

Processing of the PQRST complex of an ECG using the *MIT-BIH Arrhythmia* database and its implementation in electronic circuits

Andrea Quintanilla ^a , César Seijas ^{*,a,b} 

^aEscuela de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela.

^bCentro de Procesamiento de Imágenes, Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela.



<https://doi.org/10.54139/revinguc.v30i1.436>

Abstract.- This paper introduces the step-by-step design and implementation of an electrocardiogram electronic bio-amp circuit, hereinafter ECG. Due to being a graphic representation of heart electrical activity, the ECG is interpreted as a sparkled signal with a pointed structure called PQRST complex, corresponding to the depolarization of the heart's ventricles. For the graphic development, a flowchart was used as support where it describes each design step, its differential gain and simulations on frequency response, in an interval of 0,67 Hz to 200 Hz. Altogether, the data collection obtained by the “MIT-BIH: Arrhythmia Database” was used in this study, which consists of 48 data p/30 min each one, according to age and gender in healthy patients. The completed development was executed under several considerations and design criteria, in interpretations and quality of components involved.

Keywords: Bio-amp; cardiac cycle; PQRST complex; ECG; differential gain.

Procesamiento del complejo PQRST de un ECG usando la base de datos *MIT-BIH Arrhythmia* y su implementación en circuitos electrónicos

Resumen.- El presente artículo describe el diseño e implementación por etapa, del circuito electrónico bio-amplificador del electrocardiograma, en adelante ECG. Al ser la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, el ECG se interpreta bajo una señal de estructura picuda llamada complejo PQRST, que corresponde a la despolarización de los ventrículos del corazón. Para su desarrollo gráfico, se usó a modo de apoyo un diagrama de flujo donde describe cada etapa de diseño, su ganancia diferencial y sus simulaciones en respuesta en frecuencia, a un intervalo de 0,67 Hz a 200 Hz. En conjunto, se empleó la herramienta de recopilación de datos del “MIT-BIH: Arrhythmia Database” que consta de 48 valores por 30 minutos cada una, repartidos en una muestra de pacientes sanos según edad y género. El desarrollo computacional está bajo una serie de consideraciones y criterios de diseño, tanto en las lecturas como en la calidad de los componentes involucrados.

Palabras clave: Bio-amp; ciclo cardiaco; complejo PQRST; ECG; ganancia diferencial.

Recibido: 23 de noviembre, 2022.

Aceptado: 17 de marzo, 2023.

1. Introducción

El impulso o latido cardíaco ocurre de manera espontánea en el nódulo sinusal, se ubica en la parte posterosuperior de la aurícula derecha, en la entrada de la vena cava superior. Este nódulo es una fracción de tejido de forma ovalada, es más conocido como el marcapasos cardíaco natural y está irrigado por la arteria del mismo nombre, que

es una rama de la arteria coronaria derecha o de la arteria circunfleja. El nódulo sinusal tiene una gran innervación simpática y parasimpática [1]; y además puede verse influido por consumo de estimulantes (alcohol, nicotina, cafeína, etc.), intoxicación por drogas o por ciertas condiciones tales como la hipoxia.

Para que el funcionamiento del corazón sea posible, cada célula cardíaca debe contraerse coordinadamente respecto del resto. El circuito eléctrico del corazón hace posible esto: lo componen una parte de las células del músculo cardíaco que tienen la particularidad de ser más fácilmente excitables que el resto. Su función es propagar los impulsos eléctricos hacia todos los

* Autor para correspondencia:

Correo-e: cseijasfg@gmail.com (C. Seijas)

sectores del músculo cardiaco de modo que el corazón cumpla su función de bombear sangre.

El corazón está compuesto de dos partes casi simétricas, y están aisladas entre sí. Cada una de estas partes está compuesta por dos cámaras interconectadas, una aurícula y un ventrículo. La parte derecha del corazón bombea la sangre que viene del cuerpo hacia los pulmones; mientras que la izquierda cierra el ciclo de trabajo, bombea la sangre ya oxigenada proveniente de los pulmones y fluye hacia el cuerpo, y así sucesivamente. El ventrículo (de mayor tamaño) es la bomba impulsora de la sangre para cada lado del corazón. Las aurículas poseen un funcionamiento similar a la de una válvula reguladora, y por lo tanto deben llenarse un poco antes que el ventrículo correspondiente. Cuando todas las células cardíacas de una cavidad se contraen al mismo tiempo (sístole), esa cámara bombea la sangre que contiene. En cambio, cuando se relaja (diástole) la sangre ingresa en dicha cámara; de este modo un latido está compuesto por una secuencia sístole auricular-diástole ventricular simultáneas, donde la sangre es expulsada de la aurícula mientras se va llenando el ventrículo, seguido a continuación de un período más largo de sístole ventricular-diástole auricular. Los sonidos escuchados durante un latido se deben a las válvulas de la salida de cada cámara.

2. Revisión preliminar

En el nodo sinusal el conjunto de células se excita automáticamente por cada determinado tiempo, y es entonces en donde se produce la frecuencia cardiaca. Este marcapasos tiene más ramificaciones dentro de la aurícula, y al contraerse empieza una secuencia de contracciones sucesivas que van desplazándose por toda la aurícula produciendo la sístole auricular. Como aún las señales no alcanzaron al ventrículo, éste estará relajándose al mismo tiempo (diástole ventricular) [2]. Después, la contracción se propaga a la parte inferior de la aurícula derecha por los llamados fascículos internodales, alcanzando otro nodo llamado aurícula-ventricular (o atrioventricular). Este nodo cumple casi la función de un segundo

marcapasos o elemento sincronizador: cuando todas las señales concurren a él, empieza la propagación de las señales a través del ventrículo (o sístole ventricular). Al mismo tiempo la aurícula empezará su diástole, para poder llenarse de sangre para el siguiente bombeo.

Las ondas del periodo del ECG, mejor conocidas como complejo PQRST, aparecen durante el ciclo de polarización miocárdica y sus distancias entre los puntos más relevantes se denominan segmentos, porciones o intervalos. El complejo PQRST, visto en la Figura 1, consiste en una onda P, la porción de onda QRS y la onda T.

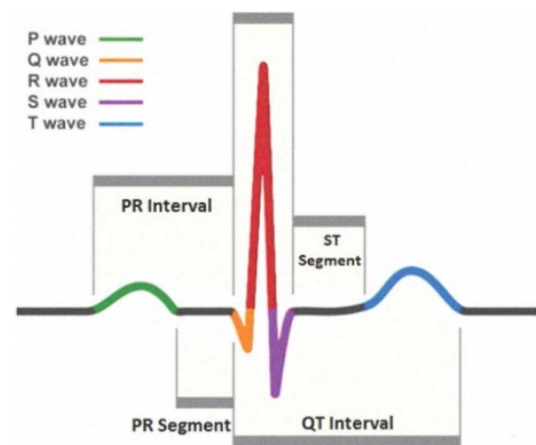


Figura 1: Complejo PQRST

La amplitud, duración y morfología del complejo PQRST, si se les interpreta respectivamente y de manera correcta por un especialista, son útiles para el diagnóstico de arritmias cardíacas, infarto agudo de miocardio, desequilibrio electrolítico, trastornos metabólicos e incluso, mediante el ECG, se podría realizar un seguimiento al comportamiento coronario a los pacientes afectados por el COVID-19 [3].

La señal se divide en tres intervalos importantes, que corresponden con cada evento del latido, posteriormente a describir:

- **Onda P:** Representa la despolarización de las aurículas, primero ocurre en la derecha y luego en la izquierda.
- **Complejo QRS:** Despolarización de los ventrículos. Formada por las ondas Q, R y S, esta porción es la de mayor amplitud y duración del ciclo del espectro ECG en

estado normal. En la señal, la onda Q puede ser normal (fisiológica) o patológica. Para las ondas Q fisiológicas, en caso de que se presenten, representan la despolarización del septo o tabique interventricular.

- **Onda T:** Conocida como “onda lenta T”, representa la repolarización de los ventrículos y tiene el mismo sentido que la porción QRS.

Por último, se tiene la onda U, que representa la deflexión (generalmente positiva) que sucede a la onda T y precede la onda P. Esta señal es de magnitudes muy bajas y su visibilidad depende de la frecuencia cardiaca del paciente, es por ello que para este trabajo no se tomará en cuenta su lectura.

En el ECG estándar se emplean 12 derivaciones con la finalidad de registrar los datos necesarios para su realización. Se apoyan en contacto superficial con el paciente y se distribuyen en dos grupos de la siguiente manera: 6 electrodos periféricos (se incluyen las extremidades), y los restantes 6 en la región precordial. Para obtener una correcta interpretación de la señal directamente desde el equipo de visualización se debe conocer en estricto rigor el punto de ubicación de cada electrodo, de manera de inducir al individuo un diagnóstico médico adecuado ya que, de lo contrario, se pueden producir variaciones que pueden perturbar la onda.

3. Metodología

En esta sección se describen tanto la morfología del complejo PQRST como la implementación de su circuito electrónico, en conjunto con las herramientas computacionales que hacen posible la interpretación de la representación gráfica (respuesta en frecuencia), que se tiene por cada etapa del diseño circuital.

Tanto el diseño como las simulaciones en respuesta en frecuencia, fueron posibles de realizar mediante el software libre LTspice XVII (<https://www.analog.com/en/design-center/design-tools-and-calculators/ltspice-simulator.html>).

3.1. Comportamiento de la señal ECG

Dada su periodicidad con la frecuencia fundamental determinada por el latido del corazón,

la señal del complejo PQRST satisface las condiciones de Dirichlet para que se exprese matemáticamente mediante series de Fourier. Los intervalos y/o puntas de la señal se representan por formas de onda y en versiones desplazadas y escalares:

- Intervalo QRS, peaks Q y S: Representadas por formas de onda triangular, respectivamente.
- Peaks P, T y U: Representadas por formas de onda senoide.

Las señales de muestra a utilizar forman parte de la base de datos “MIT-BIH: Arrhythmia Database” propiedad del MIT, que trabajó en conjunto con la American Heart Association, por sus siglas AHA, y que resultó ser conveniente en términos de efectividad [4]. Consta de 47 registros a una duración de media hora cada uno y realizado a 25 hombres y 22 mujeres. Este compendio se puede obtener en la plataforma PhysioNet. Esta plataforma está a libre disposición web y tiene por objeto realizar levantamiento de datos e investigaciones de diferentes señales fisiológicas, recopilados por la comunidad internacional para así, contrastar los resultados obtenidos de una manera objetiva. Para efectos de este estudio, las simulaciones se realizaron con base a 72 pulsaciones/minuto del corazón humano, y en los ajustes se definieron los valores para cada punta de la onda PQRST, mostradas en las Tablas 1 y 2.

Tabla 1: Amplitudes asignadas por cresta de la señal

Cresta	Amplitudes [mV]
P	0,25
Q	0,025
R	1,6
S	0,25
T	0,35

En el caso de los valores mostrados en la Tabla 2, la porción P se medirá a un valor constante de 0,09 s; en el intervalo P-R se seleccionó un valor de 0,16 s; y al intervalo Q-R-S, un valor de 0,11 s.

3.2. Diseño circuital

En la integración por etapa del circuito electrónico, se usó como orientación el siguiente

Tabla 2: Duración por intervalo de la señal

Porción de señal	Rango por intervalo [s]
P	0,09
P-R	0,12 – 0,20
Q-R-S	0,06 – 0,12
S-T	0,18

diagrama de bloque mostrado en la Figura 2. Describe el orden del montaje circuital a realizar, obteniendo al final de cada una las respuestas en frecuencia según con los parámetros establecidos. Empieza con una entrada diferencial, luego un amplificador de instrumentación seguido por una serie de filtros, cada una con una función específica, que se explicarán más adelante.

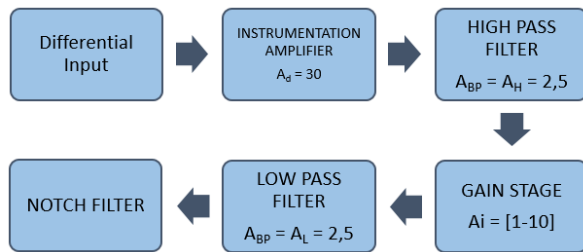


Figura 2: Diagrama de bloques del bio-amplificador del ECG

La primera etapa del bio-amplificador (entrada diferencial) corresponde a las actividades fisiológicas involucradas. La Figura 3 representa el registro del complejo PQRST, contempla una fuente de voltaje de pulso PWL en función de una recolección de valores de tiempo de la señal PQRST a 48 s; la duración de cada ciclo es de 2 s por lo tanto se grafica a 24 ciclos. Dicha fuente se conecta en serie con una fuente de voltaje de corriente alterna, de onda sinusoidal de amplitud $120 \mu\text{V}$ a 60 Hz, donde este último representa el ruido producido por los artefactos eléctricos, dando el acoplamiento capacitivo de las corrientes de desplazamiento.

Es importante incorporar la respiración del individuo ya que interfiere directamente en la lectura final del PQRST, incluso se pueden interpretar las señales de respiración derivada (EDR) a partir de un ECG [5]. La Figura 4 la detalla como una señal de pulso en un circuito RC en serie, sujeto a un tiempo de relajación τ de 0,15 s.

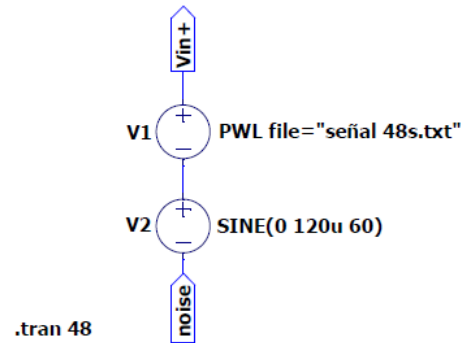


Figura 3: Componentes de tensión en serie

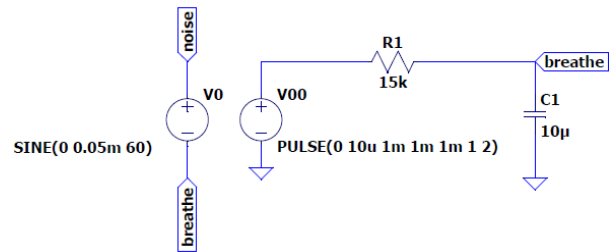


Figura 4: Representación circuital para la respiración

En la segunda fase, se empleó un amplificador de instrumentación modelo LT1167 [6], alimentado por una fuente de entrada de 5 V, y está conformado internamente por tres amplificadores operacionales (op-amp) de la siguiente manera: dos de entrada, que operan como protección para sobrevoltajes, y un tercero para la amplificación total de la señal a la salida. Este modelo empleado es de baja potencia y se emplea una alta ganancia diferencial $A_d = 30$ según la Figura 5, necesario para poder amplificar la frecuencia cardiaca por ser de valores muy bajos. De acuerdo con el modelo seleccionado según la ecuación (1), se obtuvo la resistencia de entrada R_g :

$$A_d = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_g} \quad (1)$$

Siendo $R_g = 1,72 \text{ k}\Omega$

Para la reducción de la tensión del modo común debido a la interferencia y a su vez, proporcionarle resguardo de peligro al individuo en caso de presentarse altos picos de voltaje, se emplea una resistencia de valor considerable, igual o ligeramente menor a $10 \text{ k}\Omega$, como se muestra en

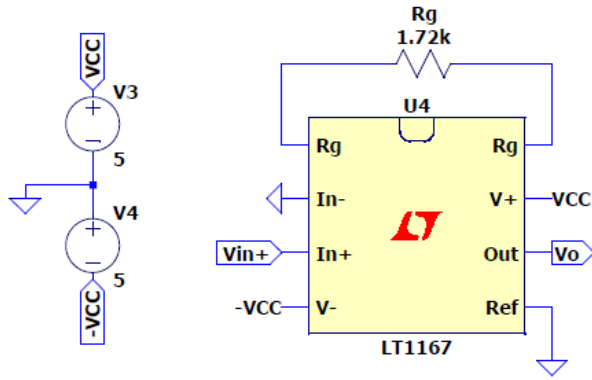


Figura 5: Amplificador diferencial modelo LT1167

la Figura 6. Debe ir conectada en la pierna derecha, evitando cualquier protuberancia ósea.

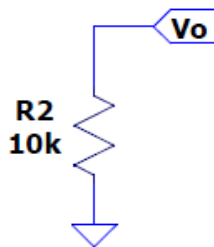


Figura 6: Diseño para la conexión en la pierna derecha

En la tercera fase, el filtro pasa-bandas es el adecuado para la atenuación del ruido que se pueda presentar en la señal a interpretar, tales como el ruido en DC producido por el contacto superficial entre un electrodo y el paciente. Este tipo de filtros permite la mejora en la relación señal/ruido, utilizando bajos umbrales de detección, por lo que se aumenta la sensibilidad. En un ECG convencional, el ancho de banda por lo general tiene un rango de 0,05-150 Hz para pacientes adultos, sin embargo, para este trabajo se diseñó el filtro para un rango de 0,67-200 Hz, donde los valores tanto mínimo como máximo de frecuencia de corte (*cutoff*) son recomendados por la AHA [7]. El paso-bajo de ganancia $A_{BP} = 2,5$ se implementó con el tipo de filtros célula *Sallen-Key* y los polinomios de *Butterworth* [8], ya que, se busca obtener una respuesta en frecuencia lo más plana y estable posible, además de que ofrece una buena respuesta cuando se le introduce

señales pulsantes de entrada. En este caso, serán dos filtros activos que compondrán al filtro pasa-bandas, ambos de segundo orden, proporcionando una tasa de caída de -40 db/década, identificados como amplificadores no inversores y analizados de forma independiente. La ganancia anterior A_{BP} aplica en general para los dos filtros activos a calcular: un filtro paso-alto (ganancia $A_{PH} = A_{BP}$) y un filtro paso-bajo (ganancia $A_{PL} = A_{BP}$), que se conectan en cascada y en ese orden, que los une un amplificador no inversor, cada uno con su frecuencia de corte, correspondientes a los valores mínimo y máximo del rango estimado.

Para el diseño de ambos filtros se estableció que los valores tanto para sus resistencias como para sus capacitancias serán de igual magnitud, respectivamente. Entonces, para el filtro paso-alto se seleccionó un valor capacitivo comercial de $C = 100 \mu\text{F}$ y, para el filtro paso-bajo, un valor capacitivo comercial $C = 0,1 \mu\text{F}$. Posteriormente, se obtuvieron las resistencias de acuerdo con las frecuencias de corte mínima y máxima. Estos valores están resumidos en la Tabla 3.

Con el método de *Butterworth* y aplicado por igual a ambos filtros, se desea mantener la estabilidad a partir del polinomio de segundo orden expresado a partir de las ecuaciones (2) y (3).

$$H(s) = s^2 + 1,4142 \cdot s + 1 \quad (2)$$

$$2\delta = 3 - H_0 \quad (3)$$

Donde:

H_0 : Ganancia máxima

δ : Factor de amortiguación.

A partir de (2) y (3):

$$2\delta = 1,4142 \therefore$$

$$H_0 = 3 - 1,4142 \cong 1,586$$

Con la ganancia máxima H_0 se obtienen las resistencias R_3 y R_4 :

$$H_0 = 1,586 = 1 + \frac{R_3}{R_4} \therefore$$

$$R_3 \cong 6,102 \text{ k}\Omega \wedge R_4 \cong 10,402 \text{ k}\Omega$$

Tabla 3: Valores R y C para el filtro pasa-bandas

Filtro	Frecuencia de corte [Hz]	C [μF]		R [$k\Omega$]	
Paso-bajo	200	Cpl	0,1	Rpl	7,957
Paso-alto	0,67	Cph	100	Rph	31,830

Se emplean estos valores por igual en ambos circuitos, su diseño se muestra en las Figuras 7 y 8 respectivamente.

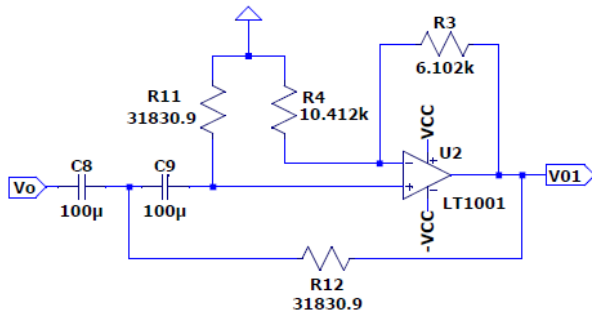


Figura 7: Filtro pasa-alto de segundo orden

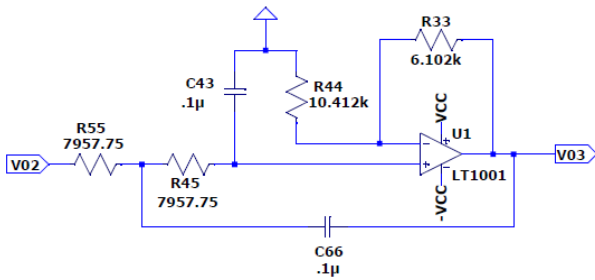


Figura 8: Filtro pasa-bajo de segundo orden

En medio de la cascada de los filtros activos se tiene un amplificador no inversor, posicionado a la salida del filtro pasa-altos y a una ganancia a seleccionar del rango $A_i = [1 - 10]$ (ecuación (4)). Se empleó la ganancia máxima de $A_i = 10$ y su diseño se muestra en la Figura 9:

$$A_i = 10 = 1 + \frac{R_6}{R_5} \quad (4)$$

$$R_6 = 18\text{ k}\Omega \wedge R_5 = 2\text{ k}\Omega$$

En la tercera etapa, se conectó el filtro rechaza-banda NOTCH. El NOTCH, visualizado en la Figura 10, rechaza una frecuencia determinada que esté interfiriendo en un circuito, de manera de entregar a la salida la señal libre de distorsiones.

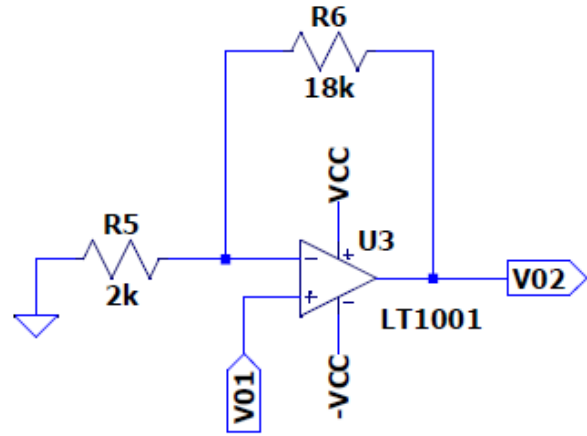


Figura 9: Op-amp

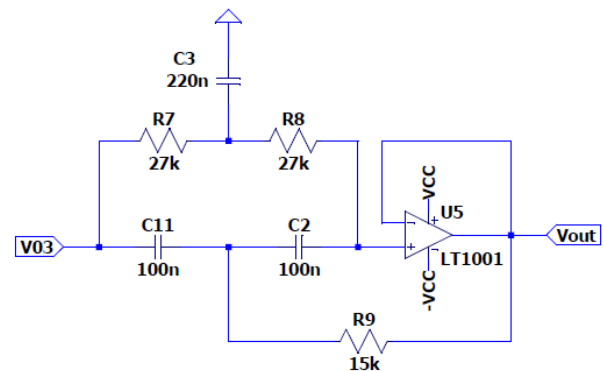


Figura 10: Filtro NOTCH

El ECG está expuesto a diversos ruidos que alteran su lectura: primero, las señales producidas por las funciones biológicas del paciente y que pueden tener amplitudes similares a las producidas por el corazón, y segundo, las señales de origen técnico, tales como las interferencias de acoplamiento capacitivo, proveniente de dispositivos que emiten ruido a través de la línea de alimentación doméstica de 60 Hz. Los componentes R y C se obtuvieron a partir de esta frecuencia no deseada y se consideraron valores superiores a los calculados, entonces $C = 100\text{ nF}$ y luego, $R \approx 27\text{ k}\Omega$, comprobándose que la ganancia es semejante a la unidad. Se calcularon C_f y R_f a partir de los valores

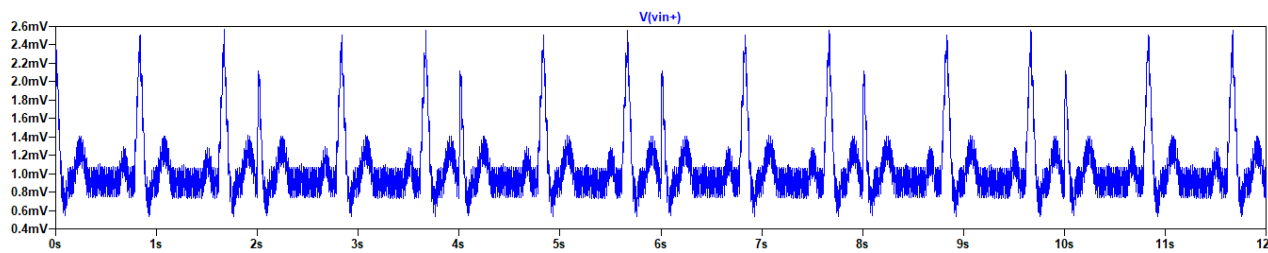


Figura 11: Complejo PQRST en individuo sano

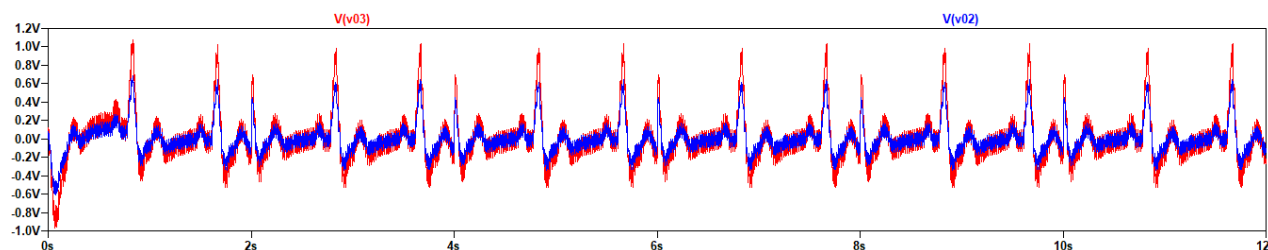


Figura 12: Señales a la salida del filtro paso-alto (azul), y el filtro paso-bajo (rojo)

comerciales escogidos según la ecuación (5).

$$C_f = 2C = 200 \text{ nF} \wedge R_f = \frac{R}{den} \approx 15 \text{ k}\Omega \quad (5)$$

4. Análisis y discusión de resultados

Según los requerimientos de cada etapa, posteriormente se les realizaron las simulaciones en LTspice XVII, tanto las señales del circuito como sus respuestas en frecuencia, todas basadas en un tiempo de 48 s. Para una mejor visualización, en este trabajo las imágenes a continuación mostrarán las señales en un cuarto de ciclo, es decir, con una duración de 12 s.

La Figura 11 representa el complejo PQRST, como señal electrofisiológica que ingresa en la fase 1 del diseño, sus amplitudes están en el orden de los mV.

En la Figura 12, se destacan las señales a la salida de los filtros paso-alto, dibujada en color azul, y paso-bajo, en color rojo. Se simuló la señal del filtro paso-alto a la salida del amplificador no inversor, ya que por sí sola no se podría visualizar en comparación con su contraparte.

Sin embargo, se realizó un diseño alternativo con respecto al amplificador no inversor de acuerdo a las diferentes ganancias A_i de operación, señalada en la Figura 13, donde en la Figura 14 se visualiza

un extracto de las señales en conjunto. La señal muy picuda (dibujada en color azul) es producto de haber seleccionado la ganancia más alta, $A_i = 10$. La Figura 15 muestra las señales, pero a una duración de 12 s.

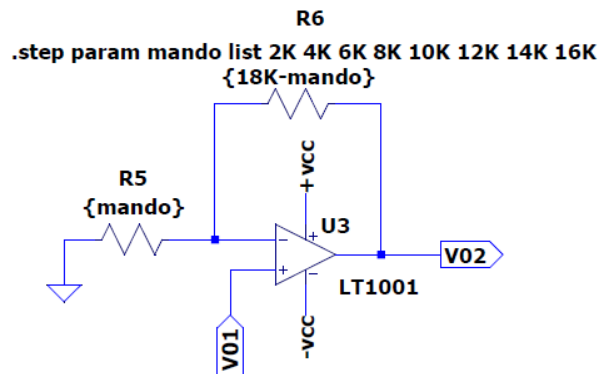


Figura 13: Op-amp de acuerdo a las ganancias A_i

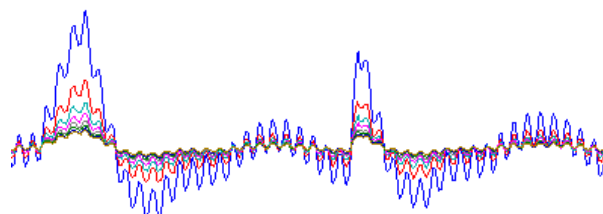


Figura 14: Extracto de señales por cada ganancia A_i

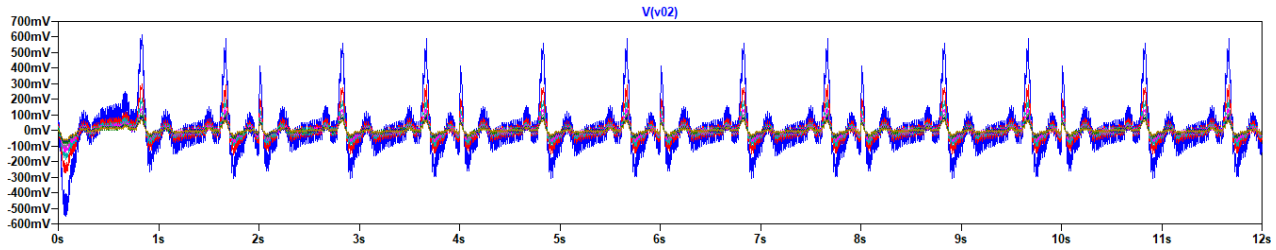


Figura 15: Espectro completo de señales según su ganancia A_i

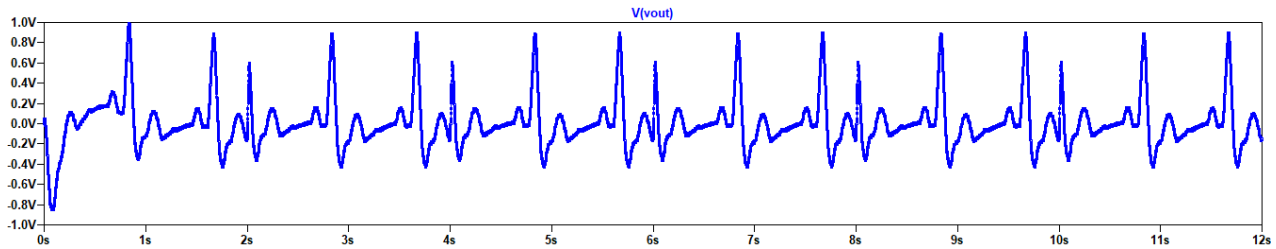


Figura 16: Complejo PQRST a la salida del NOTCH

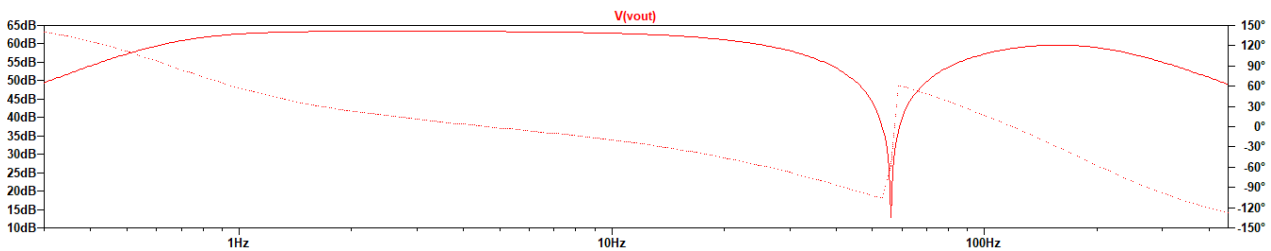


Figura 17: Diagrama de Bode del NOTCH

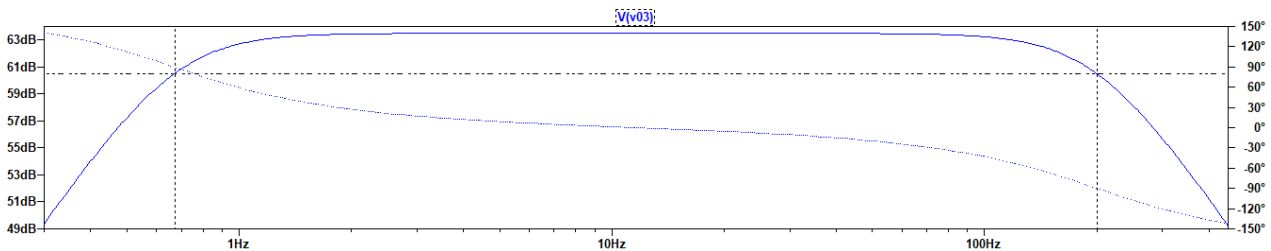


Figura 18: Diagrama de Bode del filtro pasa-bandas

En la última fase, correspondiente al filtro NOTCH, se obtiene nuevamente el complejo PQRST pero menos espigado en comparación con su registro original, en virtud de la ausencia del ruido de las líneas en 60 Hz, lo cual se visualiza en la Figura 16. En conjunto con lo anterior, se obtuvo su diagrama de Bode del filtro según la Figura 17, cumpliéndose así el rechazo buscado. De igual manera ocurre con el diagrama de Bode del filtro pasa-bandas, mostrada en la Figura 18,

donde se visualiza la señal plana y demarcada por las frecuencias de corte acorde al diseño, ambas con una magnitud cercana a los 60,5 dB y una fase de $89,31^\circ$.

La ganancia total A_f del diseño debe estar comprendida en el rango de 200-2000, y se obtiene por el producto de las ganancias de cada etapa a partir de la ecuación (6):

$$A_f = A_d \cdot A_{BP} \cdot A_i = 750 \quad (6)$$

Lo cual cumple con el criterio de la ganancia

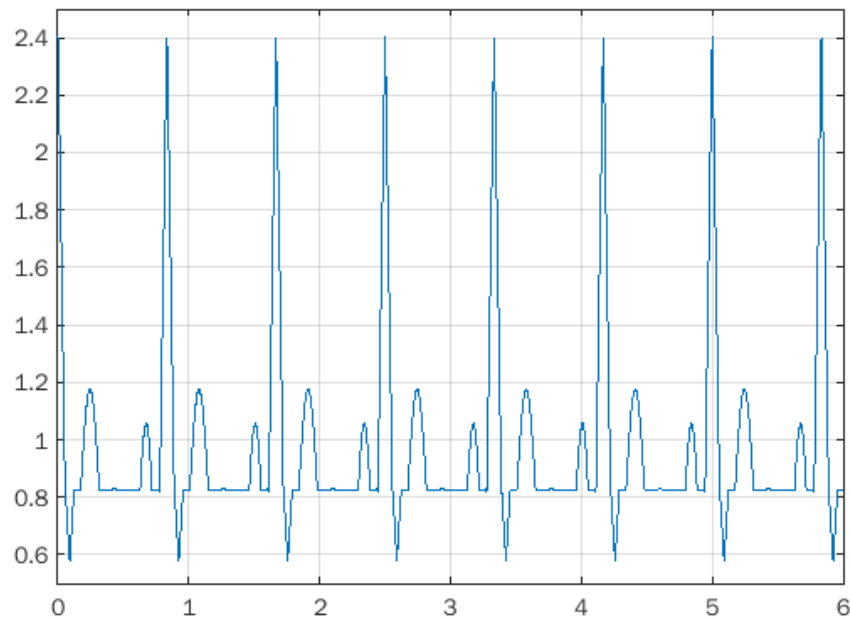


Figura 19: Algoritmo de la señal PQRST acorde a los parámetros por intervalo

ajustable determinada A_f .

La Figura 19 corresponde al algoritmo del complejo PQRST, acorde a los valores asociados a las Tablas 1 y 2. La representación gráfica del algoritmo es similar al de la Figura 12 y se realizó con una duración de 6 s, a modo de poder visualizar fácilmente la señal.

5. Conclusiones

El ECG resulta de gran utilidad en la clínica por su fácil disponibilidad y versatilidad, así como por su naturaleza no invasiva. En este trabajo se desarrolló la electrónica del ECG además del uso de software de simulación para su respuesta en frecuencia, y posteriormente la programación del algoritmo, teniendo finalmente la ganancia total deseada. Para lograr un desempeño efectivo en la interfaz usuario, se sugieren tener en cuenta las siguientes consideraciones tanto en el circuito como en sus simulaciones:

- Se consideró la alta relación de rechazo en modo común.
- Valor mínimo de frecuencia cutoff de 0,67 Hz, para obtener buen comportamiento en el filtrado paso-alto.
- Alta impedancia de entrada.

- Uso del amplificador de instrumentación, por su baja potencia y exactitud en aplicaciones médicas, y exhibir bajos voltaje “offset” y bajas corrientes de polarización de entrada.
- Para los filtros se recomienda usar capacitores, preferiblemente, de tecnología basada en poliéster y nunca emplear capacitores electrolíticos, debido a la excesiva tolerancia (solo sugeridos para regulación en las fuentes de alimentación).
- Igualmente a la anterior, aplica para los resistores, recomendados de película metalizada con una tolerancia al 1 %.
- Utilizar componentes pasivos con un consumo de $\frac{1}{4}$ o $\frac{1}{2}$ W.
- Bajas corrientes de polarización de entrada.
- Imperativo el uso del circuito de protección contra sobrevoltajes.

6. Referencias

- [1] S. Urbano-Cerda, H. Fuentes-Barría, V. Vera-Aguirre, C. González-Wong, y R. Aguilera-Eguía, “Variabilidad del ritmo cardiaco e índices antropométricos en hombres universitarios de Santiago de Chile,” *Universidad y Salud*, vol. 23, no. 3, pp. 284–290, 2021. <https://doi.org/10.22267/rus.212303.242>
- [2] L. G. Cortés, “Estudio de la señal respiratoria derivada del ECG en función de la posición en sujetos sanos,”

Trabajo final de grado en Ingeniería Biomédica, Universitat Politècnica de Catalunya, España, 2019.

- [3] V. Polat, E. Bozcali, K. Yasar, H. Karaosmanoglu, and I. Akturk, “Relationship between right ventricular strain signs in Electrocardiogram and levels of biomarkers associated with COVID-19 pneumonia severity,” *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, vol. 117, no. 4, pp. 728–736, 2021. <https://doi.org/10.36660/abc.20200724>
- [4] A. Khalaf and S. Mohammed, “Verification and comparison of MIT-BIH arrhythmia database based on number of beats,” *International Journal of Electrical and Computer Engineering*, vol. 11, no. 6, pp. 4950–4961, 2021. <http://doi.org/10.11591/ijece.v11i6.pp4950-4961>
- [5] J. Jang, “Caracterización de la señal respiratoria a partir del electrocardiograma en sujetos sanos,” Trabajo final de grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automatización, Universitat Politècnica de Catalunya, España, 2019.
- [6] L. T. Corporation, “LT1167: Single Resistor Gain Programmable, Precision Instrumentation Amplifier Data Sheet,” LT1167 datasheet, 2011.
- [7] F. Perdigón, L. Vázquez, C. C. Filho, M. Guimarães, J. Evangelista, and C. Román, “Baseline wander removal methods for ECG signals: A comparative study,” *Revista Cubana de Ciencias Informáticas*, vol. 14, no. 1, pp. 79–109, 2020.
- [8] A. Hambley, *Electrónica*. Madrid, España: Pearson Educación, 2001.