DISPOSITIVO PARA LA MEDICIÓN DEL ÍNDICE DE COHERENCIA GLOBAL

DAVID SANTIAGO ISAZA ARIAS

Trabajo de grado para optar al título de ingeniero biomédico

DIRECTOR:

RÓBINSON TORRES VILLA

PhD

UNIVERSIDAD EIA
INGENIERÍA BIOMÉDICA
2020

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Tabla de contenido

Introducción 5

1. Preliminares 6

1.1 Planteamiento del problema 6

1.2 Objetivos del proyecto 7

1.2.1 Objetivo General 7

1.2.2 Objetivos Específicos ..... 7•

1.3 Marco de referencia 7

1.3.1 Antecedentes: 7

1.3.2 Marco teórico 8

2. Metodología 17

2.1 diseño del dispositivo 17

2.1.1 DISEÑO DE LAS PCB PARA EL MAX86150 Y LA TEENSY 3.6 24

2.1.2 SISTEMA PARA LA ESTIMACIÓN DEL INDICE DE COHERENCIA GLOBAL 30

2.1.3 VERIFICACIÓN DEL DISPOSITIVO 31

3. PRESENTACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADO 32

3.1.1 DESARROLLO DEL DISPOSITIVO 32

3.1.2 DESARROLLO DEL SISTEMA PARA EL CÁLCULO DEL INDICE DE COHERENCIA GLOBAL 38

3.1.3 VERIFICACIÓN DEL SISTEMA 42

4. CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES 49

referencias ..... **Error! Bookmark not defined.**

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

RESUMEN

Actualmente la sociedad se encuentra bajo estímulos constantes los cuales pueden inducir estrés, y este estrés conlleva a diferentes patologías cardiacas, respiratoria y en algunos casos en problemas psicológicos como depresión y ansiedad. El índice de coherencia global es un numero adimensional que nos permite evaluar el nivel de estrés en el cual se encuentra una persona; para encontrar el índice de coherencia global, se necesita tener 4 señales fisiológica: ECG, PPG, PTT y respiración. Se desarrolla un dispositivo portable, con un AFE de referencia max86150 y con una tarjeta de desarrollo teensy 3.5, obteniendo la señal de ECG en dos puntos junto con la señal de PPG. Se realiza un sistema de estimación para el índice de coherencia global, en donde a partir de la señal de ECG derivamos encontramos la señal de respiración del dispositivo, y junto con la señal de PTT (encontrada a partir de la señal de ECG y PPG) se encuentra el índice de coherencia global. Se obtiene un dispositivo funcional, que permite el cálculo del índice de coherencia global. Se realiza el cálculo del índice de coherencia global verificando el correcto funcionamiento del equipo.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ABSTRACT

Currently, society is under constant stimuli which can induce stress, and this stress leads to different heart and respiratory diseases and in some cases psychological problems such as depression and anxiety. The global coherence index is a dimensionless number that allows us to evaluate the level of stress in which a person is; To find the global coherence index, you need to have 4 physiological signals: ECG, PPG, PTT and respiration. A portable device is developed, with a max86150 reference AFE and a teensy 3.5 development card, obtaining the ECG signal at two points together with the PPG signal. An estimation system is carried out for the global coherence index, where from the ECG signal we derive the respiration signal of the device, and together with the PTT signal (found from the ECG and PPG signal) the global consistency index is found. A functional device is obtained, which allows the calculation of the global coherence index. The calculation of the global coherence index is carried out, verifying the correct operation of the equipment.

Keywords: PPG, ECG, PTT, Global Coherence index

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

INTRODUCCIÓN

En las últimas décadas, el estrés se ha convertido en un tema de importancia para la sociedad y los investigadores debido a que se ha demostrado que el estrés prolongado en las personas genera cardiopatías y problemas psicológicos como ansiedad y depresión. De acuerdo con esto, se han comenzado una serie de investigaciones acerca del estrés, como medirlo de forma directa o indirecta, y sus consecuencias.

El índice de coherencia global es uno de los métodos que nos permite evaluar el nivel de estrés que pueda tener una persona, adquiriendo la señal de respiración, ECG y PPG; por lo cual, se realiza el diseño y desarrollo de un dispositivo portable, que permita la medición de las señales fisiológicas ECG y PPG, y las transmita para posteriormente realizar los cálculos necesarios para encontrar el índice de coherencia global.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

1. PRELIMINARES

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En ciertos estados psicofisiológicos positivos dominados por pensamientos como apreciación, compasión, amor o en estados controlados bajo una respiración pausada o actividades como yoga, se pueden mantener patrones coherentes de ritmo cardíaco durante períodos más largos, lo que también lleva a una mejor sincronización entre múltiples sistemas corporales [1]. La sincronización de estos múltiples estados y procesos fisiológicos, los cuales se caracterizan por correlaciones y patrones oscilatorios, determinan el concepto de coherencia fisiológica o coherencia globa [14].

En 1939, el fisiólogo Walter Cannon define el estrés como una perturbación del equilibrio somático realizada por amenazas externas, posteriormente se comprueban diferentes enfermedades como consecuencia del estrés [3][4]. La presencia de estrés de forma prolongada (en ocasiones es difícil de identificar), puede tener consecuencias graves en la salud de una persona, porque puede manifestarse en una gama de enfermedades somáticas y mentales como: cefaleas tensionales, alergias, problemas de espalda, resfriados y gripe, depresión, ansiedad, irritación, tensión, insomnio y puede conducir a una salud comprometida [6].

La coherencia global puede evaluarse con diversos métodos analíticos, aunque los más utilizados son los siguientes: análisis del dominio de frecuencia (densidad espectral de potencia) y análisis de dominio del tiempo [1], observación y análisis entre actividad neural autónoma, presión arterial, respiración y electromiografía [2], sin embargo, para realizar este análisis se cuentan con dispositivos poco portables e incómodos para el usuario, que toman las señales por separado.

La determinación del índice de coherencia global, acompañado con procesos psicosociales, dan como resultado una mejora en procesos psicofisiológicos (manejo de bipolaridad y depresión) y fisiológicos (procesos de rehabilitación) [3],[4],[5]. Para todo este proceso y análisis se hace necesario el desarrollo de un dispositivo vestible cómodo para el usuario, que permita tomar en el paciente señales como la fotoplestimografia, respiración, variabilidad cardiaca y presión arterial (tiempo de tránsito de pulso) para determinar el índice de coherencia global.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO

1.2.1 Objetivo General

Desarrollar un sistema vestible para la medición del índice de coherencia global, tomando señales de electrocardiografía, fotoplestimografia y respiración como potencial herramienta complementaria al diagnóstico de enfermedades psicosociales y evaluación del estrés.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Implementar un sistema vestible para la adquisición de señales de electrocardiografía, fotoplestimografia y respiración, con transmisión a una estación de procesamiento.
- Desarrollar un sistema para la estimación del índice de coherencia global a partir del procesamiento de las señales recibidas desde el sistema vestible
- Evaluar el desempeño del dispositivo en la etapa de adquisición, transmisión, procesamiento y visualización de las señales fisiológicas y del índice de coherencia global mediante una comparación con sistemas convencionales para la captura de cada una de las señales.

1.3 MARCO DE REFERENCIA

1.3.1 Antecedentes:

El instituto HeartMarth en cabeza con el investigador Rollin McCarty han sido pioneros en el desarrollo de investigaciones relacionadas con la coherencia fisiológica, incluso proponiendo diferentes conceptos e iniciativas. Este centro de investigación ha realizado diferentes pruebas y desarrollos en pro del desarrollo del concepto de la coherencia fisiológica, siendo los primeros en introducir de forma concreta el término [13].

Cabe destacar algunas patentes de dispositivos realizados como lo es la patente “Sistemas y métodos para facilitar la coherencia fisiológica mediante el entrenamiento respiratorio”, el cual es un sistema y método para facilitar la

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

coherencia fisiológica mediante el entrenamiento respiratorio; el dispositivo realiza una retroalimentación al analizar la señales de frecuencia cardiaca y respiración, para indicar a partir de este análisis un forma correcta de respiración al paciente de acuerdo al estado en el que se encuentra, y mediante este manejo de respiración estabilizar la frecuencia cardiaca para llegar al estado de coherencia fisiológica [15].

En la patente “Método y sistema para utilizar la coherencia de las respuestas biológicas como medida del rendimiento de un medio de comunicación” se ofrece una herramienta objetiva para determinar las fortalezas de los eventos de los medios de comunicación, ya que existe una fuerte correlación entre una alta coherencia de las respuestas fisiológicas (todos los espectadores sienten lo mismo al mismo tiempo) y una fuerte calificación de la emotividad, el compromiso, la simpatía y el éxito en el mercado o en la pantalla[16].

Una de las investigaciones mas significativas y recientes en la literatura acerca del cálculo del índice de coherencia fisiológica fue realizado en el departamento de ingeniería biomédica de la universidad EIA, el cuál evalúa el índice de coherencia fisiológica en diferentes estados de estrés, induciendo a los pacientes a un estrés controlado y a su vez a sesiones de relajación, con un dispositivo desarrollado para medir y almacenar las señales de fotoplestimografia, electrocardiografía y respiración para su posterior procesamiento y análisis[12].

1.3.2 Marco teórico

1.3.2.1 Estrés

I. Concepto:

El concepto del estrés data desde el nacimiento de la palabra en el siglo 14 en el idioma inglés y francés, proviniendo del latín *“strictus”* (comprimido) siendo empleada para referirse de cierto modo a la fatiga en objetos hasta el siglo 19, que se empleaba como término físico para referirse a la fuerza aplicada a un objeto el cual podía ser deformado[6]. En 1939, el fisiólogo Walter Cannon define el estrés como una perturbación de la homeostasis somática por una perturbación o amenaza externa, localizando el origen de la respuesta al estrés en el sistema límbico[6].

En 1956 Hans Selye expande el trabajo realizado por el fisiólogo Walter Cannon, introduciendo el estrés aún más en un análisis médico y biológico definiendo que la respuesta del cuerpo al estrés se divide en tres estados: la etapa de alarma, la etapa de resistencia adaptativa y la etapa de agotamiento. La etapa de alarma es la respuesta adrenomedular que prepara al individuo para responder a una emergencia o amenaza, la etapa

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

de resistencia adaptativa es donde se activan los procesos homeostáticos que hacen que el cuerpo vuelva a su estado previo a la excitación, cuando el factor estresante ya no está presente, y la etapa de agotamiento a veces es el resultado de las demandas metabólicas excesivas y prolongadas de una etapa de alarma prolongada, resultando en una sensación de cansancio ,sueño y en ocasiones dolor para la persona que sufrió el episodio de estrés[6].

Se ha sugerido que el estrés puede activar mecanismos corporales cuya función es mantener la estabilidad frente a un entorno interno o externo cambiante[6]. El término alostásis, que literalmente significa el mantenimiento de la estabilidad a través del cambio, fue concebido al caracterizar la función del sistema cardiovascular en su ajuste a varios niveles de actividad corporal, activando una compleja y multifuncional ruta entre glucocorticoides y catecolaminas[7]

La carga alostática, se refiere directamente a múltiples ciclos alostáticos los cuales genera un desgaste en el cuerpo. Las exposición constante o aguda a estrés, genera que el cuerpo se encuentre en ciclos constantes de carga alostática, generando consecuencias como la ateroesclerosis, y una variabilidad cardiaca alta, resultando en problemas delicados de presión arterial[6], [7]. Se concuerda entonces, que el estrés es la respuesta fisiológica a todos los cambios o estímulos externos para mantener la estabilidad natural en la que se encuentra el cuerpo (homeostasis somática o equilibrio fisiológico)[6], [7]

II. **Aspectos socioculturales del estrés:**

Los factores estresantes, las dietas, las toxinas y los patrones de actividad de la vida urbana industrializada afectan nuestras mentes y nuestros cuerpos. Enfermedades como las enfermedades coronarias, la hipertensión y el cáncer, que son raras entre los pueblos primitivos, son nuestras principales causas de muerte y discapacidad. La razón principal del aumento de las enfermedades físicas degenerativas, así como los altos niveles de angustia psicológica en las sociedades occidentales contemporáneas, puede ser el estrés de la vida moderna. Este estrés parece ineludible; no importa lo que hagamos, no podemos evitarlo por completo[2], [6].

Existen diferencias clave en el entorno sociocultural del mundo moderno que pueden fomentar una especie de tensión incesante en los individuos modernos, a niveles crónicos y de múltiples niveles, a diferencia de los factores estresantes menos complejos que eran (y son) más característicos

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

de las sociedades menos complicadas. El mundo moderno es fundamental y cualitativamente diferente al del pasado[6].

Estas diferencias en el entorno sociocultural se caracterizan por la construcción de una vida plástica, en donde tu imagen, tus apariencias determinan un juicio y construcción social a tu alrededor, entrando en un estado de estrés constante para entrar en estas reglas y características bajo la necesidad de aceptación social[6].

III. Mecanismos psicofisiológicos del estrés:

En general, los mecanismos del estrés están controlados por el sistema nervioso simpático casi en su totalidad, teniendo poca influencia en su regulación por el sistema nervioso parasimpático. Los individuos con diferente composición genética presentan diferentes mecanismos de respuesta con respecto a la exposición de estrés[6].

Uno de los hallazgos más significativos (no siendo el único a nivel molecular, y no es el objetivo de profundización de este trabajo) con respecto a la composición genética y sus diferentes mecanismos de respuesta al estrés, es en el gen de la serotonina, donde se tiene mayor o menor riesgo de padecer trastornos depresivos; específicamente, con un alelo corto en la región promotora del gen transportador de la serotonina, las personas tienden a estar deprimidas y a tener pensamientos suicidas después del estrés en comparación con aquellos que son homocigotos para el alelo largo [6], [8].

Los mecanismos de respuesta al estrés están directamente relacionados con el entorno social y cultural en el cual la persona paso su infancia y adolescencia (centrando en las diferentes experiencias significativas que tuvo la persona). Se tiene por ejemplo, que las acciones calmantes de la madre hacia el niño disminuyen la respuesta al estrés y la activación asociada del cerebro y del sistema endocrino; los llantos del niño son contestados, y las experiencias incómodas de hambre, sed, sobreestimulación o soledad son disminuidas por la atención y el tacto de la madre[9]. Estas experiencias pueden causar un desarrollo en su plasticidad neural y resiliencia a eventos críticos en el caso de ser positivas; de lo contrario, se pueden generar traumas que desencadenan en depresión, soledad, bipolaridad, entre otras[6], [9].

Además, una vez que la plasticidad neuronal fue demostrada, la modulación de la transmisión neuronal y los eventos sinápticos por factores ambientales fue conceptualmente posible. Investigaciones posteriores demostraron que a lo largo de la vida, los cambios en el pensamiento, la emoción y las respuestas psicofisiológicas al estrés están ocurriendo constantemente y tienen la capacidad de modificar el cerebro[6], [8], [9].

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Los sistemas de control de reflejos, como el sistema de control de la presión arterial basado en baroreceptores, también pueden sufrir modificaciones en la fuerza y el tiempo de respuesta. Las modificaciones positivas y saludables promueven una regulación más eficiente a través de la expansión de las redes neuronales[2], [6].

1.3.2.2 Coherencia Global

I. Concepto:

El cuerpo humano es un sistema, compuesto a su vez de diferentes subsistemas que trabajan en conjunto. Se creía que el cerebro era el único controlador de esta regulación; sin embargo, con los avances de la neurociencia en el último siglo, se hizo evidente que la comunicación entre cerebro y corazón es de dos vías, y que el corazón cumple un papel esencial en esta comunicación, pues la cantidad de vías aferentes hacia el cerebro es incluso superior a las eferentes[2].

El término coherencia fisiológica se introduce por McCarty y su grupo de investigación en el instituto HearthMath para explicar la sincronización entre cerebro y corazón, determinando esta sincronización bajo la medición de la HRV (Heart Rate Variability) o Variación de la frecuencia cardiaca ya que esta señal fisiológica nos representa directamente la comunicación aferente y eferente entre cerebro y corazón[2].

Cuando el cuerpo se encuentra en un estado de coherencia fisiológica, se caracteriza por un aumento en la actividad parasimpática del cuerpo, y el funcionamiento eficiente y armonioso de los sistemas cardiovascular, nervioso, hormonal e inmune[2]. Los estados de coherencia promueven un estado de calma y balance emocional, permitiendo un alto rendimiento en todo tipo de actividades (tanto académicas o laborales, actividades que requieren un alto nivel de atención).

Se han encontrado efectos de la coherencia a corto y largo plazo en tareas que involucren coordinación ojo-mano, velocidad y precisión; en la coordinación en varios deportes; y en tareas que requieran funciones asociadas a la corteza frontal, como mantener la concentración, resolver problemas, autorregularse, y pensar de manera abstracta[1], [11].

En un contexto más local, la investigadora Elisa Mejía Mejía de la línea de investigación KIRON del grupo GIBEC en la universidad EIA introduce el térrmino de Coherencia Global el cual se introduce para explicar la interconexión energética y comunicación biológica que existe entre los

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

diferentes subsistemas del cuerpo, proponiendo que este se determina mediante el análisis de la HRV, fotoplestimografia y respiración.

II. HRV:

Una de las señales más importantes para el análisis y la determinación del índice de coherencia global es la HRV (Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca o Heart Rate Variability por sus siglas en inglés), la cual nos muestra la interacción directa cerebro-corazón. Esta interacción está dominada casi en su totalidad por el sistema nervioso parasimpático, con líneas aferentes y eferentes de comunicación entre estos [2].

La HRV puede ser analizada tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia. En el dominio de la frecuencia, las oscilaciones de la variabilidad cardiaca se encuentran en 4 principales bandas de frecuencia: alta frecuencia, baja frecuencia, muy baja frecuencia, y ultra baja frecuencia que reflejan el comportamiento de diferentes sistemas corporales y, por lo tanto, dan un amplio espectro de evaluación del funcionamiento de éstos [2].

La banda de alta frecuencia se encuentra en el rango de 0.15Hz a 0.4Hz; esta banda refleja la actividad parasimpática, y es llamada la banda respiratoria porque esta corresponde con la variación en la frecuencia cardiaca relacionada con un ciclo conocido como arritmia sinusal respiratoria. Durante la inhalación el centro cardiorrespiratorio inhibe el flujo parasimpático, resultando en una aceleración en la frecuencia cardiaca, siendo al contrario en la exhalación que se reestablece dicho flujo resultando en una desaceleración en la frecuencia cardiaca [2].

La banda de baja frecuencia se encuentra en el rango de 0.04Hz a 0.15Hz, esta región es llamada como “rango de los baroreceptores” o “banda de frecuencia media”. Aquí se refleja la actividad de los baroreceptores, los cuales directamente relacionados con los propioceptores, y estos se encuentran en la vena cava, la arteria aorta entre otros [2].

La banda de muy baja frecuencia se encuentra en el rango de 0.0033Hz a 0.04Hz, y esta banda se encuentra relacionada con la respuesta al estrés y otros factores que incrementan la activación eferente parasimpática. También está asociada con muertes, con arritmia y con el estrés postraumático [2].

La banda de ultra baja frecuencia se encuentra por debajo de 0.0033Hz, y las alteraciones en esta banda se encuentra que reflejan procesos regulatorios como la temperatura[2].

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

III. Respiración:

El análisis de esta señal fisiológica se realiza en el espectro de la frecuencia y también en el dominio del tiempo (en la literatura se encuentra diferentes métodos, algunos tomando la señal de respiración como discreta), con un filtro de 0.01Hz a 0.4Hz esto porque la señal de respiración se contiene entre frecuencias bajas. La señal de respiración tradicionalmente se analiza asumiendo esta como una señal estacionaria, y se usa la transformada de Stockwell (transformada S) la cual nos permite realizar unos cálculos más aproximados para este tipo de señal el cual requiere también un tratamiento estadístico para una realizar un buen análisis [12].

Transformada S

$$S[f,n] = A[f,n]\, e^{j\phi[f,n]} = \sum_{m=-\infty}^{\infty} x[m]\, \frac{|f|}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(n-m)^2 f^2}{2}} e^{-i2\pi fm} \quad (1)$$

En donde S(f,n) es la transformada S de A(f,n), que es la función de respiración obtenida; siendo f la frecuencia, n cada una de las muestras para la señal de respiración y m el índice de la sumatoria (al estar en el dominio del tiempo discreto). La transformada S nos permite ver la amplitud y fase para cada frecuencia en específico de la señal objetivo[13], en este caso la respiración.

IV. Fotoplestimografia:

La fotoplestimografia nos permite el análisis de la saturación de oxígeno, y nos entrega también una señal donde podemos sacar el ritmo cardiaco. Para el análisis del ritmo cardiaco procedemos a pasar la señal al espectro de la frecuencia y realizar un filtro pasa bandas de 0.01Hz a 20Hz, ya que es donde se encuentra esta señal, al igual que la señal que nos da la información de la saturación de oxígeno. Estas señales se pueden ver modificadas por un incremento de estrés, o por afecciones cardiacas [14], [15].

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

V. Tiempo de tránsito de pulso (PTT):

El tiempo de tránsito de pulo (o PTT por sus siglas en inglés) es una señal fisiológica que se encuentra al calcula el tiempo que hay entre el pico del complejo QRS en la señal de ECG y el piso del pulso de la señal de PPG o también conocido como el pico diastólico de la señal de PPG. Esta señal fisiológica tiene diferentes aplicaciones, pero una de las más utilizadas es para la medición de la presión sanguínea de forma no invasiva [16],[17].

El tiempo de tránsito de pulso nos muestra el comportamiento del sistema cardiovascular, junto con la señal de ECG. Además, se encuentra una gran relación entre los sonidos cardiacos utilizados para medir la presión sanguínea de forma tradicional y las 3 señales ya mencionadas (ECG, PPG y PTT). De acuerdo a la figura 1, tenemos que la señal del tiempo de tránsito de pulso se define con la siguiente expresión: PTT = PEP+VTT[17].

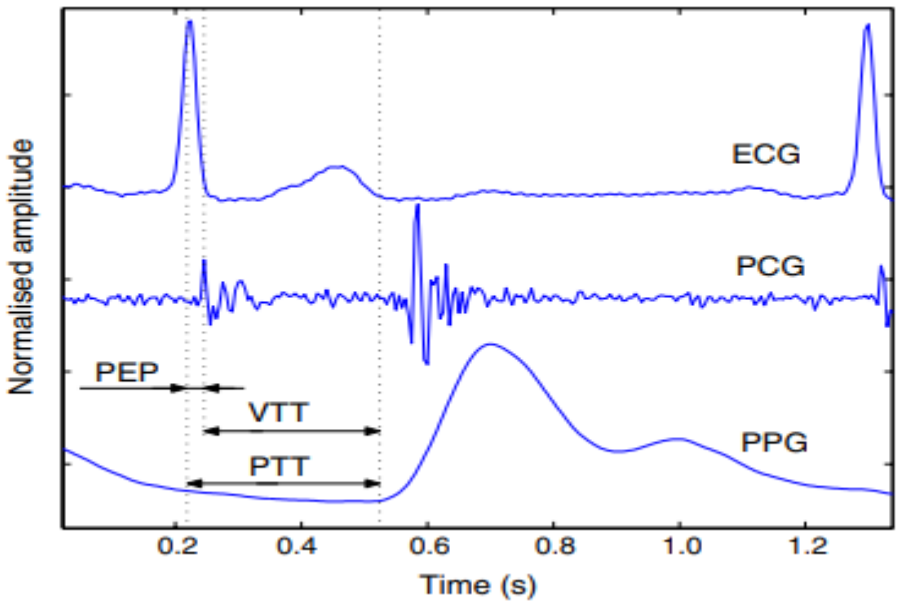


Figura 1: Señal de ECG, PPG y PTT , relacionadas en además con la señal de fonocardiografía (PCG); en donde PEP es la señal de pre-ejección y VTT es el tiempo de tránsito del buque o el tiempo en el piso del pulso de la señal de PPG [17].

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

1.3.2.3 Modelo para la estimación del índice de coherencia global

Para la estimación del índice de coherencia global es necesario realizar el cálculo de la coherencia fisiológica para cada señal fisiológica obtenida, la correlación cruzada de las señales y el índice de sincronización de fases entre las señales [18]. La coherencia fisiológica se obtiene como la razón del pico más alto en el espectro de potencia en el rango entre 0.0033Hz-0.4Hz como se muestra en (1)[18].

$$PhyCoh = \frac{P_{Peak}}{P_{Total}} \quad (1)$$

Se hace necesario también para determinar el índice de coherencia global el cálculo de la correlación (Rxy) cruzada entre las señales, expresada en (2); Si la correlación cruzada entre HRV y PTT es cercano a 1 por ejemplo, quiere decir que hay gran similitud entre las señales [16], teniendo la misma interpretación para correlación cruzada entre la señal de respiración y HRV [18].

$$r_{xy}(k) = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} y(n)x(n+k) \quad (2)$$

Por último, para el cálculo del índice de coherencia global se analiza la diferencia entre las fases entre cada par de señales, obteniendo así el índice de sincronización de fase (PSI por sus siglas en inglés) que puede ser interpretado como el nivel de sincronización en el sistema cardio pulmonar durante un estado basal [16]. La diferencia entre las fases de las señales se puede encontrar mediante la transformada de Hilbert en el tiempo, para encontrar luego el índice de sincronización de fase entre el par de señales analizados por la ecuación (3), en donde la barra superior en las funciones seno y coseno representa el valor promedio en el tiempo [18].

$$PSI_k = (\overline{\cos(\varphi_k)})^2 + (\overline{\sin(\varphi_k)})^2 \quad (3)$$

La expresión final para el indice de coherencia global está expresado en (4), en donde se toman las tres estimaciones mencionadas anteriormente para realizar una sumatoria con unos pesos especificos que se determinan en base a la importancia e interaccion entre estos. Teniendo en cuenta que las estimaciones anteriores se realizan entre la señal de respiración, HRV y PTT se tiene que el indice de coherencia global se calcula con la expresión (4)[18].

$$GCI = \frac{3}{5}(\overline{PhyCoh}) + \frac{1}{4}(\overline{r_{xy}}) + \frac{3}{20}(\overline{PSI}) \quad (4)$$

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Donde:

$$\overline{r_{xy}} = \frac{1}{3}[\max(|r_{HR}|) + \max(|r_{HP}|) + \max(|r_{PR}|)] \quad (5)$$

$$\overline{PhyCoh} = \frac{1}{3}(PhyCoh_{HRV}) + \frac{1}{6}(PhyCoh_{PTT}) + \frac{1}{2}(PhyCoh_{Respiration}) \quad (6)$$

$$\overline{PSI} = \frac{2}{3}(PSI_H) + \frac{1}{3}(PSI_P) \quad (7)$$

En (5) se determina el máximo valor absoluto de la correlación cruzada entre cada par de señales (HRV-Respiración, HRV-PTT y PTT-Respiración respectivamente), en (6) se determina la coherencia fisiológica para cada señal con su peso respectivo y en (7) se determina el PSI entre la respiración-HRV y respiración-PTT respectivamente [18].

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

2. METODOLOGÍA

2.1 DISEÑO DEL DISPOSITIVO

Para la elaboración del primer objetivo, el cual consiste en todo el diseño e implementación del sistema de adquisición se utiliza una metodología de Ulrich y Eppinger realizando caja negra, caja transparente y matriz de decisión después de una búsqueda de información rigurosamente realizada, obteniendo así la mayor cantidad de información útil y pertinente para este trabajo. Al realizar la caja negra, se define diferentes entradas y salidas del sistema; en este caso, se define como entrada: Energía (o alimentación), ECG, PPG; y como salida al sistema se define: Índice de Coherencia Global, Grafica ECG, Grafica PPG, frecuencia cardiaca.

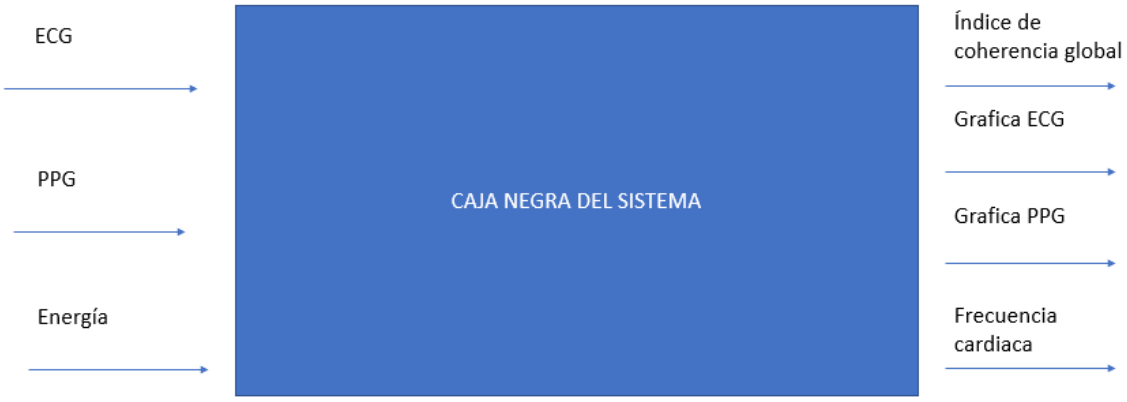


Figura 2: Caja negra del sistema vestible, en donde se especifican en general, las entradas al sistema con sus respectivas salidas.

Teniendo en cuenta lo anterior, se define para la caja transperente una parte para adquirir las señales implicadas, luego hay una parte de procesamiento antes de enviarlo al computador y luego realizar los cálculos de coherencia global y sacar todas las gráficas pertinentes. Todo el sistema en general está alimentado con una misma fuente de energía.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

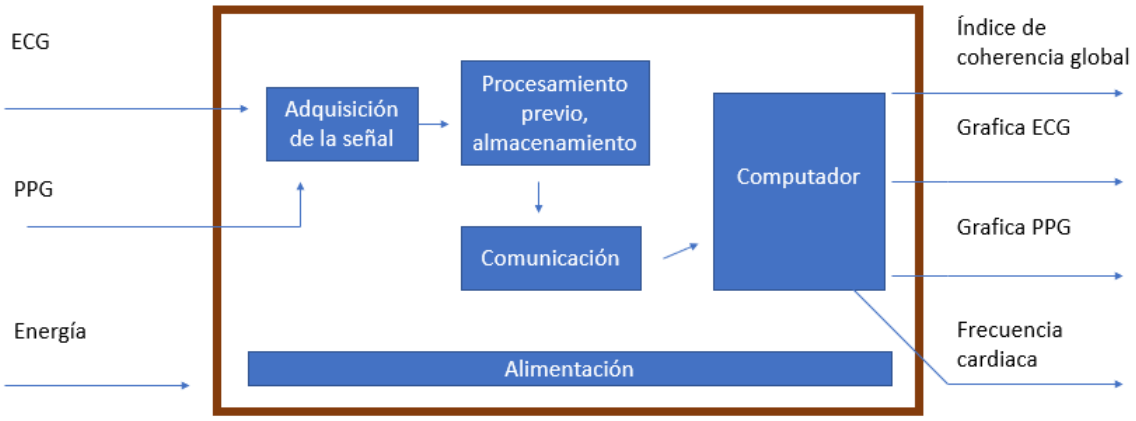


Figura 3: Caja transparente del sistema, en donde se identifican los bloques de adquisición, procesamiento, comunicación y alimentación como parte fundamental para obtener las salidas necesarias.

La adquisición de las señales se decide utilizar un AFE (Analog Front End), ya que son chips con una muy buena resolución para la adquisición de las señales fisiológicas mitigando de forma eficiente el ruido, permitiendo además comunicar directamente con un microcontrolador (cumpliendo en este caso, el campo de procesamiento previo).

De acuerdo a lo anterior, se comienza con una búsqueda de información acerca de microcontroladores y AFE, revisando sus posibles aplicaciones y toda la disponibilidad para luego ser evaluados en las matrices para la metodologia de Ulrich y Eppinger. Una vez recolectada la información se organiza en tablas que permiten ver facilmente la información; en estas tablas se selecciona los microcontroladores y los AFE que pueden ser mas significativos para la aplicación a realizar, y se evalúan de acuerdo a los siguientes criterios: disponibilidad, resolución, cantidad de señales adquiridas (en caso de los AFE), comunicación integrada (si o no, para el caso de los microcontroladores), tipo de interfaz de comunicación y facilidad para la elaboracion de elementos portables.

Para la elección del AFE se tienen tres criterios principales para su elección: portabilidad (tamaño del integrado y que permita tomar 2 o mas señales), resolución y comunicación (es decir, que el AFE tenga facil comunicación y programación con un microcontrolador). Para el microncontrolador, se tiene al igual tres criterios principales para su elección: velocidad de procesamiento, tamaño y la resolución del microcontrolador.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Tabla 1: comparación entra las ventajas y desventajas asociando un puntaje de acuerdo con estas a los AFE, para la elección del más adecuado para el proyecto.

Referencia AFE	Descripción	Ventajas	Desventajas	puntaje	Organización
MAX86150	Electrocardiograma (ECG) optimizado para la operación de electrodos secos, monitor de frecuencia cardíaca reflectante y oxímetro de pulso de grado médico, módulo óptico miniatura de 3,3 mm x 5,6 mm x 1,3 mm de 22 clavijas, vidrio de grado óptico para un rendimiento óptimo y robusto a largo plazo, operación de potencia ultra baja para dispositivos móviles, corriente de apagado ultra baja (0,7µA Típica), cancelación de SNR alta y de luz ambiente robusta, de -40 °C a +85 °C de rango de temperatura de funcionamiento.	Trabaja con electrodos secos, bajo consumo (puede trabajar con 1.8 V), miniatura de 3.3mm x 5.6mm x 1.3mm 22-pin Optical Module	No hay en la U, no tiene medición de la señal de respiración	8	1
BMD101	AFE diseñado para la adquisición de ECG, alta resolución (16bits), se pueden utilizar electrodos de acero inoxidable o de Ag-AgCl, Comunicación UART,	electrodos pueden ser de acero inoxidable, alta resolución y buen tratamiento del	Solo es ECG	6	2

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

	con filtro pasa bajas y notch integrado	integrado a la señal			
AFE4900	El dispositivo AFE4900 es un front-end analógico (AFE) para electrocardiograma sincronizado (ECG), adquisición de la señal de fotopletismografia (PPG). El también se puede utilizar para la detección biológica óptica aplicaciones, como la monitorización de la frecuencia cardíaca (HRM) y saturación de oxígeno capilar periférico (SpO2	Comunicación I2C, (no especifica electrodos, low power (1.8V)	No tiene medición de la señal de respiración	8	3
ADAS1000	AFE para la medición de ECG, y con lo medida de respiración mediante el cambio en la impedancia torácica, interfaz I2C	Low power, Miniatura de 5mm aproa, detector de mal contacto de electrodo	No tiene PPG,	7	4
AFE4400	l AFE4400 es un front-end analógico totalmente integrado. Necesita cristal de cuarzo, SPI, resolución de 8 bits.	Mide Pulsioximetría	Solo mide Pulsioximetría, necesita cristal	3	5

Referencia microcontrolador	Descripción	Ventajas	Desventajas	

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

MAX32630	Los microcontroladores ofrecen abundante código integrado (2MB flash), datos (512KB SRAM) y memoria caché (8KB), lo que facilita la ejecución de aplicaciones de terceros y el registro de datos de sensores, mejorando así la experiencia general del usuario. Las interfaces incluyen puertos SPI, SPI XIP, UART, I2C, 1-Wire® y USB.	Facilidad de portabilidad, facilidad en la comunicación porque trae incluido I2C,UART entre otras, no necesita cristal de cuarzo, en modo sleep trabaja a 4MHz y sube en 5Us a 96MHz	No disponible en la Universidad, toca comprarlo, y comenzar de cero con todo el entorno de desarrollo	7
MAX32631	Los microcontroladores ofrecen abundante código integrado (2MB flash), datos (512KB SRAM) y memoria caché (8KB), lo que facilita la ejecución de aplicaciones de terceros y el registro de datos de sensores, mejorando así la experiencia general del usuario. Las interfaces incluyen puertos SPI, SPI XIP, UART, I2C, 1-Wire® y USB.	Facilidad de portabilidad, trae I2C,UART entre otras, además de que trae protección de código, No necesita cristal de cuarzo, en modo sleep trabaja a 4MHz y sube en 5Us a 96MHz, trae protección de código	No disponible en la Universidad, toca comprarlo, y comenzar de cero con todo el entorno de desarrollo	7
MSP430x13x	microcontrolador de señal mixta, familia de microcontroladores, con los cuales se puede obtener alta memoria para el procesamiento, trae incluido interfaz de comunicación USART, y esta diseñado para la adquisición, transmisión, procesamiento de múltiples señales.	Trae incluido USART, diseñado para la adquisición de múltiples señales	No se tiene en la Universidad, solo tiene comunicación USART, necesita cristal de cuarzo para operar en frecuencias bajas (tiene un reloj interno de 32.6KHz)	6
NRF51	Microcontroladores de propósito general, los cuales	Muy bueno para dispositivos		8

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

	traen integrado el bluetooth (como el NRF51422, NRF51822 y el NRF51824), entrada de 16 bit para conversos análogo digital, 16MHz	wearable debido a su tamaño (6mmx6mm), integrado el bluetooth, se tiene en la universidad		
PIC16F887	Microcontroladores PIC para uso de propósito general, 16 bits, no tiene integrado el bluethoot por lo cual necesita de un módulo externo y cristal de cuarzo	Hay en la universidad, conocimiento de cómo programarlo	Necesita modulo bluethoot y cristal de cuarzo	5
P1C16C84	está fabricado en tecnología CMOS, consume baja potencia, y es completamente estático (si el reloj se detiene, los datos de la memoria no se pierden). El 16F84 tiene las mismas características, pero posee memoria FLASH, esto hace que tenga menor consumo de energía, y como si fuera poco tiene mayor capacidad de almacenamiento.	No está en la universidad, baja resolución	Necesita modulo bluethoot y cristal de cuarzo	5
MK53DN512CMD10	Resolución de 16 bits, tiene reloj interno de 20MHz aproximadamente, perfecto para aplicaciones portables, desarrollado por la empresa Freescale	necesita reloj externo, necesita módulo de comunicación	Se encuentra en la universidad, curva rápida de aprendizaje porque se han realizado diversos trabajos con él en la universidad	9
Teensy 3.5	Resolución de 16 bits, 3 puertos I2C, fácil programación mediante la plataforma de Arduino, puerto serial, 42 puertos I/O, procesador MK64FX512VMD12	No se encuentra en la universidad	programación rápida y fácil. Fácil implementación para diseño en PCB.	10

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

De acuerdo a lo anterior, se realiza una selección de los puntajes de calificación más altos para realizar nuestro diseño; en este caso un MAX86150 como AFE y la Teensy 3.5 para el manejo y procesamiento de los datos, siendo estas dos opciones las mejores para nuestra aplicación por los criterios mencionados, ya que el MAX86150 nos permite adquirir en simultaneo las señales de ECG y PPG con un solo integrado, a una resolución de 16 bits, y con una frecuencia máxima de muestreo de 1600Hz para trabajar con la adquisición de ambas señales; y la teensy 3.5, tiene una resolución de 16bits, una velocidad de procesamiento alta, con un reloj de 120MHz, y es un sistema de desarrollo con una curva de aprendizaje rápida, y de tamaño adecuado para la implementación en el sistema vestible. Sin embargo, el MAX86150 permite la adquisición de la señal de ECG en solo 2 puntos, por lo cual, el trabajo se realizará sólo con la adquisición de las señales que nos permite el MAX86150 (ECG en dos puntos y PPG) y por medio del filtrado de la señal de ECG se va a adquirir la señal de respiración, ya que en el rango de frecuencia entre 0.15Hz-0.4Hz de la señal de ECG se encuentra implícita la señal de respiración [2], teniendo así con un solo integrado la adquisición de las tres señales fisiológicas necesarias para el cálculo del índice de coherencia global.

Además, es importante aclarar que, para el desarrollo del trabajo, se realizo la propuesta de trabajar con un bluetooth low energy (BLE); teniendo dos opciones principales para su desarrollo: NRF51822 y el SC-HC-08. La elección de este BLE tiene como principal criterio la posibilidad de crear servicios diferentes para la transmisión de los datos, para dejar abierta la posibilidad de que el dispositivo se conectado a aplicaciones móviles; de acuerdo con esto, el NRF51822 nos permite la transmisión por servicios de diferentes señales al tiempo. Sin embargo, debido a la pandemia del covid-19 la llegada del NRF51822, y se procede con la implementación del dispositivo por medio de comunicación serial con el computador para el cumplimiento de los objetivos.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

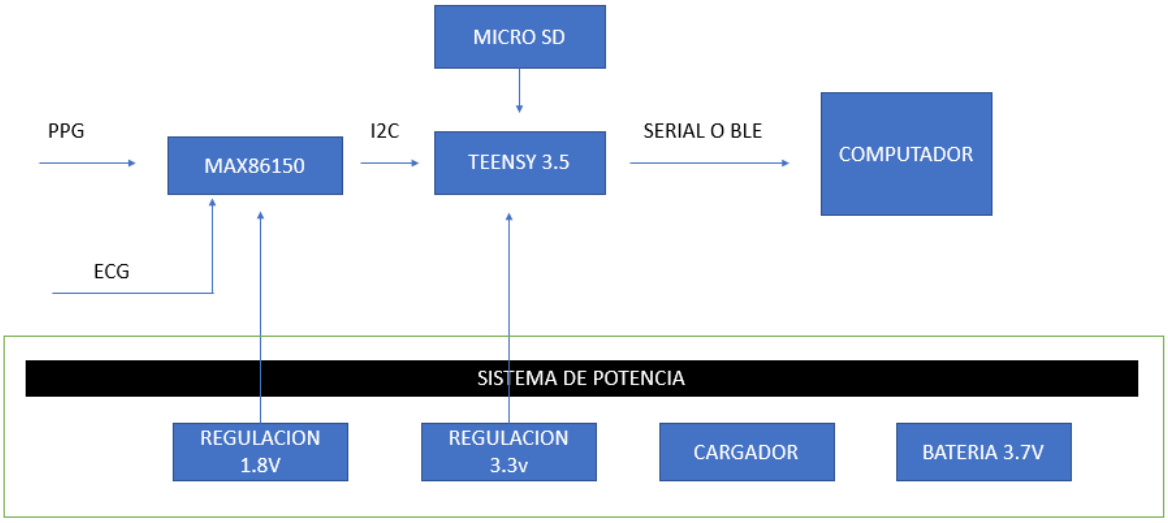


Figura 4: diagrama de bloques del sistema, en donde se identifica cada módulo de acuerdo a la elección del AFE y el sistema teensy 3.5.

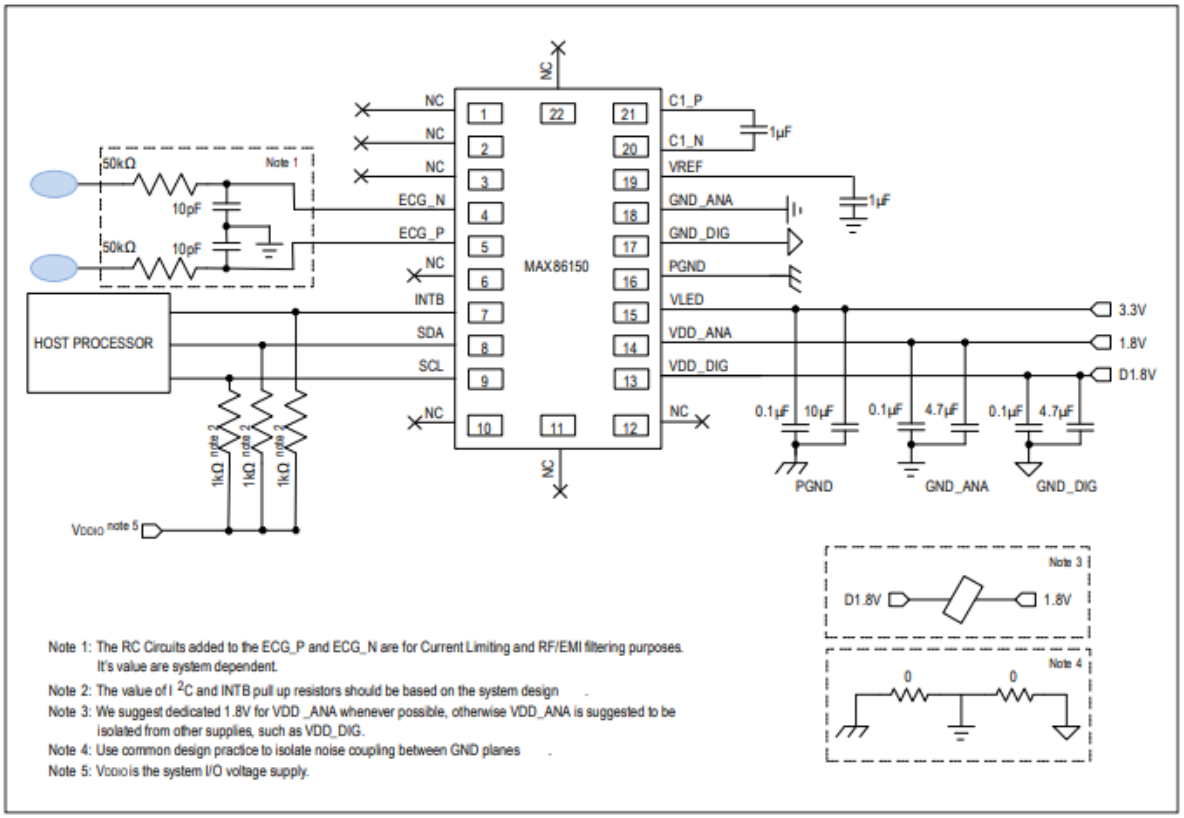
2.1.1 DISEÑO DE LAS PCB PARA EL MAX86150 Y LA TEENSY 3.5

Para el diseño de la tarjeta para el sensor MAX86150 se utiliza su respectivo datasheet, en donde se identifica la necesidad de dos reguladores de 1.8V (uno para alimentación análoga y otro para alimentación digital) ambos con tierras separadas. Además, un arreglo RC para la toma de la señal de ECG en dos puntos, y alimentación de 3.3V para los leds de PPG (fotoplestimografia).

Para esta aplicación, se utilizan las tres tierras al mismo nivel (tierra digital, tierra análoga y la tierra de PPG nombradas GND_DIG, GND_ANA y PGND respectivamente); es decir, el voltaje medido entre cualquiera de las tierras debe ser cero. Para la alimentación de 3.3V se utiliza MCU_POWER (al igual que la respectiva tierra) de la tarjeta del microcontrolador, el cual es llevado por conexión externa al MAX86150 para la alimentación de VLED (ubicado en el pin 15 del sensor).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Typical Application Circuit



Note 1: The RC Circuits added to the ECG_P and ECG_N are for Current Limiting and RF/EMI filtering purposes. It's value are system dependent.
Note 2: The value of I ^{2}C and INTB pull up resistors should be based on the system design .
Note 3: We suggest dedicated 1.8V for VDD _ANA whenever possible, otherwise VDD_ANA is suggested to be isolated from other supplies, such as VDD_DIG.
Note 4: Use common design practice to isolate noise coupling between GND planes .
Note 5: V_{DDIO} is the system I/O voltage supply.

Figura 5: aplicación típica propuesta por el datasheet del MAX86150.

De la alimentación de 3.3V se utilizan dos reguladores LP38692MP para obtener la alimentación digital y análoga de 1.8V. La comunicación I2C del equipo se realiza a niveles de 1.8V (acorde a la alimentación digital del sensor) mientras que en la teensy 3.5 se realiza la comunicación al nivel de 3.3V; para ello, se utiliza un traductor de nivel lógico bidireccional de doble canal diseñado para comunicación I2C, de referencia MAX14595.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

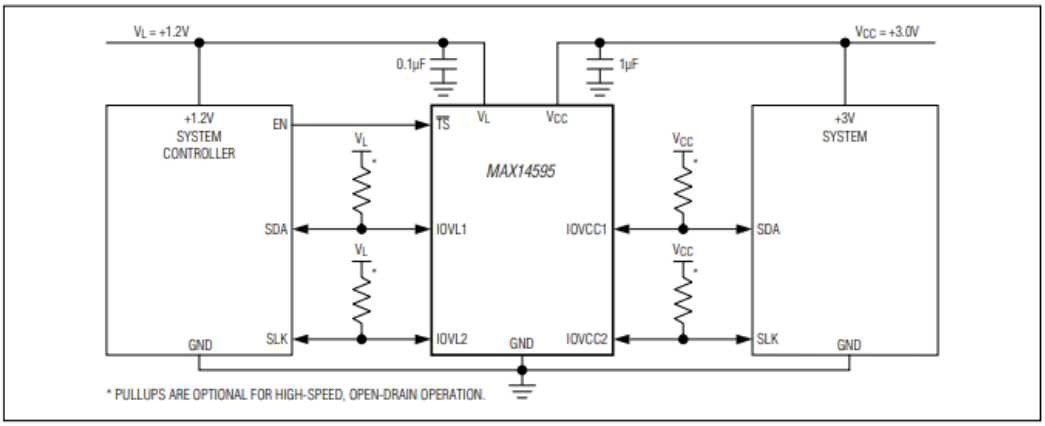


Figura 6: aplicación típica propuesta por el datasheet del MAX14595.

Se utiliza como interfaz de comunicación entre el MAX86150 a un nivel de voltaje de 1.8V, con la entrada TS siempre en 1.8V para mantener siempre activa la comunicación, y la teensy 3.5 con un nivel de voltaje de 3.3V. Las resistencias conectadas a los pines IOVL1, IOVL2, IOVCC1 y IOVCC2 son de 1000 Ohm, correspondiente a las resistencias propuestas por el MAX86150 para realizar la comunicación I2C.

El diseño de la PCB del MAX86150 se realiza con un plano de alimentación a 3.3V con un para la alimentación del dispositivo y los reguladores; las vías de alimentación se realizan con un ancho de 0.254mm para voltajes de 1.8V y de 0.3mm para las conexiones a tierra y alimentaciones de 3.3V. Además, el diseño se realiza de tal manera que el MAX86150 quede solo en la parte posterior para permitir una buena lectura de la señal de PPG, ya que para ésta el dispositivo debe estar en contacto directo con el paciente; se implementaron conectores DIN para la adquisición de la señal de ECG y perforaciones para tornillos de 3mm para el ensamble con la carcasa. Se implementa también el MAX14595 en la PCB del MAX86150 para la comunicación I2C con la teensy 3.5; dicha comunicación se va a realizar mediante headers para la conectar jumpers entre ambas PCBs.

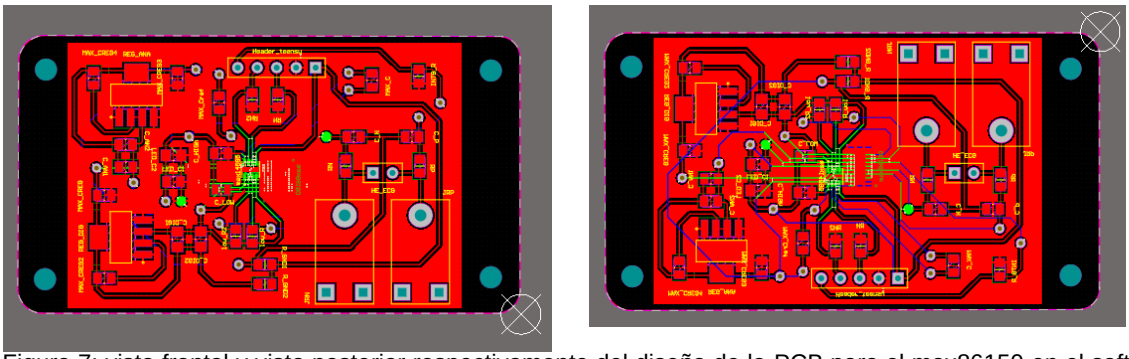


Figura 7: vista frontal y vista posterior respectivamente del diseño de la PCB para el max86150 en el software Altium Designer.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

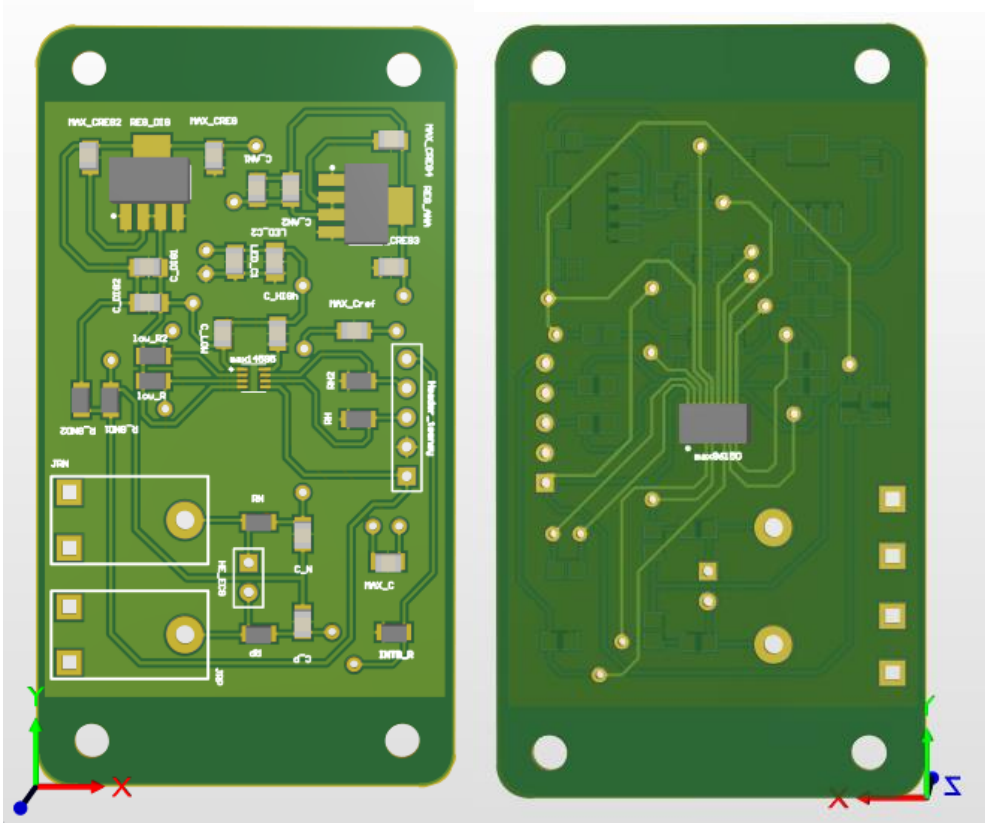


Figura 8: vista frontal en 3D y vista posterior en 3D respectivamente del diseño de la PCB para el max86150 en el software Altium Designer.

La teensy 3.5 es una placa de desarrollo desarrollada por la empresa PJRC, con un sistema de arranque implementado y de fácil programación mediante conexión USB; la teensy 3.5 tiene un microcontrolador MK64FX512VMD12, con un reloj implementado de 120MHz. Para el diseño de esta PCB se implementa una parte de alimentación con un regulador MIC2920 para trabajar con batería de 3.7V, y en la PCB se implementan header para la conexión I2C con el MAX86150. En la PCB se manejan vías de 0.3mm para las alimentaciones y tierras de la teensy 3.5, y de 0.254mm para la comunicación I2C; además, tiene un plano de alimentación a 3.3V producto del sistema de alimentación.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

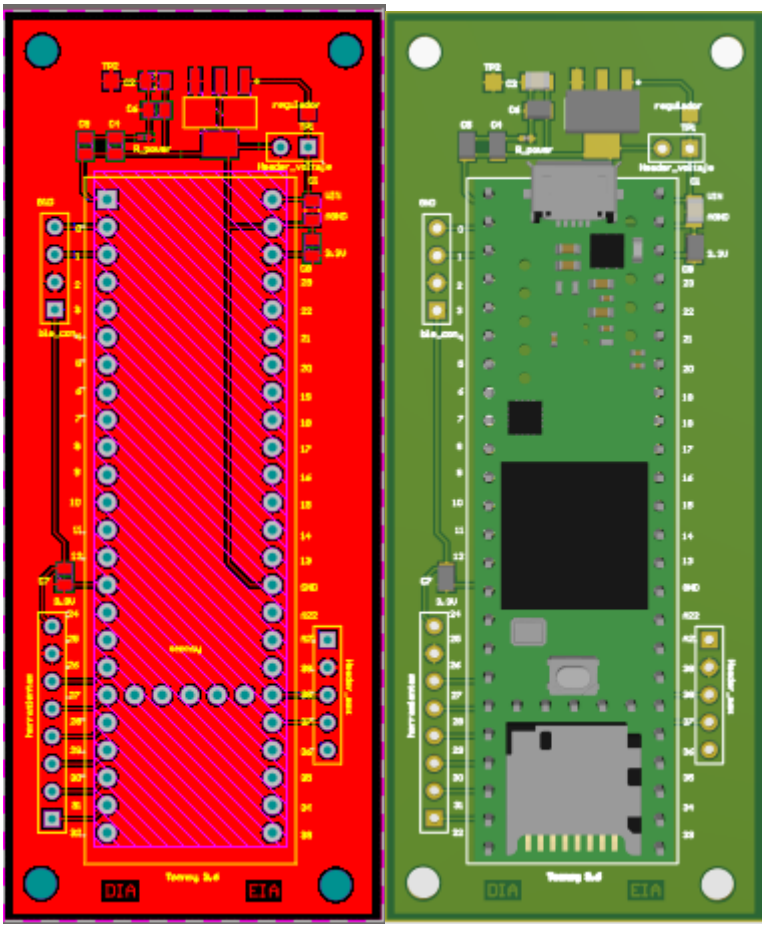
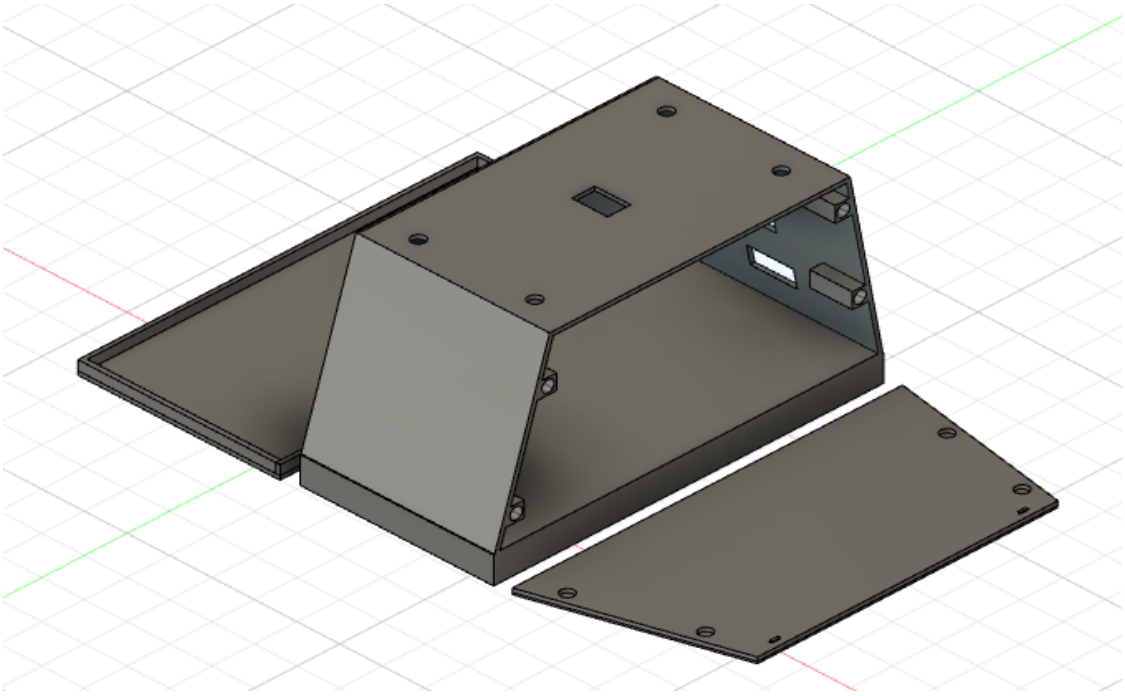


Figura 9: vista frontal y vista frontal en 3D del diseño de la PCB para la teensy 3.5.

Para el diseño de la carcasa del dispositivo se tiene en cuenta 2 aspectos fundamentales: que sea portable y cómodo. De acuerdo con lo anterior se diseña una carcasa que permita una correcta ubicación de las PCBs diseñadas, para que se permita una fácil conexión al usuario y a su vez, una correcta adquisición de las señales objetivo. El diseño está pensado para que la carcasa sea construida con impresora 3D y con el material ABS (acrilonitrilo butadieno estireno).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

A



B

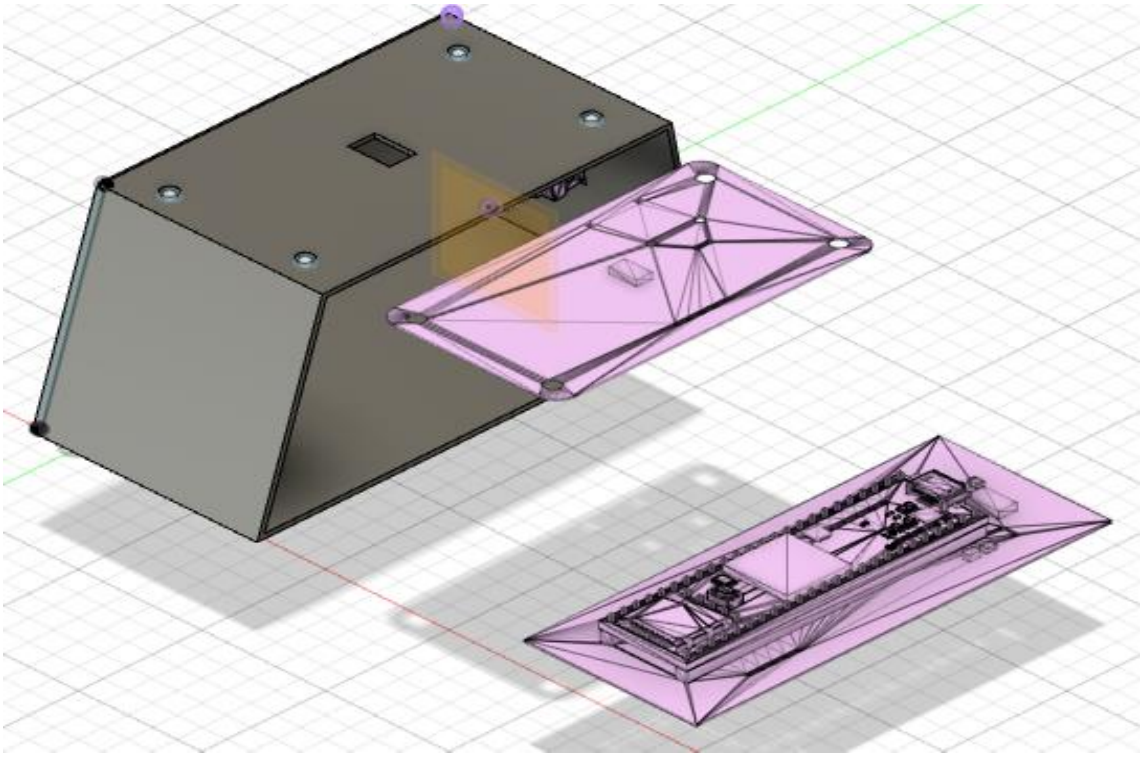


Figura 10: diseño de la carcasa del dispositivo en el software Fusion 360 (A) y diseño de la carcasa del dispositivo realizando el ensamble con el diseño de las PCBs antes mencionadas (B)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

2.1.2 SISTEMA PARA LA ESTIMACIÓN DEL ÍNDICE DE COHERENCIA GLOBAL

Para la estimación del índice de coherencia global es necesario la implementación del modelo expuesto anteriormente. En nuestro caso, al realizar la adquisición solo de la señal de electrocardiografía y fotoplestimografia se debe hacer un filtrado de la señal de ECG entre la banda respiratoria (0.15Hz-0.4Hz) obteniendo así el componente en la señal de electrocardiografía asociado a la respiración; y a su vez, realizar un filtrado entre 0.0033Hz- 0.15HZ para encontrar la señal de la variabilidad cardiaca (HRV).

Para la señal de PPG se debe diseñar un filtro Butterworth pasa bandas entre 0.5Hz-20Hz para eliminar el componente DC de la señal y el ruido de alta frecuencia. Se debe tener en cuenta que para el análisis de ambas señales (ECG-PPG) se debe eliminar el componente DC de las señales. El último elemento necesario para el cálculo del índice de coherencia global es el tiempo de tránsito de pulso (PTT), esta señal se obtiene con la detección de cada pico en la señal de ECG y de PPG; una vez encontrados los picos en estas señales asociados a la actividad cardiopulmonar, se debe realizar la resta entre el tiempo en el dónde se presentó el pulso de PPG y el tiempo en donde se presentó el pico de ECG, encontrando así el tiempo de tránsito de pulso.

Con las señales necesarias para el cálculo del índice de coherencia global se procede con la estimación de cada uno de los elementos que la componen. Se comienza encontrando la coherencia fisiológica asociada a cada señal (respiración, ECG y PTT), se calcula la correlación cruzada entre los pares de cada señal (respiración-ECG, respiración-PTT y ECG-PTT) y el índice de sincronización de fase entre las señales en comparación con la respiración (respiración-ECG y respiración-PTT), para posteriormente realizar el cálculo del índice de coherencia global con la ecuación (4).

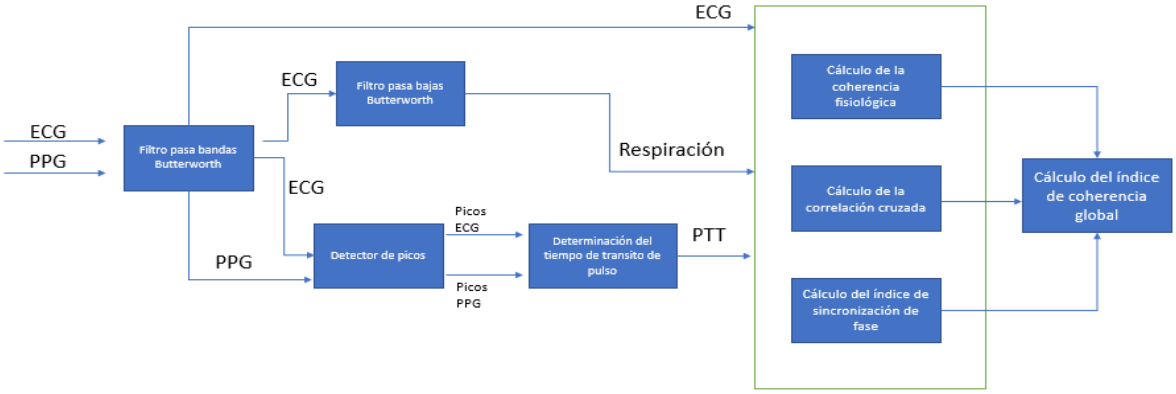


Figura 11: diagrama de bloques para el diseño del sistema para el cálculo de la coherencia global, obteniendo las señales necesarias a partir de las dos señales obtenidas con el MAX86150.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

2.1.3 VERIFICACIÓN DEL DISPOSITIVO

Para la verificación del dispositivo se toman varios ítems a analizar: el primer ítem es la correcta adquisición de las señales de ECG y PPG, es decir, que en las señales obtenidas no se evidencie pérdida o alteraciones en las señales fisiológicas medidas asociado al funcionamiento del dispositivo; el segundo ítem a analizar es que se permita tener una correcta visualización de las señales obtenidas, y por último verificar que se permita realizar el cálculo de la coherencia global. Para esto, se realizará una prueba corta en estado basal con el dispositivo, para la evaluación de los ítems anteriores.

Se va a realizar un ensayo para la verificación de los ítems anteriores con un paciente voluntario, en donde se van a tomar las señales fisiológicas del paciente en estado basal, sin estímulo alguno (sin estímulos para inducción de estrés o estímulos de meditación para la relajación de este), es importante mencionar, que este pequeño ensayo es solo para la verificación del correcto funcionamiento del dispositivo. Además, se realizará un ensayo con la utilización de un simulador de paciente para ECG en diferentes frecuencias y amplitudes de la señal, realizando un cálculo de error con respecto a la señal obtenida y analizada en comparación a la señal creada por el simulador.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

3. PRESENTACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

3.1.1 DESARROLLO DEL DISPOSITIVO

Para el desarrollo del dispositivo se utilizaron los diseños realizados con la metodología explicada anteriormente para las PCB del MAX86150 y la teensy 3.5. La construcción de las PCBs se realiza de acuerdo a los diseños realizados en el software Altium designer, las cuales son construidas y ensambladas posteriormente con la empresa Productronika, debido a que el montaje de los diferentes componentes STD (componentes de montaje superficial) necesitan herramientas que no se tienen en la universidad EIA, y además, un conocimiento profundo del proceso.

La PCB del MAX86150 tiene una longitud de 65.45mm de largo con 36mm de ancho; con un grosor de capa para la tarjeta de 35um. En ensamble de la tarjeta se realiza con headers para la conexión y comunicación con la teensy 3.5, y con la posibilidad de conexión a electrodos desechables por medio de conectores DIN ECG y a electrodos de acero inoxidable con headers.

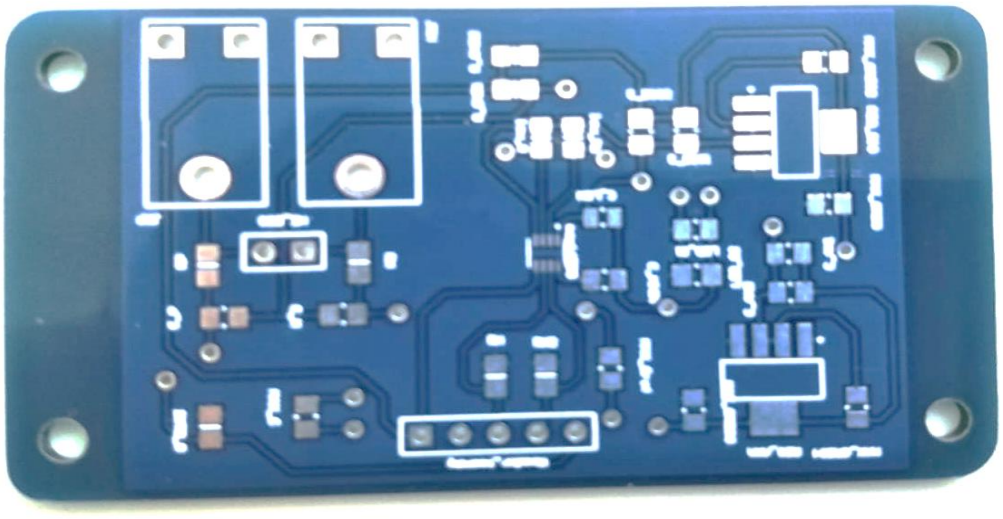


Figura 12: vista frontal de la PCB para el MAX86150 antes de realizar el ensamble.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

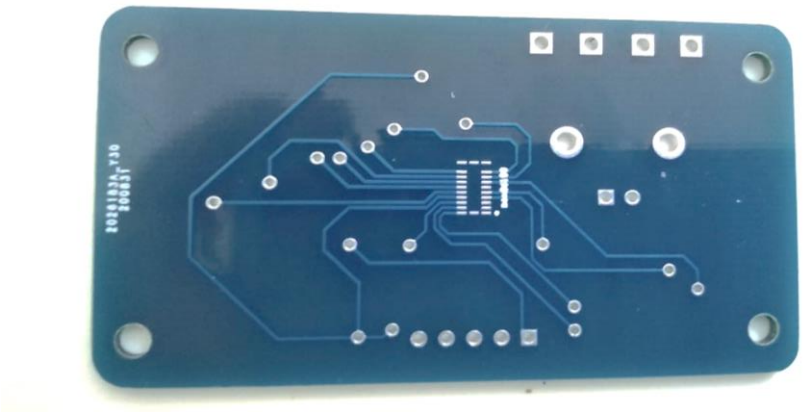


Figura 13: vista posterior de la PCB para el MAX86150 antes del ensamble

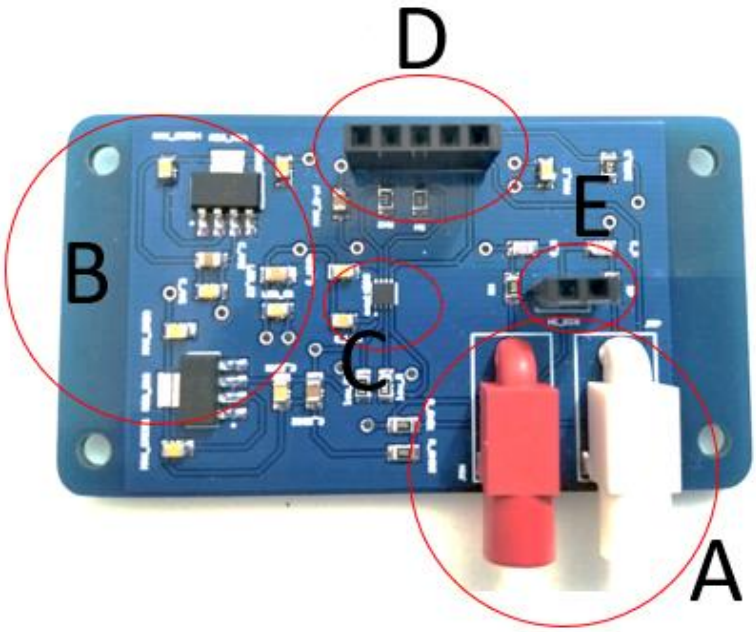


Figura 14: vista superior de la PCB para el MAX86150 después de realizar el ensamble de los componentes.

(A) Conectores DIN ECG para la adquisición de la señal de electrocardiografía con electrodos desechables y latiguillos.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

(B) Sistema de potencia, en donde se encuentrar los reguladores de 1.8V con sus respectivos capacitores de desacoplo.

(C) Nivelador de voltaje MAX14595 para la comunicación I2C entre el MAX86150 y la teensy 3.5

(D) Headers para la conexión de la comunicación I2C con la teensy 3.5 y la alimentación de la PCB

(E) Headers para una posible conexión a electrodos de acero inoxidable para la adquisición de la señal de ECG.

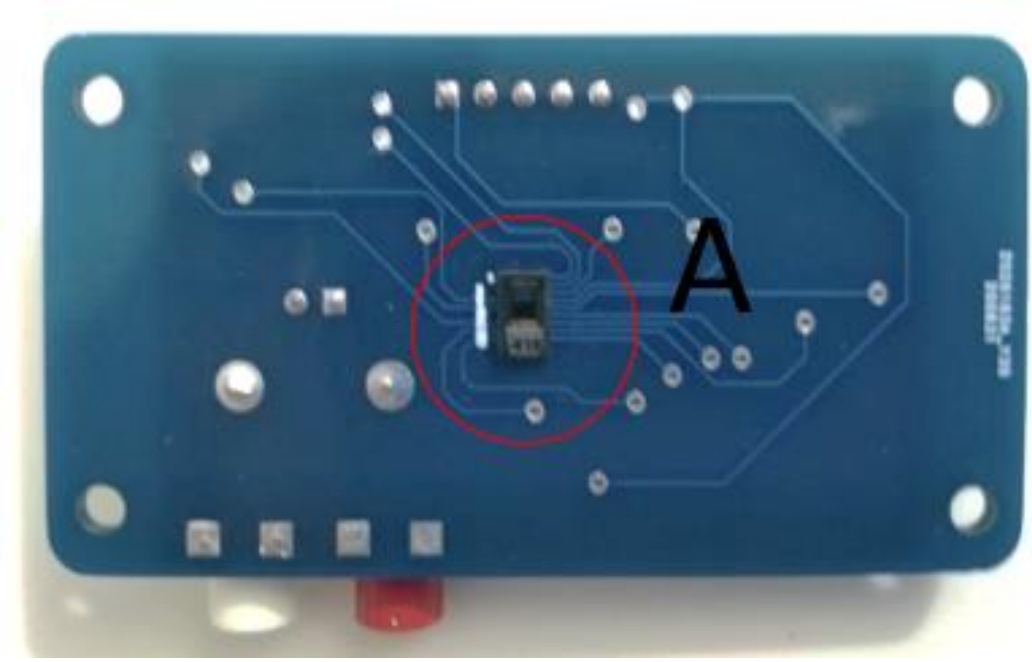


Figura 15: vista posterior de la PCB para el MAX86150 despues del ensamble de los componentes.

(A) AFE MAX86150 ensamblado solo en la parte posterior de la PCB, para una mejor adquisición de la señal de fotoplestimografía.

Para la construcción de la PCB para la teensy, se utilizó el diseño expuesto en la metodología. La PCB para la teensy 3.5 tiene diferentes headers para la conexión e interacción con él MAX86150 para la comunicación I2C; además, de header para la alimentación con batería de 3.7V.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

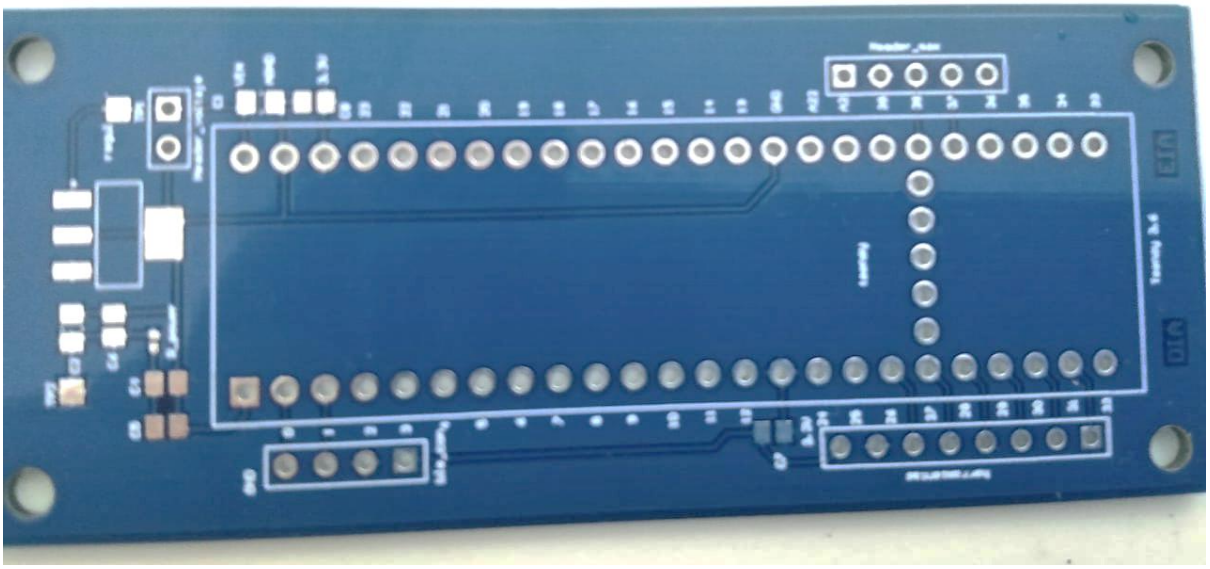


Figura 16: vista superior de la PCB para la teensy 3.5 antes de realizar el montaje de los componentes.

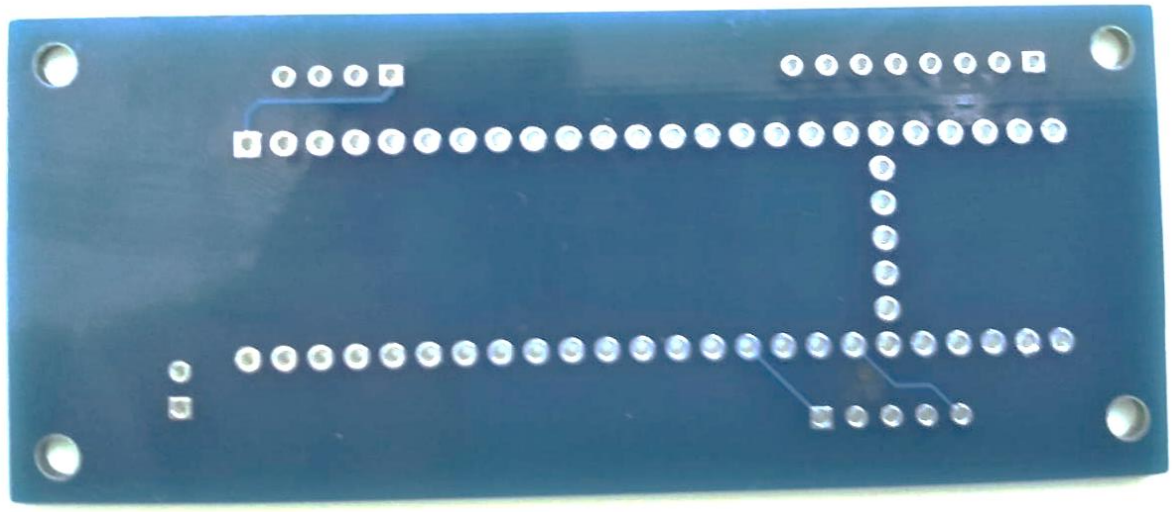


Figura 17: vista posterior de la PCB para la teensy 3.5 antes de realizar el montaje de los componentes.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

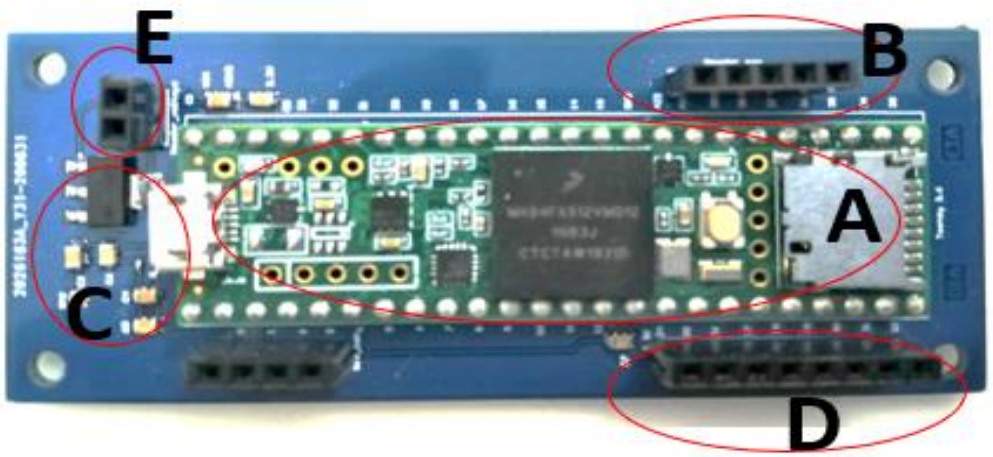


Figura 18: vista superior de la PCB para la teensy 3.5 después del ensamble de los componentes.

(A) Sistema de desarrollo teensy 3.5 ensamblado en la PCB diseñada.

(B) Headers para la conexión I2C con la PCB del MAX86150 y alimentación de esta.

(C) Sistema de potencia con regulador de 3.3V para la entrada de alimentación con batería de 3.7V.

(D) Header para la utilización de pines I/O de la teensy 3.5.

(E) Headers para la conexión de la alimentación con la batería de 3.7V.

Figura 19: vista posterior de la PCB para la teensy 3.5 después del ensamble de los componentes.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

La carcasa diseñada se realiza por medio de impresión 3D en el laboratorio de la universidad EIA, permitiendo la implementación de las PCB y cumpliendo con los requerimientos necesarios para una correcta adquisición de las señales fisiológicas. Además, de tener la fortaleza estructural necesaria para ser utilizada como dispositivo vestible para posibles pruebas para la medición del índice de coherencia fisiológica.

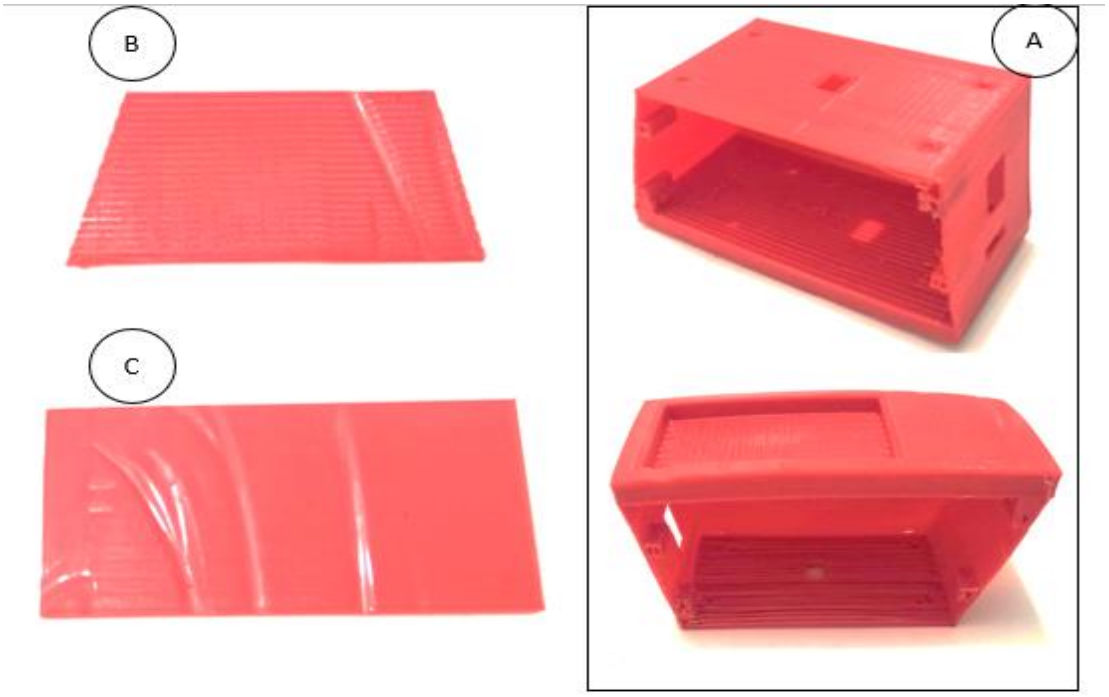


Figura 20: impresión 3D del diseño de la carcasa para el dispositivo.

(A) Estructura principa donde se soportan los circuitos principales y la bateria del sistema

(B) Tapa lateral de la carcasa

(C) Tapa inferior de la carcasa

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

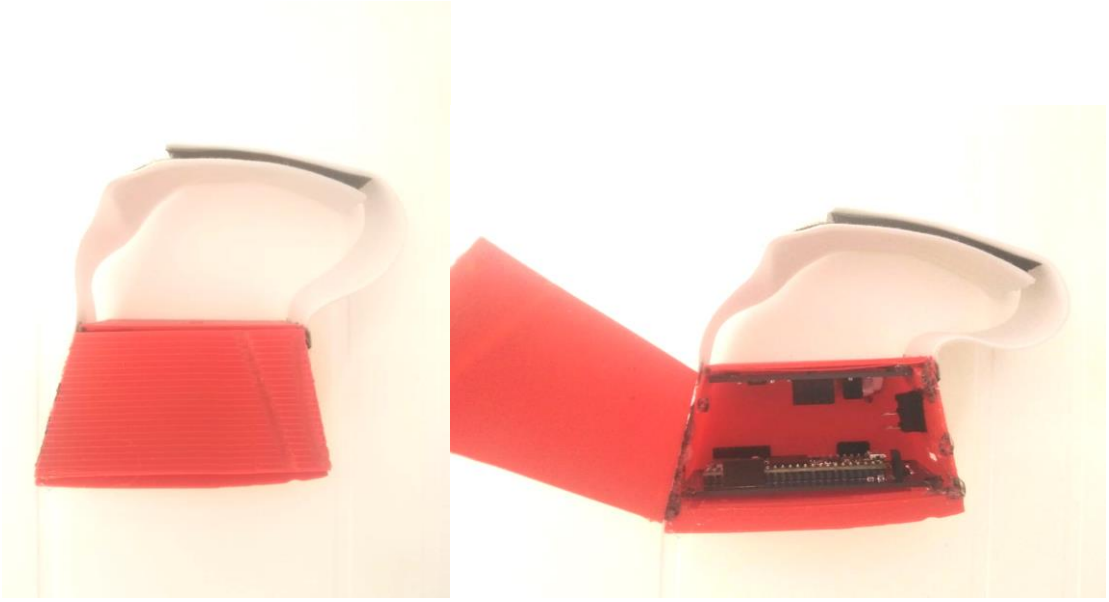


Figura 21: ensamble de la carcasa con las PCBs diseñadas.

3.1.2 DESARROLLO DEL SISTEMA PARA EL CÁLCULO DEL INDICE DE COHERENCIA GLOBAL

El primer paso para el desarrollo del sistema para el cálculo del índice de coherencia global es la programación de la tarjeta teensy 3.5 y el MAX86150. La teensy 3.5 se puede programar a través de la herramienta de software libre Arduino IDE, y junto con la librería protocental_max86150_ecg_ppg (librería desarrollada para la comunicación y configuración con el MAX86150) se realiza la programación de las PCB para la adquisición de las señales. En principio se procede con la inicialización del puerto serial que será utilizado posteriormente para la comunicación con el computador.

Para iniciar la comunicación I2C se debe realizar un cambio de puerto, ya que por defecto la teensy 3.5 tiene como puerto I2C preestablecido los pines 18 y 19 (SDA y SCL respectivamente), y en el diseño de nuestra PCB se está utilizando el puerto I2C con pines 37 y 38 (SCL y SDA respectivamente). Una vez iniciada la comunicación I2C se procede con la comunicación con el MAX86150, enviándole registros correspondientes para una configuración que permita obtener ECG, PPG con led rojo y PPG con led infrarrojo en simultaneo.

La librería protocental_max86150_ecg_ppg viene configurada por defecto para una frecuencia de muestreo de 50Hz, lo cual puede ser una desventaja ya que se puede perder información importante en las señales adquiridas, por lo cual se realiza una modificación en la librería para cambiar la configuración de la frecuencia de muestreo,

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

modificando los bits 2,3,4 y 5 del registro 0x0E del MAX86150 para cambiar la frecuencia de muestro a 200Hz para la señal de PPG; de forma similar, se modifican los bits 0,1 y 2 del registro 0x0C de MAX86150 para cambiar la frecuencia de muestreo de la señal de ECG a 200Hz.

Una vez realizados estos cambios, se continua con recibir estos datos en la teensy 3.5 y desde Arduino IDE, asociarlos a una variable y recibir los datos. Al recibir los datos se realiza un filtro aplicado al sistema de desarrollo teensy 3.5 para eliminar ruido de alta frecuencia de la señal; para este método se probaron dos alternativas: la primera es la implementación del filtro digital programado directamente en la librería del MAX86150 mediante una función en el lenguaje C++ que permita realizar el filtrado inmediatamente se realice la medida de las variables fisiológicas (ver figura 16 y figura 17); la segunda alternativa es la implementación de una función de transferencia en Arduino IDE para el filtrado de la señal.

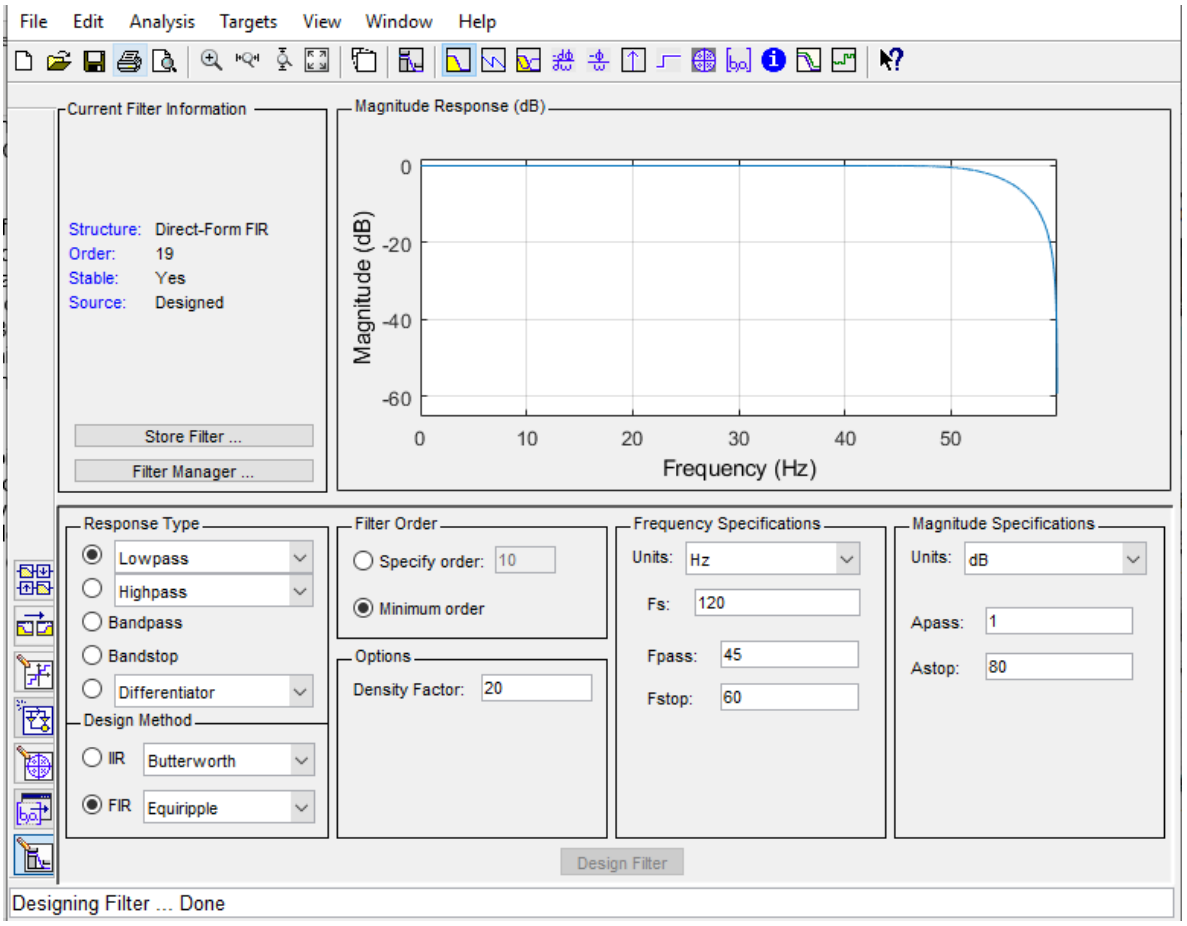


Figura 22: diseño de un filtro pasa bajar con la herramienta Filter Desinger de Matlab, a una frecuencia de paso de 45Hz y una frecuencia de corte de 60Hz.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

El resultado del filtro diseñado con Filter Desinger proporciona un vector de coeficientes, los cuales deben ser utilizados posteriormente para el filtrado de la señal. Este vector de coeficientes es de igual longitud al orden del filtro, y debe ser multiplicado punto a punto a la señal obtenida; por lo cual se hace necesaria la implementación de un buffer de igual longitud a la longitud de nuestro vector de coeficientes, para realizar un filtrado efectivo.

```
int16_t filter_fir_lpf(int16_t* signal) {
  int16_t yn[19];
  for (i=0 ; i<N ; i++) yn += h[i]*x[i];
  sample_data= ((int16_t)(yn));
  return sample_data                          //
}
```

Figura 23: función implementada para realizar el filtrado de la señal desde su adquisición en el MAX86150, en donde h[n] es el vector declarado en el archivo de cabecera de la librería con el vector de coeficientes del filtro.

Sin embargo, se encuentra que al momento de realizar la implementación de este filtro y realizar pruebas se vuelve inestable al paso de 2 o 3 minutos aproximadamente. Debido a esto se procede con la implementación de un filtro por medio de función de transferencia diseñado desde Matlab. El filtro diseñado se realiza a una frecuencia de corte de 40 Hz de orden 1, se diseña con una función de transferencia continua H(s) y luego se convierte con el comando en Matlab “c2d” a una función de transferencia discreta H[z].

```
1 -    wn = 40*2*pi;
2 -    num = wn;
3 -    den = [1 wn];
4 -    hs=tf(num,den)
5
6 -    h_discreta = c2d(hs,0.005)
```

Figura 24: diseño de un filtro pasa bajas discreto mediante una función de transferencia continua de orden 1, convertida posteriormente a una función de transferencia discreta.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

```
hs =

    251.3
  ---------
  s + 251.3

Continuous-time transfer function.


h_discreta =

    0.7154
  ----------
  z - 0.2846

Sample time: 0.005 seconds
Discrete-time transfer function.
```

Figura 25: resultado del código expuesto en la figura 18, en donde está la función de transferencia continua y la función de transferencia discreta generada a partir de esta.

Los resultados de este filtro al momento de adquirir la señal son altamente significativos permitiendo así tener una elección directa al filtro realizado con la función de transferencia. Se puede evidenciar que la señal de fotoplestimografia en la figura 20 esta tiene ruido producto de componentes de alta frecuencia, mientras que en la figura 21 los picos asociados a la reflectancia sanguínea son más fáciles de identificar, obteniendo así una herramienta sumamente útil para el preprocesamiento de la señal.

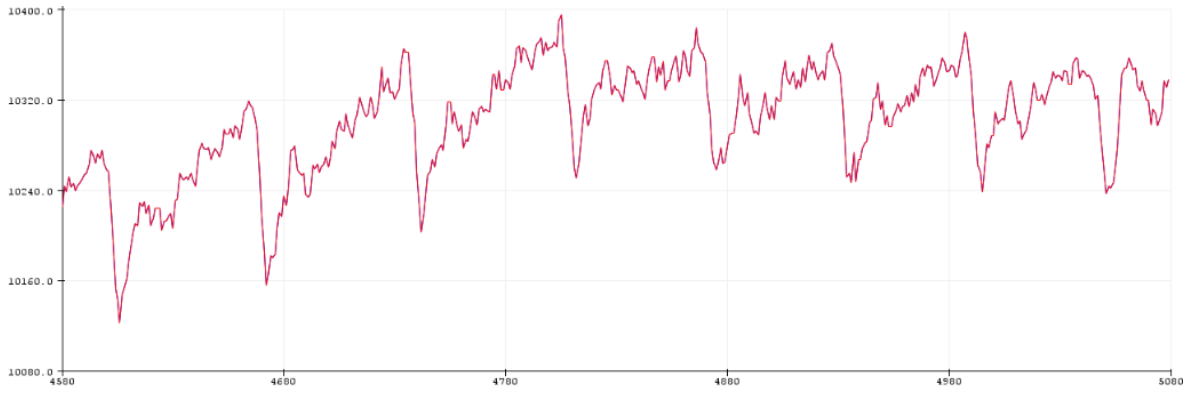


Figura 26: señal de fotoplestimografía adquirida con el MAX86150 sin implementación de filtro digital pasa bajas.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

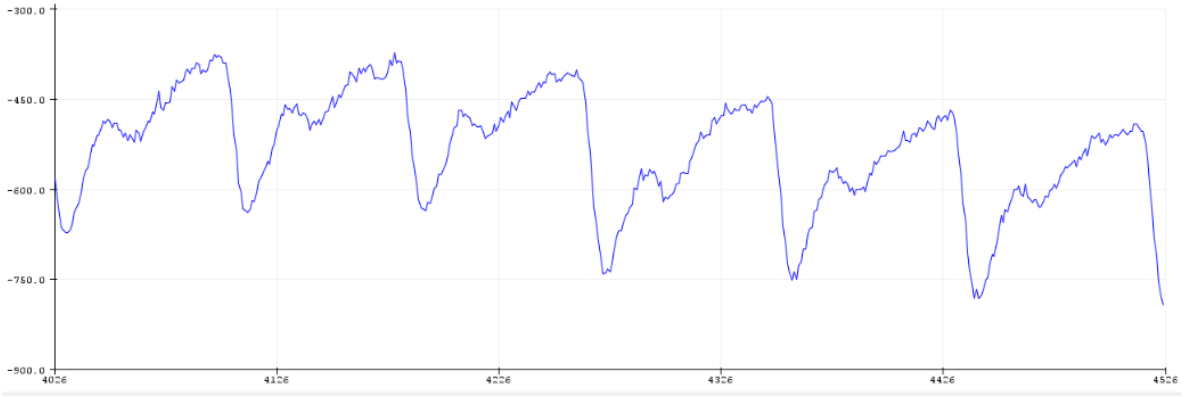


Figura 27: señal de fotoplestimografía adquirida con el MAX86150 con la implementación del filtro pasa bajas mencionado anteriormente.

El sistema para el cálculo del índice de coherencia global se desarrolla en Labview 2019 (Labview llamado de ahora en adelante), herramienta desarrollada por la empresa NI (National Instruments) que es proporcionada por la universidad EIA para el desarrollo de sistemas de adquisición. Con Labview se realizará una comunicación serial con la teensy 3.5, la cual realizará el envío de todos los datos.

En labview se realiza la adquisición de los datos mediante comunicación serial a 9600 baudios. Los datos son enviados desde la teensy separados por un espacio, el cual será nuestro delimitador al momento de hacer la separación de las señales. Una vez obtenidas las señales se procede con remover el componente DC de la señal de fotoplestimografia y se procede a encontrar los picos de la señal para posteriormente encontrar la señal de PTT.

La señal de ECG es sometida a dos filtros diferentes, en primera instancia se somete a un filtro pasa bajas Butterworth a una frecuencia de corte de 50Hz para eliminar el ruido de alta frecuencia (este ruido se evidencia al momento de adquirir las señales), con la señal se resultante se trabaja la señal de HRV y se realiza, además, otro filtro pasa bajas Butterworth a una frecuencia de corte de 0.5Hz para encontrar el componente de respiración en la señal de ECG.

Una vez tratadas ambas señales (PPG y ECG) se procede con la detección de los picos de la señal y se realiza una resta que es almacenada en un vector, este vector tiene el tiempo de tránsito de pulso (es decir, el tiempo que se demora el pico de la señal de PPG con respecto al impulso eléctrico en el corazón, es decir, con respecto al complejo QRS.

Todas las señales (respiración, ECG y PTT) son almacenadas en un vector para cada 10 segundos realizar el cálculo de la correlación, el índice de sincronización de fase y la coherencia fisiológica asociados a cada señal y cada par de señal correspondiente (ecuaciones (5), (6) y (7)); para posteriormente realizar el cálculo con la ecuación (5).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

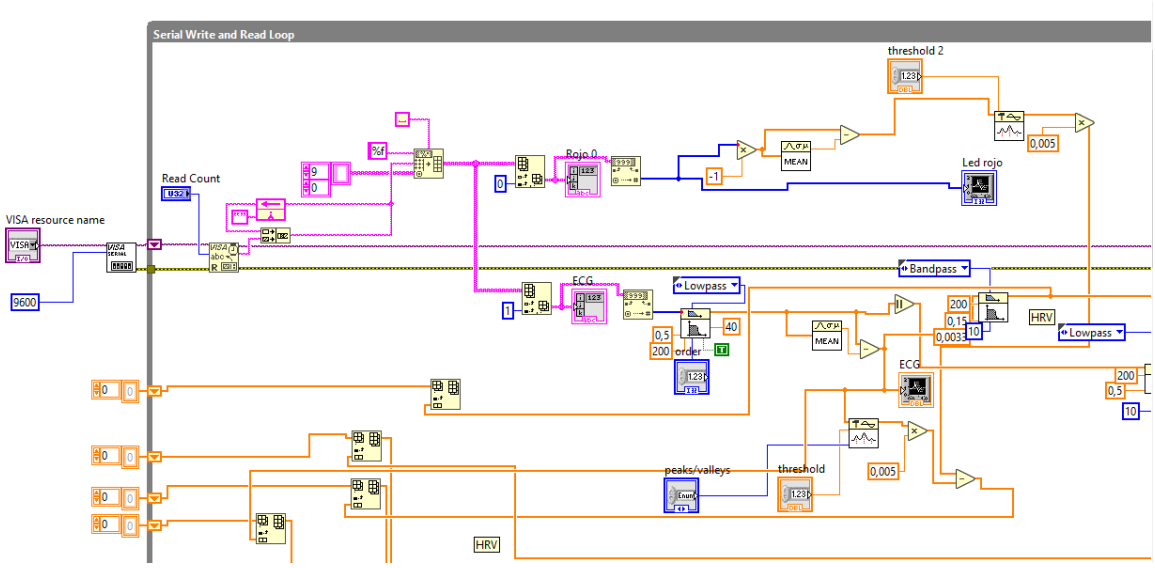


Figura 28: diagrama de bloques en el software Labview para la adquisición y filtrado de las señales de ECG y PPG, en el sistema para el cálculo del índice de coherencia global.

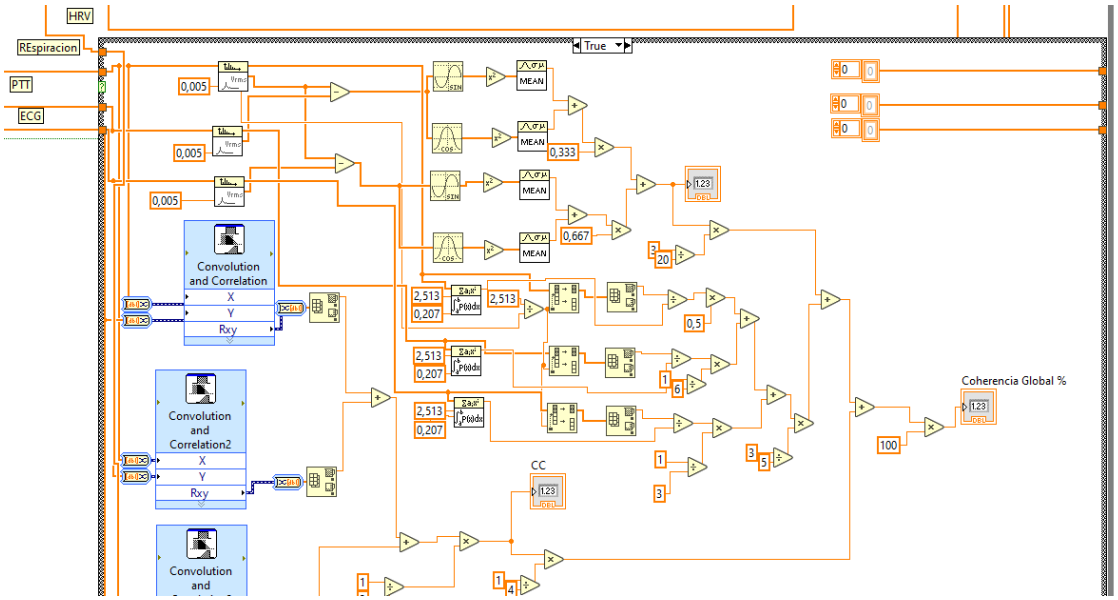


Figura 29: diagrama de bloques en el software Labview realizando los cálculos necesarios (explicados en las ecuaciones de la 1 a la 7) para determinar el índice de coherencia global.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

3.1.3 VERIFICACIÓN DEL SISTEMA

Para la verificación del sistema se utiliza un simulador de paciente para la señal de ECG de marca DYNATECH NEVADA INCORPORATED que nos permite tener un complejo QRS de la señal de electrocardiografía a diferentes frecuencias y amplitudes programables. Para la prueba del dispositivo se realiza la toma de la señal de electrocardiografía en una amplitud de 2mV y 1mV pico, para las frecuencias de 60 bpm, 120bpm y 180bpm, para posteriormente realizar el cálculo de las frecuencias con la señal obtenida. Los resultados se muestran en la tabla 3.

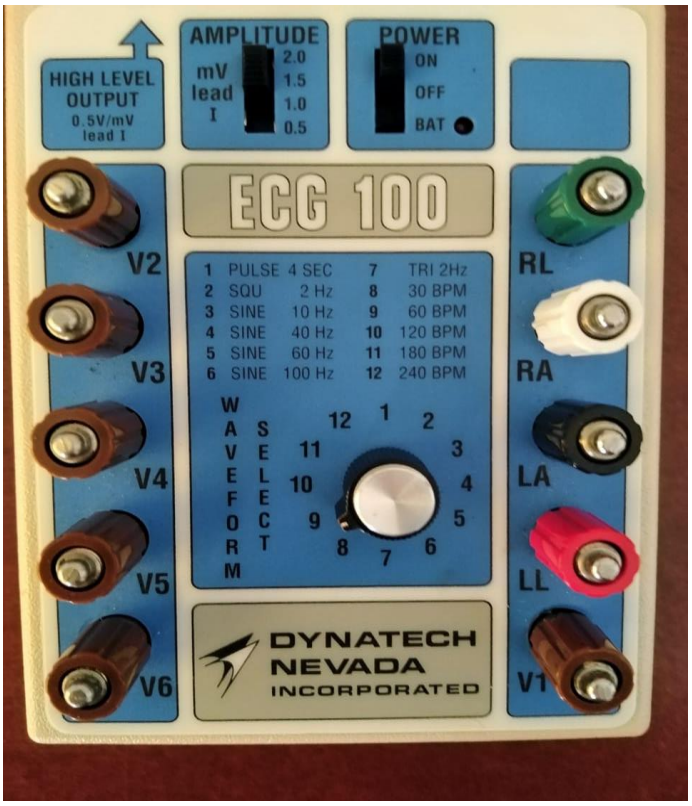


Figura 30: simulador de paciente para la señal de ECG, utilizado para la toma de las señales para la verificación del dispositivo.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

.

.

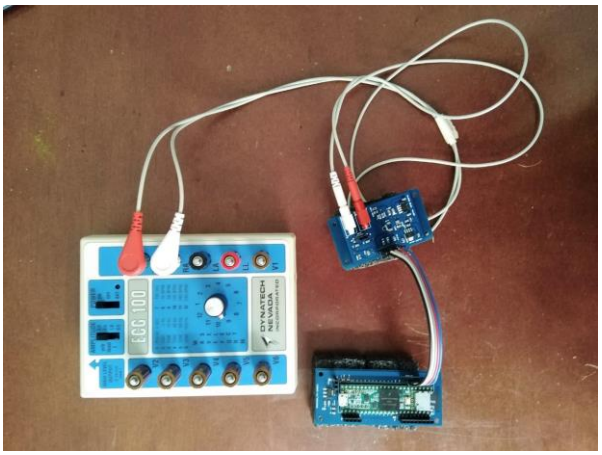


Figura 31: conexión del sistema de adquisición para la toma de las señales generadas por el simulador de paciente.

Tabla 3: errores relativos del cálculo de la frecuencia de las señales obtenidas por el dispositivo con respecto a las frecuencias esperadas

FRECUENCIA	AMPLITUD	ERROR RELATIVO
60bpm	1mV	10%
120bpm	1mV	12.8%
180bpm	1mV	12.4%
60bpm	2mV	2.3%
120bpm	2mV	2.9%
180bpm	2mV	3.1%

La anterior tabla nos muestra que con una amplitud de 1mV de la señal hay un aumento de error en el cálculo y la medida de la señal; y cuando la señal tiene una amplitud de 2mV el error disminuye; sin embargo, cuando hay un aumento en la frecuencia de la señal, se evidencia también que hay un aumento en el error relativo. Esto debido a que la adquisición de la señal de electrocardiografía se ve muy afectada por el ruido electromagnético (ver figura 24), entonces entre menor sea la amplitud de la señal de

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

electrocardiografía que queremos adquirir mayor será el porcentaje de error asociado debido a que esta se encontrará más afectada por el ruido electromagnético.

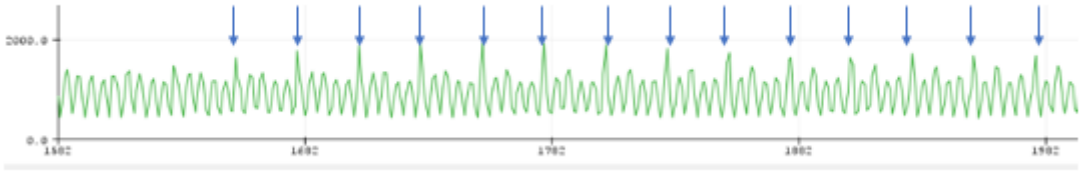


Figura 32: señal de electrocardiografía medida del simulador programado a 120bpm con una aplitud de 2mV , con una frecuencia de muestreo de 200Hz.

En la gráfica 32 se evidencia una cantidad de ruido electromagnetico que afecta la señal, incluso llegando a tener picos similares al pico de la señal de ECG. Se procede entonces para realizar una prueba de paciente (el paciente en este caso es el autor del informe), realizandola con el dispositivo conectado durante tres minutos al sistema y analizando las señales obtenidas y el calculo del indice de coherencia global obtenido.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Figura 33: conexión del dispositivo vestible al paciente objetivo para la toma de datos.

En la figura 25 se muestra como es la conexión tipica del dispositivo para la toma de datos; En este punto se evidencia una gran diferencia entre los datos medidos y visualizados desde Arduino y los datos visualizados desde Labview; esto, debido a que la conexión via serial con el computador afecta más la señal de electrocardiografía con ruido electromagnetico.

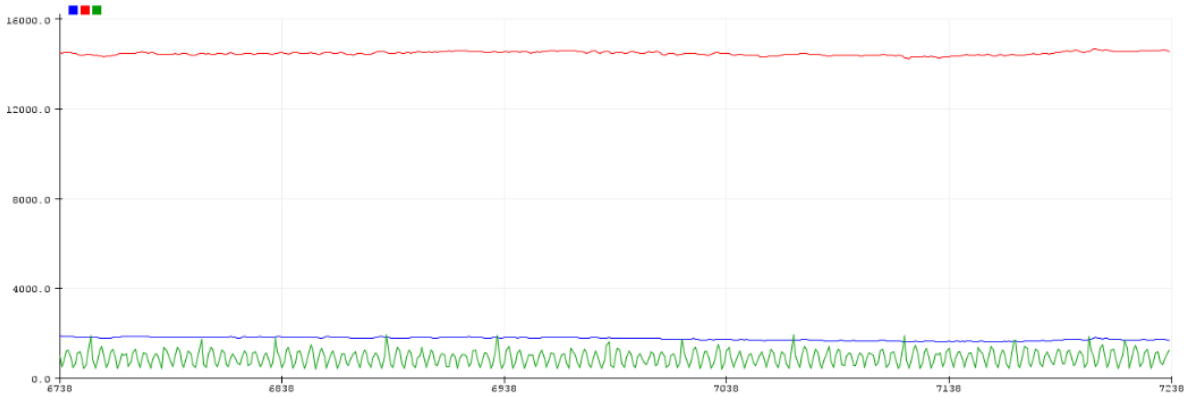


Figura 34: señales de fotoplestimografia con led rojo e infrarrojo, y señal de electrocardiografía (señal roja, azul y verde respectivamente) adquiridas con el sistema implementado

Se logra evidenciar los picos del complejo QRS en la señal de electrocardiografía, sin embargo, se evidencia de igual forma ruido electromagnetico en la señal de ECG Cuando la señal es transmitida al sistema para el cálculo de la coherencia global en labview, se evidencia un gran aumento de ruido electromagnetico en la señal de electrocardiografía, inducido posiblemente por el computador; sin embargo, se sigue evidenciando los picos de la señal, la cual es posteriormente filtrada y tratada para los cálculos necesarios.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

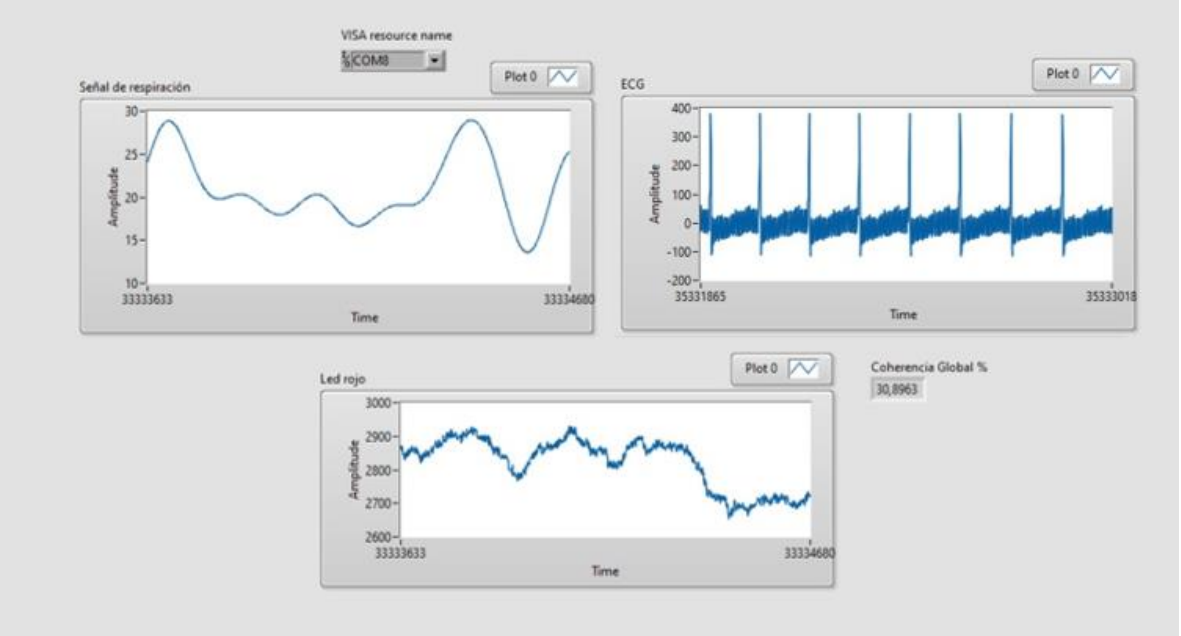


Figura 35: datos obtenidos en labview mediante comunicación serial, junto con la señal de respiración obtenida a partir de la señal de ECG.

Se evidencia las señales obtenidas por medio de comunicación señal en labview, y un cálculo del índice de coherencia global con un valor igual al 30.8903%. Estas señales fueron tomadas al paciente prueba mencionado anteriormente, y el cálculo del índice de coherencia global (o el procentaje de coherencia global) verifica el correcto funcionamiento del dispositivos.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

4. CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES

El dispositivo vestible para la medición del índice de coherencia global logra tomar las señales fisiológicas de fotoplestimografia y electrocardiografía para los respectivos cálculos, teniendo así una herramienta que nos puede dar un indicativo del estrés (expresado en la coherencia o no de las señales fisiológicas) o tranquilidad de un paciente.

Hay aspectos a considerar que puede afectar la medición y cálculo del índice de coherencia global, y uno de ellos es la medición indirecta de la respiración a partir de la señal de electrocardiografía, siendo la electrocardiografía la señal que se vio más afectada por ruido en los ensayos realizados; además, al tomar la electrocardiografía en dos puntos solamente, la señal es más susceptible al error ya que no tiene circuito de la pierna derecha (circuito o conexión generalmente realizada pelvis para la eliminación del error). Teniendo en cuenta lo anterior, si tenemos una señal de electrocardiografía susceptible al ruido, y de ella estamos derivando otra señal fundamental para el cálculo del índice de coherencia global, ésta también se verá distorsionada y afectada por el ruido de donde es obtenida, teniendo valores absurdos e ilógicos para el índice de coherencia global.

Se recomienda para la elaboración de futuros trabajos la implementación de comunicación bluetooth o bluetooth low energy (BLE), ya que puede permitir aplicar pruebas físicas o de esfuerzo con el dispositivo vestible con mayor comodidad mientras se realizan las mediciones. Y, además, una depuración detallada del código para el cálculo de la coherencia global, para su optimización y una futura validación.

La implementación de filtros digitales en el microcontrolador es una herramienta muy útil para tenerla en cuenta en futuras aplicaciones, ya que este preprocesamiento puede permitir la transmisión de las señales sin ruido electromagnético a sistemas para el cálculo del índice de coherencia global diferentes al implementado (a aplicaciones móviles o a servidores web para monitoreo)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

5. REFERENCIAS

[1] R. McCraty, M. Atkinson, D. Tomasino, and R. T. Bradley, “The Coherent Heart Heart-Brain Interactions, Psychophysiological Coherence, and the Emergence of System-Wide Order.,” *Integr. Rev. A Transdiscipl. Transcult. J. New Thought, Res. Prax.*, vol. 5, no. 2, pp. 10–115, 2009.

[2] R. McCraty and F. Shaffer, “Heart rate variability: New perspectives on physiological mechanisms, assessment of self-regulatory capacity, and health risk,” *Glob. Adv. Heal. Med.*, vol. 4, no. 1, pp. 46–61, 2015.

[3] M. Faurholt-Jepsen, L. V. Kessing, and K. Munkholm, “Heart rate variability in bipolar disorder: A systematic review and meta-analysis,” *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 73, pp. 68–80, 2017.

[4] B. R. Greenberg *et al.*, “Biofeedback Assisted Stress Management in Patients with Lung Cancer: A Feasibility Study,” *Appl. Psychophysiol. Biofeedback*, vol. 40, no. 3, pp. 201–208, 2015.

[5] F. Zeidan, K. T. Martucci, R. A. Kraft, J. G. McHaffie, and R. C. Coghill, “Neural correlates of mindfulness meditation-related anxiety relief,” *Soc. Cogn. Affect. Neurosci.*, vol. 9, no. 6, pp. 751–759, 2013.

[6] E. F. GAURON, *Principles and Practice of Stress Management*, vol. 143, no. 2. 2014.

[7] D. S. Goldstein, B. Mcewen, and C. N. Section, “Allostasis, Homeostats, and the Nature of Stress Davi,” *Stress Int. J. Biol. Stress*, vol. 5, no. 786945523, pp. 55–58, 2002.

[8] A. Caspi *et al.*, “Influence of life stress on depression: Moderation by a polymorphism in the 5-HTT gene,” *Science (80-.).*, vol. 301, no. 5631, pp. 386–389, 2003.

[9] B. S. McEwen and J. C. Wingfield, “The concept of allostasis in biology and biomedicine,” *Horm. Behav.*, vol. 43, no. 1, pp. 2–15, 2003.

[10] A. K. Choubey, S. K. Singh, and R. Pandey, “Role of Emotional Intelligence in Stress and Health,” *Indian J. Soc. Sci.*, vol. 6, no. 1, pp. 122–134, 2009.

[11] R. T. Bradley, R. McCraty, M. Atkinson, D. Tomasino, A. Daugherty, and L. Arguelles, “Emotion self-regulation, psychophysiological coherence, and test anxiety: Results from an experiment using electrophysiological measures,” *Appl.*

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Psychophysiol. Biofeedback, vol. 35, no. 4, pp. 261–283, 2010.

[12] A. A. *et al.*, “Quantitative change of EEG and respiration signals during mindfulness meditation,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 11, no. 1, p. 87, 2014.

[13] S. Ari, M. K. Das, and A. Chacko, “ECG signal enhancement using S-Transform,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 43, no. 6, pp. 649–660, 2013.

[14] J. Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement.,” *Physiol. Meas.*, vol. 28, no. 3, pp. R1-39, 2007.

[15] C. Orphanidou, “Derivation of respiration rate from ambulatory ECG and PPG using Ensemble Empirical Mode Decomposition : Comparison and fusion,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 81, no. September 2016, pp. 45–54, 2017.

[16] J. M. Zhang, P. F. Wei, and Y. Li, “A LabVIEW Based Measure System for Pulse Wave Transit Time,” *Proc. 5th Int. Conf. Inf. Technol. Appl. Biomed.*, pp. 477–480, 2008.

[17] T. et al Johansson, A., Ahlstrom, C., Lanne, “Pulse wave transit time for monitoring respiration rate,” *Med Bio Eng Comput*, vol. 44, pp. 471–478, 2006.

[18] E. Mejía-mejía, R. Torres, and D. Restrepo, “Assessment of high coherent states using heart rate variability , pulse transit time and respiratory signals Assessment of high coherent states using heart rate variability , pulse transit time and respiratory signals,” 2019.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.