

# Bloque 2: Cardiología-Electrocardiograma

## Procesamiento ECG

Luis Bote Curiel  
Francisco Manuel Melgarejo Meseguer

DTSC

Curso 24-25



- ① Preprocesado
- ② Detección del QRS
- ③ Variabilidad del ritmo cardíaco
- ④ Bibliografía

# Preprocesado

# Preprocesado

## Introducción

# ¿Por qué necesitamos el preprocesamiento?

## Distorsión

- Ruido.
- Deriva de la línea base.
- Artefactos.
- Interferencia eléctrica.
- ....

## Objetivo

- Acondicionamiento de señal.
- Detección de picos.
- Promediado.
- Análisis de correlación.
- Cancelación de latidos ectópicos.
- Extracción del ritmo cardíaco.

## Fuentes

- Interferencia de la línea eléctrica
- Línea base / Tendencia
- Ruido muscular (EMG)
- Otros: Artefactos, instrumentación, ruido eléctrico, térmico, electrocirugía, cuantización, etc.
- Al filtrar cualquier señal biomédica se debe tener cuidado de no alterar la información deseada de ninguna manera.
- Una preocupación importante es cómo el filtrado afecta el complejo QRS.
- La posible distorsión causada por el filtro debe ser cuidadosamente cuantificada.

# Ejemplos de ruido



# Preprocesado

## Línea de base



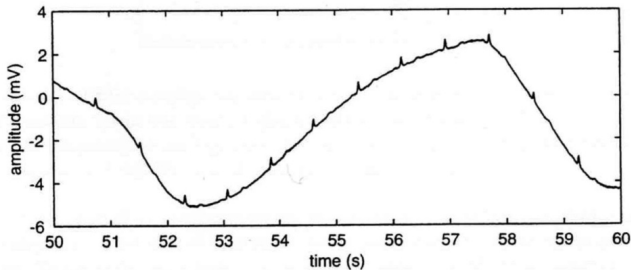
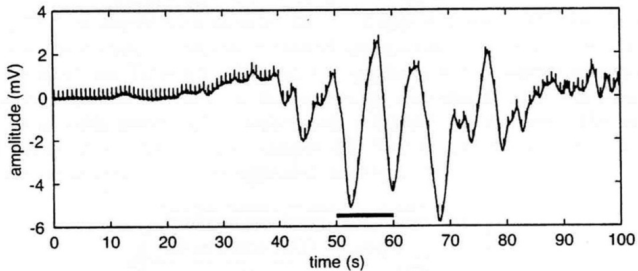
## Fuentes

- Transpiración (afecta la impedancia del electrodo)
- Respiración
- Movimientos corporales
- Componentes de baja frecuencia y ancho de banda alto
- Típicamente  $<0.5$  Hz

## Soluciones

- Filtrado Lineal Invariante en el Tiempo
- Filtrado Lineal Variante en el Tiempo
- Ajuste Polinomial

# Ejemplo



## Descripción

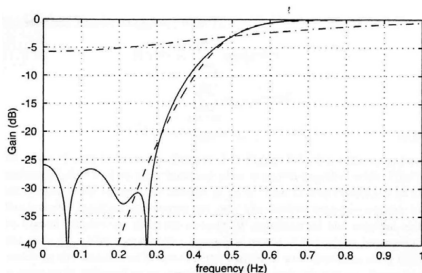
- Básicamente, hacer un filtro paso-alto para cortar los componentes de baja frecuencia.
- El corte generalmente se define por la frecuencia cardíaca más lenta.
- Frecuencia cardíaca  $> 40$  bpm  $\rightarrow$  Frecuencia más baja  $\approx 0.67$  Hz
- Normalmente, la frecuencia de corte de los filtros  $\approx 0.5$  Hz

## Filtro de Fase Lineal

- Un filtro con fase lineal es deseable para evitar la distorsión de fase que podría alterar varias relaciones temporales en el ciclo cardíaco.
- La respuesta de fase lineal se puede obtener con filtros FIR, pero con órdenes muy altos (hasta 2000).

## Reducción de Complejidad

- La complejidad se puede reducir, por ejemplo, con el filtrado IIR hacia adelante y hacia atrás.  
Inconvenientes:
- No es en tiempo real (la parte hacia atrás...)
- Cada vez más difícil a tasas de muestreo más altas a medida que los polos se acercan al círculo unitario, lo que resulta en inestabilidad.
- Difícil de extender a cortes que varían en el tiempo.



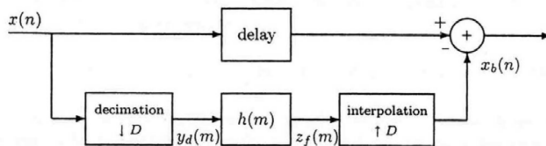
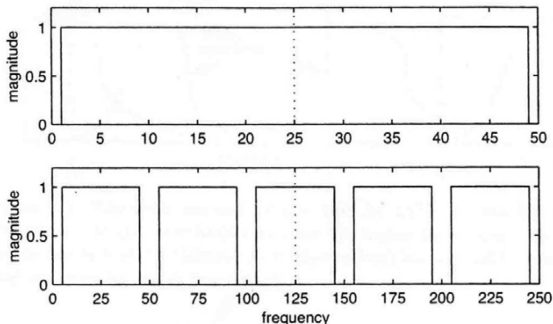
*N=400 (dashdot) N=2000 (dashed) and a 5th order forward-backward filter (solid)*

## Inserción de Ceros en FIR

- La complejidad del filtro también se puede reducir insertando ceros en una respuesta al impulso FIR, resultando en un filtro peine que atenúa no solo la deriva de línea base deseada, sino también múltiplos de la tasa de muestreo original.
- **Inconvenientes:** El filtro resultante de múltiples bandas de parada puede distorsionar gravemente la información diagnóstica en la señal.

## Decimación e Interpolación

- Otra forma de reducir la complejidad del filtro es primero decimando y luego interpolando nuevamente la señal.
- La decimación elimina el contenido de alta frecuencia, se utiliza un filtro pasa bajos para estimar la deriva de línea base. La estimación se interpola de nuevo a la tasa de muestreo original y se resta de la señal original.



# Filtrado variante en tiempo

## Frecuencia Alta en Pruebas de Estrés

- La deriva de línea base también puede ser de mayor frecuencia, por ejemplo en pruebas de estrés, y en tales situaciones usar la frecuencia cardíaca mínima para la base puede ser ineficiente.

## Especificaciones Dinámicas del Filtro

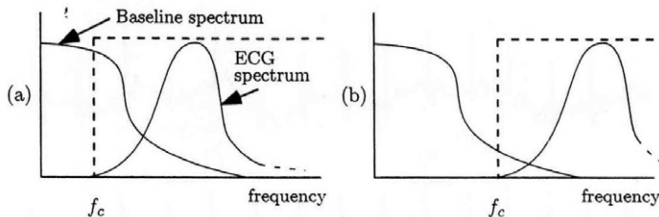
- Cambiar las especificaciones del filtro dinámicamente según la frecuencia cardíaca prevaleciente.

## Frecuencia de Corte Variable en el Tiempo

- La frecuencia de corte variable en el tiempo debe ser inversamente proporcional a la distancia entre los picos RR (con un límite superior para evitar distorsión en intervalos RR muy cortos).

## Filtro Prototipo Único

- Se puede diseñar un único filtro prototipo y someterlo a transformaciones simples para obtener los otros filtros.



*a) lower heart rate b) higher heart rate*



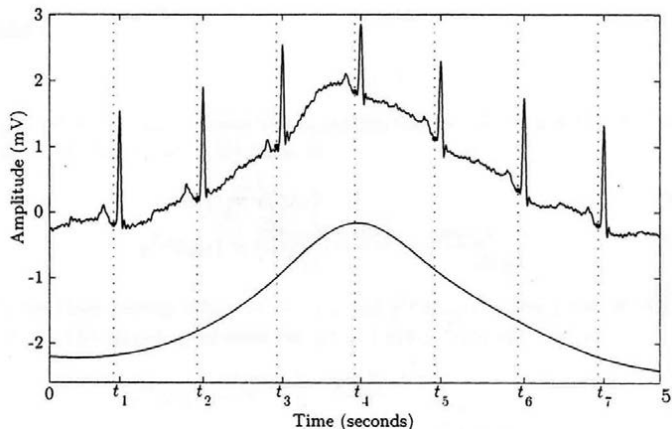
## Construcción de una Curva

- Construir una curva, o función matemática, que tenga el mejor ajuste a una serie de puntos de datos. Seleccionar puntos en segmentos isoelectricos *silenciosos*.
- Los polinomios de orden superior proporcionan una estimación precisa pero a costa de una mayor complejidad computacional.
- El rendimiento depende de la precisión en la detección de nudos (los puntos deben estar en los segmentos silenciosos).

## Ajuste Polinomial

- El ajuste polinomial también puede adaptarse a la frecuencia cardíaca.
- Una de las técnicas más comunes es la interpolación spline cúbica después de la detección del QRS.

# Línea de base



# Preprocesado

## Interferencia de red

# Interferencia de Campos Electromagnéticos

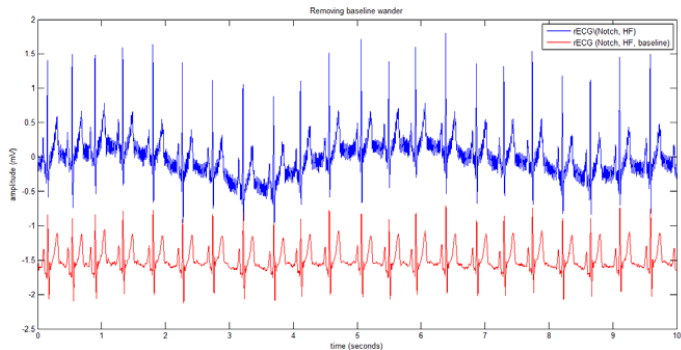
## Fuente

- Campos electromagnéticos de las líneas eléctricas
- Interferencia sinusoidal de 50/60 Hz
- Armónicos
- Problemas al interpretar formas de onda de baja amplitud
- Se pueden introducir formas de onda espurias.
- Se deben tomar precauciones para mantener las líneas eléctricas lo más lejos posible o protegerlas y conectarlas a tierra (¡no siempre es posible!)
- ¡Está en la banda de interés!

## Soluciones

- Filtrado Lineal Invariante en el Tiempo
- Filtrado No Lineal Invariante en el Tiempo
- Filtrado Adaptativo

# Interferencia de red



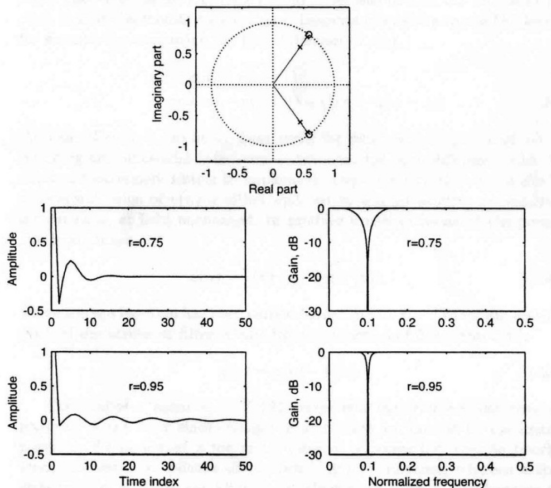
## Descripción

- Enfoque simple  $\rightarrow$  Notch: crear un filtro definido por un par de ceros conjugados complejos que se encuentran en el círculo unitario en la frecuencia de interferencia  $\omega_0$ .
- Este notch, por supuesto, también atenuará las formas de onda del ECG constituidas por frecuencias cercanas a  $\omega_0$ .
- El filtro se puede mejorar agregando un par de polos conjugados complejos posicionados en el mismo ángulo que los ceros. El radio ( $< 1$ !!) determina entonces el ancho de banda del notch.

## Inconvenientes

- Tiempo de respuesta transitoria aumentado, lo que resulta en un artefacto de timbre después de la transitoria.
- Cuanto más estrecho es el notch, más ancho es en el tiempo. No es posible diseñar un filtro lineal invariante en el tiempo para eliminar el ruido sin causar timbre.

# Polos y ceros



*Pole-zero diagram for two second-order IIR filters with identical locations of zeros, but with radiuses of 0.75 and 0.95*

## Descripción

- Enfoque simple: Sustraer de la señal una senoide generada con un filtro no lineal (1).
- La amplitud de la senoide (2) se adapta a la interferencia de la línea eléctrica de la señal observada mediante el uso de una función de error (3).
- La función de error depende del nivel DC de  $x(n)$ , pero se puede eliminar usando, por ejemplo, la primera diferencia (4).
- Dependiendo del signo de  $e'(n)$ , el valor de  $v(n)$  se actualiza mediante un incremento negativo o positivo  $\alpha$  (5).
- La señal de salida se obtiene restando la estimación de la interferencia de la entrada (6).

## Consideraciones

- Si  $\alpha$  es demasiado pequeño, el filtro sigue mal los cambios en la amplitud de la interferencia de la línea eléctrica. Por el contrario, un  $\alpha$  demasiado grande causa ruido adicional debido a las grandes alteraciones en los pasos.



# Preprocesado

## Ruido Muscular

# Ruido Muscular (Electromiograma)

## Fuente

- Señales eléctricas generadas en los músculos del pecho (Electromiograma)
- Especialmente en pruebas de estrés y Holter.
- Amplitud 10% del ECG.
- Ancho de banda 20 – 2000 Hz.
- El ruido muscular está en la banda de interés. Su contenido. espectral se superpone considerablemente con el del complejo PQRST.

## Soluciones

- Promediado
  - El ECG es una señal repetitiva y, por lo tanto, se pueden utilizar técnicas de promediado.
  - La reducción exitosa se restringe a una morfología QRS a la vez y requiere varios latidos para estar disponible.
- Filtro pasa bajos de frecuencia variable
- Filtro adaptativo

## Enfoque

- Un filtro pasa bajos de frecuencia variable con respuesta de frecuencia variable, por ejemplo, respuesta al impulso gaussiana.

$$h(k, n) \sim e^{-\beta(n)k^2}$$

- Con la función de ancho  $\beta(n)$  definida el ancho de la gaussiana.
- La función de ancho está diseñada para reflejar las propiedades locales de la señal de manera que los segmentos suaves del ECG estén sujetos a un filtrado considerable, mientras que las pendientes pronunciadas (QRS) permanecen esencialmente inalteradas.
- Al hacer  $\beta(n)$  proporcional a las derivadas de la señal, los cambios lentos causan  $\beta(n)$  pequeño, lo que resulta en una respuesta al impulso que decae lentamente, y viceversa.

## Otras Técnicas Aplicables

- El filtro pasa bajos de frecuencia variable examinado con la deriva de línea base.
- El método para la interferencia de la línea eléctrica basado en expansiones en series truncadas.
- Sin embargo, un problema notable es que los métodos tienden a crear ondas artificiales, poco o ningún suavizado en el complejo QRS u otras distorsiones graves.
- El filtrado del ruido muscular sigue siendo en gran medida un problema no resuelto.

## Detección del QRS

# Detección del QRS

## Introducción

## Análisis de Complejos ECG

- Análisis de complejos ECG y delineación de ondas, y en particular el complejo QRS, porque proporciona información relevante desde la perspectiva diagnóstica.
- La clasificación manual es muy monótona, difícil (y a veces imposible si se trata de medidas a largo plazo (holter)).
- Solo en los últimos 15 años, se han publicado 3241 artículos que contienen las palabras clave *detección de QRS* en la base de datos SCOPUS.
- La caracterización automática de P-QRS-T (y otros puntos fiduciales) sigue siendo uno de los grandes desafíos en el ECG moderno.

## Reducción de Ruido

- Para la caracterización automática de señales ECG, el ruido (EMG, línea base, etc.) debe reducirse (preprocesamiento).

## Complejo QRS

- El complejo QRS es la onda más prominente en el ECG, la mayoría de los métodos se desarrollan para este complejo específico.
- Sirve como base para la caracterización de otros puntos fiduciales (P, T, U, J, etc.).



## Análisis a Corto Plazo

- Generalmente, análisis a corto plazo - procesamiento para crear patrones locales del complejo P-QRS-T.
- Análisis temporal (derivadas, eliminación de ectópicos, combinación no lineal,...).
- Índice de correlación.

## Métodos Clásicos

- Métodos basados en Filtrado Digital (DF).
- Métodos basados en Transformada Wavelet (WT).
- Métodos basados en Procesamiento de Espectro Dividido (SSP).
- Métodos basados en Aprendizaje Estadístico-Máquina (ML).

# Detección del QRS

## Procesamiento

## Filtrado de la Señal ECG

- Filtrado de la señal ECG para eliminar todos los componentes de frecuencia fuera del complejo QRS (incluso las ondas P y T).
- El rango típico de componentes de frecuencia del complejo QRS varía de 10 Hz a 25 Hz.
- El filtrado de paso de banda incluye la eliminación de ruido de línea base y EMG.

## Métodos Clásicos: Ecuaciones de Diferencia

- Métodos de primera derivada.
- Métodos de segunda derivada.
- Señal característica obtenida mediante una combinación lineal de la primera y segunda derivada.
- Para prevenir detecciones falsas positivas, se utilizan reglas heurísticas, estableciendo condiciones sobre el signo de la señal característica o estableciendo un segundo umbral.

## Enfoque de Mallat y Hwang

- Generalmente basado en el enfoque de Mallat y Hwang para detectar y clasificar singularidades utilizando el máximo local de los coeficientes wavelet.
- Las singularidades corresponden a pares de módulos máximos en varias escalas.
- Sea la Transformada Wavelet de una función  $f(t)$  definida como:

$$Wf(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) dt$$

donde  $\psi^*(t)$  es el conjugado transpuesto de la función wavelet  $\psi(t)$ , que define una familia de funciones wavelet en el tiempo-escala con  $a$  como parámetro de escala y  $b$  como parámetro de traslación.

## Definición

- La Transformada de Wavelet es una técnica matemática que descompone una señal en componentes de diferentes frecuencias y localizaciones temporales.
- Permite analizar señales no estacionarias, es decir, señales cuyos componentes de frecuencia cambian con el tiempo.

## Funcionamiento

- Utiliza funciones base llamadas "wavelets" que son ondas de corta duración y forma oscilatoria.
- La señal original se descompone mediante la convolución con estas wavelets en diferentes escalas y posiciones.
- Existen diferentes tipos de wavelets que tienen propiedades específicas que la hacen adecuada para diferentes aplicaciones.

# Tipos de wavelets

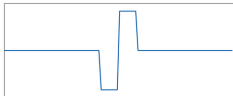
**db4**



**db16**



**haar**



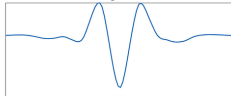
**coif1**



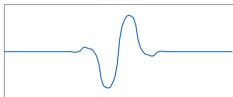
**sym4**



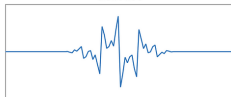
**sym8**



**bior1.3**



**bior3.1**



## Detección de Picos

- En este método, la detección de picos se realiza calculando el grado de unicidad (peakiness), mediante el índice de regularidad de Lipschitz  $\alpha = (\alpha_1 + \alpha_2)/2$ , donde:
- Los picos QRS se encuentran explorando el módulo máximo simultáneo de las escalas relevantes de la transformada wavelet. Para cualquier punto fiducial válido encontrado, el índice de regularidad de Lipschitz debe ser mayor que cero.

## Reglas Heurísticas y DWT

- Otros estudios aplicaron reglas de decisión heurísticas adicionales, como condiciones en el signo de la señal y el tiempo de ocurrencia del pico fiducial en diferentes escalas.
- Otros métodos utilizan la Transformada Wavelet Discreta (DWT), calculada utilizando valores seleccionados matemáticamente para  $a$  y  $b$ . En particular,  $a = 2^j$  y  $b = n \cdot 2^j$ , donde  $j$  y  $n$  son números enteros. Las singularidades corresponden a pares de módulos máximos en varias escalas.

# Procesamiento de Espectro Dividido (SSP)

## Métodos de SSP

- Estos métodos dividen la señal en un conjunto de bandas de frecuencia y realizan un procesamiento no lineal (recombinación) de las señales resultantes, abordando que los complejos QRS son eventos bastante singulares que deberían aparecer en algún patrón específico en varias bandas.
- Después de la recombinación, los resultados se comparan con umbrales empíricos.

## Transformaciones Tiempo-Frecuencia

- Generalmente, la división se realiza utilizando la Transformada Wavelet Discreta (DWT), pero también se podría realizar con otras transformaciones tiempo-frecuencia:
- Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT) utilizando filtros gaussianos (SSP clásico).
- Descomposición en Modos Empíricos (EMD) combinada con la Transformada de Hilbert-Huang (HHT).
- **Volveremos a ellos en los temas siguientes**



## Herramienta Poderosa

- Herramienta poderosa para evaluar y caracterizar en una amplia variedad de aplicaciones.

## Redes Neuronales (NN)

- Las Redes Neuronales (NN) se utilizan como un predictor no lineal adaptativo en la detección de QRS.
- Redes Perceptrón Multicapa + Funciones de Base Radial (MLP+RBF).
- Cuantificación de Vectores de Aprendizaje (LVQ).
- Redes neuronales profundas (Deep Learning)

## Variabilidad del ritmo cardíaco

# Variabilidad del ritmo cardíaco

## Introducción

# Variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV)

## Definición

- La variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) es el fenómeno fisiológico de variación en el intervalo de tiempo entre los latidos del corazón. Se mide por la variación en el intervalo latido a latido debido al ritmo sinusal.

## Variabilidad RR

- También se conoce como variabilidad RR, donde R es un punto que corresponde al pico del complejo QRS de la onda ECG, y RR es el intervalo entre Rs sucesivos. El término NN se usa en lugar de RR para enfatizar el hecho de que los latidos procesados son latidos "normales".

## Importancia Clínica

- Se ha demostrado que la HRV es un predictor de mortalidad después de un infarto de miocardio, insuficiencia cardíaca congestiva, neuropatía diabética, etc.
- También está relacionada con reacciones mentales y sociales.

## Fenómeno Fisiológico

- La variación en el intervalo latido a latido es un fenómeno fisiológico (Artefactos, arritmia respiratoria, fluctuaciones de baja frecuencia).
- Se debe considerar la eliminación de la tendencia y de artefactos.

## Métodos de Análisis de HRV

- Los métodos de análisis de HRV más utilizados se pueden agrupar en dominio del tiempo y dominio de la frecuencia.
- Métodos en el Dominio del Tiempo
  - Métodos estadísticos.
  - Métodos geométricos.
- Métodos en el Dominio de la Frecuencia
  - Corto plazo (FFT, modelos AR).
  - Largo plazo (componentes espectrales).

# Variabilidad del ritmo cardíaco

## Métodos temporales

## Definición

- HRV: En un registro continuo de ECG, se detecta cada complejo QRS, y se determinan los llamados intervalos normal-a-normal (NN) (es decir, todos los intervalos entre complejos QRS adyacentes resultantes de las despolarizaciones del nodo sinusal) o la frecuencia cardíaca instantánea.

## Variables Simples en el Dominio del Tiempo

- La frecuencia cardíaca media.
- La diferencia entre el intervalo NN más largo y el más corto.
- La diferencia entre la frecuencia cardíaca nocturna y diurna.
- Etc.

## Definiciones

- **SDNN**: La desviación estándar de los intervalos NN.
- **SDANN**: Desviación estándar de los NNs promedio en períodos cortos (5 minutos).
- **RMSSD**: La raíz cuadrada de la media de las diferencias cuadradas sucesivas de los NNs.
- **NN50**: El número de pares de NNs sucesivos que difieren en más de 50 ms.
- **pNN50**: La proporción de NN50 dividida por el número total de NNs.
- **NN20**: El número de pares de NNs sucesivos que difieren en más de 20 ms.
- **pNN20**: La proporción de NN20 dividida por el número total de NNs.



## Índices

- **Índice triangular:** Número total de intervalos NN dividido por la altura del histograma de todos los intervalos NN medidos en una escala discreta de segmentos (bins) de 7.8125 ms (1/128 seg).
- **TINN:** Ancho de la base de la interpolación triangular del pico más alto del histograma de todos los intervalos NN
- **Diagrama de Lorentz (Pointcaré):** Representación de nube de puntos por cada intervalo NN basado en su precedente.
- **Índice Diferencial:** Diferencia entre los anchos del histograma de diferencias entre intervalos NN adyacentes medidos a alturas seleccionadas.
- **Coeficiente Logarítmico:** Coeficiente  $\phi$  de la curva exponencial negativa  $ke^{-\phi t}$ , que es la mejor aproximación del histograma de diferencias absolutas entre intervalos NN adyacentes.

# Variabilidad del ritmo cardíaco

## Métodos en el dominio de la frecuencia

## Componentes VLF, LF y HF (potencia en $\text{ms}^2$ )

- $\text{ULF} < 0.003 \text{ Hz}$
- $\text{VLF} < 0.04 \text{ Hz}$
- $0.04 \text{ Hz} < \text{LF} < 0.15 \text{ Hz}$
- $0.15 \text{ Hz} < \text{HF} < 0.4 \text{ Hz}$

## Métodos de estimación de PSD

- Métodos no paramétricos o paramétricos (AR)
- Grabaciones a corto plazo – Intervalos de 5 minutos
- Grabaciones a largo plazo – 24 horas

## Consideraciones y recomendaciones

- Latidos ectópicos, eventos arrítmicos, datos faltantes y ruido pueden alterar la estimación de la PSD de la HRV.
- Se deben usar grabaciones a corto plazo libres de ectópicos, datos faltantes y ruido.
- Una interpolación adecuada (o regresión lineal o algoritmos similares) en los latidos precedentes/sucesivos en la señal de HRV o en su función de autocorrelación puede disminuir este error.
- La representación de LF y HF en unidades normalizadas enfatiza el comportamiento controlado y equilibrado de las dos ramas del sistema nervioso autónomo.

## Consideraciones

- Dada su naturaleza, la señal HRV esta muestreada no uniformemente, es decir, solo tenemos señal en los instantes que ocurre un latido, y estos no son constantes.
- Este hecho no nos permite utilizar la transformada de Fourier de la forma tradicional, ya que de esta manera tendríamos una información sesgada del espectro.
- Para ello, se realiza una interpolación entre las muestras de manera que exista un eje temporal uniformemente muestreado, que nos permita utilizar el análisis de Fourier.
- Además, el uso de la transformada tradicional en señales biológicas aporta menos información sobre las características espectrales del proceso (no tiene en cuenta la variabilidad).
- Para solventar este problema, utilizaremos el métodos que nos permitirán estimar dichos parámetros, pero eso lo veremos en los siguientes temas.

## Bibliografía

- Agradecimiento a los profesores Javier Gimeno Blanes y Alberto Rodríguez Martínez.



L. Sörnmo and P. Laguna, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*.

Academic Press series in biomedical engineering, Elsevier Science, 2005.