

Cálculo de la presión arterial mediante ECG y PCG  
¿En qué medida se puede remplazar PPG con PCG para el cálculo del  
PTT?

**Monografía de Matemáticas**

Palabras

**3975**

# Índice

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Marco teórico . . . . .	1
1.1.1. Filtro paso-bajo . . . . .	3
1.2. Hipótesis . . . . .	4
1.3. Determinación de las pruebas de los voluntarios . . . . .	6
<b>2. Análisis y filtros</b>	<b>8</b>
2.1. Detección de latidos acústicos . . . . .	9
2.2. Detección de picos R . . . . .	15
2.3. Sincronización de ECG y PCG . . . . .	16
<b>3. Cálculo del PTT/BP continuo</b>	<b>18</b>
<b>4. Discusiones y conclusiones</b>	<b>24</b>

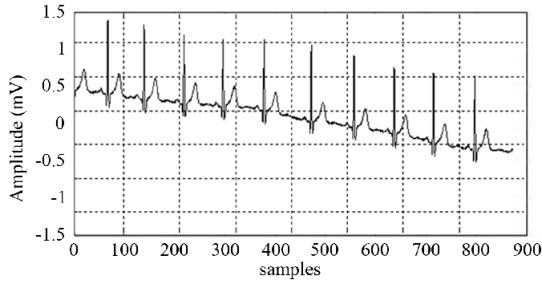
# 1. Introducción

## 1.1. Marco teórico

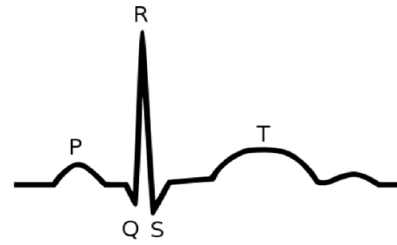
Dentro de un contexto quirúrgico muchas veces existe la necesidad de conocer, y, por lo tanto, de monitorizar la presión arterial (BP en inglés) de un determinado paciente. Erróneamente se podría suponer que con un esfigmomanómetro (medidor de presión con un brazalete que se comprime y contrae) se podría solventar dicha necesidad. Sin embargo, la realidad no es tan simple, puesto que cada resultado de un esfigmomanómetro tarda aproximadamente un minuto en medirse. Lo que significa que no solo no se consigue a tiempo real, sino que además, debido a la manera en que funciona el aparato, este modifica la presión del paciente al comprimirle el brazo, y, por lo tanto, no sirve de manera continuada.

En la detección de variables biológicas existe el concepto de la invasividad. Cuanto más invasivo es un proceso, más incide en el tejido y órganos de un paciente. Por ejemplo, una inyección es más invasiva que un esfigmomanómetro, ya que la inyección incide directamente en la piel. Actualmente existen métodos para monitorizar a tiempo real la presión arterial, como es el uso de un catéter arterial, pero acude directamente a la arteria del paciente, y por lo tanto es invasivo (Meidert y Saugel 2018).

No obstante, hay un método común no invasivo de monitorización de la presión arterial, que usa la señal de los impulsos eléctricos del corazón, llamada electrocardiograma (ECG), a la vez que la saturación de oxígeno en la piel, llamada fotopletismograma (PPG en inglés). Las señales quedan ejemplificadas en las figuras 1 y 2 respectivamente.

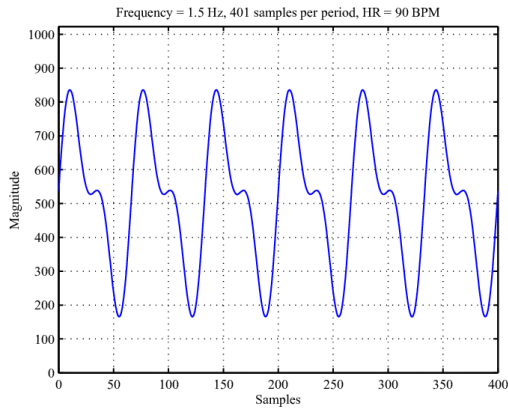


(a) Ejemplo de ECG

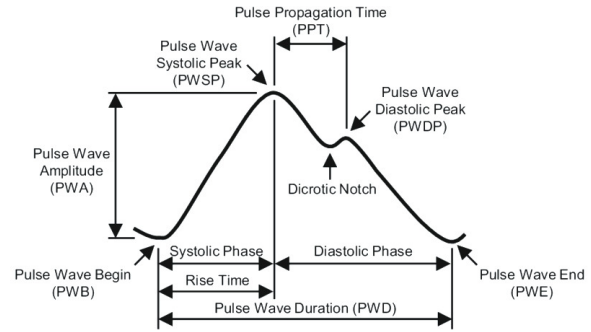


(b) Partes de un ECG

Figura 1: Electrocardiograma (extraído de Umer et al. 2014)



(a) Ejemplo de PPG



(b) Partes de un PPG

Figura 2: Fotopletismograma (extraído de Wannenburg y Malekian 2015 (a) y Fischer et al. 2017 (b))

La idea de este método (Fig. 3) es calcular lo llamado *Pulse Transit Time* (PTT), que se define como el tiempo entre dos sucesos fisiológicos. Concretamente para este caso, el tiempo entre el pico R (ver Fig. 1b) y el PWS (ver Fig. 2b). Se ha concluido que la relación  $PTT/BP$  sigue una tendencia logarítmica (Wang et al. 2014).

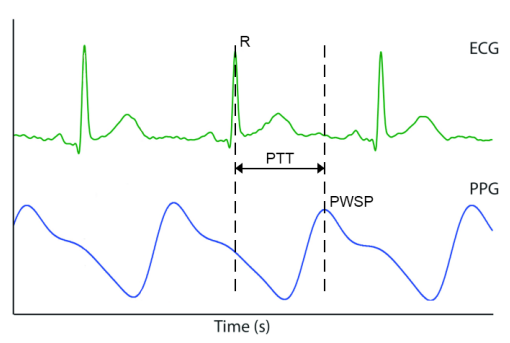


Figura 3: PTT a partir de ECG y PPG

### 1.1.1. Filtro paso-bajo

En el entorno del procesamiento de señal, el filtro paso-bajo es una herramienta muy útil. Como su nombre indica, se encarga de dejar pasar solo frecuencias bajas. Por ejemplo, si se le introduce una señal de audio de un instrumento tocando un La4 y un Mi5 a la vez, lo que corresponde a 440 Hz y 659.26 Hz y se le aplica una frecuencia límite de 500 Hz, entonces la señal resultante solo tendrá la nota La4, que su frecuencia es menor que 500 Hz.<sup>1</sup> El filtro paso-bajo de tipo Butterworth tiene lo llamado un grado, que es proporcional al número de samples que tiene en cuenta para hacer el filtrado para un sample concreto. En efectos prácticos un grado mayor significa un cambio más brusco al denegar frecuencias altas, como se observa en la figura 4. No obstante, otra característica de este tipo de filtro es el desfase de la señal resultante. Esta es una propiedad de la familia en que pertenece este filtro, que son los *Infinite Impulse Response Filters* (IIR). Cuando más grande es el grado, más se desfasa la señal. Es por eso que usualmente cuando se usan este tipo de filtros se adelanta artificialmente la señal (Manal y Rose 2007). Este adelanto artificial también se deberá hacer en este caso.

---

<sup>1</sup>Negligiendo armónicos.

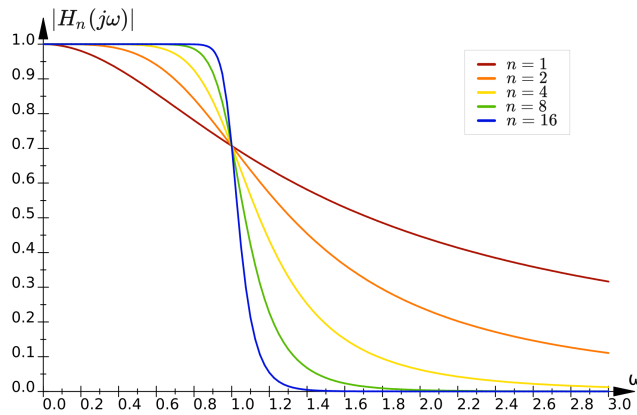


Figura 4: Respuesta frecuencial del filtro Butterworth con diferente grado, extraído de (P 2021)

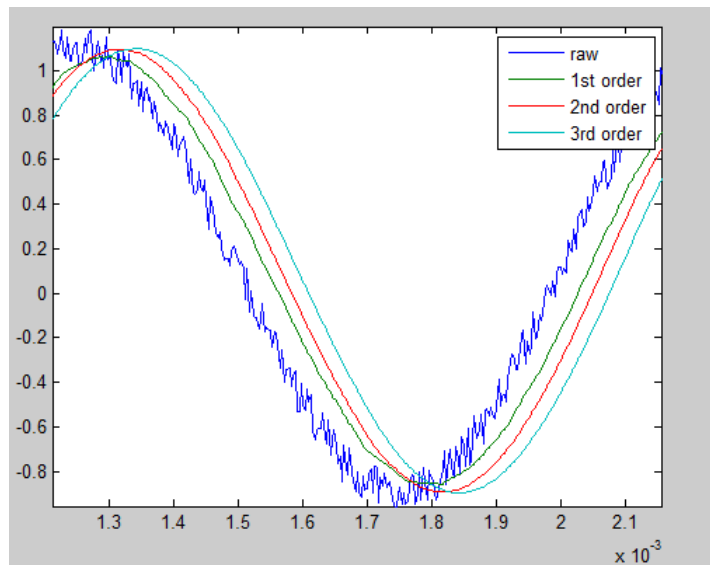


Figura 5: Desfase del filtro Butterworth con diferente grado, extraído de (Aashu10 2016)

## 1.2. Hipótesis

El cálculo de PTT está estrechamente relacionado con la tecnología, tanto para su recogida de datos como por el procesado digital de señales que requiere. Personalmente una de mis aficiones es la programación y su relación con las matemáticas. He vivido en un entorno que me ha permitido experimentar y desarrollar mis habilidades en este contexto, contando con

las herramientas tecnológicas necesarias. Es por eso que he querido investigar entorno a esta temática que es el procesado de señales mediante un programa propio usando MATLAB.

Partiendo de que PTT es un intervalo de tiempo entre dos fenómenos fisiológicos, surge la idea de remplazar uno de estos para conseguir un nuevo PTT, con valores distintos, y, por lo tanto, una correlación no necesariamente igual. Por ejemplo no usar el PPG sino la señal acústica del corazón, llamado PCG (ver Fig. 6). Por lo tanto, un PTT desde el pico R del ECG hasta S1 o S2 del PCG.<sup>2</sup> S1 y S2 son los sonidos principales de un PCG. S1 es el sonido del pulso como tal mientras que S2 es el cierre de unas válvulas concretas.

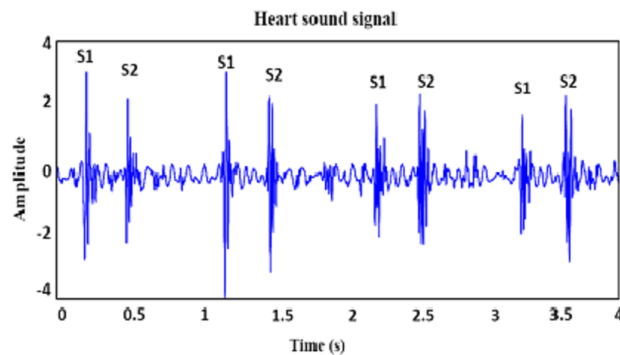


Figura 6: Ejemplo de PCG (extraído de Potdar et al. 2016)

En esta monografía se explorará la idea de, mediante la implementación de un micrófono junto con ECG, determinar una correlación entre la BP y el nuevo PTT, y retratándola en un modelo correlativo matemático. Para la recogida de datos se empleará un electrocardiógrafo y un micrófono propios, y se realizarán varias pruebas a distintos voluntarios del mismo centro educativo. Se define como pregunta de investigación:

*¿En qué medida se puede remplazar PPG con PCG para el cálculo del PTT?*

Esta monografía se enfoca en el análisis y la manipulación de datos, específicamente en el procesamiento digital de señales, para investigar si es factible reemplazar un PPG con un

---

<sup>2</sup>S1 o S2 a concretar durante el procesado.

PCG. No se abordarán las razones biológicas detrás del comportamiento observado en los voluntarios.

### 1.3. Determinación de las pruebas de los voluntarios

Como se quiere correlacionar PTT con BP, es necesario medir tanto el PTT como la BP. Los registros pues, deben constar de ECG y PCG (para el PTT) y BP. Destaco que la naturaleza de la prueba hace que en todo momento se cumpla la política IB de experimentacion animal [y humanos].

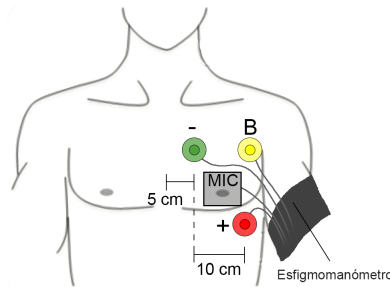


Figura 7: Posición de los electrodos y el micrófono durante las pruebas

Se coloca el electrodo negativo en el segundo espacio intercostal izquierdo, a 5 cm del centro del pecho. El electrodo positivo se coloca en el quinto espacio intercostal izquierdo, a 10 cm más a la izquierda que el electrodo positivo. El micrófono se coloca en el punto medio entre los electrodos positivo y negativo (ver figura 7). No es necesario especificar la posición exacta del electrodo neutro, siempre y cuando esté en contacto con la piel del voluntario.

La estructura de la prueba es la siguiente:



Posición	Estado	Tiempo (min)
P1	Reposo inicial	10
	Medición $BP_1$	1
	Reposo	3
	Medición $BP_2$	1
-	Transición P1-P2	$\approx 2$
P2	Medición $BP_3$	1
	Reposo	1
	Medición $BP_4$	1
	Reposo	1
	Medición $BP_5$	1

Donde P1 y P2 corresponden a la posición del voluntario (Fig. 8). Esta estructura proporciona un total de 5 mediciones de presión discretas y 22 minutos de ECG y PCG continuo. Las mediciones se efectúan con un esfigmomanómetro propio. Además, para tener presiones variables de un mismo voluntario se emplea el levantamiento pasivo de piernas (passive leg raising en inglés) para modificarla artificialmente y de manera no invasiva. Concretamente a  $58^\circ$ . La razón por la cual el reposo total en P2 dura 2 minutos y no 3 como en P1 es porque con el passive leg raising, el cuerpo (especialmente el de jóvenes) se adapta rápidamente y vuelve a estabilizar su presión.

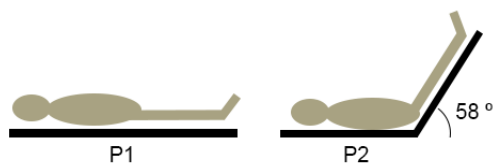


Figura 8: Posiciones P1 (reposo) y P2 (levantamiento pasivo de piernas)

## 2. Análisis y filtros

(**Nota:** se recomienda el uso de la figura 21 (pág. 21) para comprender la estructura de estas operaciones además de tener constancia del nombre de los vectores.)

Tras un total de 25 registros se han descartado 20 para su análisis, debido a que 18 de ellos fueron realizados con un diseño de prueba diferente con resultados con demasiado error y 2 de ellos con una impedancia<sup>3</sup> demasiado alta. El análisis se debe llevar a cabo entonces en exclusivamente 5 registros distintos. Los registros nos dan tres resultados. Un vector  $\vec{M}$  donde sus elementos son los samples del PCG. Un vector  $\vec{E}$ , que contiene los samples del ECG y un vector  $\vec{BP}$  que tiene 5 elementos que son las 5 presiones arteriales medidas. Como el micrófono tiene una frecuencia de muestreo 2000 Hz, el tiempo que hay entre cada elemento de  $\vec{M}$  es de  $1/2000 = 0.0005$  s. La del ECG es de 1024, así que la diferencia de tiempo entre dos elementos consecutivos de  $\vec{E}$  es de  $\approx 0.00098$  s.

$PTT'$  se define de la siguiente manera:

$$PTT'_n = R_n - L_n \quad (1)$$

Donde  $\vec{R}$  es un vector que contiene el tiempo donde se observa el pico R del ECG y  $\vec{L}$  el latido acústico del corazón. Si por ejemplo hay un latido en ECG en el segundo 2.33 entonces  $L_1 = 2.33$ . Si ese mismo latido en el PCG se detecta en 2.41,  $R_1 = 2.41$  y por lo tanto  $PTT'_1 = 0.08$ . Es necesario calcular suficientes  $R_n$  y  $L_n$  para obtener una tendencia de  $PTT'$ . Para calcularlos es necesario aplicar filtros en las dos señales.

---

<sup>3</sup>La impedancia es la resistencia eléctrica del cuerpo humano entre el electrodo y la piel. Si la impedancia es alta, ya sea por la calidad del electrodo o de la piel, la lectura del ECG puede ser incorrecta e imposible de analizar.

## 2.1. Detección de latidos acústicos

El micrófono empleado recibe señales como la siguiente<sup>4</sup>:

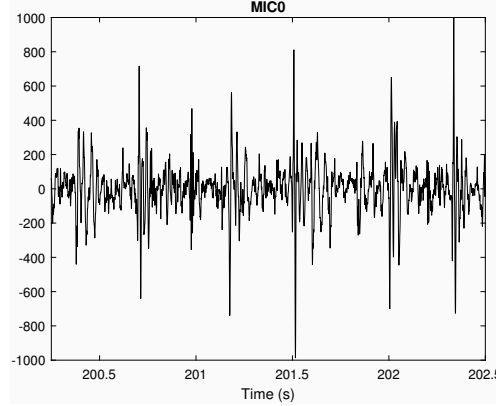


Figura 9: Extracto de la señal acústica de un voluntario

Concretamente la figura 9 corresponde a 3 latidos. Si se observan 7 picos es porque cada latido tiene S1 y S2, pero además hay un ruido externo en el segundo 201. Se deduce de esta manera ya que siguiendo la estructura del PCG mostrada en la figura 6 no puede haber otra opción. Se quiere obtener un vector de la misma longitud que  $\vec{M}$  que indique si hay latido o no en ese mismo instante del tiempo en que se midió  $\vec{M}_k$ , un vector de variables binarias llamado  $\Lambda$ :

$$\vec{\Lambda} = (\Lambda_1, \Lambda_2, \Lambda_3, \dots, \Lambda_n), \Lambda_k \in \{0, 1\}$$

En otras palabras,  $\Lambda_k$  será 1 si el sample  $M_k$  forma parte de un latido del corazón. Los elementos de  $\vec{M}$  que pertenezcan a S1 y S2 tendrán sus  $\Lambda_k$  asociadas con el valor 1, mientras que el resto tendrá valores de  $\vec{\Lambda}$  de 0. Para conseguir  $\vec{\Lambda}$  se aplicarán una serie de filtros. El objetivo de dichos filtros es convertir  $\vec{M}$  en una señal de solo picos. De esta manera, con un simple algoritmo de detección de picos se podrá conseguir  $\vec{\Lambda}$ . El primero de ellos consta de elevar al cuadrado cada elemento de  $\vec{M}$ . Dando como resultado la figura 10.

<sup>4</sup>Las unidades crudas del micrófono son arbitrarias, pero el análisis se puede efectuar de igual manera puesto que la importancia es comparar la señal consigo misma.

$$M'_n = (M_n)^2 \quad (2)$$

La razón para elevar cada elemento al cuadrado es para tratar solo con números positivos, y, además, sobrevaluar los valores más altos que el resto. De esta manera se empiezan a observar picos verticales.

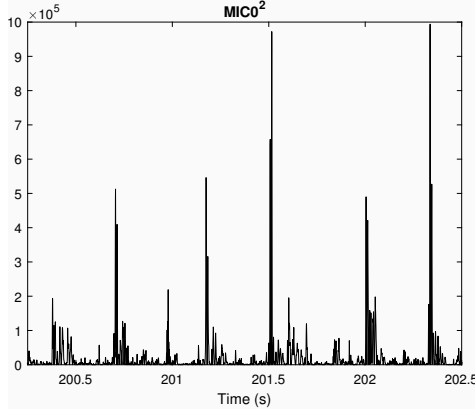


Figura 10: Señal acústica elevada al cuadrado

Para evitar diferencias bruscas entre  $M'_k$  y  $M'_{k+1}$ , se aplica una ventana dinámica de valor máximo de longitud 200. Como el micrófono tiene una frecuencia de muestreo de 2000 Hz, 200 valores corresponden a 0.1 s. Concretamente se usa la fórmula

$$M''_n = \max(M'_{n-50}, M'_{n-49}, \dots, M'_{n+149}) \quad (3)$$

Empezar a definir  $M''_n$  con  $M'_{n-50}$  y no  $M'_{n-100}$  implica desplazar la señal hacia adelante, de esta manera se consigue contrarrestar el retraso del filtro paso-bajo que se aplicará a continuación explicado en apartado 1.1.1. 50 es un número arbitrario. Si se quisiese más precisión se podrían utilizar técnicas como la correlación cruzada, pero no se aplicará en esta monografía. Además se tiene en cuenta que existen elementos de  $M'_{n-50}$  a  $M'_{n+149}$  ya que el análisis se aplica a un fragmento de la señal. (Fig. 11)

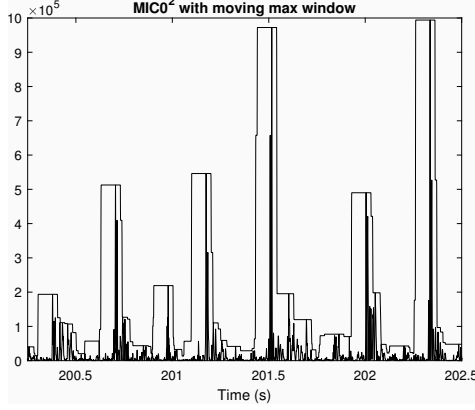


Figura 11: Señal acústica elevada al cuadrado con ventana dinámica de valor máximo

El siguiente filtro es un filtro Butterworth, que permitirá eliminar las frecuencias altas, que en el caso de  $\vec{M}''$  significan los grandes saltos entre picos. Concretamente se aplica un filtro Butterworth paso-bajo de grado 4 y frecuencia límite 10 Hz. (Fig. 12) Con grado 4 se suaviza suficientemente la señal, además de retrasarla tanto como se adelantó en el filtro anterior. 10 Hz es una frecuencia límite razonable, teniendo en cuenta que una frecuencia cardíaca de 10 Hz significaría 600 bmp, un número que se puede considerar como imposible. Si bien la frecuencia cardíaca considerada máximo ronda por los 240 bpm (Tanaka, Monahan y Seals 2001), unos 4 Hz, una frecuencia límite de 10 Hz asegura que el rango menor a 4 Hz no se vea disminuido como muestra la figura 4. Sea  $\vec{P}$  la señal filtrada de  $\vec{M}''$  con el filtro Butterworth,  $P_k$  se define de la manera<sup>5</sup>

$$P_k = b_0 M_k'' + \sum_{i=1}^4 b_i M_{k-i}'' - \sum_{j=1}^4 a_j P_{k-j} \quad (4)$$

donde  $a_n$  y  $b_n$  son coeficientes característicos del filtro Butterworth (Agrawal et al. 2021) que dependen exclusivamente del grado del filtro, la frecuencia límite y la frecuencia de muestreo. Otros filtros IIR tienen coeficientes distintos pero su forma es la misma que la ecuación 4. La computación de dichos coeficientes no se adjunta en esta monografía al alejarse del tópico.

<sup>5</sup>No se pretende demostrar en esta monografía la razón de la fórmula.

Los sumatorios suman 4 veces porque el grado es 4. Se puede entender que como más grande sea el grado más se suma, y por lo tanto más valores del pasado se tienen en cuenta, y por eso la señal se retrasa más.

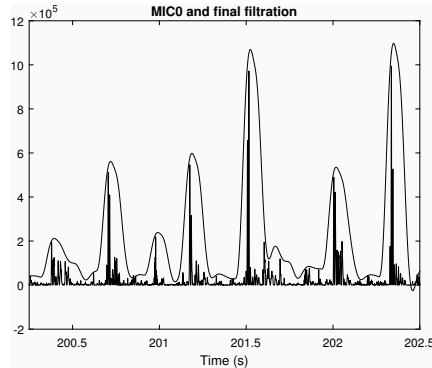


Figura 12: Señal acústica filtrada

Así se consigue una señal de *solo picos*. Una señal limpia la cual se le puede aplicar un filtro de detección de picos. Una opción considerable sería calcular para cada elemento del vector  $\vec{P}$ , si es mayor los elementos anterior y siguiente. Un máximo relativo sería un latido. No obstante, este cómputo generaría demasiados artefactos (falsos positivos), como sería el caso de los picos de los segundos 201 y 201.6 de la figura 12. Es necesario un método más robusto que elimine artefactos. Otro recurso sería aplicar un valor mínimo de corte a cada  $P_n$ . Sin embargo, tampoco sería suficientemente robusto para una señal acústica de un corazón, puesto que la amplitud media de dicha señal varía dependiendo de la posición del micrófono y del propio individuo. Si bien se podría escoger un baremo proporcional a la amplitud de la señal, como  $\vec{P}$  no se trata de un proceso plenamente estacionario, este baremo generaría demasiados artefactos, como se muestra en la figura 14.

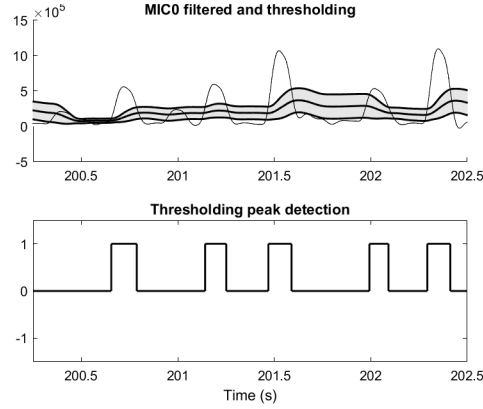


Figura 13: Señal acústica filtrada con detección de picos

Para realizar un filtrado correcto se emplea un algoritmo de umbral diseñado por J.P.G van Brakel (Brakel 2014). Este algoritmo (Fig. 13) se basa en la dispersión, empleando el principio de la unidad tipificada. Se asigna la unidad tipificada con el siguiente criterio

$$\Lambda_n = \begin{cases} 1 & : P_n > \mu_n + s\sigma_n \\ 0 & : \text{de lo contrario} \end{cases} \quad (5)$$

donde  $\mu_n$  es la media aritmética de  $P_{n-l}$  hasta  $P_n$ , y  $\sigma_n$  es la desviación estándar de  $P_{n-l}$  hasta  $P_n$ . Se ha escogido un valor para  $l = 1000$  samples (lo que equivale a 0.5 s de señal) y  $s = 0.5$ . Significa que  $P_n$  debe ser superior a la media de los últimos 1000 valores en 0.5 desviaciones para ser considerado un pico. En la figura 13 se muestra este filtro en la señal  $\vec{P}$ , donde el área gris representa aquel conjunto de puntos que cumplen  $\mu_n - s\sigma_n < P_n < \mu_n + s\sigma_n$ . Si bien es cierto que la condición  $\mu_n - s\sigma_n < P_n$  no es necesaria para determinar  $\Lambda_n$ , se usa como recurso visual, puesto que la misma idea se puede aplicar para encontrar picos de mínimos relativos.

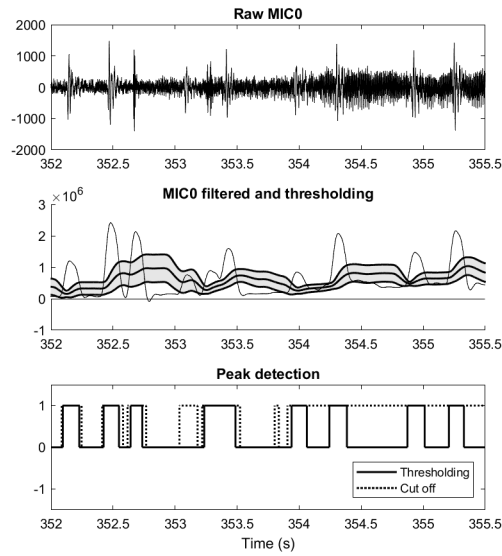


Figura 14: Detección de picos con umbral (Thresholding) y con valor límite (Cut off) ante un caso de ruido externo

$\vec{M}$  y  $\vec{\Lambda}$  superpuestos quedan de la siguiente manera:

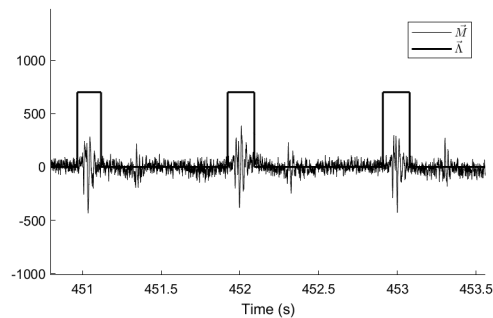


Figura 15: Micrófono crudo con detección de latidos. ( $\vec{\Lambda}$  se ha escalado con un factor 700)

En este voluntario no se detecta el sonido S2 debido a que ese es demasiado débil. Como  $\sigma_n$  aumenta cuando se calcula con elementos del primer pico (S1), el segundo pico (S2) queda dentro del área donde es más pequeño que  $\mu + s\sigma_n$ . Sin embargo, no necesariamente supone un problema (ver apartado 3).



## 2.2. Detección de picos R

Actualmente existen muchos modelos que permiten la detección de picos R de una señal ECG, como por ejemplo el algoritmo Pan–Tompkins (Fariha et al. 2020). Si bien este algoritmo ha servido como base para el algoritmo descrito en el apartado 2.1, debido a que ya se ha usado el método de umbral de J.P.G van Brakel, se empleará en este caso también.

Sea  $\vec{E}$  una señal de ECG monitorizada cuenta con el siguiente aspecto:

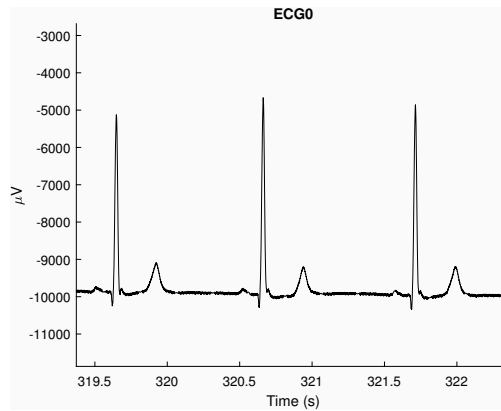


Figura 16: Muestra de Electrocardiograma monitorizado

Teniendo en cuenta que en todos los registros se observa una señal limpia libre de interferencias eléctricas se puede aplicar el algoritmo de J.P.G van Brakel (la ecuación 5) directamente a la señal cruda. En este caso se escogerán también 0.5 s de señal para  $l$  pero  $s = 4$ . Como el pico R podría confundirse con el pico T (ver figura 1b), es necesario un baremo más estricto. Para el vector  $\vec{E}$ , el vector con elementos binarios representando si se encuentra un pico R se denominará  $\vec{\Gamma}$  ( $\vec{\Gamma}$  es para  $\vec{E}$  lo que  $\vec{\Lambda}$  es para  $\vec{M}$ ).

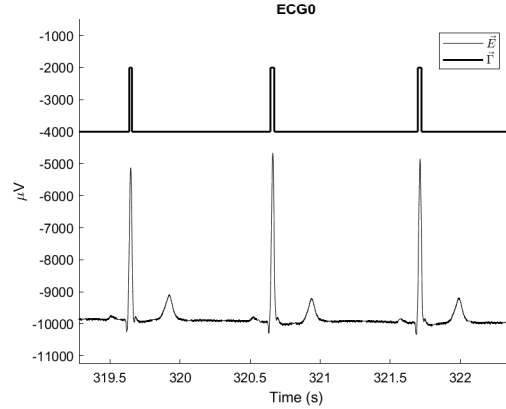


Figura 17: ECG crudo con detección de latidos. ( $\vec{I}$  se ha escalado y trasladado)

### 2.3. Sincronización de ECG y PCG

Se bien se tienen las señales en dos vectores  $\vec{M}$  y  $\vec{E}$ , y se sabe la diferencia de tiempo entre cada elemento de cada vector, esto no significa que  $M_1$  ocurra al mismo tiempo que  $E_1$ , porque se registran en aparatos distintos. Por lo tanto, se requiere una sincronización entre las dos señales para poder compararlas. Y como  $PTT$  es del orden de  $0.01 - 0.1 \text{ s}$ <sup>6</sup>, dicha calibración debe ser suficientemente precisa. El programa utilizado para registrar las señales guarda los datos de ECG y PCG a medida que llegan, pero si un aparato tarda más que otro en enviar un paquete, las señales resultantes en el archivo guardado quedan desfasadas. Sea  $\varphi$  el tiempo en segundos que hay entre el envío de un sample de ECG y uno de PCG en un mismo instante, (si  $\varphi > 0$ , ECG se envía antes), se encuentra usando el siguiente método.

<sup>6</sup>Según los resultados experimentales de esta monografía.

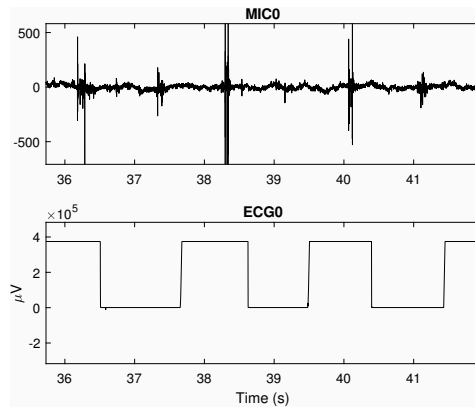


Figura 18: Ejemplo de calibración con  $\varphi = 0$  s

Con una placa de cortocircuito para electrodos (donde si están los 3 electrodos conectados el voltaje medido es 0 V) junto a el micrófono (a menos distancia posible), manualmente se deberá quitar el electrodo positivo para que la señal cambie a otro valor constante. Al quitarlo con suficiente velocidad se generará un ruido a causa del rozamiento con el aire, que será detectado por el micrófono. Se sincronizan las dos señales de manera manual, como se muestra en la figura 19. Concretamente se ha encontrado que  $\varphi = -0.34$  s, lo que significa que los datos del ECG se envían siempre 340 ms más tarde que los del micrófono.

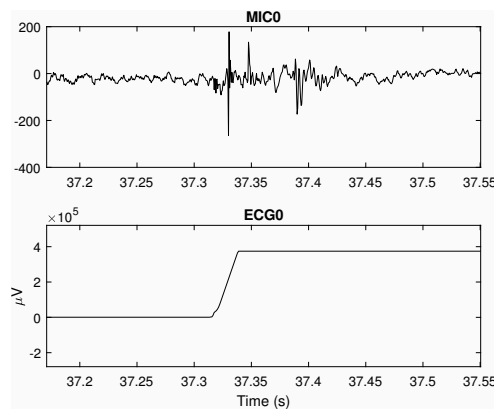


Figura 19: Ejemplo de calibración con  $\varphi = -0.34$  s

### 3. Cálculo del PTT/BP continuo

Para correlacionar  $P\vec{T}T'$  con la presión arterial es necesario que los dos vectores tengan la misma longitud. Se debe derivar  $\vec{R}$  y  $\vec{L}$  (de la ecuación 1) con  $\vec{\Lambda}$  y  $\vec{\Gamma}$  para poder calcular  $P\vec{T}T'$ . También es necesario construir el vector  $M\vec{B}P$  a partir de las 5 medidas discretas de  $\vec{B}P$ .  $M\vec{B}P$  será un vector con la presión arterial continua.

Se define el vector  $\vec{\lambda}$  como ese vector que sus elementos indican el tiempo en que un latido ha ocurrido. No si un sample  $k$  forma parte de un latido, ya que eso es  $\vec{\Lambda}$ . Se deriva del vector  $\vec{\Lambda}$  como muestra la figura 20.

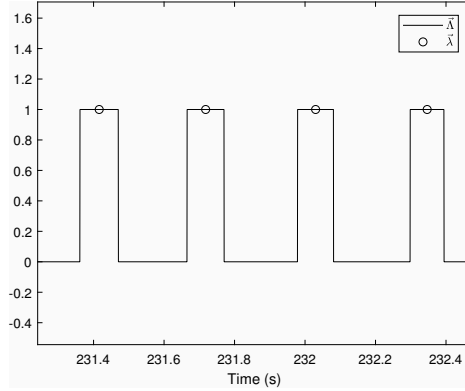


Figura 20: Relación entre  $\vec{\Lambda}$  y  $\vec{\lambda}$

Sin embargo  $\vec{\Lambda}$  y  $\vec{\lambda}$  están representados de manera distinta en la figura 20. Todas las figuras muestran un conjunto de puntos bidimensionales a veces unidos con líneas rectas entre sí. Todos los vectores exceptuando  $\vec{\lambda}$  son representados de manera que para un punto  $P$  número  $k$  de la figura,  $P_k = (k \cdot f^{-1}, v_k)$ , donde  $\vec{v}$  es el vector a representar y  $f$  es la frecuencia de muestreo de cada señal (2000 Hz o 1024 Hz).  $\vec{\lambda}$ , sin embargo, está representado de la manera  $P_k = (\lambda_k, 1)$ , además de no estar unido con una línea con  $P_{k+1}$ .

Para calcular  $\vec{\lambda}$ , se parte de un vector  $\vec{\Psi}$  que cumpla la siguiente afirmación

$$\text{si } \Lambda_i \neq \Lambda_{i+1} \rightarrow \Psi_k = i \quad (6)$$

donde  $k$  va aumentando cada vez que se da el caso de su definición. Es decir, cada elemento de  $\vec{\Psi}$  contiene un índice del vector  $\vec{\Lambda}$  donde su siguiente elemento cambia. Por ejemplo, si  $\Lambda_1 = \Lambda_2 = \Lambda_3 = 0$ ,  $\Lambda_4 = \Lambda_5 = 1$  y  $\Lambda_6 = 0$  entonces  $\Psi_1 = 3$  y  $\Psi_2 = 5$ .

Partiendo de que  $\Lambda_1 = 0$ ,

$$\lambda_k = \frac{1}{2} \cdot (\Psi_{2k} + \Psi_{2k+1}) \cdot f_M^{-1} \quad (7)$$

siendo  $f_M$  la frecuencia de muestreo del micrófono. Como  $\vec{\Psi}$  indica cuando ha habido un cambio en el estado de detección de picos de  $\vec{\Lambda}$ , si  $\Lambda_1 = 0$  entonces  $\Psi_{2k}$  siempre corresponderá en el momento de tiempo donde  $\Lambda$  pasa de 0 a 1, y  $\Psi_{2k+1}$  de 1 a 0. Por lo tanto, la media entre estos dos elementos de  $\vec{\Psi}$  dará el índice donde se encuentra el centro de ese latido. Se divide por  $f_M$  porque se quiere que  $\vec{\lambda}$  contenga el tiempo en segundos, no el índice de otro vector. La misma idea es aplicable a  $\vec{\Gamma}$  y calcular  $\vec{\gamma}$  mediante un vector  $\vec{\Omega}$ .  $\vec{\gamma}$  y  $\vec{\Omega}$  representan para  $\vec{\Gamma}$  lo mismo que  $\vec{\lambda}$  y  $\vec{\Psi}$  para  $\vec{\Lambda}$ .

En un caso ideal, se podría afirmar que  $\vec{\lambda} = \vec{L}$  y  $\vec{\gamma} = \vec{R}$ , no obstante, no se negligie la posibilidad de que se detecte un falso positivo en  $\vec{\Lambda}$  tanto por el sonido S2 del PCG como por ruido externo, cambiando así la longitud de uno de los vectores. Debido a que la señal que durante todos los registros no ha dado ningún falso latido positivo es el  $\vec{\gamma}$  (del ECG), se usará  $\vec{\gamma}$  (que se iguala a  $\vec{R}$ ) para poder derivar  $\vec{L}$  con  $\vec{\lambda}$ . Se usa como suposición que el sonido del corazón se detecta siempre después que el pico R del ECG. Sea por la diferencia de velocidades de la luz y del sonido o por otras razones. El método para identificar los verdaderos positivos de  $\vec{\lambda}$  y asignarlos a  $\vec{L}$  radica en

$$\lambda_{k-1} < \gamma_i \wedge \lambda_k > \gamma_i \rightarrow L_i = \lambda_k \quad (8)$$

lo que significa que  $L_i$  tomará como valor correcto todo aquel latido de  $\vec{\lambda}$  que suceda después que un latido en  $\vec{\gamma}$ . De esta manera, solo habrá el tiempo entre  $R_k$  y  $L_k$  para detectar un falso positivo. De la misma manera, si se detecta un falso negativo  $L_k$  tomará el siguiente latido de  $\vec{\lambda}$  detectado, hecho que puede duplicar el tiempo entre  $R_k$  y  $L_k$ , y, por lo tanto, el valor de  $PTT'_k$ .

El procesado de las señales queda retratado en la figura 21. Se muestran todos los pasos ejecutados para llegar a  $P\vec{T}T'$  con los vectores y el número de ecuación correspondientes.

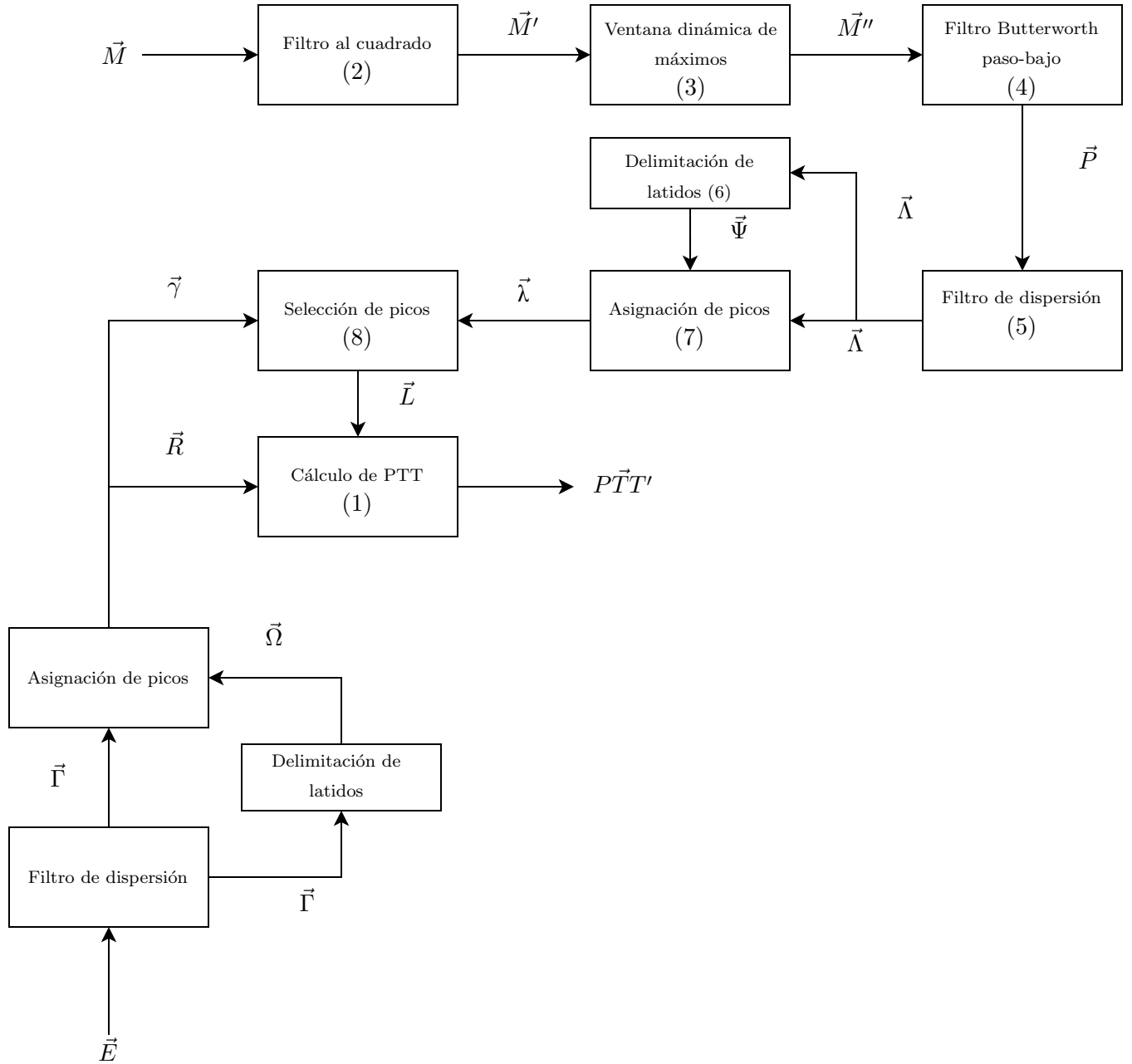


Figura 21: Diagrama DSP<sup>7</sup> del cálculo de  $P\vec{T}T'$

Con  $\vec{L}$  y  $\vec{R}$  calculados ya es posible obtener  $P\vec{T}T'$ . Por lo tanto, es necesario computar  $M\vec{B}P$ , un vector que contiene la presión arterial en el mismo momento que  $R_k$ . También se podría definir a partir de  $L_k$  o la media entre los dos. Asimismo,  $MBP_1$  debe ser la presión del voluntario en el tiempo  $R_1$ ,  $MBP_2$  la presión en el momento  $R_2$ , ... No se debe confundir el

<sup>7</sup> $\vec{\gamma}$  y  $\vec{R}$  salen de la misma rama porque se ha definido que sean el mismo vector.

vector  $\vec{BP}$  con el vector  $M\vec{BP}$ .  $\vec{BP}$  contiene las medidas de presión efectuadas en el registro. Tiene longitud 5 puesto que se mide 5 veces. No obstante, la presión se representa en realidad con dos números. La presión sistólica (SBP), la presión máxima medida y la diastólica (DBP), la mínima. También existe la presión sanguínea media (MBP), que representa los dos conceptos en uno solo. Concretamente su fórmula es

$$MBP(DBP, SBP) = DBP + \frac{1}{3} \cdot SBP \quad (9)$$

y esta será la presión que se querrá correlacionar con PTT'. La longitud de  $M\vec{BP}$  debe ser igual que  $\vec{L}$  y  $\vec{R}$ , y para derivarlo de  $\vec{BP}$  se empleará interpolación lineal. Debido al diseño de la prueba, ya se garantiza que, para un voluntario sano, su MBP no varíe más de  $\pm 1$  mmHg en estado de reposo (P1). En P2 en cambio, con el levantamiento pasivo de piernas los individuos no siguen una tendencia común y por lo tanto la diferencia entre mediciones puede ser más grande, debido a que se tiende a volver rápidamente a la presión inicial. Entonces la interpolación queda como

$$MBP_j = \frac{R_j - t_k}{t_{k+1} - t_k} \cdot MBP'_{k+1} + \left(1 - \frac{R_j - t_k}{t_{k+1} - t_k}\right) \cdot MBP'_k \quad (10)$$

donde  $M\vec{BP}'$  es el vector de 5 elementos resultado de aplicar la ecuación 9 a los dos valores de cada elemento de  $\vec{BP}$ ,<sup>8</sup>  $t_k$  es el tiempo en que se midió  $BP_k$ ,  $R_j$  es el tiempo en que el latido  $j$  ocurrió, y  $MBP_j$  es la presión sanguínea media en el momento  $R_j$ . El índice  $j$  va aumentando en 1 por cada valor nuevo asignado a  $M\vec{BP}$ .  $k = 1$  durante P1,  $k = \{3; 4\}$  durante P2, por lo tanto, se ven representados de  $BP_1$  a  $BP_2$ , de  $BP_3$  a  $BP_4$ , y de  $BP_4$  a  $BP_5$ . No se representa de  $BP_2$  a  $BP_3$  porque es el proceso de levantar las piernas, hecho que genera ruido bajando la calidad de la señal del micrófono causando demasiados artefactos.

---

<sup>8</sup>Lo que en realidad significa que  $\vec{BP}$  es en realidad una matriz de 2 filas y 5 columnas, y no 1 fila y 5 columnas



El voluntario 13 sufrió un gran cambio de presión entre  $BP_2$  y  $BP_3$ , es por esa razón que sus puntos (Fig. 22) están más distanciados que los de los otros voluntarios en el eje de MBP. Si se representasen los puntos entre  $k = 2$  y  $k = 3$  se apreciaría una continuidad.

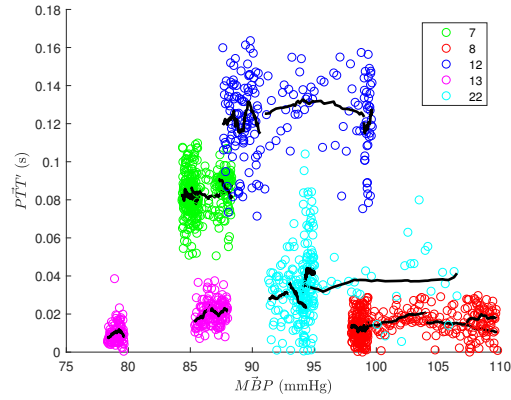


Figura 22: Relación entre  $PTT'$  y  $M\vec{B}P$

La figura 22 está formado por puntos de la siguiente manera  $P_k = (MBP_k, PTT'_k)$ . Las líneas negras son una media móvil de 30 puntos. Cada color representa un voluntario. Según la hipótesis inicial debería observarse una tendencia logarítmica global, pero no es el caso.

## 4. Discusiones y conclusiones

Una razón por la cual la hipótesis no se ha cumplido puede ser simplemente por razones biológicas, que un PTT entre ECG y PCG no se correlacionan o que el sexo o la condición física tengan un papel importante. Parte de esta contra hipótesis queda descartada debido a que a nivel intrapersonal cada individuo sigue su propia tendencia, aun no siendo de la misma manera entre ellos. Otra razón podría ser una mala sincronización del micrófono y el electrocardiógrafo, puesto que la calibración (Fig. 18) no se efectuaba al inicio de cada registro, aunque ha aparentado ser constante en todas las calibraciones.

El principal inconveniente de este algoritmo es la poca cantidad de datos. Es necesario efectuar más pruebas para poder afirmar o negar la hipótesis inicial. Por el momento parece que la relación  $PTT'/BP$  es lineal a nivel intrapersonal, o sea, que cada voluntario sigue su propia tendencia, pero no hay una tendencia conjunta entre todos los registros. Sin embargo, a parte del error de sincronización, la condición física (además del sexo) también puede ser una fuente importante de error, puesto que la cantidad de grasa donde está el micrófono puede modificar la velocidad de transmisión del sonido hacia el micrófono.

Por lo tanto, se puede concluir que, si bien hay una correlación entre BP, y el PTT formado por el pico R de ECG y S1 de PCG, esta no es interpersonal, y por lo tanto, no se puede generalizar para cualquier paciente. Esta correlación a veces aparenta ser lineal, mientras que en otras, constante<sup>9</sup>.

---

<sup>9</sup>No un cociente entre PTT y BT constante sino que forman un polinomio de grado 0,  $PTT(BP) = K$

## Referencias

- Aashu10 (2016). *Phase shift in higher order filters*. URL: <https://dsp.stackexchange.com/questions/35055/phase-shift-in-higher-order-filters>.
- Agrawal, Nikhil et al. (2021). “Design of digital IIR filter: A research survey”. En: *Applied Acoustics* 172, pág. 107669.
- Brakel, J.P.G van (2014). *Robust peak detection algorithm using z-scores*. en. URL: <https://stackoverflow.com/questions/22583391/peak-signal-detection-in-realtime-timeseries-data/22640362#22640362> (visitado 12-04-2022).
- Fariha, MAZ et al. (2020). “Analysis of Pan-Tompkins algorithm performance with noisy ECG signals”. En: *Journal of Physics: Conference Series*. Vol. 1532. 1. IOP Publishing, pág. 012022.
- Fischer, Christoph et al. (mayo de 2017). “Extended algorithm for real-time pulse waveform segmentation and artifact detection in photoplethysmograms”. En: *Somnologie* 21, págs. 1-11. DOI: 10.1007/s11818-017-0115-7.
- Manal, Kurt y William Rose (2007). “A general solution for the time delay introduced by a low-pass Butterworth digital filter: An application to musculoskeletal modeling”. En: *Journal of biomechanics* 40.3, págs. 678-681.
- Meidert, Agnes S y Bernd Saugel (2018). “Techniques for non-invasive monitoring of arterial blood pressure”. En: *Frontiers in medicine* 4, pág. 231.
- P, Pieter (2021). *Butterworth Filters*. URL: <https://tttapa.github.io/Pages/Mathematics/Systems-and-Control-Theory/Analog-Filters/Butterworth-Filters.html>.
- Potdar, Ravindra et al. (ene. de 2016). *IJIREEICE* 8.
- Tanaka, Hirofumi, Kevin D Monahan y Douglas R Seals (2001). “Age-predicted maximal heart rate revisited”. En: *Journal of the american college of cardiology* 37.1, págs. 153-156.
- Umer, Muhammad et al. (ene. de 2014). “Electrocardiogram Feature Extraction and Pattern Recognition Using a Novel Windowing Algorithm”. En: *Advances in Bioscience and Biotechnology* 05, págs. 886-894. DOI: 10.4236/abb.2014.511103.

Wang, Ruiping et al. (2014). “Cuff-free blood pressure estimation using pulse transit time and heart rate”. En: *2014 12th international conference on signal processing (ICSP)*. IEEE, págs. 115-118.

Wannenburg, Johan y Reza Malekian (dic. de 2015). “Body Sensor Network for Mobile Health Monitoring, a Diagnosis and Anticipating System”. En: *Sensors Journal, IEEE* 15, págs. 6839-6852. DOI: 10.1109/JSEN.2015.2464773.