

En la TS7 se experimentaron técnicas de filtrado lineal para la mitigación de interferencias [en la señal electrocardiográfica \(ECG\)](#). Tal vez la interferencia que más exigió el diseño de los filtros digitales ha sido el movimiento de línea de base del ECG. La misma se trata de oscilaciones de muy baja frecuencia (< 0.5 Hz) y en ocasiones de alta energía. En esta tarea semanal se analizarán técnicas no lineales de estimación/substracción de la señal de movimiento de base $b(n)$.

$$\hat{x} = s - \hat{b}$$

Siendo s la señal de ECG registrada **con interferencias**, y \hat{x} la señal filtrada, una estimación del ECG **sin interferencias**.

Se pide que implemente ambas estimaciones de b detalladas a continuación:

1) Filtro de mediana

Se estima \hat{b} a partir de la siguiente expresión:

$$\hat{b} = \underset{600}{\text{med}} \left(\underset{200}{\text{med}}(s) \right)$$

siendo $\underset{t}{\text{med}}(s)$ el operador de mediana de t milisegundos que se aplica sobre la señal s , es decir:

$$\hat{b} = \text{med}(m[n], m[n-1], \dots, m[n-600 \cdot f_s])$$

donde

$$m[n] = \text{med}(s[n], s[n-1], \dots, s[n-200 \cdot f_s])$$

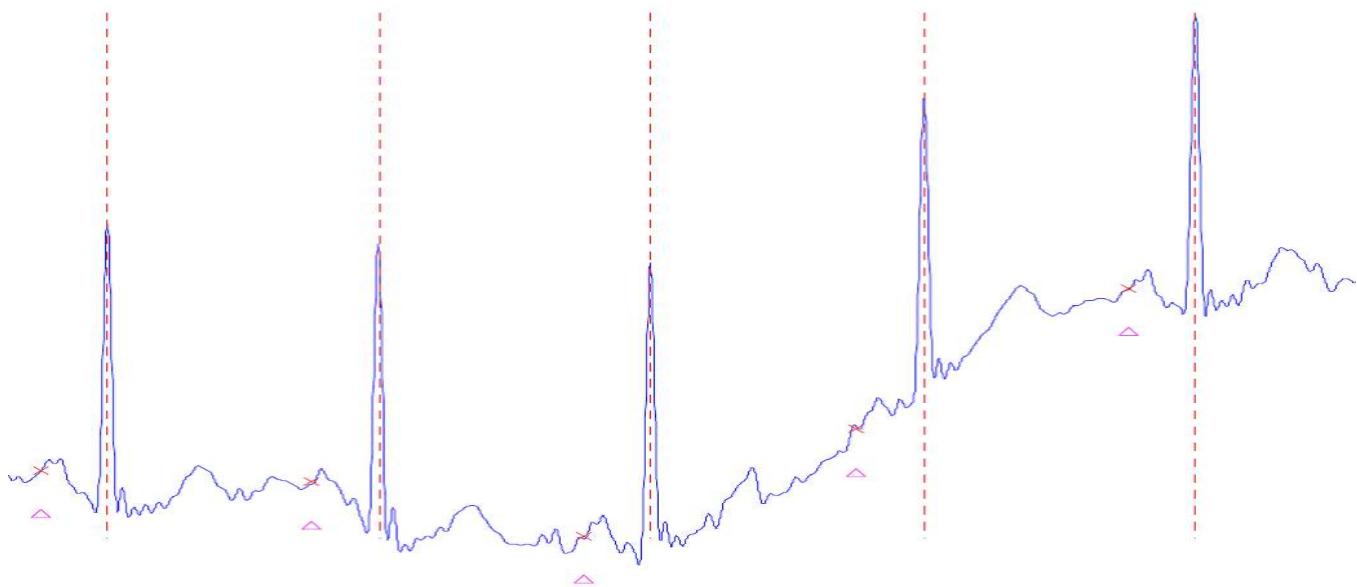
Ayuda: Puede utilizar la implementación del [filtro de mediana provista en scipy.signal](#)

2) Interpolación mediante splines cúbicos

A partir de las detecciones provistas en [ecg.mat](#) (campo *qrs_detections*), puede estimar el nivel isoelectrónico, es decir el momento donde la actividad eléctrica cardíaca es **aproximadamente nula**. El intervalo entre la onda P y Q, es el momento más adecuado para estimar las características de la interferencia que originan el movimiento de la línea de base. En ese momento el impulso cardíaco es demorado al atravesar el nódulo aurículo-ventricular.



?



Para la localización del segmento PQ puede valerse de la localización de cada latido (líneas rojas verticales (n_i) y a partir de la misma, anticipar un tiempo adecuado (n_0) de manera tal de **no incluir la onda P ni Q**. Esto resultará en un conjunto valores

$$\mathcal{S} = \{(m_i, s(m_i)) \mid i = 1, 2, \dots, Q\}$$

donde $m_i = n_i - n_0$ y Q es la cantidad de latidos en el registro (1903).

Recuerde que la señal de línea de base debe estar muestreada a la misma frecuencia que el ECG, por lo que debería remuestrear dicha señal (puede usar [la función de interpolación spline](#) para ello).

$$\hat{b}(n) = \text{spline}_3(\mathcal{S}, n) \mid n = 1, 2, \dots, N$$

donde la función `spline3` será la responsable de realizar la interpolación para las N muestras de la señal s .

3) Filtro adaptado (matched filter)

Aplique el concepto de **filtro adaptado** para diseñar un detector de latidos. Utilice el patrón provisto en el campo `qrs_pattern1`.

Ayuda: Revise el concepto de filtro adaptado en [Wikipedia](#) o la bibliografía de la materia (Porat 14.4.9).

- Explique conceptualmente cómo podría realizar un detector de latidos con la señal resultante del filtro adaptado. Discuta la utilidad y limitaciones de este método.
- Realice la detección de los latidos, comparando las detecciones obtenidas con las que se incluyen en la variable `qrs_detections`. Proponga [alguna métrica](#) (sensibilidad, valor predictivo positivo) para cuantificar la performance del detector.

Bonus:

- 💎 Proponga alguna mejora a los estimadores de la señal b , como por ejemplo usar las técnicas `multirate`.
- 💎 ¿Podría funcionar el detector basado en el filtro adaptado con un latido perteneciente a otro registro o paciente?

Add submission

Submission status

Submission status	No submissions have been made yet
Grading status	Not graded