

Captación y registro de señales bioeléctricas

Juan Casado Ballesteros

UAH - 15 February 2020



Universidad
de Alcalá

Captación y registro de señales bioeléctricas

Capturamos señales bioeléctricas utilizando electrodos que adherimos sobre nuestra piel. La función de dichos electrodos es poder fijar sobre ellos un cable por el transmitir las diferencias de voltaje existentes en nuestro cuerpo hasta el aparato de medida. Los electrodos se componen de tres partes que les permiten realizar esta tarea, un gel altamente conductor que permite recoger las diferencias de voltaje de cuerpo, una pegatina que hace que el gel se mantenga en contacto con la piel y un borne metálico que está en contacto con el gel y al que conectaremos los cables que irán al aparato de medida.

El aparato de medida se compone esencialmente de otros tres elementos, un amplificador, un conjunto de filtros de frecuencia e interfaces de entrada y salida.

El amplificador multiplica por un factor de escala las diferencias de voltaje medidas. Esto es necesario pues son muy pequeñas y de no hacerlo no podrían visualizarse de forma adecuada para su posterior interpretación.

Los filtros nos permiten realizar dos acciones distintas, por un lado eliminar las frecuencias medidas que sean superiores a cierto valor que podemos configurar. Estos son filtros pasa bajos cuya finalidad es eliminar el ruido de la señal medida. Por otro lado los filtros también nos permiten estabilizar entorno al cero las medidas obtenidas. Esto puede apreciarse de modo que si tenemos una diferencia de potencial de entrada constante esta se irá aproximando a cero con el tiempo en la salida sin que la entrada cambie.

Las interfaces de entrada será por donde debemos de conectar los cables que van a los electrodos para recibir las diferencias de potencial medidas. Las interfaces de salida van al ordenador y transmiten la entrada filtrada y amplificada según la configuración que hayamos establecido.

Cabe destacar que los filtros analógicos que incorpora el aparato de medida no nos permiten eliminar todo el ruido presente en nuestras medidas. Para eliminar mayor cantidad de ruido y generar una señal más limpia, lo cual no es siempre ideal, deberemos utilizar el software "AcqKnowledge". Dicha aplicación entre otras utilidades que exploraremos más adelante nos permite aplicar filtros digitales sobre las medidas. Uno de los filtros de más utilidad es el bloqueador de bandas. A diferencia de los filtros pasa bajo que bloquean todas las frecuencias por encima de un umbral el bloqueador de bandas elimina todas las frecuencias entre dos umbrales. Esto nos permite de forma cómoda eliminar el ruido de la propia red eléctrica situado entorno a la banda de 50Hz.

Todas las gráficas que se mostrarán representan en el eje horizontal el tiempo y en el eje vertical la diferencia de potencial recibida tras haber sido filtrada y amplificada.

Electrocardiografía ECG

Mediremos la actividad eléctrica cardiaca utilizando el instrumental descrito en la sección anterior. Para hacerlo deberemos de ubicar los dos electrodos que miden las diferencias de potencial.

Debido a que utilizaremos dos electrodos lo que realmente estaremos capturando será una derivación bipolar, es decir, la diferencia de potencial entre dos puntos de nuestro cuerpo. Cada desviación bipolar contiene información propia sobre la actividad eléctrica cardiaca y es la combinación de varias de ellas las que nos aporta una vista completa sobre esta. No obstante primaremos la comodidad y la rapidez capturando solo una de ellas.

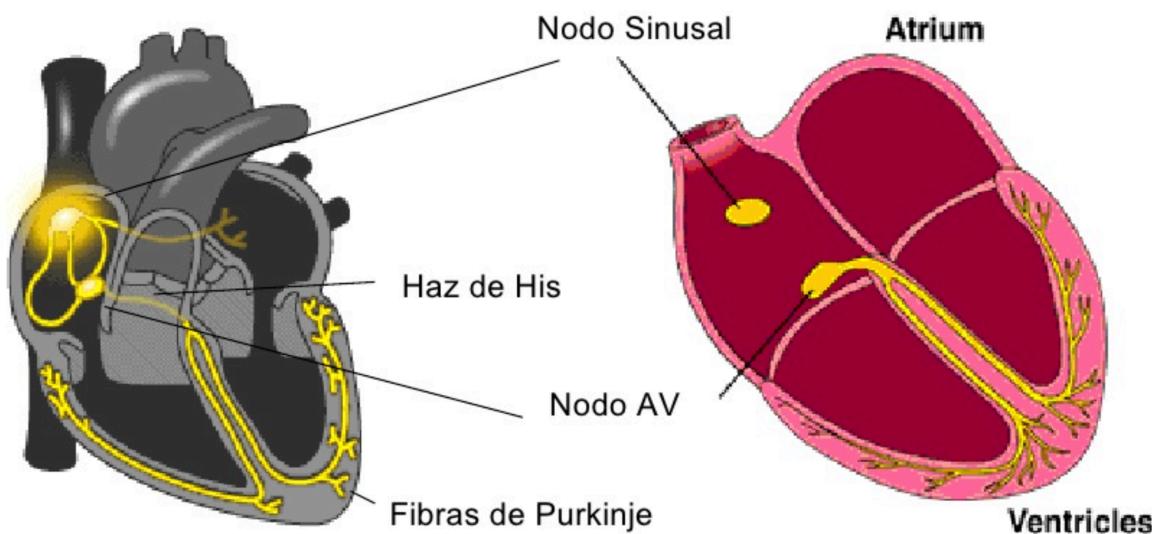
Hay distintas desviaciones bipolares de interés, pero las más relevantes nos las marca el triángulo de Einthoven. Las desviaciones bipolares que dicho triángulo nos recomienda capturar se resumen en:

- **Primera desviación bipolar (I):** del brazo derecho al brazo izquierdo.
- **Segunda desviación bipolar (II):** del brazo derecho a la pierna izquierda.
- **Tercera desviación bipolar (III):** de la pierna izquierda al brazo izquierdo.

Todas ellas relacionadas por: $II = I + III$.

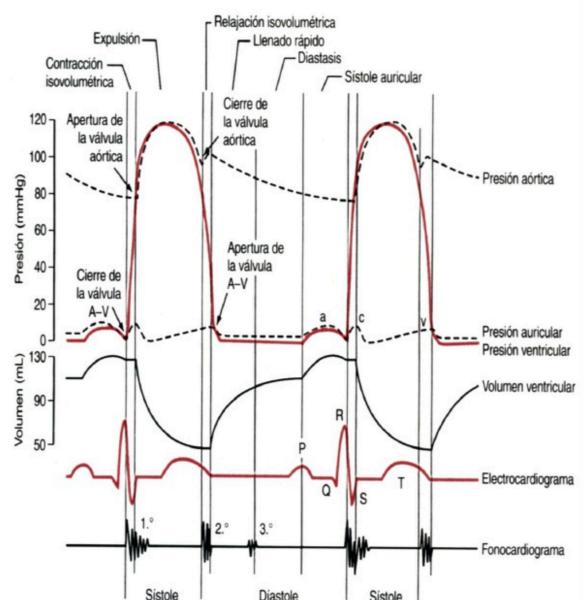
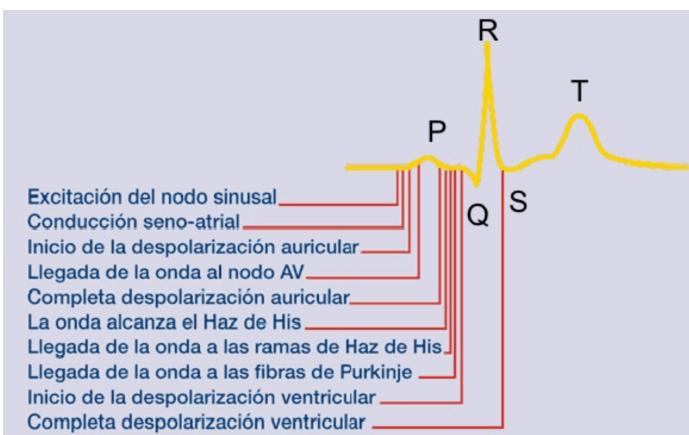
En nuestro caso medimos la primera desviación bipolar ubicando la referencia de tierra en la cintura, otra opción, aunque más incómoda hubiera sido medir la segunda desviación que tiene amplitud mayor que la otras dos colocando la referencia en la pierna derecha. Es recomendable colocar la referencia lo más lejos posible de los electrodos.

La diferencia de potencial medida es resultado de la actividad del sistema nervioso en su proceso de controlar la actividad cardiaca. El sistema nervioso genera impulsos eléctricos con la finalidad de regular el ritmo cardíaco adaptándolo a las necesidades del cuerpo en cada instante de tiempo. Dentro de esta compleja sección del sistema nervioso destaca el nodo sinusal que marca el inicio de un nuevo ciclo cardíaco. La función del resto de elementos es transmitir estos impulsos a lo largo del corazón.



Hondas del ECG

En el electrocardiograma se pueden diferenciar un conjunto de ondas que representan estados concretos de la actividad eléctrica del corazón. Dichos estados desencadenan, por lo que están directamente relacionados, el estado del corazón en el ciclo cardiaco. Podemos verlo en los siguientes diagramas:



Cada instante concreto del electrocardiograma se ve reflejado por un instante concreto del ciclo cardiaco.

Por ejemplo el pico superior de la onda R produce que la válvula auriculoventricular se abra mientras que la parte baja de la onda S produce que se la válvula aórtica la que lo haga.

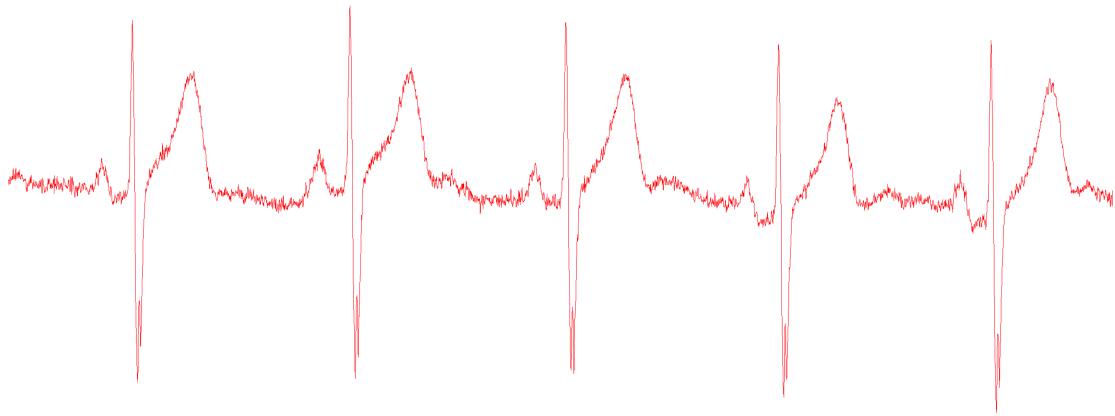
Identificación de las hondas

A continuación identificaremos estas hondas en la herramienta “AcqKnowledge” sobre los electrocardiogramas que nos fueron proporcionados. Exploraremos también algunas de las posibilidades que la herramienta nos ofrece para filtrar digitalmente las medidas realizadas o interpretarlas.

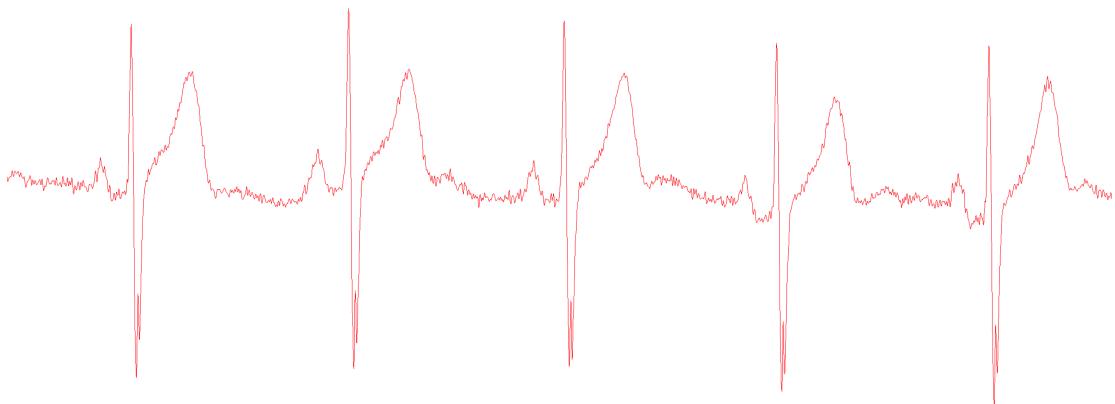
En concreto utilizaremos el archivo ECG_30~1.acq para identificar sobre él las distintas hondas.

Filtrado de las hondas

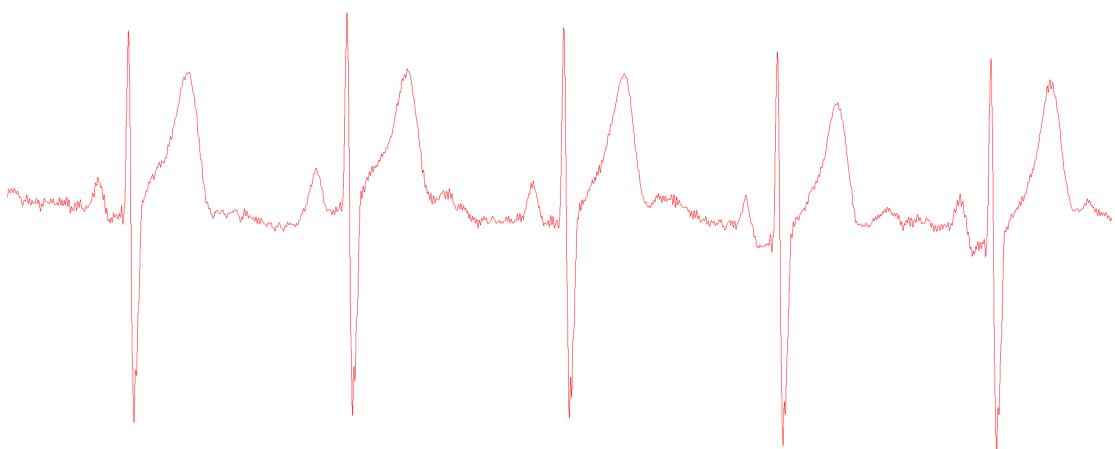
Para identificar qué frecuencias eliminar con cada uno de los filtros se ha utilizado la herramienta de la lupa para ampliar el tramo entre la onda U y la onda P, es decir, la parte plana de ECG. Posteriormente con la herramienta de seleccionar se han medido las frecuencias entre los picos. Se indican las frecuencias medidas entre paréntesis.



Como un paso previo a identificar las hondas aplicaremos un filtro digital pasabajos pues se puede ver que hay ruido de alta frecuencia (200Hz).
Tras lo cual se obtiene un electrocardiograma más claro.



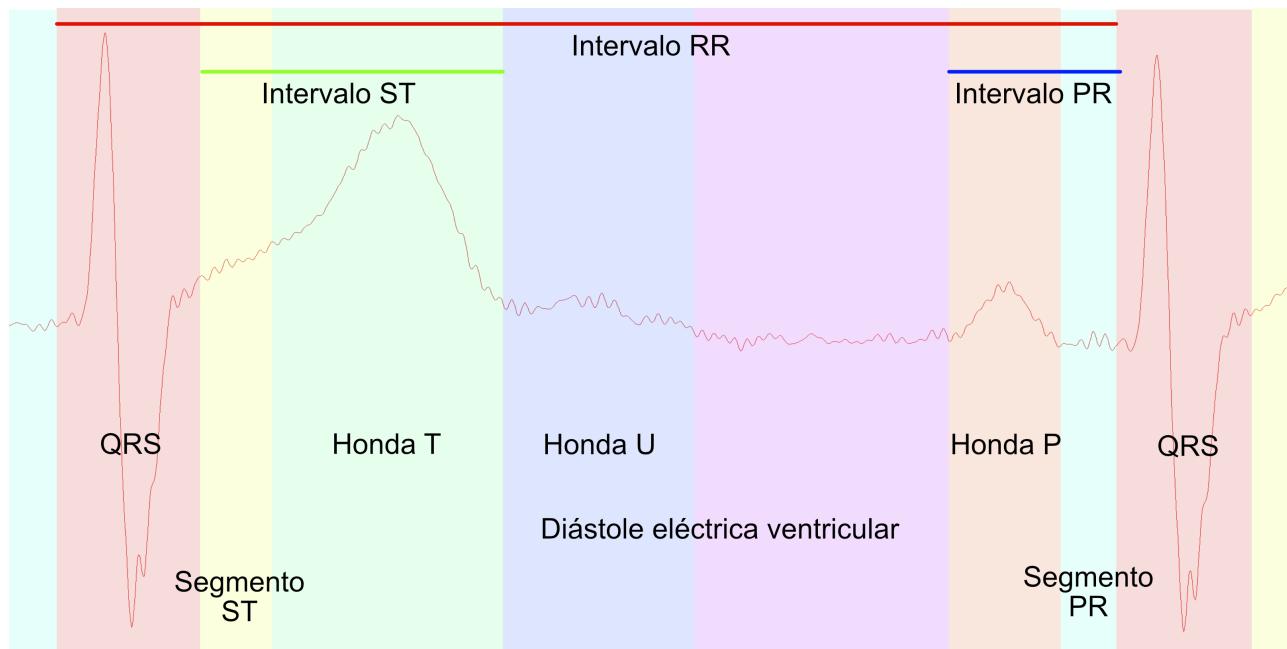
Adicionalmente descubrimos que también hay ruido proveniente de la red eléctrica (entre 50Hz y 55Hz).



Tras lo cual obtenemos un ECG más limpio de lo que estaba originalmente y en el que podremos identificar mejor el inicio y el final de cada onda.

Delimitar cada onda

Hemos tomado una captura de en la que se pudieran ver dos picos de la onda R para indicar sobre ella la región en la que cada onda se encuentra.



Intervalo RR: comienza antes de uno de los complejos de QRS y finaliza antes del siguiente QRS. De su duración se obtiene el ritmo cardiaco y ante un ECG capturado con un ritmo cardiaco constante debería de tener un periodo fijo.

Complejo QRS: está formado por las ondas Q, R y S que aparecen secuencialmente en este orden. La onda R es la principal del complejo, esta es una onda de alta frecuencia caracterizada por una subida de gran amplitud seguida de una bajada de amplitud similar. Las ondas Q y S son igualmente de una frecuencia elevada y de amplitud negativa. En nuestro caso estas dos ondas no son apreciables en nuestro ECG.

Este intervalo determina el período de despolarización ventricular. Su período debe estar entre 0.06s y 0.1s, en nuestro caso podemos medir que está cerca de 0.11s.

Segmento ST: este segmento situado entre la onda S y la onda T marca el período de repolarización ventricular.

Honda T: precede al segmento ST y junto a él forma el intervalo ST. La onda T tiene amplitud positiva y es la segunda aptitud mayor en el ECG después de la onda R.

Honda U: marca el comienzo de la diástole ventricular, tiene una amplitud positiva muy pequeña por lo que es poco diferenciable.

Intervalo PR: comprende la onda P así como el segmento PR que es un período de baja frecuencia antes de complejo QRS. La onda P marca la despolarización de la aurícula. Su período debe estar entre 0.12s y 0.2s, en nuestro caso es de 0.15s.

Intervalo QT: comprende el complejo QRS y el intervalo ST. Representa la sístole auricular ventricular y su período varía con la frecuencia cardíaca. Para medirlo por tanto se utiliza una magnitud corregida calculada como el período de QT dividido entre la raíz cuadrada de RR, cuyo valor debe estar entre 0.34s y 0.46s dependiendo de la edad y género de la persona. En nuestro caso 0.42s cercano al ideal en adultos jóvenes.

Otras medidas sobre el ECG

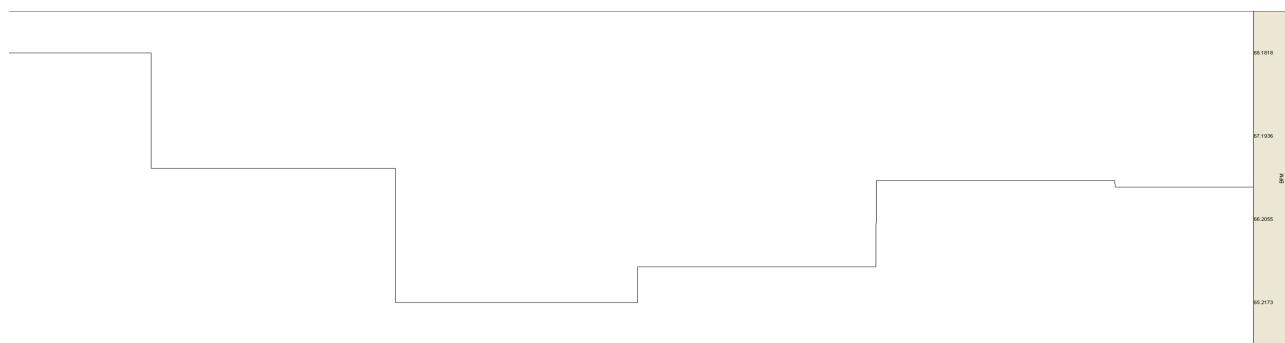
Utilizando “AcqKnowledge” podemos no solo realizar múltiples operaciones sobre las ondas medidas si no también analizarlas mediante las herramientas que pone a nuestra disposición.

Podemos obtener estadísticos al respecto de las medias realizadas, como la amplitud máxima, mínima, media así como la duración de la medida y la cantidad de muestras por segundo que contiene.

Interval	1000.000000 samples/sec
Length	8645 samples, 8.645000 sec
Min	-2.09877 Volts
Max	1.30599 Volts
Mean	-0.0698451 Volts

Utilizando la operación “find all” peaks que debe configurarse adecuadamente con la amplitud de voltaje deseada podemos seleccionar dos picos deonda R contiguos para obtener los bmp a los que corresponden. En nuestro caso en el intervalo se han medido 67bpm.

No obstante también podemos generar una gráfica paralela al ECG que nos muestra los bpm medidos en cada ciclo cardiaco. Podemos en nuestro caso ver que entre 66bpm y 67bpm se encuentran la mayoría de los ciclos cardiacos visualizados (6).



Adicionalmente podemos calcular la integral y la derivada del ECG a lo cual no se le ha encontrado utilidad relevante. No obstante dichas operaciones parecen funcionar extremadamente bien pues si se integra o deriva varias veces y posteriormente se realiza la operación contraria siempre volvemos a obtener el mismo ECG sin pérdida aparente de información.

Cabe destacar que la integral del ECG es aproximadamente constante entre los 0.71v de media.

Electrooculografía EOG

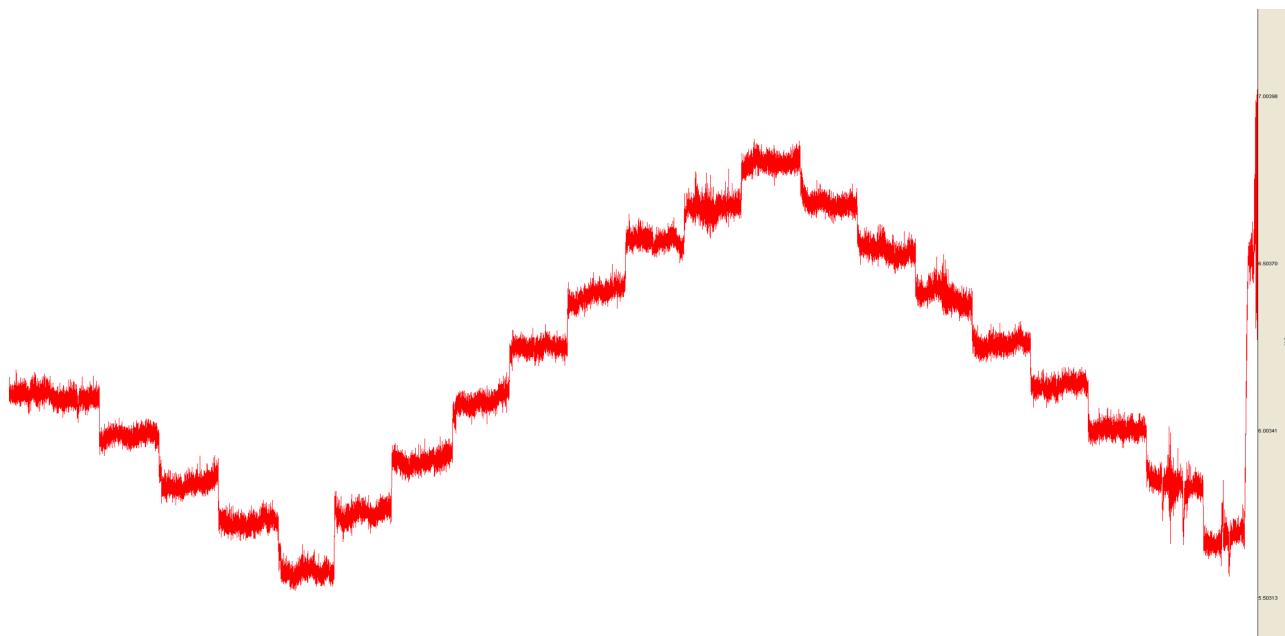
El EOG consiste en una gráfica que representa la diferencia de potencial a lo largo del tiempo. Dicha diferencia de potencial se mide con dos electrodos ubicados uno en cada sien. Las medidas registran la diferencia de potencial entre la córnea y la retina generada a partir de las hiperpolarizaciones y despolarizaciones de las células de la retina que se producen con el moviendo de los ojos.

La amplitud de las ondas de estas medias está linealmente relacionada con el ángulo con el que nuestros ojos están orientados. Mirar hacia un lado supondrá obtener potenciales con un signo proporcionales al ángulo con el que se está mirando, mirar hacia el lado contrario producirá potenciales del signo contrario. Finalmente mirar al frente producirá una diferencia de potencial de 0.

En el laboratorio vimos que esto se cumplía, es decir podíamos apreciar estas reglas generales en las gráficas que obtuvimos, no obstante no pudimos medir ni su grado de linealidad ni el tiempo de respuesta entre el movimiento del ojo y el registro del cambio de potencial en el EOC.

Interpretación del EOC

Utilizaremos el EOC que se nos ha proporcionado en el archivo EOC_30~1.acq.



A pesar de no conocer hacia dónde estaba mirando la persona a la que se le realizó la medición en cada momento sí podemos observar las características expuestas anteriormente.

Se aprecian momentos en los que las mediciones eran 0 (mirar de frente), posteriormente el potencial cae (mirar hacia un lado) alcanza un mínimo y posteriormente comienza a subir hasta llegar a un máximo (se está mirando hacia el otro lado). Luego se vuelve a mirar al lado inicial pasando de nuevo por una mirada al frente.

Cabe destacar que los valores medidos en el EOC son cuantizados y no continuos, es decir, vemos escalones cuando dirigimos la mirada hacia un lado y el otro pero no una línea recta. No dio tiempo en el laboratorio a comprobar si ir desviando la mirada progresivamente produce una recta de pendiente constante o si los escalones son observados resultado de que inconscientemente los cambios de mirada se están realizando de forma escalonada.

En el EOC se pueden diferenciar los siguientes tipos de movimientos oculares.

- **Movimientos sacádicos:** movimientos rápidos que suceden cuando desplazamos la mirada. Estos movimientos son identificables en el EOC como drásticos cambios en el potencial. De estos movimientos nos interesa especialmente su duración y el cambio en el potencial. Obtenemos los siguientes datos estadísticos:
 - La media de la anchura de los flancos de bajada en el EOC es de 74.6ms
 - La media de la anchura de los flancos de subida en el EOC es de 78.3ms
 - La media de las diferencias de voltaje en los flancos de baja es de 0.1612V
 - La media de las diferencias de potencial en los flancos de baja es de 0.1588V
 - La media de las diferencias de potencial en las partes planas del EOC es de 0.0453V
- **Movimientos de persecución:** son movimientos suaves producidos al seguir un objeto que se desplaza. En los EOC disponibles no hemos podido identificar ninguno de estos movimientos. Cuando realizamos el EOC en el laboratorio tampoco los realizamos. No obstante la gráfica esperada es la de una recta cuya pendiente esté relacionada con la velocidad del objeto al que estemos siguiendo con la mirada.
- **Movimientos vestibulares:** estos movimientos son los que nos permiten mantener la mirada fija en un punto mientras movemos la cabeza. La gráfica esperada en estos movimientos de los cuales tampoco tenemos registros es una recta cuya pendiente esté relacionada con la velocidad a la que movemos la cabeza.
- **Movimientos de convergencia:** estos movimientos juntan o separan los ojos en función de la lejanía o cercanía respectivamente a la que esté el objeto que estemos mirando.
- **Movimientos involuntarios:** los ojos nunca están completamente quietos si no que experimentan tres tipos de movimientos involuntarios que aumentan la cantidad de ruido presente en los EOC.

Los movimientos de más interés en los EOC de los que disponemos son los movimientos sacádicos. Podemos ver que la velocidad con la que se mira hacia el lado correspondiente con los flancos de bajada es ligeramente superior a la obtenida con los flancos de subida.

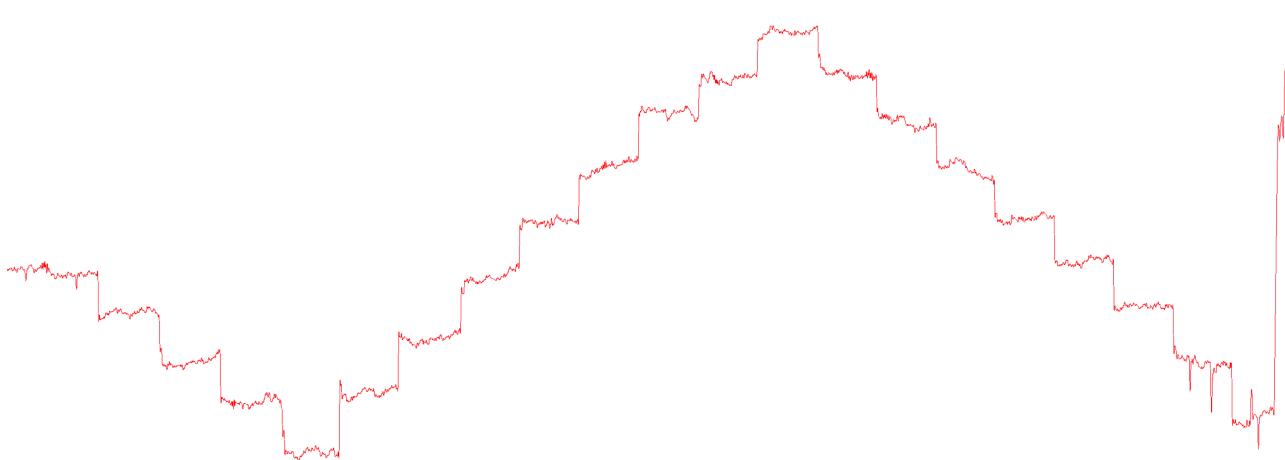
La diferencia entre las medias de los voltajes pico a pico en bajada y subida es despreciable y probablemente se deba por la presencia de ruido.

Las medidas fueron realizadas sobre el EOC filtrado. Explicaremos a continuación como se realizó dicho filtrado.

Filtrar el EOC

Para concluir la memoria aplicaremos los filtros correspondiente al EOC utilizado como referencia para guiar la explicación ya que claramente se puede apreciar la existencia de una gran cantidad de ruido en él.

Tras medir la frecuencia de los escalones, la cual es mínima se decide aplicar un filtro pasabajos de 10Hz tras lo cual la señal obtenida es menos ruidosa que la original permitiendo observar a simple vista el potencial al que cada escalón se sitúa.



Se prueba a aplicar también un filtro pasa bajos de 2Hz el cual en este caso creemos excesivo pues con el filtro anterior el ruido ya había dejado de ser molesto y con este nuevo filtro la señal comienza a verse demasiado distorsionada. Los flancos de subida y bajada de los escalones son demasiado redondeados.

