lpm** en adultos, manteniéndose la activación auricular y ventricular de forma coordinada.
 - Puede ser **fisiológica** (habitual en deportistas entrenados, durante el sueño o en reposo profundo) o **patológica** (por disfunción del nodo SA, hipotiroidismo, hipertensión intracraneal, fármacos como betabloqueantes o antiarrítmicos).
 - Es **frecuente en adultos jóvenes sanos**, especialmente durante el sueño. Cuando es sintomática (mareo, síncope, fatiga) o aparece en reposo sin causa evidente, puede requerir estudio.
- Diagnóstico. La derivación II es útil para estudiar la bradicardia sinusal.
 1. **Onda P** positiva y regular, precediendo siempre al complejo QRS, lo que confirma el origen sinusal.
 2. **Ritmo regular**, con intervalos RR prolongados
 3. **Frecuencia baja**, por debajo de 60 lpm en reposo.
 4. **Morfología del complejo QRS y onda T** normal.
 5. **Intervalos PR y QT** pueden parecer más largos debido a la baja frecuencia, pero sin anomalías estructurales.



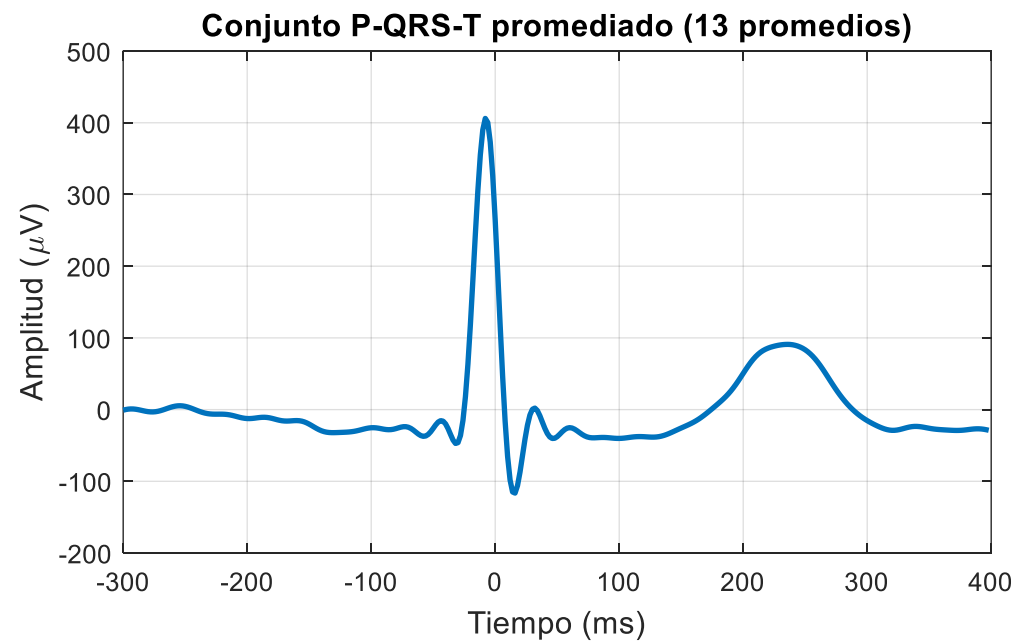
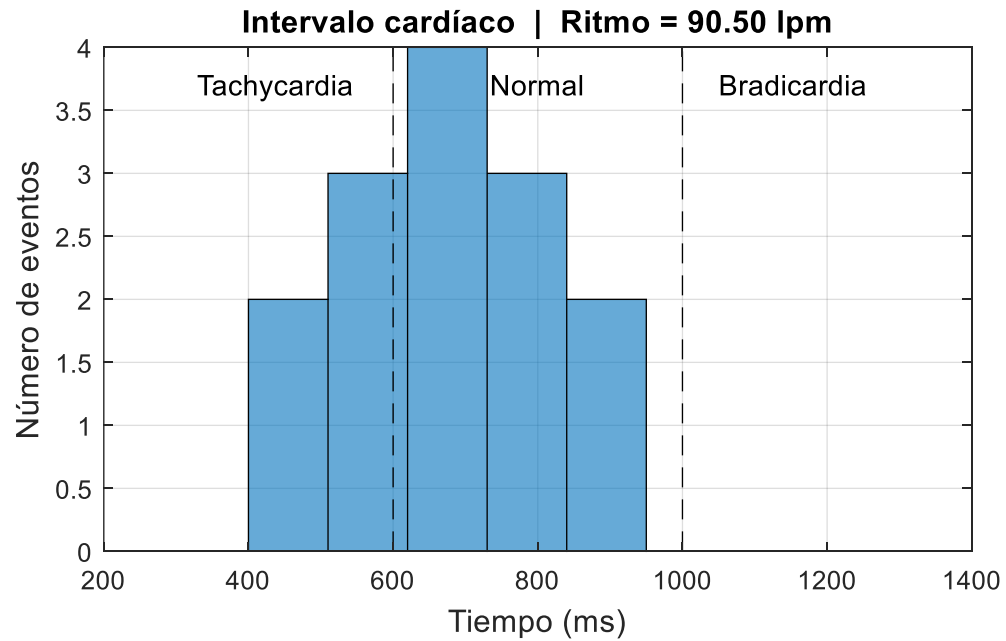
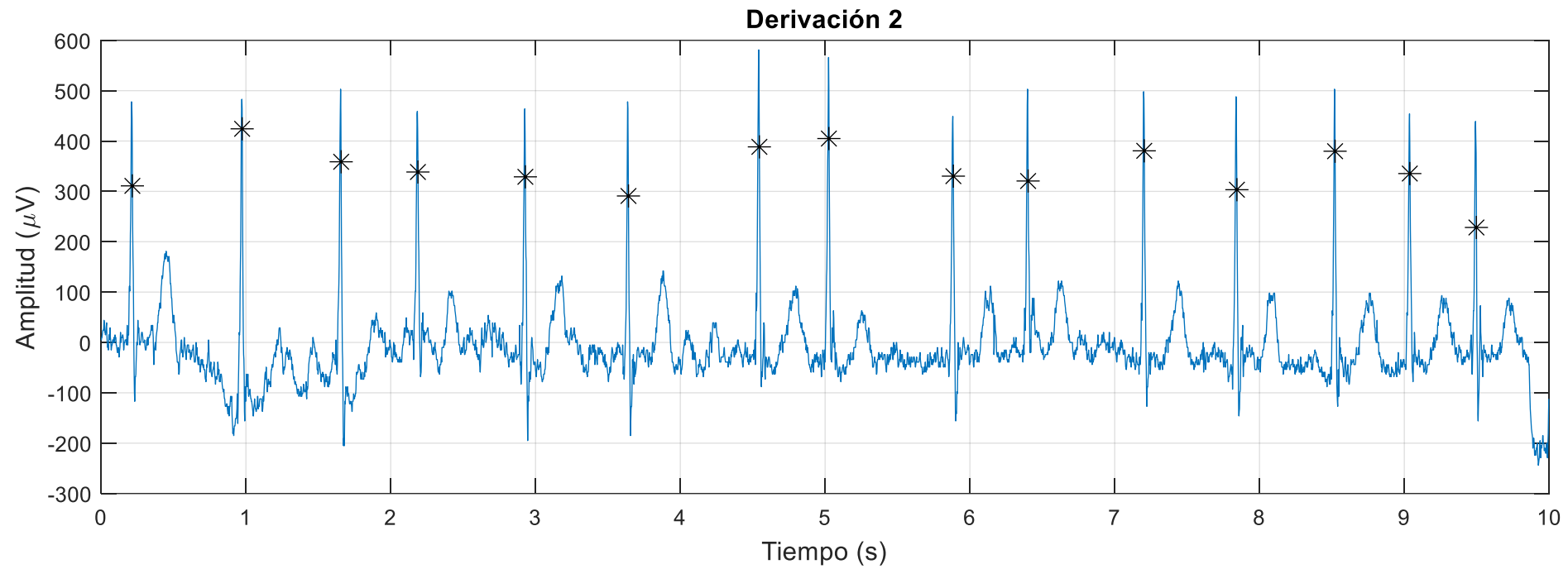
3. Taquicardia sinusal

- Causa. La taquicardia sinusal es un **ritmo cardíaco rápido originado en el nodo sinoauricular** (nodo SA).
 - Se caracteriza por una **aceleración fisiológica o patológica del ritmo sinusal**, con una frecuencia >100 lpm en reposo.
 - Las aurículas y los ventrículos se activan de manera **coordinada y regular**, pero a una frecuencia elevada.
 - Puede deberse a **factores fisiológicos** (ejercicio, estrés, fiebre, embarazo) o **patológicos** (anemia, hipertiroidismo, insuficiencia cardíaca, consumo de fármacos o sustancias estimulantes).
 - Es **frecuente y normalmente benigna en jóvenes sanos** como respuesta adaptativa (emociones intensas, fiebre, consumo cafeína, alcohol o nicotina, deshidratación). Hasta un 20—30% de adultos <30 años pueden presentar taquicardia transitoria.
- Diagnóstico. La derivación II es útil para estudiar la taquicardia sinusal.
 1. **Onda P** positiva y de morfología normal.
 2. **Ritmo regular**, con intervalos RR constantes.
 3. **Frecuencia alta**, generalmente entre 100 y 160 lpm en adultos (puede ser mayor en niños).
 4. **Morfología del complejo QRS y onda T** normal, aunque puede haber superposición entre la onda T de un latido y la onda P del latido consecutivo debido a la frecuencia elevada.



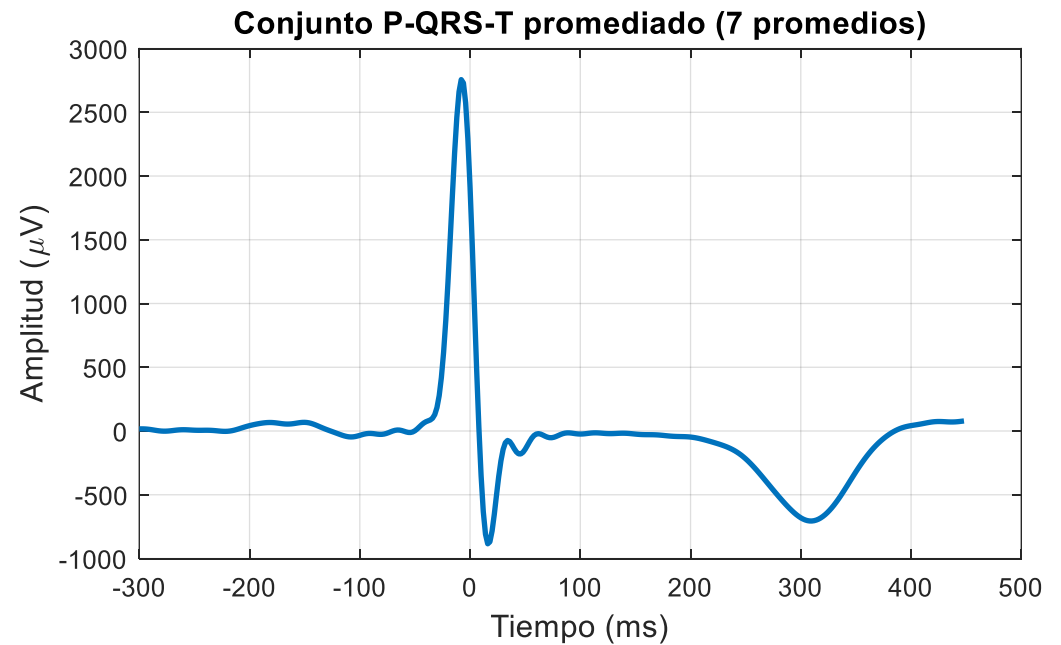
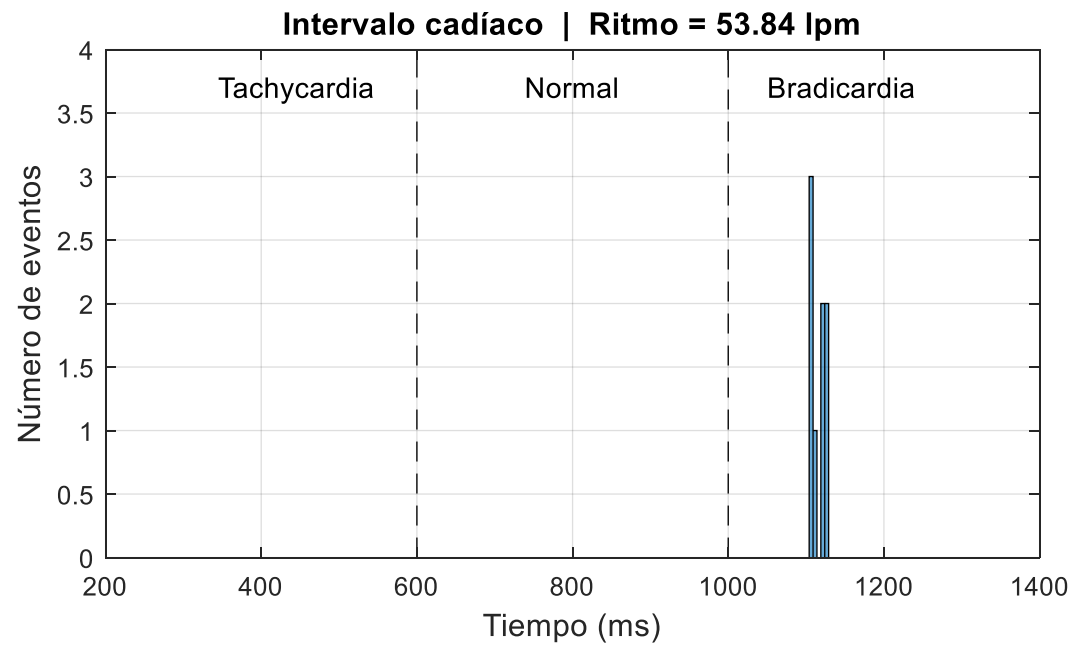
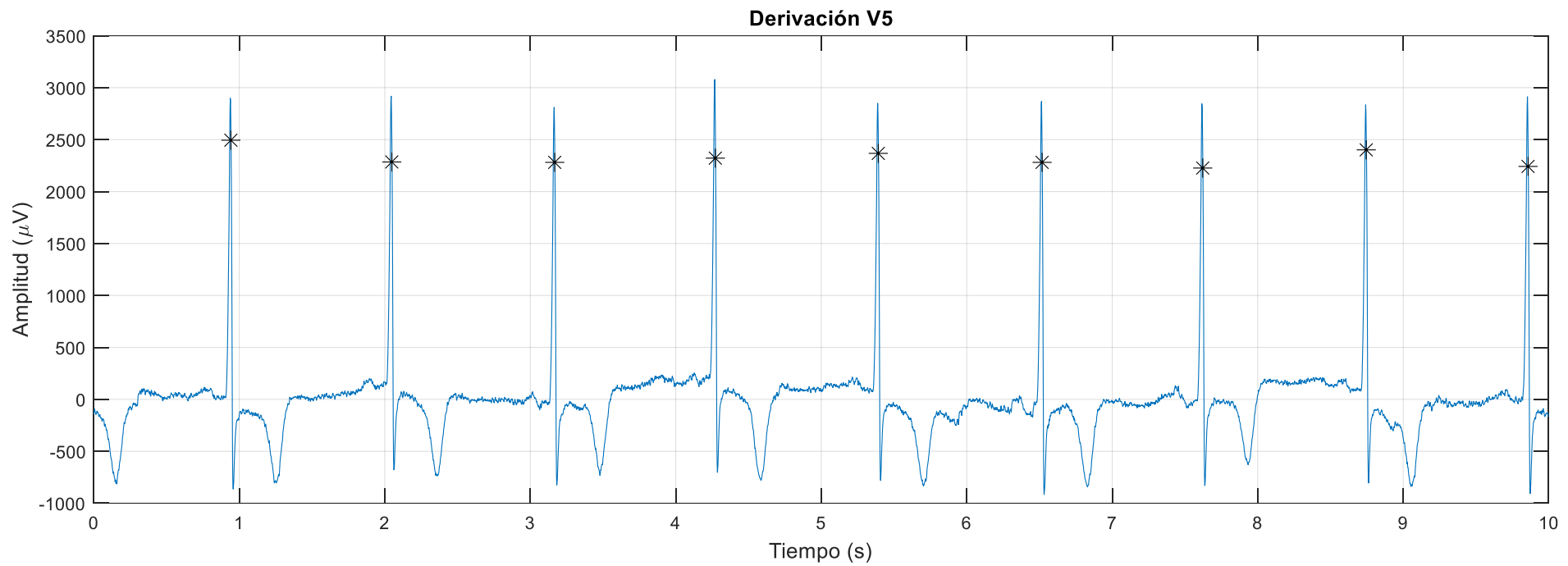
4. Fibrilación auricular

- Causa. La fibrilación auricular (FA) se debe a una **desorganización eléctrica de la actividad auricular**.
 - Las aurículas no se contraen de forma coordinada, sino que vibran (fibrilan) a una frecuencia muy rápida.
 - Esto provoca que el nodo AV reciba múltiples impulsos, pero sólo transmite a los ventrículos algunos, lo que provoca un ritmo irregular de despolarizaciones ventriculares.
 - **Es la arritmia sostenida más frecuente en adultos**. Su prevalencia va en aumento por el envejecimiento poblacional. En adultos >20 años (1—2%), en adultos >65 años (5—10%), en adultos >80 años (10—20%), predomina en hombres, aunque el riesgo de complicaciones es mayor en mujeres.
 - La FA multiplica por 5 el riesgo de ictus, y se asocia con insuficiencia cardíaca, deterioro cognitivo y mayor mortalidad.
- Diagnóstico. La derivación II es excelente para estudiar la FA.
 1. **Ausencia de ondas P definidas** debido a que las fibras musculares de las aurículas no se contraen de manera coordinada.
 2. **Ritmo irregular**. Al nodo AV le llega una actividad eléctrica prácticamente continua, produciendo contracciones ventriculares de manera irregular. Esto deriva en intervalos RR caóticos y desiguales, sin patrón repetitivo.
 3. **Frecuencia ventricular variable**. Normalmente entre 90 y 170 lpm, pero puede ser más lenta o más rápida según el caso.
 4. **Morfología normal del complejo QRS y onda T**. Cuando se produce una despolarización ventricular, ésta se produce de manera normal.



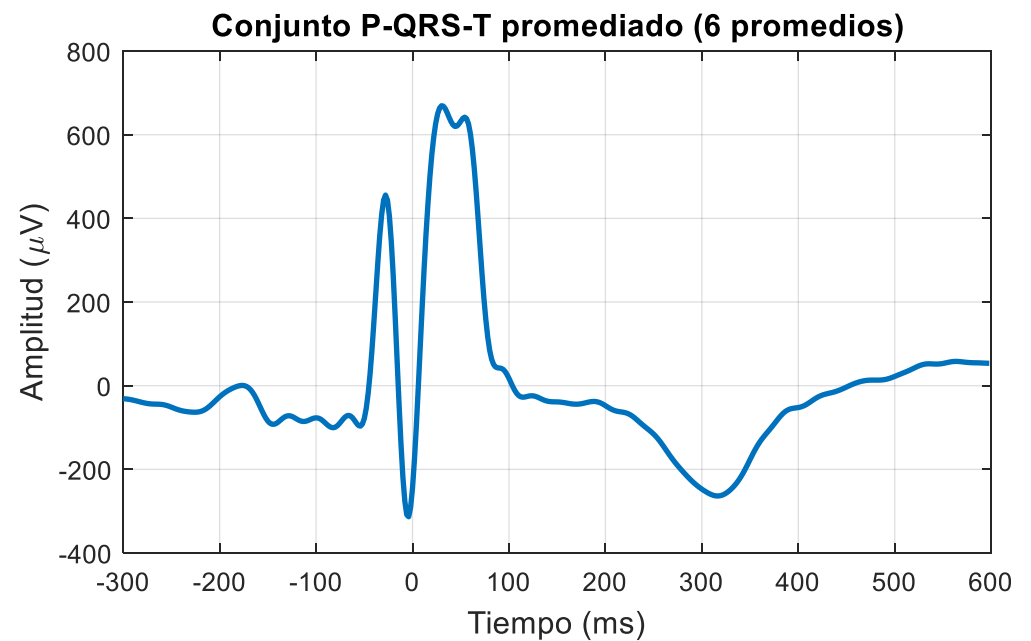
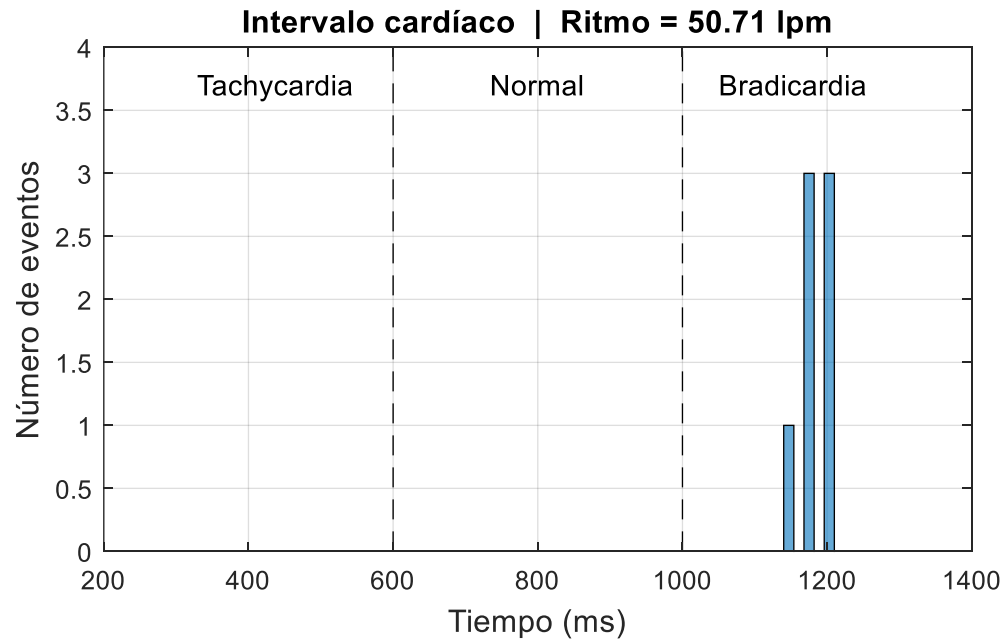
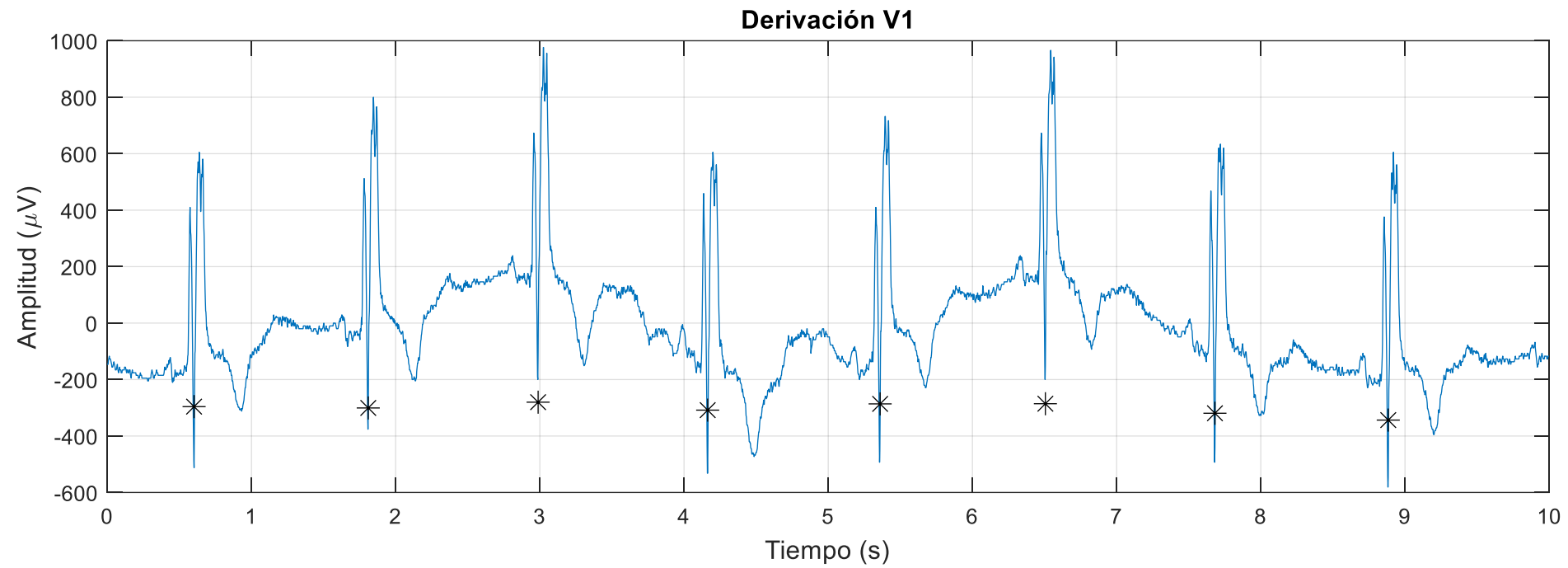
5. Hipertrofia ventricular izquierda

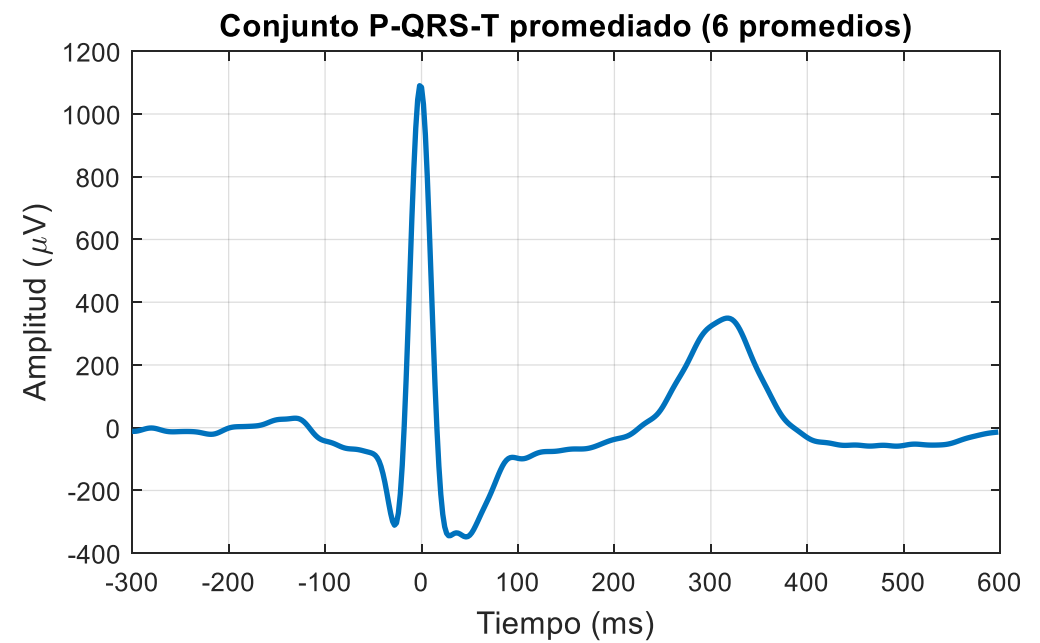
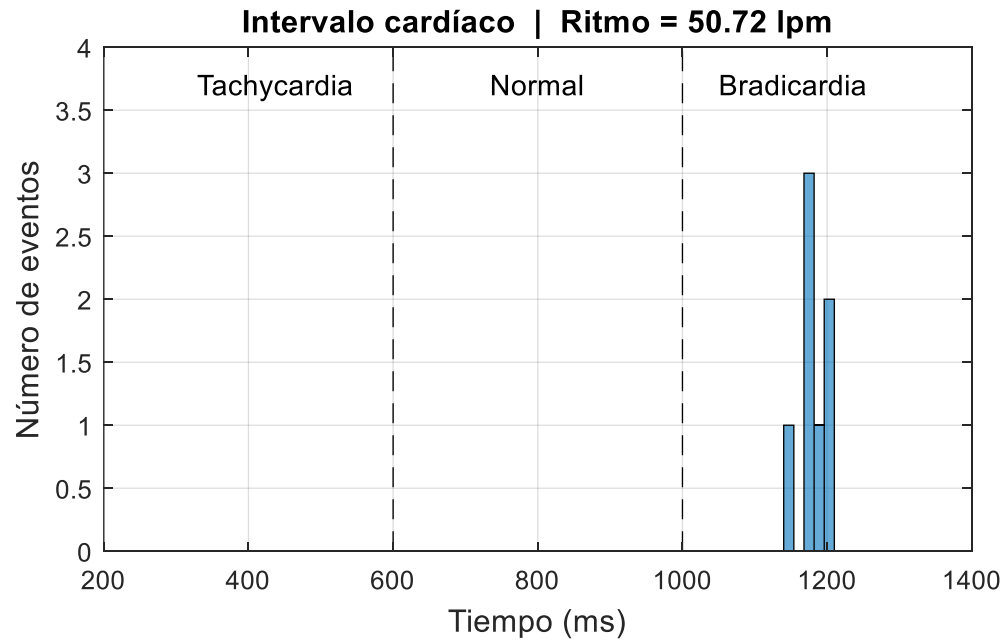
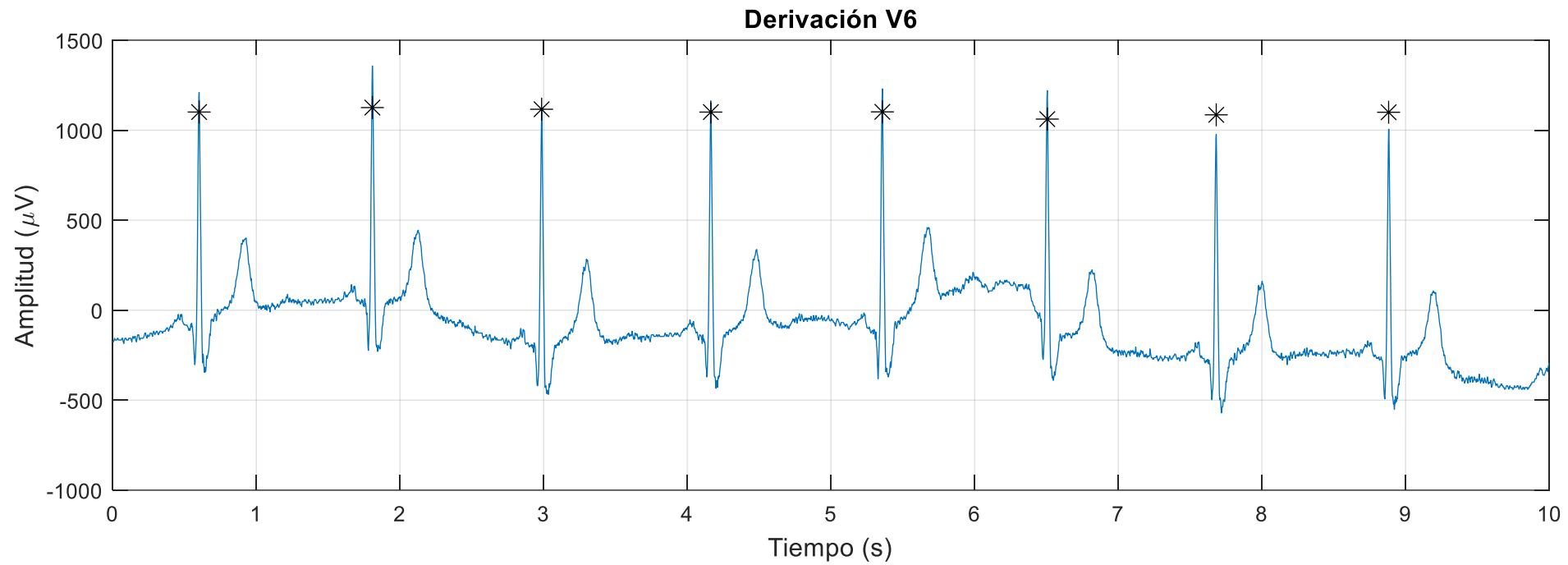
- Causa. La hipertrofia ventricular izquierda (HVI) es un **engrosamiento anormal de la pared del ventrículo izquierdo** como respuesta adaptativa a una sobrecarga de presión o volumen.
 - Las causas más frecuentes son la hipertensión arterial o valvulopatías como la insuficiencia mitral.
 - El miocardio se hipertrofia para generar más fuerza contráctil frente a una resistencia aumentada, pero esto puede deteriorar la función diastólica, aumentar el consumo de oxígeno y predisponer a arritmias.
 - Es una alteración estructural progresiva, **común en adultos mayores y deportistas de alto rendimiento** (donde puede ser fisiológica si es simétrica y sin síntomas).
 - A largo plazo, la HVI puede evolucionar hacia insuficiencia cardíaca, fibrilación auricular o eventos isquémicos.
- Diagnóstico. La derivación más útil para estudiar la HVI es la V5.
 1. **Aumento del voltaje del complejo QRS**, especialmente en la derivación V5 (>2.5 mV).
 2. Repolarización ventricular anormal (sobrecarga sistólica) manifestada mediante **ondas T negativas y asimétricas**.
 3. El tiempo de activación ventricular (TAV) es el tiempo que tarda el impulso eléctrico en alcanzar la zona más lejana del ventrículo izquierdo. Se mide desde el inicio del complejo QRS (el punto donde comienza la despolarización) hasta el pico de la onda R.
 - El valor normal suele ser <40 ms en la derivación V5.
 - En el caso de HVI, el TAV suele estar prolongado >50 ms en V5. Esto refleja que la despolarización del miocardio ventricular izquierdo tarda más debido al engrosamiento de la pared.



6. Bloqueo de rama derecha

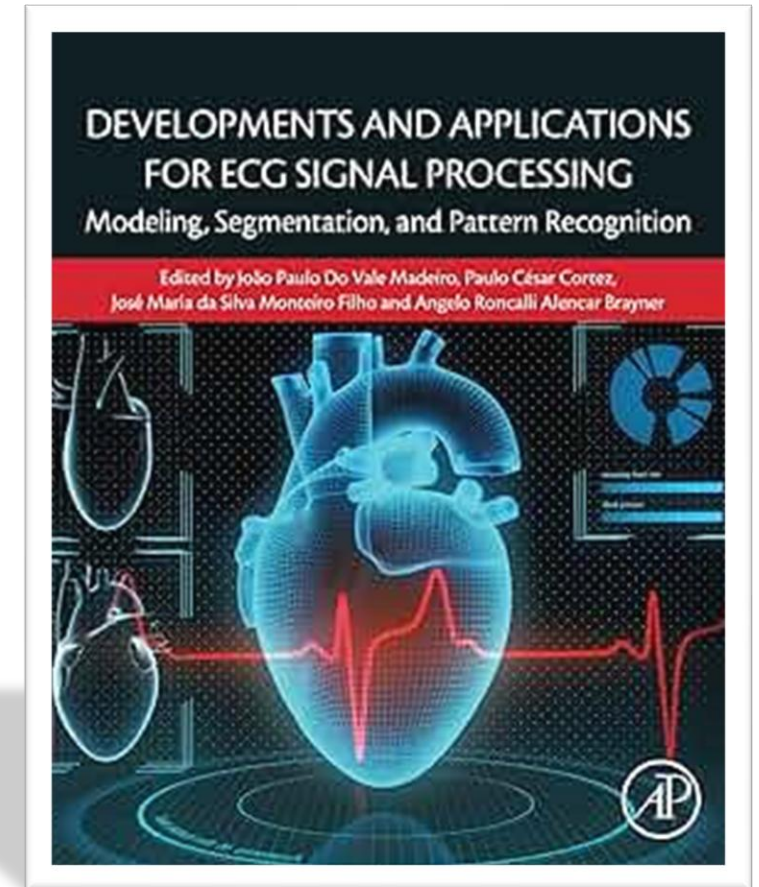
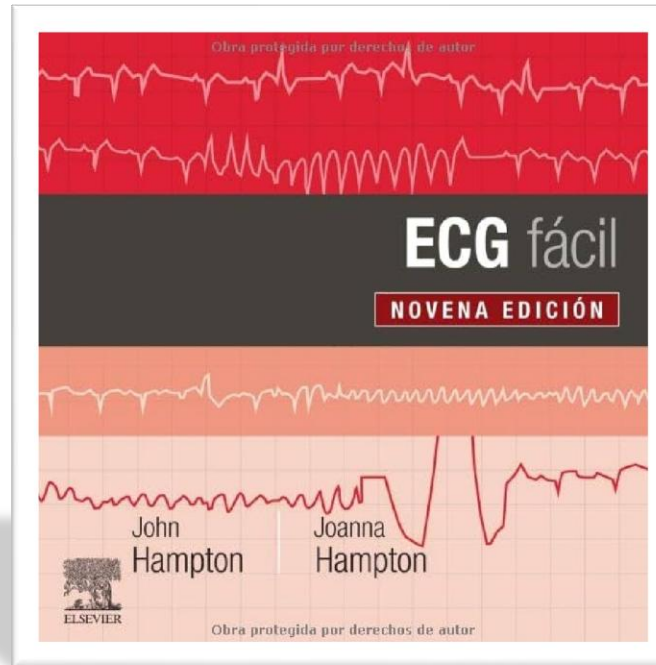
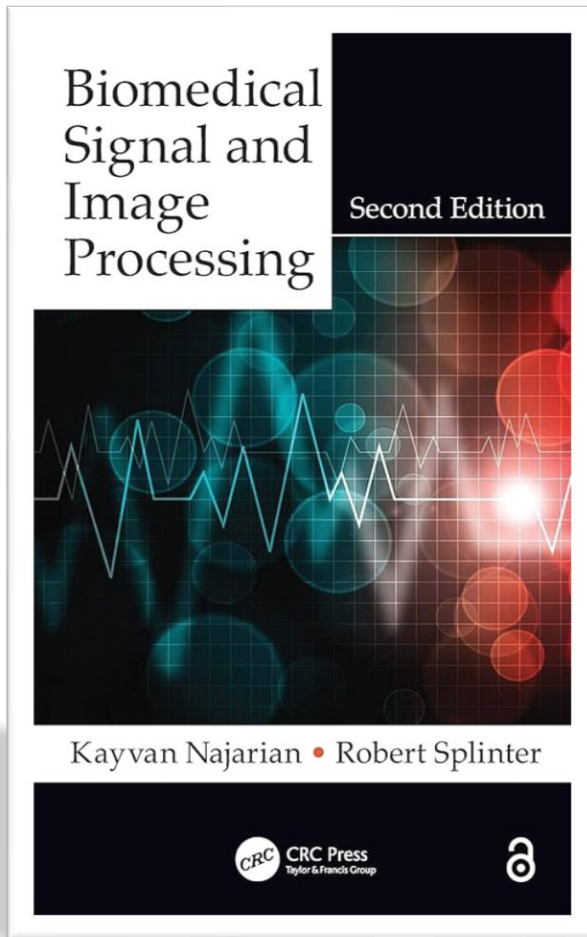
- Causa. El bloqueo de rama se debe a una **interrupción o enlentecimiento en la conducción eléctrica** a través de una de las ramas del haz de His, encargadas de transmitir el impulso desde el nodo AV hacia los ventrículos.
 - Puede afectar la rama derecha (bloqueo de rama derecha, BRD) o la rama izquierda (bloqueo de rama izquierda, BRI).
 - En el BRD, el ventrículo derecho se despolariza más tarde por vía miocárdica.
 - Este retraso provoca una **despolarización ventricular asincrónica**, que modifica la morfología del complejo QRS.
 - Puede ser transitorio o persistente, y tener origen **funcional** (por ejemplo, con taquicardia) o **estructural** (enfermedad del sistema de conducción, cardiopatías, hipertrofia, infarto, miocardiopatías, etc.).
 - El BRD puede aparecer en corazones sanos; el BRI suele asociarse a patología estructural más grave.
- Diagnóstico. El bloqueo de rama derecha (BRD) suele caracterizarse mediante las derivaciones V1 y V6.
 1. En V1, se observa un **patrón RSR** (“orejas de conejo”) asociado a una doble activación de los dos ventrículos. El segundo pico R del patrón RSR representa la activación tardía del ventrículo derecho.
 2. Mientras que el TAV normal en V1 es <35 ms, **el TAV se prolongado** en BRD: >50—60 ms (a veces hasta 80 ms). Esto ocurre porque la despolarización del ventrículo derecho se produce por conducción muscular, en lugar de por la rama derecha del haz de His. El TAV se mide desde el inicio del complejo QRS hasta el segundo pico R.
 3. La **duración del complejo QRS** puede ser >120 ms.
 4. La **onda T** puede aparecer invertida, a consecuencia de una alteración del orden de la repolarización ventricular.
 5. En V6, la **componente S** se presenta ancha y profunda.
 6. El **ritmo puede ser normal**, ya que el bloqueo de rama afecta a la conducción intraventricular, no a la auricular ni el nodo sinusal.
 7. La **onda P** y el **intervalo PR** suelen ser normales si no hay otro trastorno asociado.





Parámetro ECG	Ritmo sinusal normal	Bradicardia sinusal	Taquicardia sinusal	Fibrilación auricular	Hipertrofia ventricular izquierda	Bloqueo de rama derecha
Frecuencia cardíaca	60—100 lpm	<60 lpm	>100 lpm	Variable	Normal o elevada	Normal o elevada
Ritmo	Regular	Regular	Regular	Irregular	Regular	Regular
Onda P	Presentes, positivas en la derivación II	Presentes	Presentes	Ausentes	Presentes	Presentes
Intervalo PR	120—200 ms	Normal o prolongado	Normal o acotado	No medible	Normal o prolongado	Normal
Duración QRS	<120 ms	<120 ms	<120 ms	<120 ms (si no hay otro trastorno)	Puede estar prolongado	>120 ms (ancho)
Morfología QRS	Normal	Normal	Normal	Normal (si no hay otro trastorno)	Aumento de voltaje	RsR en V1 (“orejas de conejo”)
Onda T	Normal	Normal	Normal	Normal o alterada según la frecuencia cardíaca	Invertida en V5	Puede estar invertida en V1
TAV (inicio-QRS a pico R en V1)	<35 ms	<35 ms	<35 ms	<35 ms	Puede estar prolongado	>50—60 ms
Características clave	Todo dentro de rangos normales	Igual que sinusal, pero más lenta	Igual que sinusal, pero más rápida	Ausencia de ondas P, ritmo irregular	Voltaje elevado en V5 (>2.5 mV)	QRS ancho, patrón RSR en V1

Referencias



Referencias

- **Biomedical Signal and Image Processing**, Second edition. (2012) Najarian K., Splinter R. CRC Press Taylor & Francis Group (Boca Ratón, FL, USA). eBook ISBN: 9780429106774. doi: [10.1201/b11978](https://doi.org/10.1201/b11978).
 - Capítulos 5 y 9.
- **ECG fácil**, novena edition. (2019) Hampton J, Hampton J. Elsevier España, S.L.U. (Madrid, España). ISBN: [9788491135142](https://doi.org/9788491135142).
 - Partes 1 y 2.
- **Developments and Applications for ECG Signal Processing**. (2019) Do Vale Madeiro JP, César Cortez P, da Silva Monteiro Filho JM, Alencar Brayner AR. Elsevier Ltd. ISBN: 978-0-12-814035-2. <https://doi.org/10.1016/C2017-0-01102-3>
 - Capítulos 1, 2, 3 y 7.

Referencias

- Pan, J., Tompkins, W. J. (1985). A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 32, 230-236. doi: [10.1109/TBME.1985.325532](https://doi.org/10.1109/TBME.1985.325532).
- Sörnmo L, Laguna P (2006). Electrocardiogram (ECG) signal processing. In: *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, vol. 2. Pages 1298—1313. ISBN: [978-0-471-24967-2](https://doi.org/978-0-471-24967-2). doi: 10.1002/9780471740360.
- Wu Z., Huang N. E. (2009). Ensemble empirical mode decomposition: A noise-assisted data analysis method. *Advances in Adaptive Data Analysis* 1, 1—41. doi: [10.1142/S1793536909000047](https://doi.org/10.1142/S1793536909000047).
- Goldberger A. L., L. A. N. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. Ch. Ivanov, R. G. Mark, J. E. Mietus, G. B. Moody, C-K Peng, H. E. Stanley. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 23, e215-e220.
- Moody G. B., R. G. Mark. (2001). The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database. *IEEE Engineering in Medicine and Biology* 20, 45-50.
- Mallat (1989). A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 11, 674—693.
- Zheng J., Guo H., Chu H. (2022). A large scale 12-lead electrocardiogram database for arrhythmia study (version 1.0.0). *PhysioNet*. <https://doi.org/10.13026/wgex-er52>.