



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y

CONTROL

TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

**TEMA: DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE LA
VARIABILIDAD DEL RITMO CARDÍACO UTILIZANDO TÉCNICAS DE
FOTOPLETISMORAFÍA PARA EL MONITOREO Y CONTROL DEL ESTRÉS.**

AUTOR: SAA ESCOBAR, DARIO ALEXANDER

DIRECTOR: ING. ARCENTALES VITERI, ANDRÉS RICARDO PHD.

SANGOLQUÍ

2018



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación “**DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE LA VARIABILIDAD DEL RITMO CARDÍACO UTILIZANDO TÉCNICAS DE FOTOPLETISMORAFÍA PARA EL MONITOREO Y CONTROL DEL ESTRÉS**” fue realizado por el señor **SAA ESCOBAR, DARIO ALEXANDER** el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 1 de marzo del 2018



Ing. Andrés Ricardo Arcentales Viteri PhD.

CC: 1712480746



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **SAA ESCOBAR DARIO ALEXANDER**, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE LA VARIABILIDAD DEL RITMO CARDÍACO UTILIZANDO TÉCNICAS DE FOTOPLETISMORAFÍA PARA EL MONITOREO Y CONTROL DEL ESTRÉS”** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz

Sangolquí, 1 de marzo del 2018

Dario Alexander Saa Escobar.

CC: 1726863051



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

AUTORIZACIÓN

Yo, **SAA ESCOBAR DARIO ALEXANDER** autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **“DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE LA VARIABILIDAD DEL RITMO CARDÍACO UTILIZANDO TÉCNICAS DE FOTOPLETISMORAFÍA PARA EL MONITOREO Y CONTROL DEL ESTRÉS”** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, 1 de marzo del 2018

Dario Alexander Saa Escobar.

CC: 1726863051

DEDICATORIA

Este proyecto va dedicado a mis padres, Patricio y Susana; a mi hermano Steven y a todos amigos. Gracias a su apoyo incondicional, he logrado terminar mi formación académica y profesional con mucho orgullo.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco de manera especial a mi director, el Doctor Andrés Arcentales, por todos los conocimientos compartidos y por sus consejos y recomendaciones que permitieron que el desarrollo de este proyecto se culmine con éxito.

A mi familia, por toda la dedicación, esfuerzo y apoyo brindado. A mi padre Patricio, por su ayuda y consejos en mis proyectos académicos; a mi madre Susana, por todos ser un ejemplo de dedicación y constancia en mi vida; y a mi hermano Steven por estar siempre pendiente de mi bienestar.

A mis amigos, por todos los momentos de alegría, tristeza, triunfos y fracasos que compartimos durante esta experiencia universitaria. A Carlos, por compartir todos sus conocimientos, siendo de gran ayuda en este proyecto, a Karla que sin su apoyo no hubiese culminado mi formación académica; y a Nadia, Andy y Belén, por su sincera amistad.

Por último, agradezco a todas las personas que colaboraron en la creación de la base de datos de este proyecto de investigación.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTOS	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vi
ÍNDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xiii
RESUMEN	xvii
ABSTRACT	xviii
CAPÍTULO I	1
INTRODUCCIÓN	1
1.1. Antecedentes	1
1.2. Justificación e Importancia.....	3
1.3. Alcance del Proyecto.....	4
1.4. Objetivos	6
1.4.1. General	6
1.4.2. Específicos	6

1.5. Organización del proyecto de investigación	6
CAPÍTULO II.....	10
MARCO TEÓRICO	10
2.1. Introducción	10
2.2. Fisiología del sistema cardiovascular.....	11
2.2.1. Ciclo Cardíaco.....	15
2.2.2. Señales cardíacas.....	16
2.2.3. Control del sistema cardiovascular	19
2.3. Fisiología del sistema respiratorio.....	23
2.3.1. Ciclo respiratorio.....	24
2.3.2. Control del sistema respiratorio	26
2.4. Interacción cardiorrespiratoria	26
2.4.1. Arritmia Sinusal Respiratoria.....	29
2.4.2. Métodos de inducción del ritmo cardíaco por medio de la respiración	30
2.5. Técnicas de pletismografía.....	31
2.6. Fotopletismografía Cardiovascular	34

CAPÍTULO III	37
DISEÑO DEL HARDWARE PARA ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL	
FOTOPLETISMOGRÁFICA.....	37
3.1. Introducción	37
3.2. Estado del arte de la fotopletismografía para la medición del ritmo cardíaco	38
3.3. Diseño del hardware del sistema de adquisición.....	42
3.3.1. Consideraciones de diseño	42
3.3.2. Etapa de Sensado.....	44
3.3.3. Etapa de filtrado pasa altos.....	47
3.3.4. Etapa de pre-amplificación.....	49
3.3.5. Etapa de filtrado pasa bajos.....	52
3.3.6. Etapa de calibración	53
3.3.7. Etapa de digitalización y almacenamiento	56
3.4. Etapa de Biofeedback.....	57
3.5. Implementación del hardware	59
CAPÍTULO IV	63
ADQUISICIÓN DE LA BASE DATOS StressBP I.....	63
4.1. Protocolo de estimulación audiovisual.....	63
4.1.1. Selección del estímulo.....	63
4.1.2. Preparación del sujeto de prueba.....	66

4.1.3. Registro de la base de datos	68
4.2. Análisis estadísticos de las encuestas de los estímulos audiovisuales	70
4.3. Procesamiento de las señales PPG para la extracción de características	72
4.3.1. Filtrado digital de la señal PPG.....	73
4.3.2. Algoritmo para la detección de picos en la señal PPG.....	76
4.3.3. Algoritmo para cálculo del IBI.....	78
4.3.4. Estimación espectral del IBI	81
4.4. Extracción de características temporales y frecuenciales del HRV	84
CAPÍTULO V	88
DISEÑO DEL SISTEMA DE CLASIFICACIÓN Y DETECCIÓN DE ESTRÉS	88
5.1. Introducción	88
5.2. Reducción de dimensionalidad.....	89
5.2.1. Selección de Características	90
5.2.2. Extracción de características	92
5.3. Métodos de clasificación.....	94
5.3.1. Clasificador fuzzy KNN.....	94
5.4. Índice de clasificación	96
5.5. Validación	99
5.6. Algoritmo para la detección de patrones de estrés.....	101

5.6.1. Diseño del clasificador	103
5.6.2. Resultados de Clasificación	105
CAPÍTULO VI	108
IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE MONITOREO Y CONTROL DEL ESTRÉS	
SMCE	108
6.1. Técnicas de respiración	108
6.2. Sistema de monitoreo y control del estrés (SMCE)	109
6.2.1. Interfaz de calibración	110
6.2.2. Software del dispositivo móvil SMCE.....	112
6.3. Prueba y resultados del sistema SMCE.....	116
CAPÍTULO VII.....	125
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	125
7.1. Hardware para adquisición de la señal de fotopletiomográfica.....	125
7.2. Procesamiento digital de la señal PPG.....	127
7.3. Sistema de reconocimiento de patrones de estrés	129
7.4. Sistema de monitoreo y control del estrés SMCE.....	131
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	134
ANEXOS	143

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	<i>Comparación de características entre el circuito integrado INA128 y TL084.....</i>	50
Tabla 2.	<i>Comparación de las tarjetas a utilizar para la etapa de digitalización.</i>	56
Tabla 3.	<i>Colores utilizados para indicar los niveles de estrés.</i>	58
Tabla 4.	<i>Colores utilizados para simbolizar el estado de la respiración guiada.</i>	59
Tabla 5.	<i>Características de los estímulos audiovisuales.</i>	65
Tabla 6.	<i>Resultados estadísticos del estímulo de estrés mental.</i>	70
Tabla 7.	<i>Resultados estadísticos del estímulo de estrés psicológico.</i>	71
Tabla 8.	<i>Resultados estadísticos del estímulo de tranquilidad.</i>	71
Tabla 9.	<i>Parámetro de diseño del Filtro pasa banda de (0.5 a 15.99) Hz.</i>	74
Tabla 10.	<i>Parámetros de diseño del filtro pasa banda para el análisis de HRV.</i>	82
Tabla 11.	<i>Características extraídas del HRV en el dominio del tiempo.</i>	86
Tabla 12.	<i>Características extraídas del HRV en el dominio de la frecuencia.</i>	86
Tabla 13.	<i>Matriz de confusión.</i>	97
Tabla 14.	<i>Principales métodos de validación cruzada.</i>	100
Tabla 15.	<i>Características utilizadas para la detección de patrones de estrés.</i>	101
Tabla 16.	<i>Resultado del entrenamiento y validación del sistema de reconocimiento de patrones.</i>	106
Tabla 17.	<i>Características seleccionadas a partir de la prueba U de Mann-Whitney.</i>	114
Tabla 18.	<i>Parámetros utilizados para la implementación de sistema No 1 para el reconocimiento de patrones de estrés.</i>	117

Tabla 19.	<i>Parámetros utilizados para la implementación del sistema No 2 para el</i>	
	<i>reconocimiento de patrones de estrés.</i>	120

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.</i>	Etapas realizadas para el desarrollo del proyecto de investigación	5
<i>Figura 2.</i>	Sistema cardiovascular.	12
<i>Figura 3.</i>	Estructura y trayecto del flujo sanguíneo del corazón.....	13
<i>Figura 4.</i>	Red de fibras Automáticas del corazón.	14
<i>Figura 5.</i>	Fases del ciclo Cardíaco.	16
<i>Figura 6.</i>	Electrocardiograma (ECG).	17
<i>Figura 7.</i>	Cambios en la presión aórtica.....	18
<i>Figura 8.</i>	Cambios de volumen en el ventrículo izquierdo.	18
<i>Figura 9.</i>	Señal de presión sanguínea en varias partes del aparato circulatorio.....	19
<i>Figura 10.</i>	Partes del sistema nervioso autónomo.....	21
<i>Figura 11.</i>	Efecto de la estimulación simpática y parasimpática sobre la curva de gasto cardíaco.....	22
<i>Figura 12.</i>	Órganos del sistema respiratorio.	23
<i>Figura 13.</i>	Ventilación pulmonar y sus cambios de presión.	24
<i>Figura 14.</i>	Grafica de cambio de volumen en los pulmones en el ciclo respiratorio.	25
<i>Figura 15.</i>	Corazón y pulmones dentro de la caja torácica.	27
<i>Figura 16.</i>	Representación esquemática de la interacción cardiorrespiratoria.	28
<i>Figura 17.</i>	Modulación de respiración en el intervalo R-R.....	30
<i>Figura 18.</i>	Pletismógrafo de cuerpo completo utilizado para medir el volumen pulmonar.	32
<i>Figura 19.</i>	Capas de la piel.....	33
<i>Figura 20.</i>	Formas de medición fotopletismográficas.....	34

Figura 21.	Señal de cambio de volumen a través de los vasos sanguíneos.....	35
Figura 22.	Señal Fotopletismográfica (PPG).	36
Figura 23.	Espectros de absorción de las componentes de la sangre y la piel.	39
Figura 24.	Diagrama esquemático de la profundidad de penetración para las longitudes de onda 560nm (verde) y 950 (infrarroja).	40
Figura 25.	Sistema de adquisición de la señal fotopletismográfica.	44
Figura 26.	Sensor óptico reflectante con salida de transistor TCRT5000L.	45
Figura 27.	Sensor diseñado para la etapa de sensado.....	46
Figura 28.	Circuito de activación de TCRT5000L.....	46
Figura 29.	Filtro pasa altos de 0.5 Hz diseñado en FilterPro.	48
Figura 30.	Respuesta en frecuencia del filtro pasa altos.	49
Figura 31.	Señal PPG utilizando el IC INA128 (Verde) y el IC TL084 (Amarrilla).....	51
Figura 32.	Etapa de pre-amplificación.	51
Figura 33.	Filtro pasa bajos de 16 Hz diseñado en FilterPro.	52
Figura 34.	Respuesta en frecuencia del filtro pasa bajos.	53
Figura 35.	Etapa de calibración.....	54
Figura 36.	Señal PPG a la salida del sistema de adquisición.	55
Figura 37.	Leds utilizados para la calibración del offset.	55
Figura 38.	Señal PPG registrada y presentada utilizando el software MATLAB.....	57
Figura 39.	Diseño de la placa PCB implementada.....	59
Figura 40.	Placa PCB adecuada a una correa de reloj.....	60
Figura 41.	Principales partes del hardware del dispositivo móvil.	61

Figura 42.	Señal PPG adquirida por el dispositivo móvil implementado.	62
Figura 43.	Escenas de los tres estímulos audiovisuales: (a) Estímulo 1 estrés mental, (b) Estímulo 2 estrés psicológico, (c) Estímulo 3 tranquilidad.	66
Figura 44.	Preprocesamiento de la señal PPG.	73
Figura 45.	Diagrama de Bode del filtro pasa bajas de (0.5 a 15.99) Hz.	75
Figura 46.	Implementación del filtro pasa banda (0.5 a 15.99) Hz.	76
Figura 47.	Algoritmo para el cálculo de picos en la señal PPG.	77
Figura 48.	Algoritmo para el cálculo de picos.	78
Figura 49.	Señal o serie temporal IBI.	79
Figura 50.	Algoritmo para el cálculo de IBI.	80
Figura 51.	Compensación de los valores ectópicos de la serie temporal IBI.	81
Figura 52.	Señal IBI aplicada un filtro pasa banda de 0.001 Hz a 1.99 Hz.	83
Figura 53.	Estimación espectral de la serie temporal IBI.	84
Figura 54.	Modelo esquemático del reconocimiento estadístico de patrones.	89
Figura 55.	Ejemplo de aplicación del método KNN.	95
Figura 56.	Curva ROC de dos clasificadores y sus AUC.	99
Figura 57.	Modelo del sistema de reconocimiento de patrones de estrés.	103
Figura 58.	Patrón respiratorio seleccionado.	109
Figura 59.	Interfaz gráfica para la calibración de sistema SMCE.	111
Figura 60.	Algoritmo para la adquisición de la señal PPG.	112
Figura 61.	Algoritmo utilizado en la etapa de biofeedback.	116

Figura 62.	Resultados del sistema No 1 en el monitoreo de estrés en el primer grupo de validación ciega.	118
Figura 63.	Resultados del sistema No 1 en el monitoreo de estrés en el segundo grupo de validación ciega.	119
Figura 64.	Resultados del sistema No 2 en el monitoreo de estrés en el primer grupo de validación ciega.	121
Figura 65.	Resultados del sistema No 2 en el monitoreo de estrés en el segundo grupo de validación ciega.	122
Figura 66.	Señal PPG registrada durante el estímulo de estrés psicológico.	123
Figura 67.	Señal PPG registrada durante la realización del patrón respiratorio.	124

RESUMEN

El estrés es uno de los estados emocionales que más afectan a las personas provocando cambios físicos y mentales. La falta de control del estrés puede desencadenar problemas mentales como la depresión, ansiedad, trastornos de sueño y problemas fisiológicos. El objetivo de esta de investigación es el desarrollo de un sistema de medición de la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) utilizando técnicas fotopletoisomográficas para el monitoreo y control del estrés. El desarrollo de este estudio contempló, el diseño de un sistema de adquisición de la señal fotopletoisomográfica PPG en la zona de la muñeca; la generación de una base de datos conformada por el registro la señal PPG durante diferentes estímulos audiovisuales, la caracterización de la señal PPG con el fin de extraer 4 características temporales y 14 espectrales mediante el análisis del HRV, y el diseño de varios clasificadores fuzzy KNN, considerando diferentes grupos de datos y clases. En función de los índices de clasificación se seleccionaron dos clasificadores con una precisión del 65% y 70%. Para determinar cuál de los clasificadores poseen una mejor respuesta en tiempo real, se realizó una validación ciega. En base a los resultados obtenidos durante esta validación, se seleccionó un clasificador fKNN conformado por 5 k-vecinos y 5 características espectrales, debido a que este clasificador obtuvo mejores resultados en la detección de estrés en tiempo real. De igual manera en esta investigación, se determinó un patrón respiratorio que provocó que el ritmo cardíaco y respiratorio entren en coherencia disminuyendo los niveles de estrés.

Palabras claves:

- **VARIABILIDAD DEL RITMO CARDÍACO (HRV)**
- **TÉCNICAS FOTOPLETOISOMGRÁFICAS**
- **CLASIFICADOR FUZZY KNN**

ABSTRACT

The Stress is one of the emotional states that most affect people causing physical and mental changes. Lack of stress control can trigger mental problems such as depression, anxiety, sleep disorders and physiological problems. The objective of this research is the development of a system for measuring heart rate variability (HRV) using photoplethysmographic techniques for monitoring and controlling stress. The development of this study contemplated, the design of a PPG photoplethysmographic signal acquisition system in the wrist area; The generation of a database formed by the registration of the PPG signal during different audiovisual stimuli, the characterization of the PPG signal with the purpose of extract 4 temporals and 14 spectral characteristics by analyzing the HRV, and the design of several fuzzy classifiers KNN (fKNN), considering different groups of data and classes. Based on the classification indexes, two classifiers were selected with an accuracy of 65% and 70%. To determine which of the classifiers have a better response in real time, a blind validation was performed. Based on the results obtained during this validation, a fKNN classifier consisting of 5 k-neighbors and 5 spectral characteristics was selected, because this classifier obtained better results in the detection of stress in real time. In the same way in this investigation, a respiratory pattern was determined that allowed the heart rate and respiratory rhythm to go into coherence decreasing stress levels.

Keywords:

- **HEART RATE VARIABILITY (HRV)**
- **PHOTOPLETHYSMOGRAPHY (PPG)**
- **KNN FUZZY CLASSIFIER**

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Antecedentes

Durante su evolución el ser humano ha desarrollado varios mecanismos de adaptación, principalmente defensivos, los cuales han cambiado tanto su comportamiento fisiológico como psicológico, brindándole la capacidad de sobrevivir a cualquier circunstancia (Hinojosa, 1968). El doctor Hans Selye, nombra a este comportamiento evolutivo como “*Fight of Flight*” en el cual expone que cuando un individuo se encuentra en una situación de peligro este produce cambio en su ritmo cardíaco, ritmo respiratorio, aumento de la presión sanguínea, entre otros. Estos cambios solo desaparecerán cuando el individuo se encuentre libre de amenaza, caso contrario entra en un síndrome general de adaptación (Cazabat & Costa, 2000).

En los últimos años este tipo de comportamiento se lo ha denominado con el nombre de “estrés” el cual ha sido estudiado por distintas ramas de la ciencia como el psicológico y fisiológico, asociándolo a diferentes síntomas de tipo emocional, intelectual y físico (Camargo, 2004).

Actualmente, la mayoría de las investigaciones se centran en determinar los efectos del estrés en el comportamiento fisiológico de las personas, relacionándolos principalmente con el comportamiento del sistema cardiovascular. Taelman, Vandeput, Gligorijević, Spaepen, & Van Huffel (2011), analizan la variación del ritmo cardíaco (HRV del inglés *Heart Rate Variability*) en cuatro condiciones: en reposo, en condiciones de estrés durante la actividad física, tareas mentales y una combinación de ambas. Determinando que durante la actividad física se registra un mayor cambio en la HRV a diferencia de las tareas mentales y en reposo, las mismas que se mantuvieron en valores nominales. Hall y otros (2004) estudian el comportamiento del HRV durante el sueño

en personas con estrés agudo, concluyendo que los cambios de la HRV asociada a este nivel de estrés puede causar un sueño perturbador y si estos cambios se prolongan durante el sueño es un indicador de estrés crónico el cual puede representar un incremento en el riesgo de mortalidad. Lazarus, Speisman, & Mordkoff (1963) realizaron el estudio de como la influencia de un estrés psicológico inducido puede verse reflejado en el ritmo cardíaco y la conducta subcutánea, estableciendo que una persona que se encuentra bajo este tipo de estrés genera un aumento en su ritmo cardíaco y conductancia de la piel.

El Sistema Nervioso Autónomo (ANS del inglés *Autonomic Nervous System*), mediante los sistemas Simpático y Parasimpático, es el encargado de controlar las acciones involuntarias del cuerpo humano tales como la respiración y el ritmo cardíaco. Los sistemas cardiovascular y respiratorio se encuentran modulados por el mismo sistema nervioso, generando una interacción conocida como el acople cardiorrespiratorio. Un ejemplo de esta interacción es lo que se conoce como la Arritmia sinusal respiratoria (RSA del inglés *Respiratory Sinus Arrhythmia*). Por esta razón, los cambios voluntarios en la respiración producen cambios en el comportamiento cardíaco, y en particular en el HRV. Peng y otros (2004) estudian como varia el ritmo cardíaco durante tres técnicas de respiración: una respiración normal, una hiperventilación y una respiración controlada; determinando que diferentes técnicas de respiración afectan de forma dinámica al ritmo cardíaco. Conrad y otros (2007) analizan los efectos de la respiración para el manejo del estrés donde concluye que una respiración más controlada aumenta la estabilidad respiratoria y reduce el ritmo cardíaco provocando una disminución en los niveles de estrés.

1.2. Justificación e Importancia

En la actualidad el estrés se ha convertido en la enfermedad del siglo XXI, siendo el estrés laboral la principal fuente de estrés en el mundo (Leka, Griffiths, & Cox, 2004). Por esta razón la Organización Mundial de la Salud (OMS), con el fin de contrarrestarlo ha distribuido el folleto “La organización del trabajo y el estrés” en el cual de manera detallada permite identificar y controlar el estrés laboral previniendo una mala salud física y mental del individuo.

El estrés puede afectar de manera diferente a cada persona, pero en general puede provocar problemas emocionales como: depresión, ansiedad, trastornos de sueño, problemas de concentración, entre otros. Además de problemas fisiológicos como: cardiopatías, trastornos digestivos, trastornos musculoesqueléticos (Leka y otros, 2004). Dentro de cardiopatías generadas por el estrés podemos encontrar la hipertensión arterial, trastornos del ritmo cardíaco, infarto de miocardio, enfermedades coronarias, etc. (Armario, Hernández del Rey, & Martín-Baranera, 2002; Miguel-Tobal & Cano-vindel, 2005)

En el Ecuador, la investigación realizada por la empresa GFK en el 2012 determinó que el 10% de la población se encuentra estresada, pero se prevé que este porcentaje sea mayor en estos últimos años. Esta investigación entrevistó a 1006 personas de la ciudad de Quito y Guayaquil (Expreso de Guayaquil, 2012).

A pesar de la información proporcionada por organizaciones nacionales e internacionales, los índices de estrés no se han reducido. Esto se debe a que las personas no son conscientes del nivel de estrés en el que se encuentran, debido a que no poseen el medio que les informe de su estado actual. De igual manera muchas de estas personas no conocen la forma de lidiar con este problema permitiendo que este siga afectándolos (HeartMath, 2017).

Esta investigación se presenta con la finalidad de diseñar e implementar un dispositivo que monitorice el nivel de estrés de las personas de forma no invasiva y permita controlarlo mediante un patrón respiratorio, reduciéndolo en caso de que sea necesario, y permitiendo a la persona que lo porte mejorar su calidad de vida.

1.3. Alcance del Proyecto

El presente proyecto de investigación tiene como objetivo el desarrollo de un dispositivo móvil que permita el monitoreo de ritmo cardiaco utilizando de técnicas fotopletismográficas con el fin de determinar el nivel de estrés de una persona. De manera adicional este dispositivo permite el control del estrés por medio de un patrón respiratorio, el cual será propuesto mediante estímulos luminosos en un led RGB, estos estímulos permitirán que la persona, que porte el dispositivo, realice una respiración guiada con el fin de reducir su nivel de estrés.

Durante la primera etapa de este proyecto de investigación, se realizó el diseño e implementación de un sistema de instrumentación biomédica que permita la adquisición de señal de fotopletismograma (PPG del inglés *PhotoPlethysmoGram*) en la zona de la muñeca.

En la segunda etapa, se creó de una base de datos conformada por 30 sujetos sanos. Estos sujetos fueron estimulados audiovisualmente con el fin de inducir estados de estrés mental, estrés psicológico y tranquilidad. Durante cada uno de estos estímulos, se registró la señal PPG en la base de datos en función los protocolos establecidos por Raza (2016).

Una vez conformada la base de datos, se realizó un procesamiento digital a cada una de las señales con el fin identificar los puntos de sístole máxima y extraer la serie temporal IBI (IBI del inglés *Inter-Beat Interval*). Por medio del análisis del HRV en el dominio tiempo y frecuencia realizado a la serie temporal IBI, se extrajo un grupo de características las cuales fueron utilizadas

para el entrenamiento y validación de un clasificador que permita estimar el nivel de estrés que posee una persona.

En base a los estudios presentes en la literatura, se seleccionó un patrón respiratorio que permitió que tanto como el ritmo cardíaco y el respiratorio entren en coherencia reduciendo el nivel de estrés. Este patrón fue representado mediante los cambios de color e intensidad de un led RGB.

Finalmente, se implementó el hardware anteriormente diseñado y los algoritmos para la detección de estrés en dispositivo móvil, el cual monitoriza en tiempo real el nivel de estrés de la persona, indicando mediante una señal lumínica su estado actual, y si en caso de poseer un nivel alto de estrés se propone un patrón respiratorio que reduce estos niveles.

En la Figura 1 se presenta las etapas realizadas para el desarrollo de este proyecto de investigación.

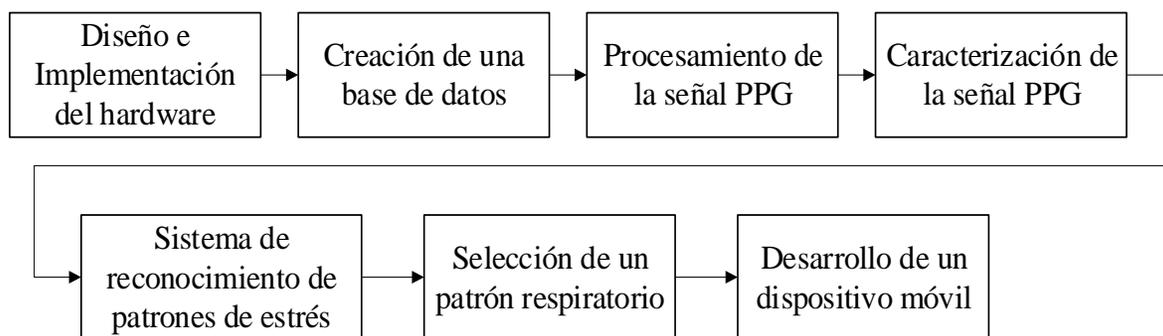


Figura 1. Etapas realizadas para el desarrollo del proyecto de investigación.

1.4. Objetivos

1.4.1. General

- Diseñar e implementar un sistema de medición de la variabilidad del ritmo cardíaco utilizando técnicas de fotopletimografía que permita el monitoreo de los niveles de estrés y genere un patrón respiratorio para el control del mismo.

1.4.2. Específicos

- Producir un sistema de instrumentación biomédica mediante la técnica de fotopletimografía que permita obtener el ritmo cardíaco.
- Obtener una base de datos de señales PPG de sujetos sanos, registrando su ritmo cardíaco en estado basal y durante estimulaciones de estrés.
- Analizar el comportamiento del ritmo cardíaco en el dominio del tiempo y frecuencia determinando los patrones característicos de estrés.
- Evaluar el patrón respiratorio que module el ritmo cardíaco del sujeto y que permita disminuir el nivel de estrés.
- Emplear un dispositivo móvil que monitorice el ritmo cardíaco y controle el estrés mediante un patrón de respiración.

1.5. Organización del proyecto de investigación

El presente proyecto de investigación se encuentra organizado a través de los siguientes capítulos:

Capítulo 2: Marco Teórico. Se describe manera general la fisiología y funcionamiento del sistemas cardiovascular y respiratorio, y cómo estos se encuentran interrelacionados. En el sistema

cardiovascular se analiza sus principales órganos y cómo estos trabajan de manera coordinada para realizar el ciclo cardíaco. De igual manera se detalla las principales señales generadas por la actividad cardiovascular describiendo cada una de ellas. Adicional, se especifica los órganos que conforman el sistema respiratorio y como estos trabajan para realizar un ciclo respiratorio. En ambos sistemas se analiza cómo el sistema nervioso autónomo controla y regula su funcionamiento vinculándolo con la interacción cardiorrespiratoria y la arritmia sinusal respiratoria. Debido a que en este trabajo de investigación se utiliza la fotoplestismografía como método de sensado del ritmo cardíaco, se realiza una introducción a las técnicas fotoplestismográficas y como esta por medio de la piel es capaz de monitorear la actividad cardíaca.

Capítulo 3: Diseño del hardware para adquisición de la señal fotoplestismográfica. Para el desarrollo de esta investigación es necesario el diseño y la implementación de un sistema de adquisición de la señal fotoplestismográfica (PPG) a través de los cambios volumétricos de la sangre en la piel. En el presente capítulo, se describe cada una de las etapas que conforma el hardware necesario para la adquisición de la señal PPG. Para ello se realiza un análisis de las principales técnicas fotoplestismográficas y circuitos utilizados para adecuada adquisición de una señal PPG. Adicional se describe las consideraciones de diseño que deberá presentar la etapa de hardware. En base al estado del arte y las consideraciones de diseño, el hardware implementado se encuentra conformado por dos partes: 1) el sistema de adquisición conformado por las etapas de sensado, filtrado pasa altos, pre-amplificación, filtrado pasa bajos y calibración; y 2) una etapa de *biofeedback* la cual propone un patrón respiración en función del cambio de color e intensidad de un led RGB

Capítulo 4: Adquisición de la base datos *StressBP I*. En esta Sección se detalla el procedimiento utilizado para creación de la base de datos *StressBP I* y la extracción de las características temporal y espectrales de la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV). Para el registro de esta base de datos, se indujeron los estados de estrés y tranquilidad a 30 sujetos de prueba por medio de estímulos audiovisuales. En base a estos estímulos, se registraron las señales PPG correspondiente a los estados: basal, estrés mental, estrés psicológico y tranquilidad siguiendo un protocolo de estimulación y registro. Una vez ya conformada la base de datos, cada una de las señales PPG fue procesada digitalmente, de manera *offline*, con el fin de obtener la información necesaria para realizar la extracción de características por medio del análisis del HRV, donde extrajeron 18 valores característicos, 4 temporales y 14 espectrales para cada estímulo registrado.

Capítulo 5: Diseño del sistema de clasificación y detección de estrés. Previo al diseño y selección del sistema de clasificación y detección de estrés, se realiza una introducción a los sistemas de reconocimiento de patrones, detallando cada uno de los métodos utilizados para el desarrollo de este capítulo. En base a las características extraídas de la señal PPG en el Capítulo 4, se conforma una matriz de características para el entrenamiento y validación del sistema de reconocimiento de estrés. Con el fin mejorar el desempeño del clasificador fuzzy KNN, se realiza una reducción de dimensionalidad de la matriz de características, a través de la prueba de U Mann-Whitney y al análisis de características principales PCA, ambos métodos permitieron reducir en un 70% el número de características. Para conocer el desempeño del clasificador fKNN se extrajeron cuatro índices de clasificación los cuales fueron calculados mediante el método de validación *Random sub-sampling*, por medio de estos índices de clasificación se seleccionaron dos clasificadores para ser validados en tiempo real.

Capítulo 6: Implementación del sistema de monitoreo y control del estrés SMCE. Una vez diseñados y validados los clasificadores para la detección de estrés, se seleccionó los clasificadores que presenten una precisión mayor al 65%. Para comprobar el funcionamiento en tiempo real de los clasificadores seleccionados, se implementaron los algoritmos para el procesamiento y reconocimiento de patrones de estrés en un microcontrolador. En esta Sección se detalla la implementación de los algoritmos y la selección de un clasificador para la detección de estrés. Para determinar cuál de los clasificadores proporciona una mejor respuesta en tiempo real, se realiza una validación ciega un grupo 6 sujetos de prueba externos a la base de datos *StressBP I*. Para comprobar si el patrón respiratorio, elegido al inicio de este capítulo, permite reducir los niveles de estrés, se lo divide este nuevo grupo en dos partes en función de los estímulos inducidos, al primer grupo se le propuso un patrón respiratorio para inducir el estado de tranquilidad y al segundo no se le indujeron ningún estímulo.

Capítulo 7: Conclusiones y Recomendaciones. En este capítulo se presenta las conclusiones obtenidas a partir de los resultados de esta investigación. De igual forma se presenta unas recomendaciones para el desarrollo futuras investigaciones en el área de fotopletiografía y detección de estrés.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Introducción

El presente Capítulo contiene una introducción a los conceptos básicos de la fisiología del sistema cardiovascular y respiratorio del cuerpo humano principalmente enfocado en la interacción cardiorrespiratoria, conocida como Arritmia Sinusal Respiratoria. Adicionalmente, se analizará como el sistema nervioso central mediante el sistema nervioso autónomo, controlan a ambos sistemas conformando un sistema de control en lazo cerrado.

En el sistema cardiovascular durante el ciclo cardíaco permite la irrigación de la sangre, oxígeno y nutrientes por todo el cuerpo humano. Esta actividad cardíaca genera señales que permiten informar el funcionamiento del corazón. El sistema respiratorio se encuentra constituido por un grupo de órganos los cuales están encargados de proporcionar oxígeno y desechar dióxido de carbono del cuerpo humano.

Ambos sistemas se encuentran controlado por el sistema nervioso autónomo que a través de la red de nervios simpáticos y parasimpáticos son capaces de controlar y modular el funcionamiento de cada sistema.

Para el monitoreo de la actividad cardíaca de manera no invasiva se utiliza la fotopleletismografía por lo que se proporciona una introducción a las técnicas pletismográficas con un principal enfoque a la fotopleletismografía, observando como esta realiza su medición en la piel, sus formas de medición y la señal proporcionada por dicha técnica.

2.2. Fisiología del sistema cardiovascular

El sistema cardiovascular se encuentra conformado por la sangre, el corazón y los vasos sanguíneos. La sangre se define como un fluido compuesto por glóbulos rojos (eritrocitos), glóbulos blancos (leucocitos) y plaquetas, los cuales están suspendidos en una disolución llamada plasma. Este sistema posee dos funciones principales, 1) Transportar oxígeno (O_2) desde los pulmones hacia todas las células y dióxido de carbono (CO_2) desde las células hacia los pulmones; y 2) Llevar nutrientes desde el tracto gastrointestinal hacia las células y transportar desechos metabólicos a los sistemas de eliminación con el fin de desecharlos del cuerpo humano.(Tortora & Derrickson, 2006).

Los vasos sanguíneos se encuentran conformados por las arterias y arteriolas encargadas de transportar la sangre rica en oxígeno y nutrientes a las células, y también por las venas y vénulas que son las encargadas de transportar la sangre que contiene dióxido de carbono y desechos. Las arterias y venas se distribuyen por todo el cuerpo humano interconectándose por medio de los capilares, los cuales son vasos sanguíneos muy delgados, que permiten que la sangre fluya dentro de circuito cerrado como se muestra en la Figura 2.

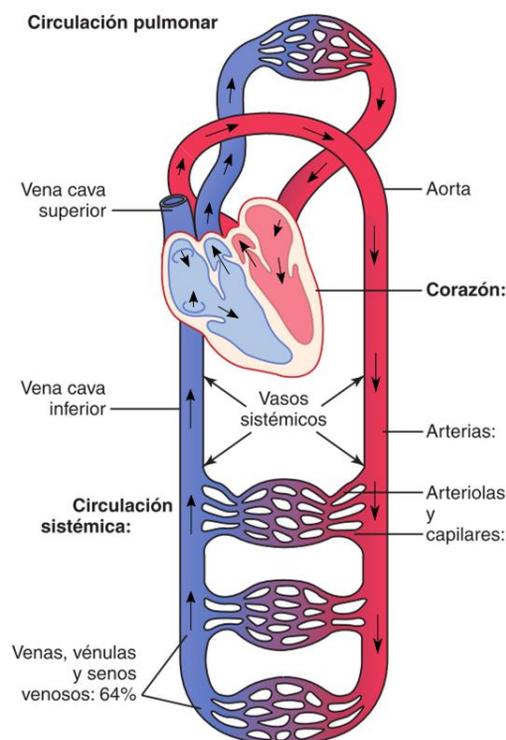


Figura 2. Sistema cardiovascular.
Modificado de: (Guyton & Hall, 2006).

Por su parte, el corazón es el órgano encargado impulsar la sangre por medio de los vasos sanguíneos alrededor de todo el cuerpo, cumpliendo el funcionamiento de una bomba. Se lo puede dividir en dos partes: una parte derecha la cual provee de sangre hacia los pulmones y una parte izquierda que abastece sangre hacia los órganos periféricos (Guyton & Hall, 2011).

Cada parte del corazón está conformado por dos cavidades: una aurícula y un ventrículo, las cuales se encuentran divididas por medio de la válvula tricúspide y mitral respectivamente. Estas válvulas permiten el paso de la sangre desde las aurículas hacia los ventrículos para posteriormente ser expulsada por medio la válvula pulmonar y aortica hacia los vasos sanguíneos realizando el bombeo sanguíneo denominado ciclo cardíaco (ver Figura 3).

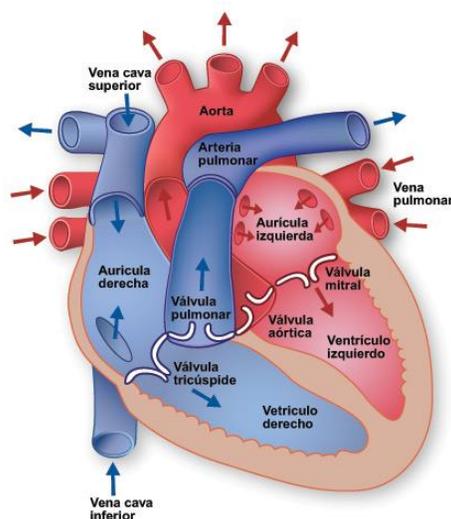


Figura 3. Estructura y trayecto del flujo sanguíneo del corazón.

Fuente: (Texas Heart Institute, 2011).

El corazón está conformado por un conjunto de células musculares denominadas miocardio, los cuales se encuentran conectados y comunicados por medio de los discos intercalares que permiten el transporte de estímulos eléctricos para contraer o relajar el corazón. El cerebro es el encargado de generar estos estímulos eléctricos los cuales se distribuyen a través del corazón por medio de las fibras musculares cardíacas especiales denominadas fibras automáticas (Tortora & Derrickson, 2006). Estas fibras poseen dos funciones principales que son:

- Marcapaso. Determina el ritmo de la excitación eléctrica del corazón dando origen a la contracción cardíaca.
- Sistema de Conducción. Las fibras automáticas se encuentran distribuidas formando una red (ver Figura 4) dentro de todo el corazón. Estas proveen un camino para que cada ciclo de excitación cardíaca se desplace por el mismo asegurando que cada cavidad se contraiga o polarice; o se relaje o despolarice de forma sincronizada (Guyton & Hall, 2011).

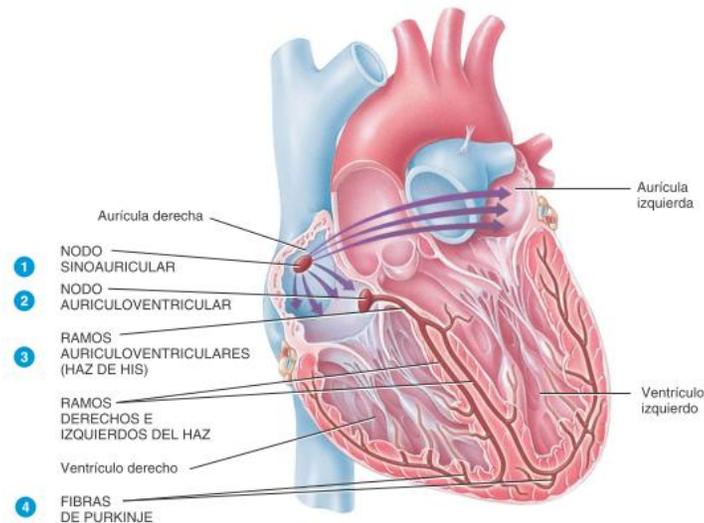


Figura 4. Red de fibras Automáticas del corazón.

Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006).

La red de fibras automáticas está conformada por cuatro partes principales que permiten la sincronización de la contracción cardíaca:

- **Nodo Sinoauricular (SA).** Localizado bajo la vena cava en el ventrículo derecho, es el primer nodo donde se origina el potencial de acción el cual posteriormente se propaga a través de ambas aurículas provocando su contracción, repitiéndose aproximadamente cada 0.6 segundos (Tortora & Derrickson, 2006).
- **Nodo Auriculoventricular (AV).** Este nodo genera un pequeño retraso en la propagación del potencial, permitiendo que la sangre en las aurículas se vacíe en los ventrículos.
- **Haz de His.** Es el puente que permite enviar el potencial de acción hacia las fibras Purkinje, generando un pequeño retraso. También impide la propagación del potencial del ventrículo hacia la aurícula (Guyton & Hall, 2011).

- Fibras de Purkinje. A diferencia del resto, estas propagan el potencial de acción más rápidamente, se encuentra distribuida en ambos ventrículos, permitiendo la contracción ventricular y la expulsión de la sangre hacia el exterior del corazón.

2.2.1. Ciclo Cardíaco

Las fibras automáticas realizan dos fases sucesivas esenciales para la función cardíaca como es la sístole o fase de contracción y la diástole o fase de relajación. La diástole permite que la sangre ingrese a las aurículas y ventrículos y la sístole es la encargada que la sangre sea expulsada hacia el exterior del corazón. La apertura y cierre de cada una de las válvulas intervienen en esta actividad dependerán de la presión que existe en cada una de las cavidades cardíacas.

El ciclo cardíaco empieza con la diástole, relajando el miocardio ventricular y cerrando todas las válvulas que conforman el corazón, esta etapa es conocida como diástole isovolumétrica. Posteriormente la sangre ingresa al corazón llenando las aurículas hasta producirse la relajación ventricular, donde la válvula mitral y tricúspide se abren debido a la diferencia de presión que existe entre ambas cavidades, permitiendo que la sangre fluya desde las aurículas hacia los ventrículos. Esta fase suele durar unos 0.15 segundos y se la denomina fase de repleción rápida. Finalmente, la diástole termina con la contracción auricular que permite el llenado completo los ventrículos.

La sístole inicia con la contracción isovolumétrica, donde todas las válvulas se encuentran cerradas un corto periodo de 0.05 segundos aumentando la presión dentro del ventrículo lo que provoca la apertura de la válvula pulmonar y aortica suministrando la sangre hacia el sistema pulmonar y arterial respectivamente. Las dos terceras partes del volumen sistólico son expulsadas rápidamente y lo restante es expulsado lentamente restando un pequeño volumen de 50 ml, el cual

no puede ser expulsado del ventrículo debido a la falta de presión en esta cavidad lo que provoca el cierre de sus válvulas finalizando la sístole (Mezquita, 2011). En la Figura 5 se presenta un esquema de las fases que conforman el ciclo cardíaco y como estas permiten el flujo de sangre de manera unidireccional dentro y fuera del corazón.

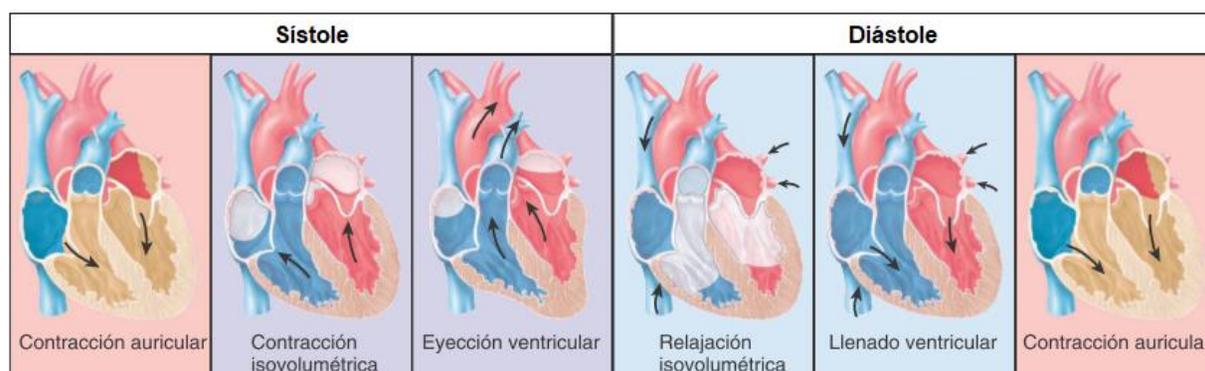


Figura 5. Fases del ciclo Cardíaco.
Modificado de: (Tortora & Derrickson, 2006).

2.2.2. Señales cardíacas

El ciclo cardíaco produce distintas señales las cuales permiten el análisis del funcionamiento del corazón. Las señales más comúnmente utilizadas son: electrocardiograma (ECG), señal de presión aortica, ruidos cardíacos, volumen en el ventrículo, entre otras.

El electrocardiograma es un examen muy utilizado para visualizar el comportamiento del corazón, principalmente los cambios de potencial de acción en el mismo. El ECG está conformado por tres ondas: 1) Onda P representa la despolarización auricular la cual empieza desde el nodo SA hasta las fibras automáticas auriculares provocando la contracción miocardio auricular. 2) Complejo QRS en un conjunto de señales que representan la despolarización ventricular donde el potencial de acción se desplaza a través de las fibras automáticas hasta llegar a las fibras Purkinje provocando la contracción ventricular, y 3) Onda T la cual representa la repolarización ventricular

y aparece en el momento que miocardio ventricular se empieza a relajarse. La Figura 6 representa un electrocardiograma normal en función de ciclo cardíaco detallado en la Figura 5.

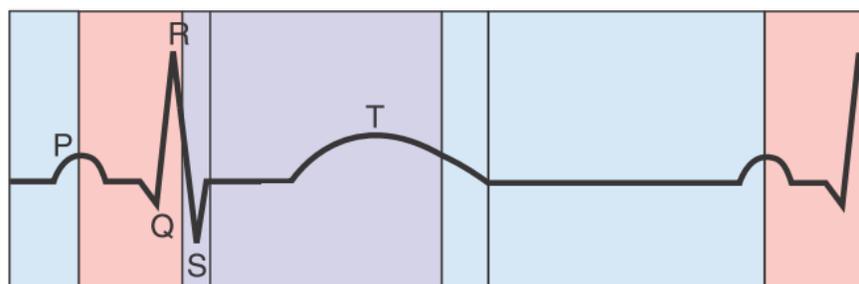


Figura 6. Electrocardiograma (ECG).

Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006).

Durante la contracción auricular y ventricular se genera un cambio de presión y de volumen dentro del corazón los cuales pueden ser representadas en señales para su análisis. Para los cambios de presión se utilizan la aurícula izquierda y ventrículo izquierdo y presión aortica debido a que sus valores son mayores comparados con los del lado derecho (Tortora & Derrickson, 2006). El análisis del cambio de volumen se los puede realizar en cualquiera de los dos ventrículos debido a que ambos proporcionan la misma cantidad de sangre en cada latido.

Cuando se produce la contracción auricular, la presión en esta cavidad impulsa la sangre hacia el ventrículo hasta llenarlo. En la sístole ventricular la presión dentro del ventrículo incrementa hasta llegar a la presión aortica de 80 mmHg provocando que la válvula pulmonar se abra permitiendo que la sangre pase del corazón a los vasos sanguíneos, esta presión continúa incrementando hasta llegar al valor de 120 mmHg. En la diástole ventricular la presión desciende provocando que la válvula aortica se cierre a una presión de 100 mmHg generando un pequeño aumento en la presión aortica formado la onda dicrótica. Este ciclo se ve representado en la señal de color rojo de la Figura 7 que describe la señal de presión aortica.

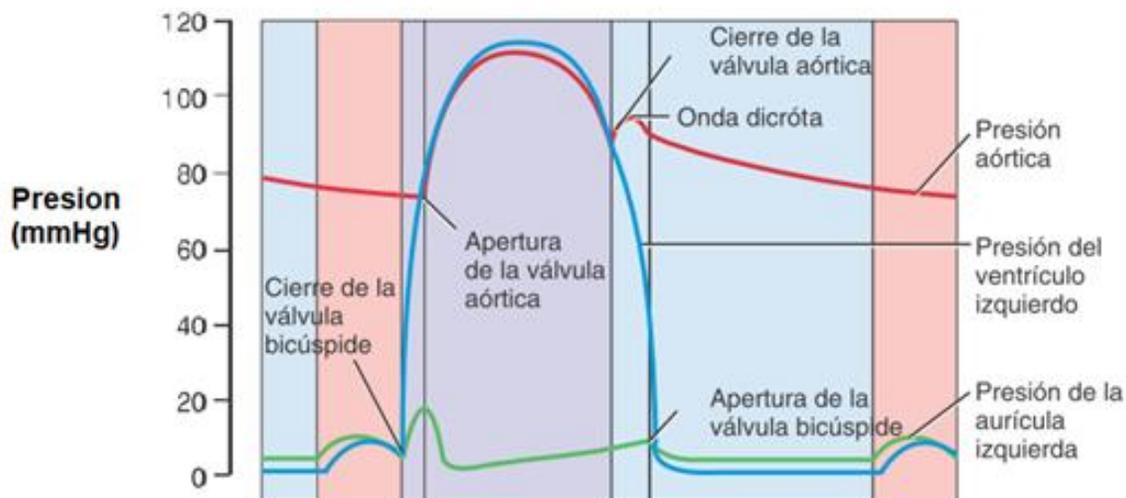


Figura 7. Cambios en la presión aórtica.
Modificado de: (Tortora & Derrickson, 2006).

La señal de cambio volumétrico se encuentra representada en la Figura 8 la cual describe el flujo sanguíneo que genera el ventrículo izquierdo. En donde la sangre comienza a ingresar lentamente hasta producirse la contracción auricular, llenándolo con unos 120 ml, para posteriormente en la contracción ventricular toda esta sangre sea expulsada dejando unos 50 ml de sangre en ventrículo entregando un volumen sistólico de 70 ml por ciclo cardíaco.

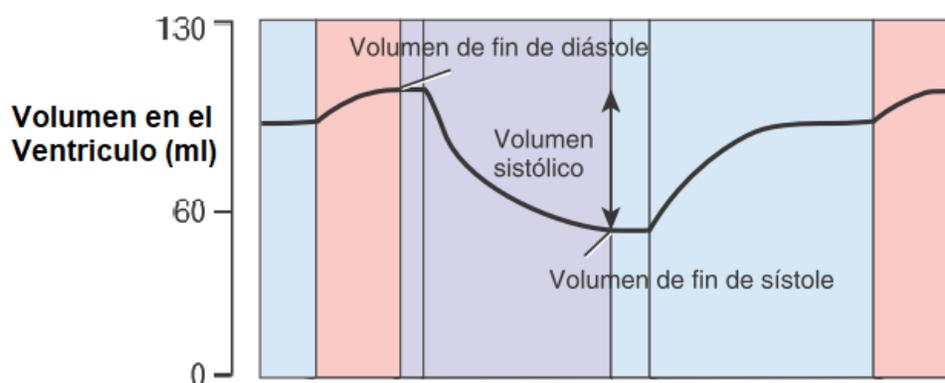


Figura 8. Cambios de volumen en el ventrículo izquierdo.
Modificado de: (Tortora & Derrickson, 2006).

La presión aórtica también se la puede medir en los vasos sanguíneos siendo las arterias, las principales fuentes de información debido a su baja distensibilidad, mayor resistencia a deformarse,

que le permite mantener los valores de presión originados en el corazón. Estos valores de presión se irán reduciendo según como nos vayamos desplazando por los vasos sanguíneos. En la Figura 9 se puede observar como la señal de presión aortica se atenúa a través de los vasos sanguíneos hasta ser imperceptible en las venas debido a que distensibilidad es mayor (Guyton & Hall, 2011; Mezquita, 2011; Tortora & Derrickson, 2006). Caso similar sucede con los cambios de volumen, los cuales, al ser dependientes de la presión pueden ser medidos en cualquier parte del cuerpo humano donde exista presencia de vasos sanguíneos principalmente arterias, arteriolas y capilares.

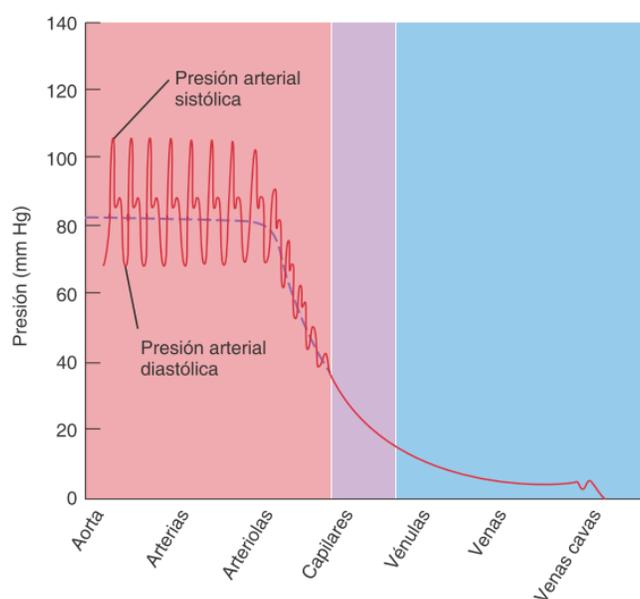


Figura 9. Señal de presión sanguínea en varias partes del aparato circulatorio.
Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006).

2.2.3. Control del sistema cardiovascular

El sistema nervioso por medio del sistema nervioso central (SNC) se encarga de mantener la homeóstasis en el cuerpo humano, el cual mediante el sistema nervioso periférico (SNP) recibe y envía información del comportamiento del cuerpo humano con el fin de controlar las actividades voluntarias e involuntarias.

El SNP se encuentra conformada por nervios y neuronas motoras sensitivas que regulan, mediante el aumento o excitación; o la disminución o inhibición; la actividad en órganos viscerales y vasos sanguíneos en el cuerpo. El SNP puede subdividirse en el sistema nervioso somático (SNS), y el sistema nervioso autónomo (SNA), ambos sistemas cumplen la función de transmitir y recibir información del SNC con el fin de controlar las actividades metabólicas del cuerpo (Mezquita, 2011; Tortora & Derrickson, 2006).

A diferencia del SNS, los reflejos del SNA opera sin control consciente, pero estos pueden ser regulados por centros en el hipotálamo y el tronco del encéfalo. La mayoría de las respuestas autónomas no pueden alterarse de manera consciente, por ejemplo, es poco probable que una persona logre disminuir su frecuencia cardíaca a la mitad de su valor de manera voluntaria. Sin embargo, la práctica de actividades como el yoga o la mediación permiten modular algunas actividades autónomas (Peng y otros, 2004; Tortora & Derrickson, 2006; Tyagi, Cohen, Reece, Telles, & Jones, 2016).

El SNA se encuentra constituido por dos ramas (ver Figura 10), el sistema simpático y sistema parasimpático donde la mayoría de los órganos están conformados por terminaciones nerviosas de ambas divisiones y estas son estimuladas por neuronas simpáticas y parasimpáticas desde el cerebro.

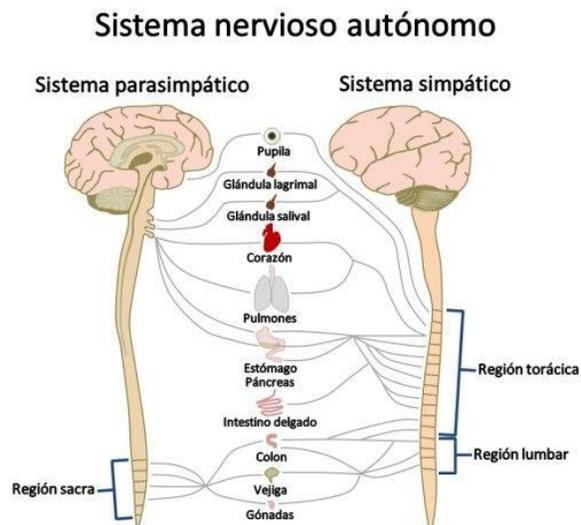


Figura 10. Partes del sistema nervioso autónomo.

Fuente: (Martos Silván, 2017).

El sistema simpático se suele denominar “de lucha o huida” debido a que su actividad incrementa el estado de alerta y las actividades metabólicas para preparar el cuerpo para una situación de peligro (Cazabat & Costa, 2000). Este estado de alerta puede desarrollarse durante el estrés físico o estrés emocional liberando adrenalina y noradrenalina, las mismas que permite el aumento de la frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, dilatación de los vasos sanguíneos, dilatación de la pupila, etc. (Miguel-Tobal & Cano-vindel, 2005). Adicionalmente, en el corazón la estimulación simpática aumenta la fuerza de contracción con el fin de aumentar el volumen de sangre que se proporciona al cuerpo. La estimulación simpática máxima puede provocar una frecuencia cardíaca superior a las 200 pulsaciones por minuto (ppm) (Guyton & Hall, 2011; Tortora & Derrickson, 2006).

El sistema parasimpático se lo denomina “división de reposo y digestión” debido a que su interacción permite la reserva y restitución de la energía corporal durante periodos de descanso, es decir, cuando la actividad parasimpática se encuentra activa el cuerpo entra a un estado de reposo permitiendo la digestión y absorción de nutrientes de la comida.

La estimulación parasimpática llega al corazón por los nervios vagos provocando la liberación de acetilcolina en las terminaciones nerviosas. La acetilcolina provoca dos efectos principales: la disminución de la frecuencia del ritmo del nódulo SA y la reducción de excitabilidad de las fibras del nódulo AV. Estos efectos puede interrumpir el latido cardíaco por un tiempo provocando que una reducción de la frecuencia cardíaca (Guyton & Hall, 2011).

El sistema simpático como el sistema parasimpático se encuentran trabajando en un equilibrio dinámico, es decir, que cuando un sistema se encuentra activado el otro se encuentra en reposo. En la Figura 11, se observa como la influencia de ambos sistemas aumenta el gasto cardíaco siendo mucho menor durante la estimulación parasimpática y aumentado según como el sistema simpático se vaya estimulando. El gasto cardíaco es la cantidad de sangre que el corazón bombea al cuerpo en un minuto y se lo calcula multiplicando la cantidad de sangre expulsada en la sístole por la frecuencia cardíaca

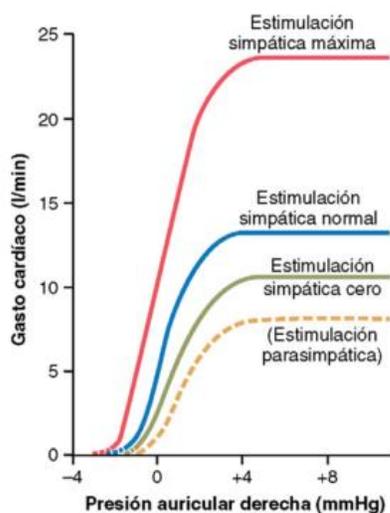


Figura 11. Efecto de la estimulación simpática y parasimpática sobre la curva de gasto cardíaco.
Fuente: (Guyton & Hall, 2006).

2.3. Fisiología del sistema respiratorio

El sistema respiratorio se encuentra conformado por el aparato respiratorio superior: la nariz y la faringe; y el aparato respiratorio inferior: laringe, tráquea, bronquios y dos pulmones (ver Figura 12). La función principal de este sistema es la captación de oxígeno (O_2) y la eliminación del dióxido de carbono (CO_2). Las células del cuerpo humano utilizan este O_2 para sus reacciones metabólicas, las cuales liberan energía de las moléculas de los nutrientes, este tipo de reacciones liberan CO_2 que es perjudicial para las células debido a la acidez que se produce en la sangre.

El sistema respiratorio posee tres funciones principales (Tortora & Derrickson, 2006):

- 1) Ventilación pulmonar. Mediante la inspiración y espiración se realiza intercambio de aire entre la atmósfera y los alveolos pulmonares.
- 2) Respiración externa pulmonar. Difusión de O_2 y de CO_2 entre los alveolos y la sangre mediante el ciclo cardíaco.
- 3) Respiración interna. Transporte de O_2 y de CO_2 en la sangre y otros tipos de fluidos corporales hacia las células.

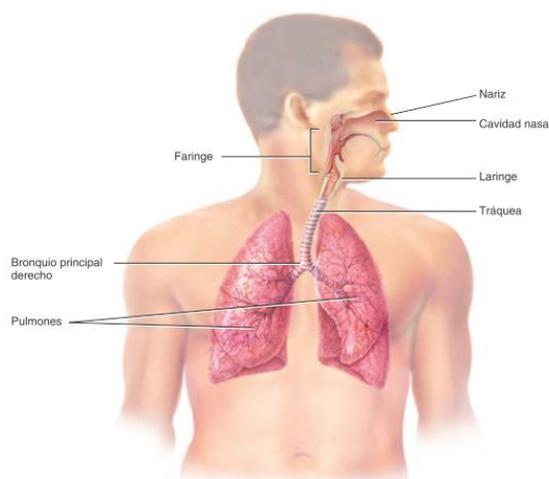


Figura 12. Órganos del sistema respiratorio.

Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006).

2.3.1. Ciclo respiratorio

El ciclo respiratorio o respiración posee dos fases, la inspiración y espiración, Al inicio de la inspiración la presión de los pulmones es igual a la presión atmosférica por lo que no existe ninguna fuerza que permita el ingreso de aire (ver Figura 13a), posteriormente el diafragma se contrae moviéndose hacia abajo provocando que los pulmones se ensanchen y exista una menor presión en los alveolos permitiendo el aire ingrese hacia los pulmones (ver Figura 13b). En la espiración el diafragma se relaja, regresando a su posición original, provocando el retroceso elástico de los pulmones, estructura abdominal y torácica. Esto provoca que la presión en los pulmones sea mayor a la presión atmosférica, expulsado el aire de forma pasiva (ver Figura 13c). A diferencia de la inspiración la espiración normal es un proceso pasivo donde no se involucra contracciones musculares (Tortora & Derrickson, 2006).

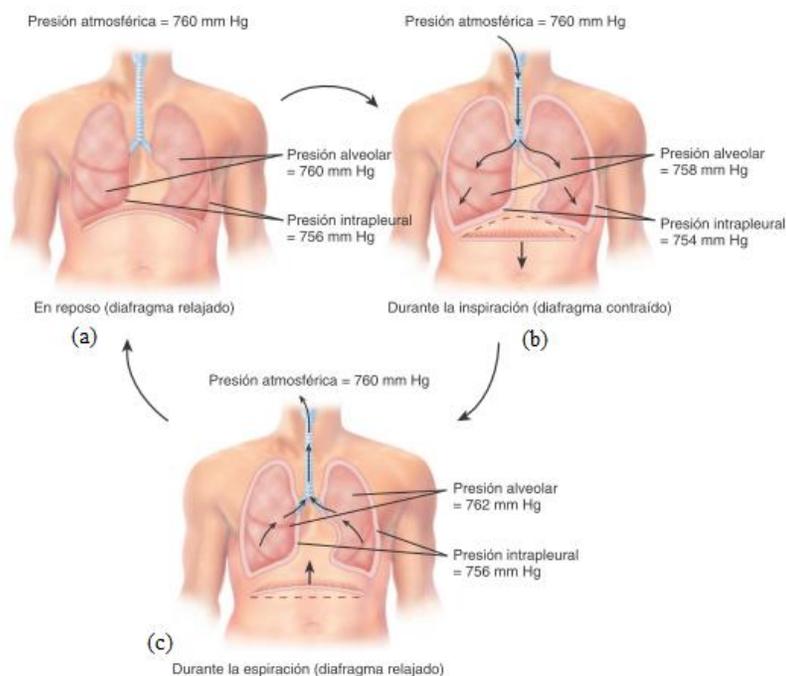


Figura 13. Ventilación pulmonar y sus cambios de presión.

Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006).

El ciclo respiratorio describe una señal de cambio de volumen pulmonar la cual se representa en la Figura 14, donde durante la inspiración los pulmones son llenados con aproximadamente 500 ml de aire, y en la espiración donde todo este aire contenido en los pulmones es expulsado hacia el exterior. Alrededor del 70 % de la respiración llega a los alveolos el 30 % restante se quedan en el aparato respiratorio superior e inferior (Tortora & Derrickson, 2006). En una persona en reposo la frecuencia respiratoria es de 12 a 16 ciclos por minuto, obteniendo un volumen pulmonar de 7 L por minuto (Mezquita, 2011).



Figura 14. Grafica de cambio de volumen en los pulmones en el ciclo respiratorio.
Modificado de: (Guyton & Hall, 2006).

Durante cada ciclo respiración se describe un patrón denominado eupnea, el cual puede representarse por medio de una respiración superficial o profunda. El patrón respiratorio superficial o respiración costal, se realiza mediante la contracción de los músculos intercostales y el movimiento del tórax hacia arriba y afuera. La respiración diafragmática o profunda, se caracteriza por la relajación y contracción del diafragma generando el movimiento del abdomen hacia afuera (Guyton & Hall, 2011). Cualquiera de estas dos respiraciones se puede presentar de manera voluntaria o involuntaria.

2.3.2. Control del sistema respiratorio

Una vez que el aire ingresa por la nariz este es filtrado y humedecido para continuar su trayecto por la tráquea, los bronquios y pulmones. La tráquea y los bronquios poseen múltiples anillos cartilagosos los cuales se van disminuyendo hasta llegar a los bronquios donde estos anillos son reemplazados por un músculo liso. Las inervaciones simpáticas y parasimpáticas estimulan tanto a los anillos cartilagosos de la tráquea como el músculo liso de los bronquios, generando una mayor o menor resistencia al flujo de aire.

La estimulación simpática provoca la liberación de adrenalina y noradrenalina produciendo una dilatación del árbol bronquial relajando el musculo liso reduciendo la resistencia al flujo de aire. Por su parte el sistema parasimpático libera acetilcolina, la cual produce que los bronquios se contraigan levemente dificultado el flujo de aire reduciendo el ciclo respiratorio (Guyton & Hall, 2011; Tortora & Derrickson, 2006).

2.4. Interacción cardiorrespiratoria

La interacción cardiorrespiratoria se encuentra conformada por el grupo de interacciones físicas y de control por parte del sistema nervioso central (SNC). Este grupo de interacciones permite representar al sistema cardiovascular y respiratorio como un solo sistema funcional.

La interacción física se debe a que los principales órganos del sistema cardiovascular y respiratorio, el corazón y los pulmones, se encuentran comprimidos dentro de la caja torácica (ver Figura 15), provocando una pequeña presión de los pulmones en el corazón reduciendo el ingreso de sangre a los ventrículos (Tortora & Derrickson, 2006). Esta interacción puede ver reflejada durante la inhalación, en donde la presión intrapleural, presión generada por movimiento del diafragma, expande los pulmones y las cavidades del corazón provocando un mayor ingreso de

sangre a los ventrículos. Durante la exhalación ocurre un fenómeno contrario, al disminuir la presión intrapleural el ingreso de la sangre al ventrículo es menor reduciendo la cantidad de sangre entregada por el corazón (Arcentales Viteri, 2015).

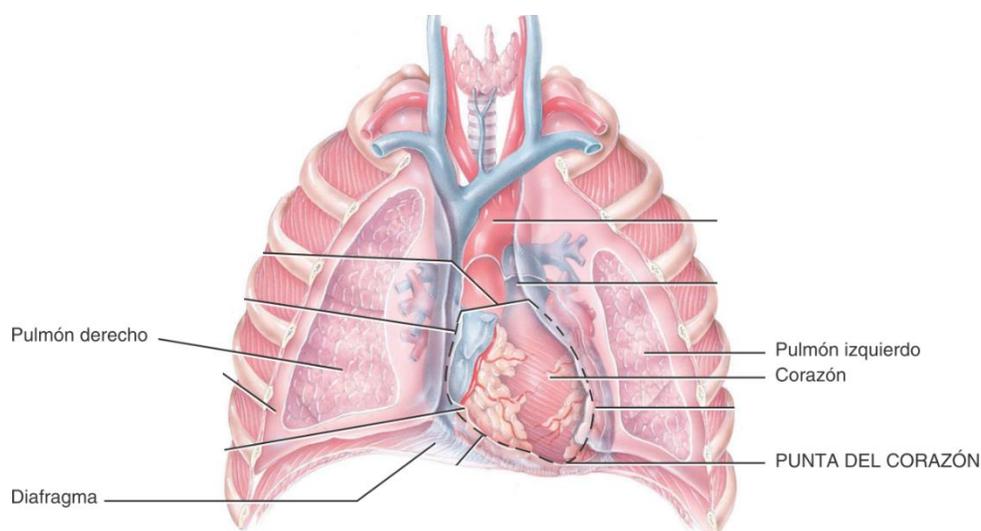


Figura 15. Corazón y pulmones dentro de la caja torácica.

Modificado de: (Tortora & Derrickson, 2006).

Adicional, a la interacción física se encuentra la interacción causada por el SNC, el cual por medio del sistema nervioso autónomo (SNA) permite el control simultáneo del sistema cardiovascular y respiratorio mediante la liberación de hormonas y neurotransmisores. Los principales neurotransmisores que intervienen en la regulación de ambos sistemas son la noradrenalina y la acetilcolina, los cuales permiten modificar el funcionamiento de ambos sistemas. Estos cambios de funcionamiento se ven reflejados en la presión sanguínea, volumen sanguíneo, volumen pulmonar, entre otros. Los cuales son receptados por medio de quimiorreceptores, barorreceptores y mecanorreceptores, quienes son los encargados de identificar estos cambios físicos y comunicarlos al SNC (Guyton & Hall, 2006; Tortora & Derrickson, 2006).

Las interacciones físicas y del control del SNA se las puede representar dentro de un sistema de control tal como se muestra en la Figura 16. En donde los quimiorreceptores, mecanorreceptores y baroreceptores se los consideran los sensores en retroalimentación en lazo cerrado del SNC y los retardos τ_1 y τ_2 son retardos ocasionado por distancia física que debe recorrer la sangre desde los pulmones hasta los quimiorreceptores (τ_2) y hasta que la señal de retroalimentación (τ_1) llegue al SNC (Arcentales Viteri, 2015).

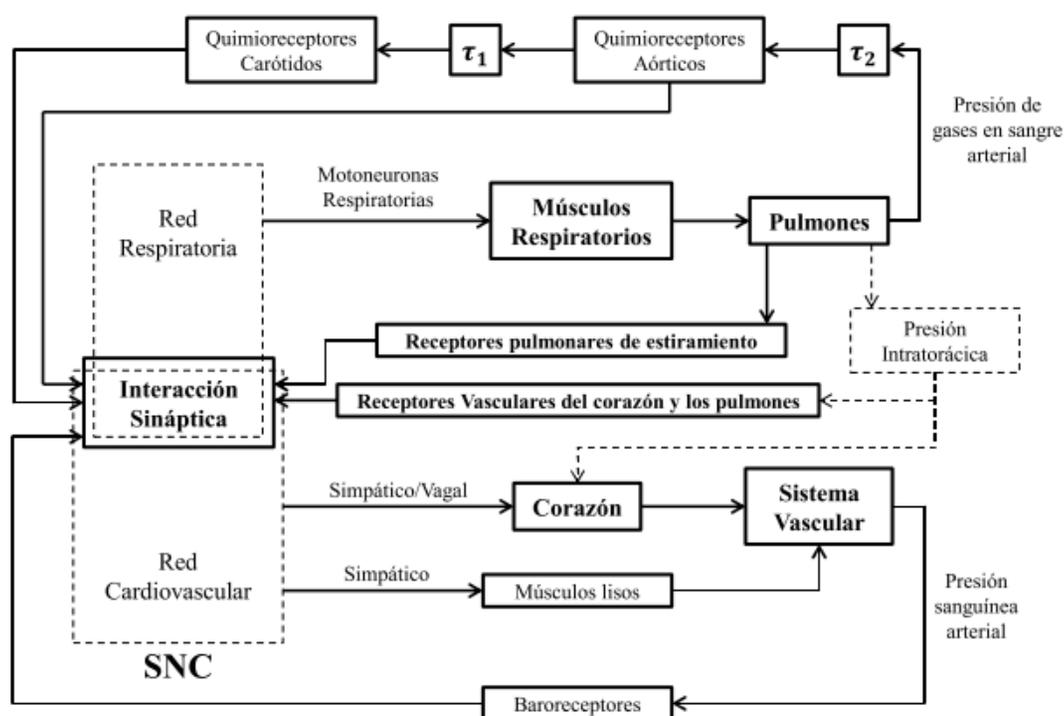


Figura 16. Representación esquemática de la interacción cardiorrespiratoria. Modificado de: (Pinna, Maestri, Mortara, & La Rovere, 2000).

Cuando el SNC por medio del SNA activa la estimulación simpática se libera noradrenalina provocando en el sistema cardiovascular un aumento de la frecuencia cardíaca, la contracción ventricular y el aumento de la velocidad del potencial de acción en la fibra automática. De igual manera este neurotransmisor, en el sistema respiratorio produce la dilatación de la tráquea y los

bronquios permitiendo un mayor de ingreso aire, aumentando la frecuencia respiratoria y permitiendo que la sangre se oxigene con mayor velocidad.

Durante la activación el sistema parasimpático, se libera acetilcolina que reduce la velocidad del potencial de acción en las fibras automáticas, generando una disminución en la frecuencia de excitación del nódulo sinoauricular (SA). De igual manera contrae el tejido liso de la tráquea y los bronquios generando una pequeña resistencia al ingreso de aire disminuyendo la frecuencia respiratoria.

2.4.1. Arritmia Sinusal Respiratoria

La interacción física y del control del SNA entre ambos sistemas provoca una variación en la actividad cardíaca, dicha variación es conocida como Arritmia Sinusal Respiratoria (RSA del inglés *Respiratory Sinus Arrhythmia*). En los últimos años, la RSA ha sido ampliamente estudiada debido a que se ha demostrado que la respiración es capaz de modular los latidos del corazón, permitiendo aumentar su ritmo cardíaco cuando se realiza una inspiración y disminuirlo en una exhalación (Berntson, Cacioppo, & Quigley, 1993; Hirsch & Bishop, 1981; Yasuma & Hayano, 2004). Esta modulación se la puede observar en la Figura 17, donde durante la inhalación, el intervalo entre los picos R-R del electrocardiograma se reduce y en la exhalación el intervalo es mayor modulado el ritmo cardíaco.

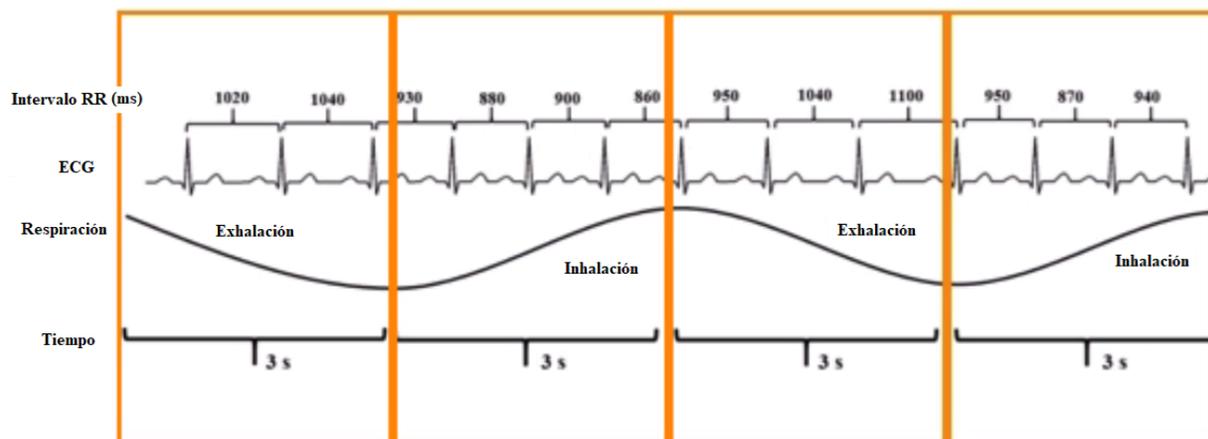


Figura 17. Modulación de respiración en el intervalo R-R.
Modificado de: (Apuntes Educación Física, 2017).

Para obtener una mayor información del RSA y de como el SNA responde a esta arritmia, se suele trabajar con la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV del inglés *Heart Rate Variability*), el cual es un análisis temporal y frecuencia de las variaciones de los intervalos RR. Este análisis permite comprender cómo se encuentra relacionado el sistemas simpático y parasimpático en el cuerpo humano (Electrophysiology, 1996).

2.4.2. Métodos de inducción del ritmo cardíaco por medio de la respiración

En los últimos años se han estudiado los efectos de la respiración y como se ven reflejados en la actividad cardíaca y en el HRV. Mohan, Saravanane, Surange, Thombre, & Chakrabarty (1986) investigaron como distintas técnicas respiratorias del yoga, pueden reducir la actividad cardíaca en pacientes que no la practican. Para ello usaron tres tipos de respiraciones una eupnea, una respiración profunda, de 5 segundos de inhalación y 5 de exhalación, y una respiración de meditación conocida como “*savitri pranayam*” la cual sugiere una respiración con una relación 2:1:2:1, es decir en una inhalación, pausa, exhalación y una pausa. Para dicho estudio utilizo la

relación 8:4:8:4 segundos por cada intervalo, observando que éste tipo de respiraciones lentas y profundas pueden cambiar la actividad cardíaca debido a interrelación que existe con la RSA.

Raghuraj, Ramakrishnan, Nagendra, & Telles (1998) utilizaron dos tipos de respiraciones una calmada y otra acelerada observando que la respiración acelerada reflejó un cambio en la actividad simpática con una actividad vagal reducida. Por su parte, Peng y otros (2004) analizan la dinámica del ritmo cardíaco durante tres tipos de meditación, en donde enfatizan que una respiración más controlada, puede provocar una disminución de la frecuencia cardíaca. Tyagi y otros (2016) en su estudio, concluyen que los pacientes con técnicas reparatorias más controladas poseen una mayor capacidad de recuperación y resistencia autonómica, metabólica y fisiológica a estímulos de estrés.

En la mayoría de estas investigaciones se concluyen que el uso de una respiración más controlada permite modular y reducir considerablemente la actividad cardíaca. Esto también fue descrito en la Sección 2.4.1 en donde el corazón como los pulmones se encuentran vinculados por medio del RSA permitiendo que el ritmo cardíaco sea modulado por medio de la respiración.

2.5. Técnicas de pletismografía

La pletismografía es una técnica no invasiva que permite medir los cambios de volumen en un órgano o el cuerpo entero. Principalmente suele utilizarse para medir cambios del volumen sanguíneo y de aire. Sus primeros estudios se utilizaron para poder medir el volumen pulmonar en una persona, estos se los realizaba ingresando al paciente en una cabina sellada, donde el paciente respiraba a través de una mascarilla midiendo la cantidad de aire que ingresa y sale del cuerpo mediante un medidor de flujo. Adicional se monitorizaban los cambios de presión en la cámara durante cada inhalación y exhalación (Dubois, Botelho, & Comroe, 1956). En la Figura 18 se

muestra cómo se realizaba el monitoreo del volumen pulmonar en una persona utilizando de técnicas pletismográficas

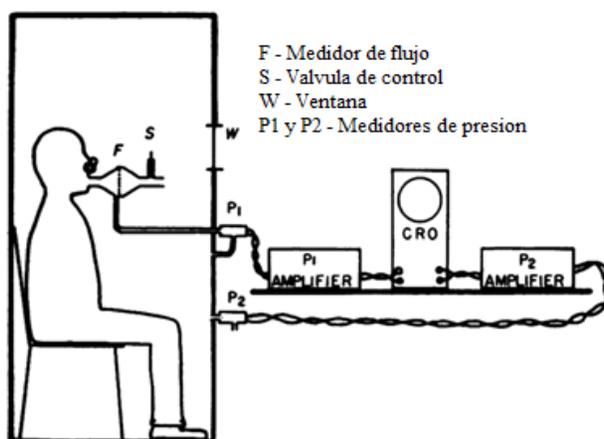


Figura 18. Pletismógrafo de cuerpo completo utilizado para medir el volumen pulmonar.

Fuente: (Dubois y otros, 1956).

Para poder medir los cambios de volumen sanguíneo, principalmente en la piel, se suelen utilizar tres parámetros fisiológicos: movimiento físico, transporte de calor y contenido de oxígeno (Swain & Grant, 1989). A medida que la sangre fluye a través de la piel, esta transporta calor y oxígeno en toda su superficie. De igual manera este flujo sanguíneo provoca movimiento en los vasos sanguíneos de la piel, los cuales pueden ser detectados mediante técnicas no invasivas como son la de ultrasonido y fotopletismografía. También se puede introducir sustancias trazadoras en la sangre y medirlas a través de técnicas invasivas como los radionúclidos o la técnica Doppler láser que usa el movimiento de los glóbulos rojos para medir el flujo sanguíneo mediante un dispositivo ubicado en una arteria (Swain & Grant, 1989).

La fotopletismografía es una técnica no invasiva que permite conocer la actividad del corazón a través de la medición de los cambios volumétricos en los vasos sanguíneos localizados en la piel mediante de la reflexión y/o transmisión de luz. Debido a esta razón, esta técnica es muy utilizada

para estimar parámetros cardiovasculares como es el ritmo cardíaco. Durante la sístole existe un mayor flujo de sangre en los vasos sanguíneos provocando una mayor absorción de luz, y durante la diástole, el flujo disminuirá paulatinamente generando una menor absorción de luz. Esta atenuación de la luz dependerá de las características fisiológicas de la piel.

La piel se encuentra conformada por tres capas principales (ver Figura 19): la epidermis, es una capa muy fina que permite cubrir al resto de capas, ésta capa es avascular, es decir no posee sangre, pero si está conformada por los melanocitos, los cuales forman los pigmentos de la piel, la dermis es la capa más gruesa y está constituida por colágeno, fibras elásticas, capilares sanguíneos, nervios y glándulas, y la hipodermis, que es la última capa de la piel y se encuentra constituida por tejido adiposo. Entre la frontera de la dermis e hipodermis existe gran número de vasos sanguíneos que permite proporcionar los requerimientos nutricionales de la piel convirtiéndola en una zona muy rica en sangre ideal para la medición de los cambios de volumen mediante la fotopleletismografía (Swain & Grant, 1989; Tortora & Derrickson, 2006).

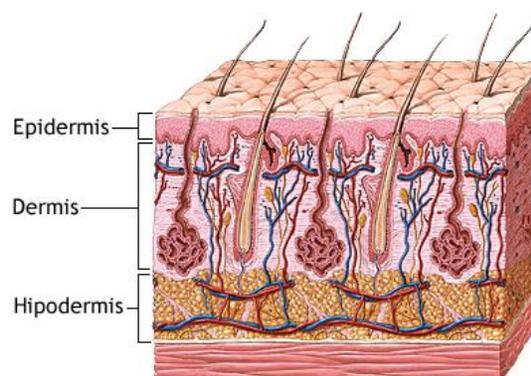


Figura 19. Capas de la piel.

Fuente: (ADAM Inc, 2017).

La fotopleletismográfica permite dos formas de medición: una mediante la transmisión, y la segunda a través de la reflexión de luz. En la transmisión se suele utilizar partes del cuerpo que permitan el paso de la luz de un lado a otro, siendo comúnmente utilizando el lóbulo de la oreja o

los dedos. La ubicación de emisor de luz y del receptor es uno frente al otro y en medio la zona a medir. El receptor medirá la cantidad de luz que se transmite por la zona de medición (ver Figura 20a). La técnica de reflexión puede ser utilizada en cualquier parte del cuerpo, ideal para medir en zonas donde hay presencia de músculos o huesos, debido a que el emisor de luz y el receptor se encuentran uno a lado del otro midiendo la cantidad de luz que se refleja en la piel (ver Figura 20b) (Hertzman, 1980; Weinman, Hayat, & Raviv, 1977).

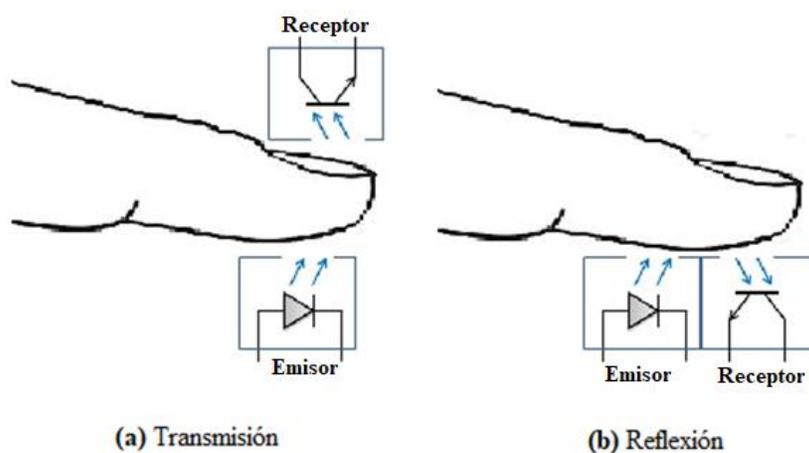


Figura 20. Formas de medición fotopletismográficas.

2.6. Fotopletismografía Cardiovascular

En el momento cuando el corazón expulsa la sangre de los ventrículos, esta se desplaza a través de las arterias, arteriolas hasta realizar el intercambio de nutrientes y oxígeno en los capilares y retornar a través de las venas. Este flujo de la sangre genera una dilatación de los vasos sanguíneos provocando un cambio de volumen observando que en la aorta se presenta una mayor diferencia volumétrica entre sístole y diástole en comparación con las arteriolas y capilares (ver Figura 21).

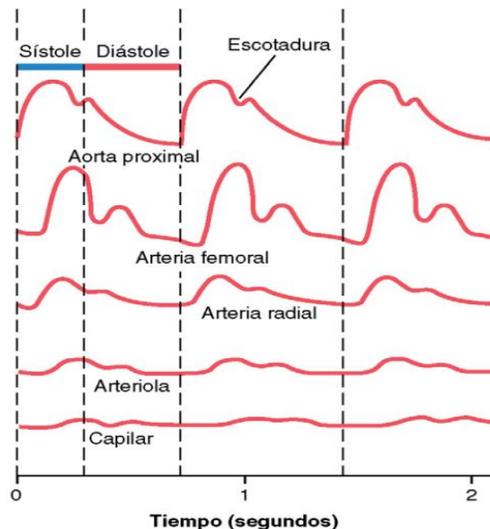


Figura 21. Señal de cambio de volumen a través de los vasos sanguíneos.

Fuente: (Guyton & Hall, 2011).

La fotoplethismografía mide estos pequeños cambios de volumen a partir de la absorción de luz en la piel y la sangre. Esta medición puede verse afectada por tres factores: 1) La atenuación del tejido de la piel, 2) La cantidad de sangre en los vasos de la piel y 3) la variación del volumen de sangre debido a los latidos del corazón. En la piel, la melanina ubicada en la epidermis es la primera capa de tejido donde se genera la mayor absorción de luz, posteriormente en la dermis la hemoglobina, oxihemoglobina y bilirrubina contenidas en la sangre, cambian rápidamente, provocando cambios en los coeficientes de absorción. Estos coeficientes pueden verse afectados de mayor manera en función del tipo de luz que se incide en la piel (Anderson, Hu, & Parrish, 1981).

La señal adquirida mediante la fotoplethismografía se la denomina PPG (del inglés *Photoplethymography*), se encuentra conformada por una componente continua (DC) denominada volumen sanguíneo total y una alterna (AC) que representa los cambios de volumen de pulso la cual se modula mediante la frecuencia cardíaca (ver Figura 22) (de Trafford & Lafferty, 1984; Swain & Grant, 1989). La amplitud de esta señal dependerá del contenido venoso de la porción

de piel donde se realice la medición, forma de medición y temperatura de la piel y tipo de luz aplicada (Hertzman & Dillon, 1940).

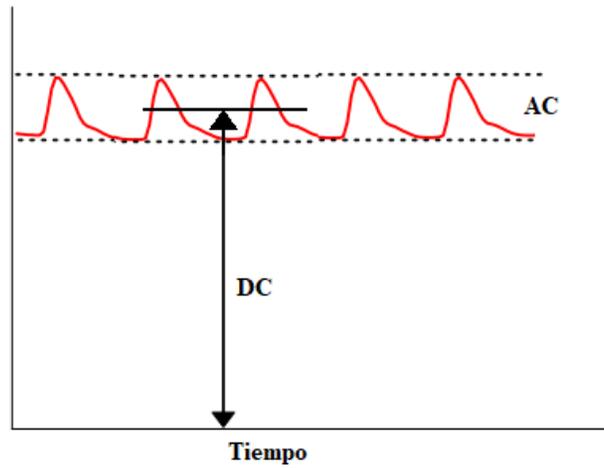


Figura 22. Señal Fotopletismográfica (PPG).
Modificado de: (Alian & Shelley, 2014).

CAPÍTULO III

3. DISEÑO DEL HARDWARE PARA ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL FOTOPLETISMOGRÁFICA

3.1. Introducción

La fotopletismografía es una técnica que permite medir los cambios de volumen sanguíneo mediante de la absorción de luz en la piel. Esta técnica genera una señal denominada PPG (del inglés *Photoplethysmogram*) a partir de la cual se puede estimar parámetros como ritmo cardíaco y la saturación oxígeno en la sangre. En el presente Capítulo, se detalla el diseño e implementación de la instrumentación biomédica para adquisición de la señal PPG que permitirá la estimación del ritmo cardíaco.

Previo al diseño, se realiza una investigación del estado del arte de los esquemas de hardware utilizado para el registro de la señal PPG como una referencia para el diseño del sistema de adquisición. En base a las características de funcionamiento necesarias y al estado del arte estudiado se define las etapas del sistema de adquisición y su configuración en cuanto a sensado y acondicionamiento de la señal PPG. En la fase de sensado, se detalla la forma de medición, tipo de fuente de luz y arreglo de emisores y receptores. De igual manera se implementa una fase de acondicionamiento de la señal PPG con el fin de obtener una señal sin ruido y deformación a la salida del sistema. Esta fase de acondicionamiento se encuentra conformada por cuatro etapas: pre-amplificación, filtrado, calibración; las cuales fueron implementadas a nivel de hardware utilizado electrónica analógica. Por último, se digitaliza la señal PPG por medio de la tarjeta Teensy 3.2 para posteriormente ser procesada con el fin de encontrar patrones de estrés.

Adicional al sistema de adquisición, el hardware del dispositivo cuenta con una etapa de *biofeedback*, la cual, por medio de la variación de colores de un led RGB, propondrá un patrón respiratorio el cual permitirá que el ritmo cardíaco y el respiratorio entren en coherencia disminuyendo los niveles de estrés en las personas.

3.2. Estado del arte de la fotopletismografía para la medición del ritmo cardíaco

El ritmo cardíaco es uno de los parámetros fisiológicos que pueden brindarnos información del funcionamiento del cuerpo humano principalmente del sistema cardiovascular. En los últimos años se han desarrollado distintas formas no invasivas para el monitoreo de dicho parámetro, siendo la fotopletismografía una de las principales alternativas para el monitoreo de los cambios volumétricos y la saturación de oxígeno en los vasos sanguíneos de la piel debido a que esta técnica es no invasiva, de fácil implementación y de bajo costo (Kamal, Harness, Irving, & Mearns, 1989; Sandberg, Zhang, Styf, Gerdle, & Lindberg, 2005).

Al emitir una luz en la piel una gran parte de esta se refleja, otra se absorbe y otra parte se dispersa por todo el tejido. Anderson y otros (1981) en su investigación sobre la transferencia de radiación óptica en la piel humana determinan que, a menor longitud de onda, menor será la profundidad de penetración de la luz, debido a que la luz es absorbida por la oxihemoglobina, hemoglobina, bilirrubina y melanina. En la Figura 23 se observa la gráfica de las principales componentes de la sangre y la piel que absorben la luz en función de la longitud de onda.

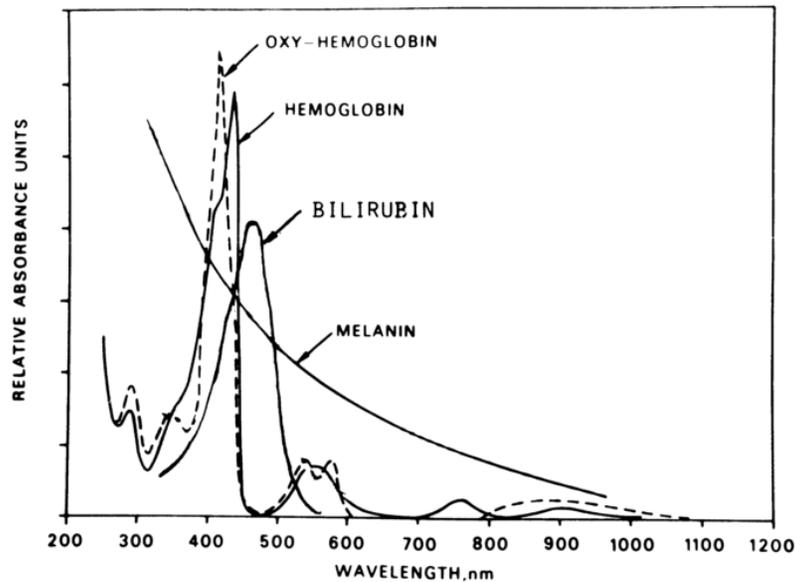


Figura 23. Espectros de absorción de las componentes de la sangre y la piel.

Fuente: (Anderson y otros, 1981).

Lindberg & Oberg (1991) investigaron la influencia de distintas longitudes de onda para medir los cambios vasculares en la piel, utilizando leds que emitían una luz dentro del espectro visible e infrarrojo cercano. Para su análisis utilizó las cuatro longitudes de onda: 480 nm, 560 nm, 633 nm y 825 nm que corresponden a los colores azul, verde, rojo e infrarrojo respectivamente. Donde determinó que estos tipos de luz poseen características ópticas en la piel:

- A 480 nm es absorbida con mayor intensidad por la bilirrubina.
- A longitudes de 560 nm la hemoglobina y oxihemoglobina, presentes en la sangre, absorben con mayor facilidad este tipo de luz.
- Las luces de 480 nm, 560 nm y 825 nm: presentan una menor influencia al grado de oxígeno presente en la sangre.

- Para longitudes de 633 nm y 825 nm: la profundidad de penetración es considerablemente mayor a otros tipos de luz y son igualmente sensibles para el registro de cambios de volumen sanguíneo en la piel.

Takatani & Graham (1979) mostraron por análisis teórico y experimental que, para longitudes de onda mayores a 600 nm, donde la absorción de hemoglobina es baja, la luz reflejada y retro dispersada lleva información de capas de tejido más profundas. Por su parte Giltvedt, Sira, & Helme (1984) registran las pulsaciones arteriales utilizando dos longitudes de onda distintas, infrarroja 950 nm y verde 560nm. Donde concluyeron que las señales eran aportaciones de dos diferentes lechos vasculares. A la longitud de 950 nm, la luz logra penetrar hasta una distancia de 1,5 mm midiendo los cambios volumétricos en arterias pequeñas y a la longitud de 560 nm se obtiene una penetración de 0.4 mm obteniendo información de las arteriolas, esto se puede ver representando en la Figura 24.

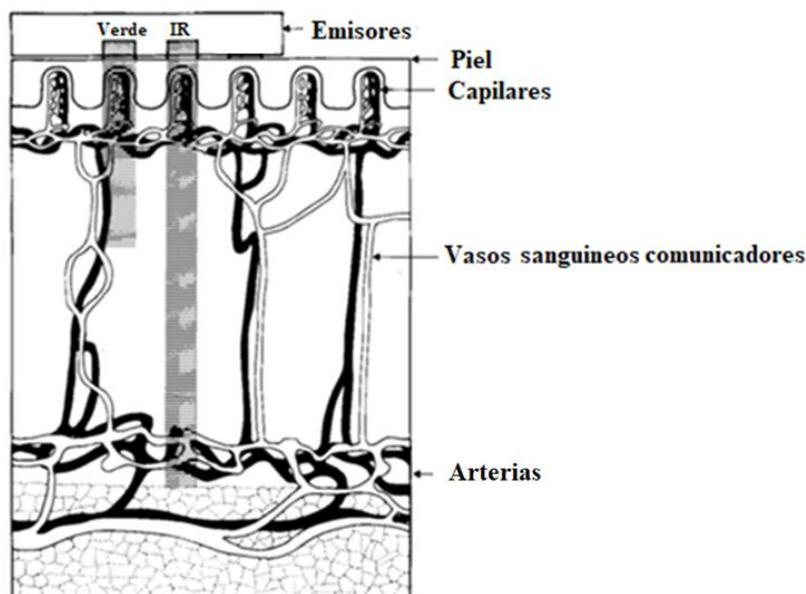


Figura 24. Diagrama esquemático de la profundidad de penetración para las longitudes de onda 560nm (verde) y 950 (infrarroja).

Modificado de: (Giltvedt y otros, 1984).

La elección del tipo de fuente de luz a utilizar dependerá del lugar de medición y de los parámetros que se desea monitorizar, si se desea determinar la señal de cambio de volumen se puede utilizar longitud de onda de 560 nm ya que esta es absorbida con mayor intensidad por la sangre o también se puede utilizar la longitud de 950 nm que posee una mayor penetración permitiendo medir el cambio volumétrico en las pequeñas arterias. En caso de que se desee obtener el valor de saturación de oxígeno se recomienda utilizar una longitud de onda de 630 nm ya que esta presenta una mayor influencia al grado de oxígeno de la sangre (Giltvedt y otros, 1984; Kamal y otros, 1989; Lindberg & Oberg, 1991; Takatani & Graham, 1979).

Posterior a la obtención de la señal PPG, esta debe ser acondicionada mediante etapas de filtrado. Lindberg & Oberg (1991) propusieron que para obtener una señal PPG sin pérdida de información, se debe usar un filtro pasa banda en la frecuencia de 0.1 Hz a 40 Hz. Giltvedt y otros (1984) reducen este rango de filtraje a uno de 0.1 Hz a 15 Hz obteniendo señal PPG sin pérdida de información. Finalmente, Kamal y otros (1989) sugieren un rango óptimo de medición en función de las componentes de la señal PPG que se desee analizar. Este autor propone que para analizar la componente DC se debe utilizar un filtro pasa banda de 0.01 Hz a 0.5 Hz y para la componente AC un rango de 0.5 Hz a 15 Hz.

La etapa de amplificación dependerán de las características de medición y de la parte del cuerpo donde se realice la medición (Kamal y otros, 1989). Si la zona de la piel se encuentra afectada o lastimada, esto puede provocar una mayor atenuación de la señal generando que la ganancia de la etapa de amplificación sea mayor. Este mismo problema se presenta si la cantidad de melanina es mayor debido a que esta absorbe con mayor porcentaje la luz emitida a la piel. Para corregir estos

inconvenientes se suele utilizar etapas de calibración las cuales permiten adecuar la señal PPG de manera manual o automática.

3.3. Diseño del hardware del sistema de adquisición

3.3.1. Consideraciones de diseño

Debido a que el dispositivo debe estimar el ritmo cardíaco en base a las señales de PPG, el sistema de adquisición debe permitir que la amplitud de la señal de salida sea la adecuada permitiendo identificar las principales fases del ciclo cardíaco. De igual manera esta señal no debe presentar distinciones o ruido. Adicional, se definió que el sistema sea portátil y ergonómico evitando que durante registro de la señal PPG, este genere molestias a la persona que lo porte. Para ello, el sistema de adquisición debe presentar las siguientes características:

- La etapa de sensado debe permitir el registro de la señal PPG en la muñeca (ver Figura 25a).
- A la salida del sistema la señal PPG debe reflejar la sístole y la diástole en su morfología.
- El hardware debe ser lo más reducido posible permitiendo que el dispositivo sea portátil y ergonómico.
- Este sistema debe garantizar que el dispositivo pueda ser utilizado en cualquier persona.
- El procesamiento del dispositivo se encontrará implementado en un terminal de tamaño reducido y alta capacidad de procesamiento que permita la ejecución de los algoritmos para la detección de estrés.
- El voltaje a la salida del sistema de adquisición debe estar en el rango de (1 a 3) Vpp, con el fin de mejorar la discretización de la señal.

- El terminal implementado, debe proporcionar una comunicación serial a una PC, para que el dispositivo pueda ser calibrado mediante un interfaz gráfico.
- El dispositivo debe ser alimentado por medio de baterías que permitan una autonomía mínima de 1 hora.

Basado en las concepciones de diseño, se planteó un hardware, conformado por cinco etapas, que cumplen cada una de las características anteriormente descritas: 1) Etapa de Sensado, la misma permite el registro de la señal fotopleletismográfica por medio de un arreglo de emisores y receptores infrarrojos; 2) Etapa de filtrado pasa bajos, para la estimación del ritmo cardíaco se utiliza la componente pulsátil de la señal PPG, por lo que se elimina la componente de DC mediante esta etapa de filtrado, 3) Etapa de Pre-amplificación, la cual proporciona una ganancia a la señal PPG, 4) Etapa de filtrado pasa altos, que permite eliminar las componentes de ruido en la señal PPG y de igual manera permite suprimir toda la información innecesaria para la estimación del ritmo cardíaco; y 5) Etapa de Calibración, esta etapa permite ajustar la amplificación y el nivel de offset del sistema de adquisición para poder ser utilizado en cualquier persona obteniendo una señal PPG sin ninguna deformación o recorte.

En la Figura 25b se presenta un esquema de las etapas que conforman el sistema de adquisición de la señal fotopleletismográfica en función de las condiciones de diseño anteriormente descritas.

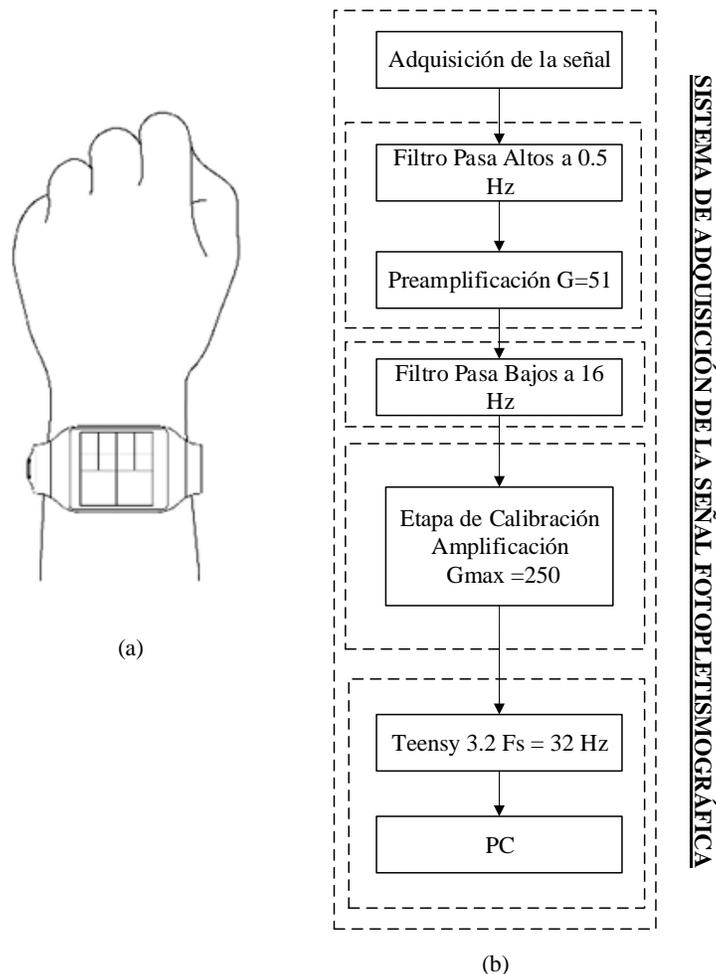


Figura 25. Sistema de adquisición de la señal fotoplethysmográfica.

3.3.2. Etapa de Sensado

En este estudio se decidió estimar el ritmo cardíaco en función de la señal de fotoplethysmografía obtenida en la muñeca, para lo cual se implementó un sistema de adquisición de la señal PPG, basado en luz infrarroja a 950 nm. Se utilizó longitud de onda de 950 nm, debido a que posee una mayor penetración en la piel permitiendo medir el flujo sanguíneo en pequeñas arterias (Takatani & Graham, 1979). Adicionalmente, se tomó en cuenta la recomendación de Lindberg & Oberg (1991) quienes sugieren que para medir de la señal PPG en la muñeca se debe

utilizar longitudes de onda dentro del espectro infrarrojo, cumpliendo con la primera condición de diseño del sistema de adquisición. A pesar de que la luz verde (560 nm) posee características similares, se la descartó debido a que en el mercado nacional no se encontró receptores para dicha longitud de onda y a su alta sensibilidad a los movimientos del sensor en la piel ocasionada por su baja penetración.

Para la implementación de esta etapa, se seleccionó el sensor óptico TCRT5000L, de la empresa Vishay, como emisor y receptor. Este sensor se encuentra conformado por un LED infrarrojo a 950nm y un fototransistor que trabaja a la misma longitud de onda. El fototransistor posee un filtro protector de la luz del día, evitando que esta pueda afectar en la medición. El sensor se encuentra encapsulado por una carcasa plástica que impide que la luz que emite el led incida directamente en el fototransistor (ver Figura 26).



Figura 26. Sensor óptico reflectante con salida de transistor TCRT5000L.

Fuente: (Vishay, 2009).

A pesar de la mayor penetración que posee la luz infrarroja en la piel, esta no fue lo suficientemente intensa para proporcionar una señal PPG adecuada, esto se debe a la profundidad de los capilares sanguíneos y a la alta cantidad de melanina localizada en la piel del brazo (Lindberg & Oberg, 1991). Por esta razón, se adicionó un emisor a un costado del sensor incrementado la intensidad de emisión de la luz y el área de irradiación en la zona de medición.

Finalmente, el sensor utilizado se encuentra construido por un arreglo dos emisores y un receptor infrarrojos como se muestra en la Figura 27.

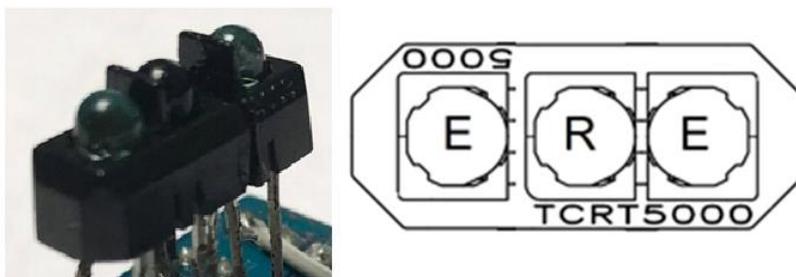


Figura 27. Sensor diseñado para la etapa de sensado.

El circuito de activación de la etapa de sensado se encuentra representado en la Figura 28. Este circuito se lo puede dividir en dos partes según su funcionamiento. El circuito de emisión, se encuentra conformado por las resistencias R1 y R4 que proporcionan una corriente optima de 60 mA previniendo el aumento de temperatura en el emisor, evitando defectos en la medición (Hertzman, 1980). El segundo circuito está constituido por un fototransistor en configuración emisor común, el cual posee una resistencia R3 que limita la corriente de colector a 1 mA como le recomienda el fabricante (Vishay, 2009).

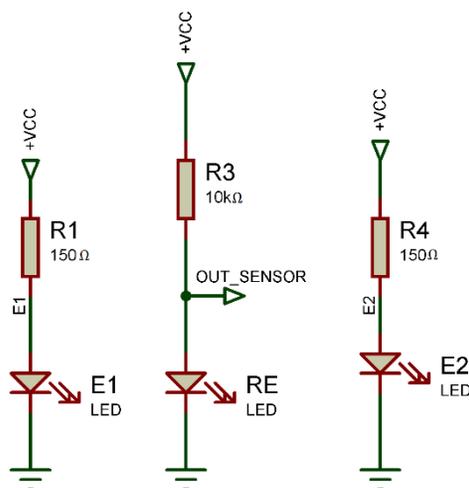


Figura 28. Circuito de activación de TCRT5000L.

3.3.3. Etapa de filtrado pasa altos

La señal fotopletoislográfica se encuentra compuesta por una componente de continua y una alterna. La componente continua (DC) denominada volumen sanguíneo total, proporciona un indicador del nivel de sangre existente en la zona de medición, y la señal de alterna (AC) o pulsátil representa los cambios de volumen sanguíneo medidos en la zona, producidos por los cambios volumétricos que se suscitan en las diferentes fases del ciclo cardíaco.

Para la estimación del ritmo cardíaco solamente se utilizó la componente pulsátil de la señal fotopletoislográfica descartando la componente de DC. Para eliminar la componente de continua de la señal PPG, se implementó un filtro pasa altos a la frecuencia de corte de 0.5 Hz basándose en la investigación realizada por Kamal y otros (1989). La eliminación de esta componente permite que la sístole y la diástole se identifique de mejor manera en la morfología de la señal PPG cumpliendo con el criterio de diseño.

El filtro pasa alto fue ubicado posterior a la etapa de filtrado siguiendo el esquema más común: pre-amplificación - filtrado. Durante las pruebas de funcionamiento del dispositivo se detectó que el nivel de la componente de DC en algunas personas era tan alto, que provocaba que el amplificador operacional de la etapa de pre-amplificación entre en saturación afectando a todo el sistema de adquisición, razón por la cual se posicionó el filtro pasa alto antes de esta etapa de acuerdo a como lo hacen los siguientes autores: Giltvedt y otros (1984); Kamal y otros (1989); Lindberg & Oberg (1991); Takatani & Graham (1979).

En base a lo anteriormente descrito, se implementó un filtro activo pasa altos a una frecuencia de corte de 0.5 Hz sin ganancia. Este filtro es de tipo Butterworth de segundo orden, que presenta una atenuación de 40 dB/década y una respuesta plana sin rizado a la salida del filtro (Huircán,

2012). La topología implementada fue Sallen-Key, debido a que permite tener un mayor orden de filtrado con un menor número de componentes. Para el diseño del filtro se utilizó el software *FilterPro* permitiendo una tolerancia del 20%. Esta tolerancia fue adicionada con el fin de obtener como resultado un diseño con valores comerciales para cada elemento. La Figura 29 muestra un esquema el diseño del filtro pasa alto de 0.5 Hz.

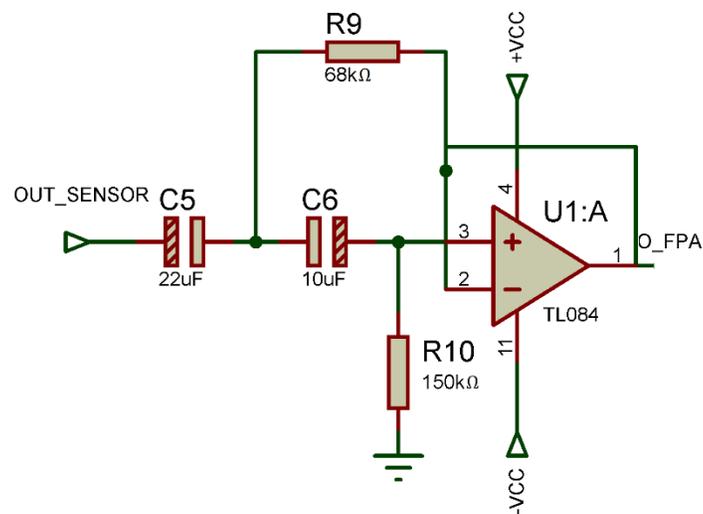


Figura 29. Filtro pasa altos de 0.5 Hz diseñado en FilterPro.

Para comprobar el resultado del filtro diseñado, se realizó una simulación en el software NI Multisim de la empresa *National Instruments*, en el cual se puede observar la respuesta en Magnitud en decibelios (dB) y la respuesta de fase del filtro mediante el diagrama de Bode. En la Figura 30 se observa que el filtro cumple con las condiciones necesarias.

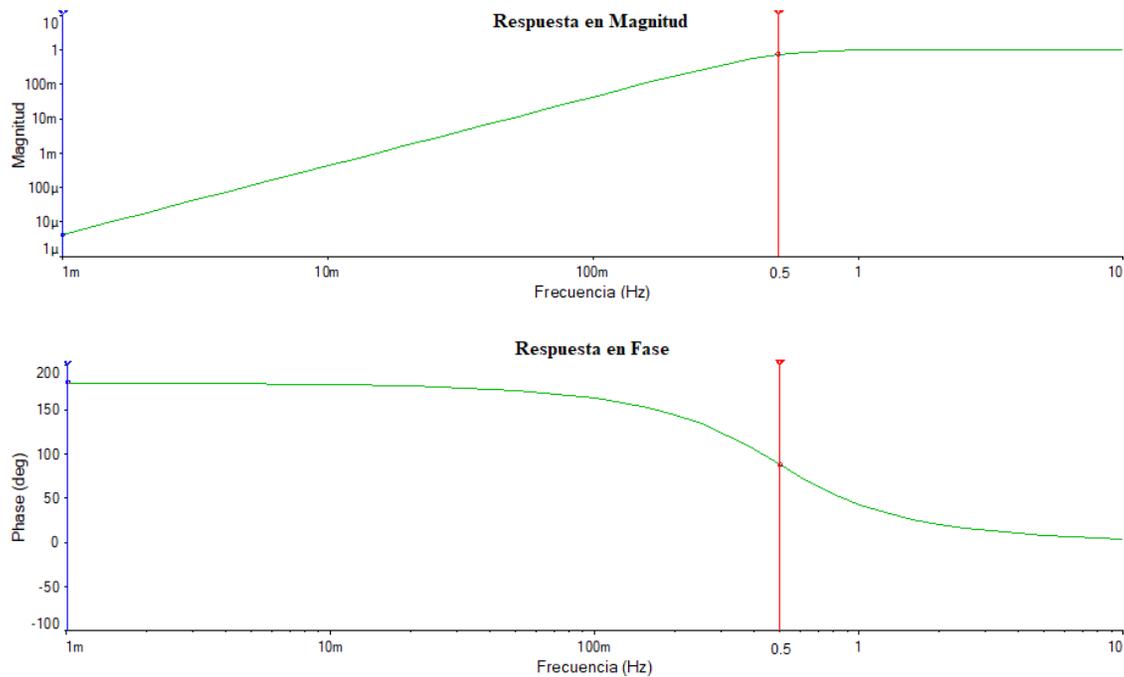


Figura 30. Respuesta en frecuencia del filtro pasa altos.

3.3.4. Etapa de pre-amplificación

Una vez filtrada la señal PPG y solo presentando la componente pulsátil, se implementó la etapa de pre-amplificación. Inicialmente se utilizó el circuito integrado INA128 el cual es especializado para instrumentación biomédica debido su alta inmunidad al ruido y a su ganancia variable de hasta 10000. Sin embargo, la implementación del INA128 aumenta un circuito integrado más. Por tanto, se comparó las prestaciones del INA128 con respecto al IC TL084 que posee cuatro operacionales en un mismo encapsulado permitiendo implementar todo el sistema de adquisición reduciendo el tamaño del hardware. En la Tabla 1 se presentan las principales características de ambos circuitos integrados.

Tabla 1.*Comparación de características entre el circuito integrado INA128 y TL084.*

	INA128	TL084
CMR	120 dB	86 dB
Voltaje de alimentación	$\pm 2,25$ a ± 18 V	$\pm 2,25$ a ± 18 V
Impedancia de entrada	10^{10} ohms	10^{12} ohms
Respuesta en frecuencia	1 - 1,3 MHz	1 - 3 MHz
Ruido	8 nV	4 uV
Numero de operacionales por encapsulado	1	4

En la Figura 31 se observa las señales obtenidas por cada uno de los circuitos integrados, donde la señal de color verde registrada por el INA128 proporciona una mejor definición de la señal PPG donde incluso se puede identificar la onda dicrótica en comparación a la señal del IC TL084. En color amarillo, se puede ver la respuesta del TL084 donde simplemente se distingue la sístole y diástole. Sin embargo, para nuestro estudio simplemente necesitamos identificar la sístole entre cada latido para la estimación del ritmo cardíaco. Por tanto, se seleccionó el IC TL084 para la implementación de esta etapa debido a que no presenta una mayor diferencia con respecto al INA128 y porque nos permite eliminar un circuito integrado reduciendo considerablemente el tamaño del hardware del dispositivo.



Figura 31. Señal PPG utilizando el IC INA128 (Verde) y el IC TL084 (Amarilla).

El primer circuito operacional del TL084 fue implementado en una conexión inversora como se muestra en la Figura 32. El cálculo de la ganancia G se encuentra definida por la ecuación (1) donde R_g es la resistencia $R5$ y la R_{in} es $R2$ obteniendo una pre-amplificación de 51 veces la señal de entrada.

$$G = \frac{R_g}{R_{in}} \quad (1)$$

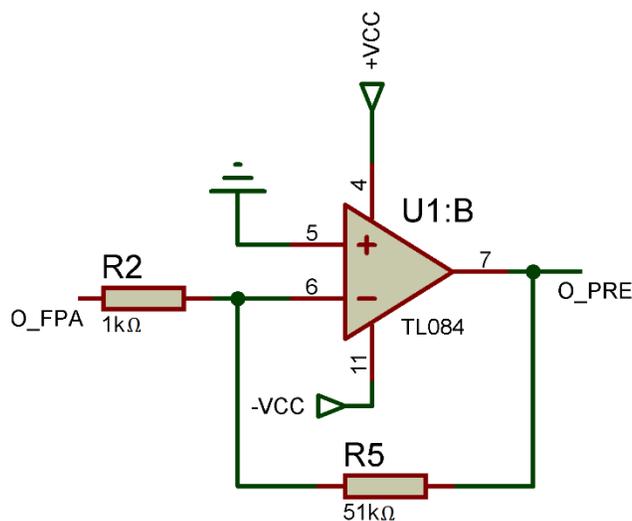


Figura 32. Etapa de pre-amplificación.

3.3.5. Etapa de filtrado pasa bajos

Para el análisis de la componente pulsátil de la señal PPG algunos autores sugiere que la frecuencia óptima para obtener toda la información de la componente AC debe estar alrededor de los 15 Hz (Giltvedt y otros, 1984; Kamal y otros, 1989). Por esta razón se implementó un filtro pasa bajo de 16 Hz que permitirá eliminar el ruido presente en la señal pulsátil. El aumento de 15 Hz a 16 Hz se realizó simplemente para poder trabajar con valores con valores de 2^n .

La implementación de este filtro permite suprimir el ruido ambiental, interferencia de red eléctrica o algún tipo de movimiento involuntario presente en la señal PPG. De igual manera que el diseño anterior, este filtro será de tipo Butterworth de segundo orden y de topología Sallen-Key. Al finalizar el diseño se obtuvo el circuito representado en la Figura 33.

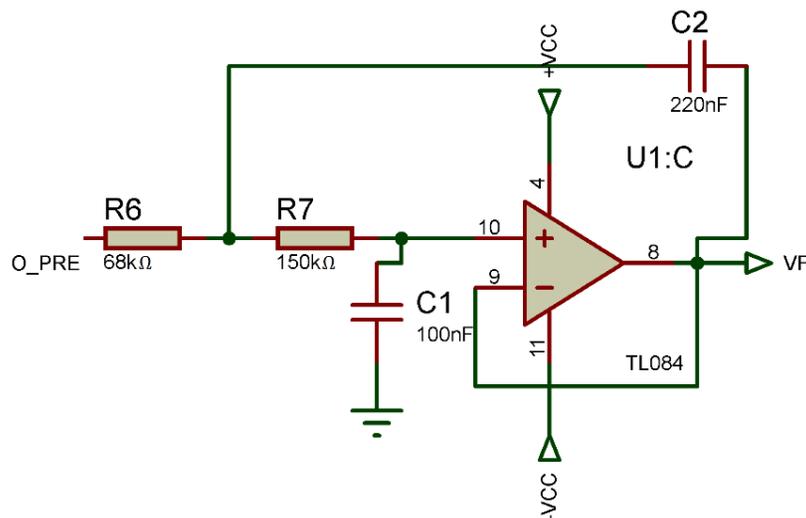


Figura 33. Filtro pasa bajos de 16 Hz diseñado en FilterPro.

Con los valores calculados de simulación se implementó el filtro, el mismo que tuvo que ser calibrado cambiando los valores de resistencias de $47\text{k}\Omega$ a $68\text{k}\Omega$ y de $100\text{k}\Omega$ a $150\text{k}\Omega$. Esta calibración se realizó debido a que tolerancia de estos elementos afectaban en la frecuencia de corte

del filtro. En la Figura 34 se muestra la respuesta del filtro en la frecuencia de 16 Hz y de igual manera su respuesta en Fase.

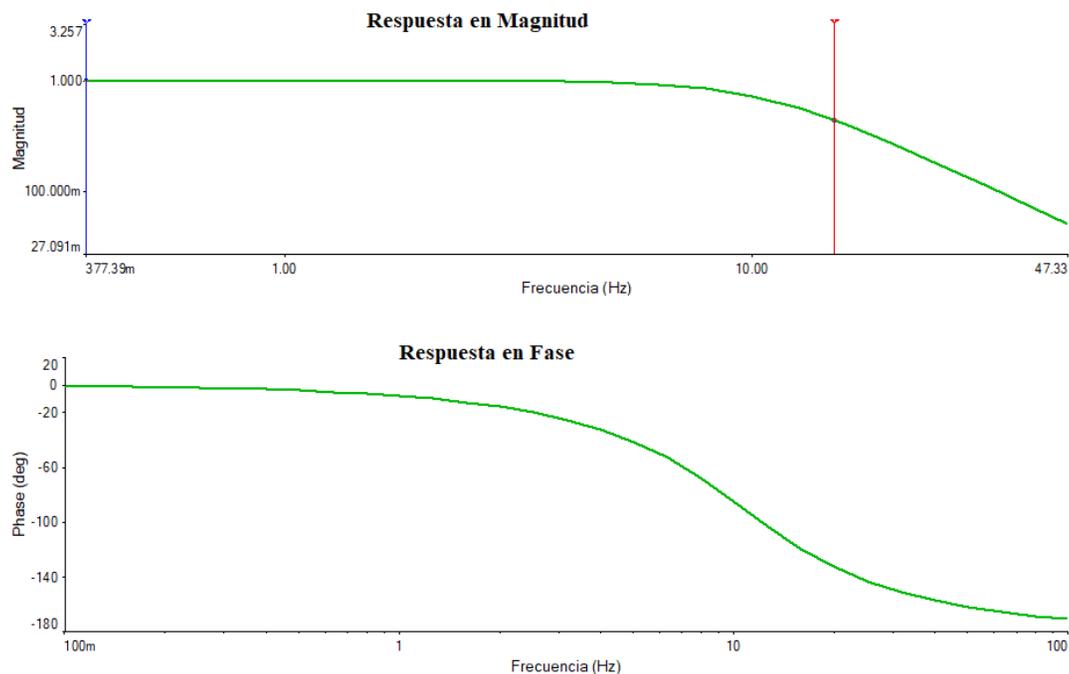


Figura 34. Respuesta en frecuencia del filtro pasa bajos.

3.3.6. Etapa de calibración

La implementación de una etapa de calibración se debe a que las características fisiológicas de la piel difieren entre las personas, ocasionando inconvenientes en el registro de la señal tales como: cambios en la amplitud en la señal PPG a la salida del sistema de adquisición y el nivel offset positivo ocasionado por las componentes residuales de la señal DC anteriormente filtrada.

Para compensar estos problemas, la etapa de calibración fue implementada, después del filtro pasa bajos, en un amplificador operacional en la configuración de sumador inversor con ganancia. Esta etapa se encuentra constituida por: 1) Fase de Amplificación, la cual está conformada por un potenciómetro de precisión R15 de 250 K Ω que proporciona una ganancia variable máxima de 250, ajustando la amplitud de la señal PPG en el rango de voltaje de 1 V_{pp} a 3 V_{pp}, ideal para la

etapa de digitalización; y 2) Fase de *offset*, que consta de un potenciómetro de presión R14 de 10 K Ω , el cual proporciona un voltaje negativo variable que compensa el *offset* positivo presente en señal PPG, centrando la señal en 1.5 V asegurando que esta no presente ningún tipo de recorte.

En la Figura 35 se muestra el esquema de la etapa de calibración, la cual se encuentra conformada por un amplificador operacional en configuración sumador inversor, donde el potenciómetro R15 y la resistencia R8 conforman la fase de amplificación y los elementos R14 y R11 representan la fase de *offset*.

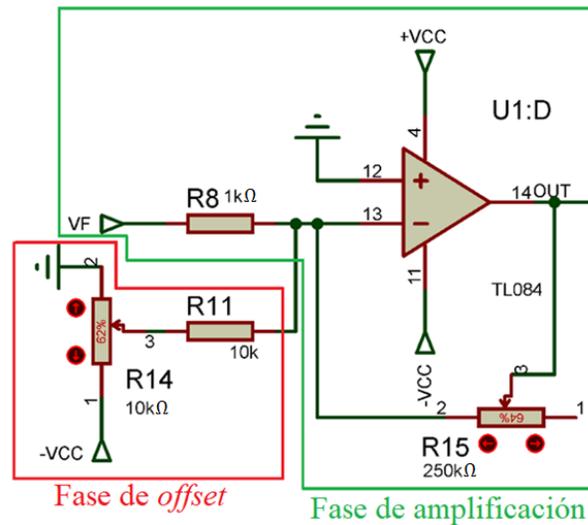


Figura 35. Etapa de calibración.

En la Figura 36 se muestra la señal PPG después de las fases de filtrado pasa altos, pre-amplificación, filtrado pasa bajos y calibración. En este ejemplo, se puede distinguir adecuadamente la sístole y diástole ocasionadas por la actividad cardíaca del corazón

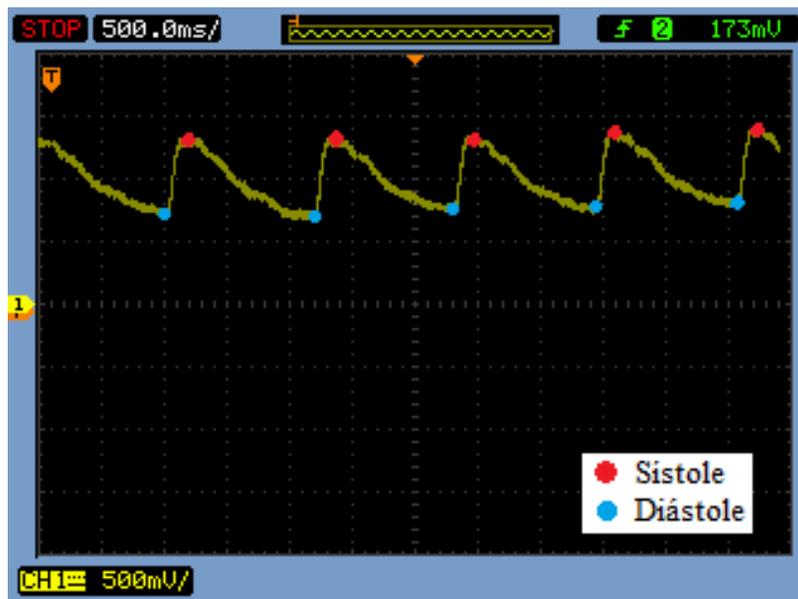


Figura 36. Señal PPG a la salida del sistema de adquisición.

Adicional, la etapa de calibración se encuentra conformada por dos leds que permiten la compensación del nivel de *offset* del sistema de adquisición sin la necesidad de un interfaz gráfico (ver Figura 37), Cuando los leds D1 y D2 se encuentran encendidos, significa que el registro de la señal PPG se está realizando sin ningún inconveniente y si el led D1 o D2 se apagan, representa que la señal PPG está siendo recortada en la parte inferior o superior respectivamente.

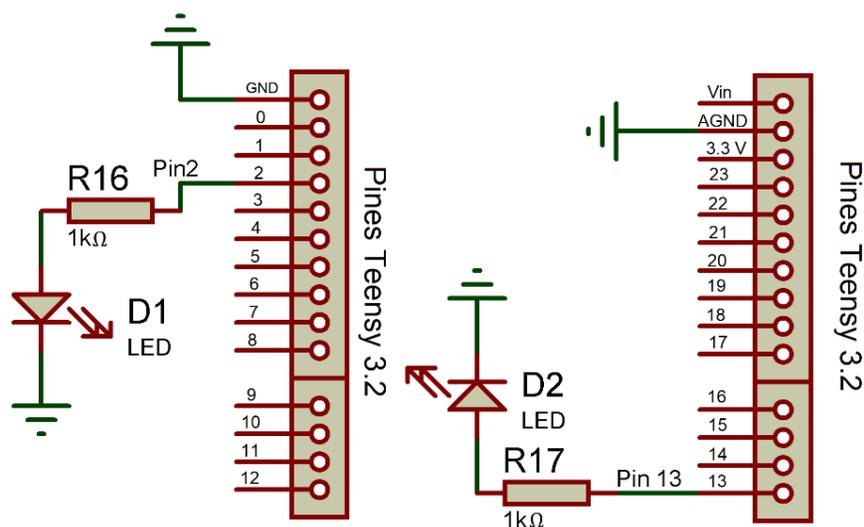


Figura 37. Leds utilizados para la calibración del offset.

3.3.7. Etapa de digitalización y almacenamiento

A partir de la señal PPG correctamente adquirida y acondicionada por el sistema de adquisición, se implementa una etapa de digitalización con el fin de registrar, almacenar y analizar la señal de forma digital. El proceso de digitalización está conformado por un convertidor análogo-digital (ADC del inglés *Analog to Digital Converter*).

Para la selección del microcontrolador, se analizaron las tarjetas de desarrollo Arduino Mini Pro y Teensy 3.2, principalmente por su reducido tamaño. Se decidió utilizar la tarjeta Teensy 3.2 en base a su mayor capacidad de procesamiento, su resolución ADC de 13 y a su gran espacio de memoria de programa (ver Tabla 2). Lo cual nos asegura que tendremos la capacidad de procesamiento necesaria para poder ejecutar los algoritmos para la detección de estrés y el espacio de memoria para el almacenamiento de estos algoritmos. Adicional a las características anteriormente descritas, la tarjeta Teensy 3.2 puede ser programada utilizando el IDE de Arduino, permitiendo utilizar un gran número de librerías desarrolladas para este software.

Tabla 2.

Comparación de las tarjetas a utilizar para la etapa de digitalización.

Características	Teensy 3,2	Arduino Pro mini
Dimensiones (L x H)	1.77 cm x 36.3 cm	1.77 cm x 3.30 cm
Procesador	ARM Cortex-M4 de 32 bits a 96 MHz	ATmega328 de 16 bits a 16 MHz
Memoria Flash	256 KB	32 KB
Memoria RAM	64 KB	2 KB
Resolución ADC	13 bits	10 bits
Pines Digitales	34	14
Pines Analógicos	21	8
Pines PWM	12	6
Comunicación	USB, UART, SPI, I2C, CAN	UART, SPI, I2C
Costo	35 dólares	10 dólares

Para la adquisición de la señal PPG se utilizó el pin analógico A0 a una resolución de 13 bits. La señal fue muestreada a una frecuencia de 32Hz, que corresponde a un tiempo de muestro de 31.25ms, cumpliendo así con el teorema de muestreo de Nyquist.

El sistema tiene la capacidad de conectarse a un computador, por medio de una comunicación serial, permitiendo la visualización y almacenamiento de la señal PPG. A manera de ejemplo, se presenta la Figura 38 que muestra una señal PPG registrada por software MATLAB, donde en el eje Y se representa los valores de la digitalización en bits, donde 8191 ($2^{13} - 1$) equivale a 3.3 V y el eje X muestra el tiempo de registro de la señal en segundos.

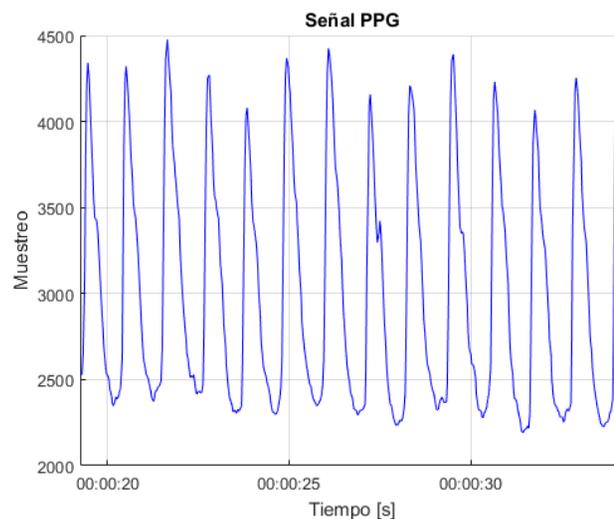


Figura 38. Señal PPG registrada y presentada utilizando el software MATLAB.

3.4. Etapa de *Biofeedback*

El objetivo principal de esta investigación es el control y monitoreo del estrés por medio de un dispositivo móvil, motivo por el cual se desarrolló, a nivel de software y hardware, una etapa de control denominada “*biofeedback*”. Por medio de esta etapa se ejecuta la acción de control de

estrés, la cual permite modular el ritmo cardiaco en función de los ciclos respiratorios presentados de manera visual.

El hardware de esta etapa se encuentra conformado por un led RGB, el cual por medio de cambios de color e intensidad propondrá un patrón respiratorio que permita entrar en coherencia el ritmo cardíaco y el respiratorio disminuyendo el nivel de estrés; y el software, se encuentra implementado en la tarjeta Teensy 3.2, el cual controla los cambios de color del led RGB en función del nivel de estrés estimado.

En base a los datos obtenidos en tiempo real y al clasificador diseñado (ver Sección 5.6), se estima de manera *online* el nivel de estrés, el cual es representado mediante el led RGB cambiando de color rojo a verde en función del al nivel de estrés detectado como se muestra en la Tabla 3.

Tabla 3.
Colores utilizados para indicar los niveles de estrés.

Nivel de estrés	Color
100%	
50%	
0%	

Después de 1.5 segundos donde se ha indicado a la persona su nivel de estrés, el led RGB cambiará de color y propondrá un patrón respiratorio que permita reducir el nivel de estrés a condiciones normales (ver Sección 6.1). En la Tabla 4 se muestra las fases de los colores que el led RGB deberá ir cambiando con el fin de representar un ciclo respiratorio. Este ciclo se repite tres veces consecutivas hasta volver a detectar el estado actual de estrés.

Tabla 4.

Colores utilizados para simbolizar el estado de la respiración guiada.

Respiración	Color
Inicio de la inhalación	
Fin de la inhalación	
Retención	
Inicio de la exhalación	
Fin de la exhalación	

3.5. Implementación del hardware

En base a los circuitos presentados anteriormente, se diseñó una placa PCB doble capa de dimensiones de 4.32 cm de largo por 2.98 cm de ancho como se muestra en la Figura 39. La placa fue diseñada en el software *Proteus 8.2* en base al diagrama esquemático presentado en el Anexo 1.

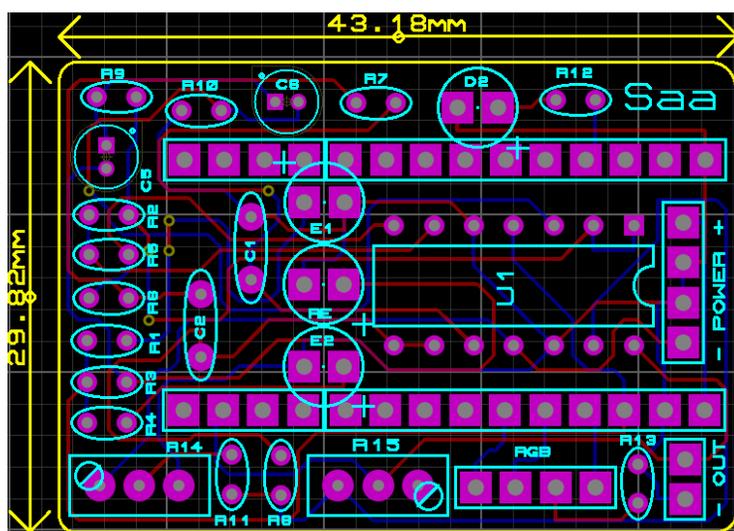


Figura 39. Diseño de la placa PCB implementada.

El dispositivo es energizado por medio de una etapa de alimentación conformada por dos baterías LiPo de 3.7 V con una corriente de 250 mAh cada una. Esta etapa proporciona un voltaje de $\pm 3.7 V$ ofreciendo una autonomía de alrededor dos horas de monitoreo constante del estrés. La

alimentación positiva energiza directamente a la tarjeta Teensy 3.2, esta tarjeta integra un regulador de voltaje de 3.3 V que permite alimentar con un voltaje constante al sistema de adquisición y etapa de *biofeedback*. Para la polarización de los circuitos operaciones del sistema de adquisición se utiliza la alimentación negativa.

La placa PCB como la etapa de alimentación se diseñaron de tal manera que todos los elementos se ubiquen alrededor y debajo de la tarjeta Teensy 3.2, reduciendo el tamaño del hardware. Con el fin de obtener un dispositivo ergonómico el hardware fue adecuado en la correa de un reloj Polar M200, el cual es un reloj deportivo que mide el ritmo cardiaco utilizando técnicas fotopleletismográficas (ver Figura 40).



Figura 40. Placa PCB adecuada a una correa de reloj.

Finalmente, las baterías se encuentran ubicadas en el interior del reloj permitiendo obtener un dispositivo móvil con unas dimensiones de 5.8 cm de largo, 6 cm de ancho y 3.3 cm de alto; y con un peso de 53 gr. En la Figura 41, se presentan en el hardware completamente implementado y sus principales partes:

1. Etapa de Biofeedback
2. Potenciómetro de la subetapa de amplificación.
3. Potenciómetro de la subetapa de offset
4. Microcontrolador Teensy 3.2
5. Leds de calibración
6. Conexión USB - PC
7. Etapa de alimentación ± 3.7 V

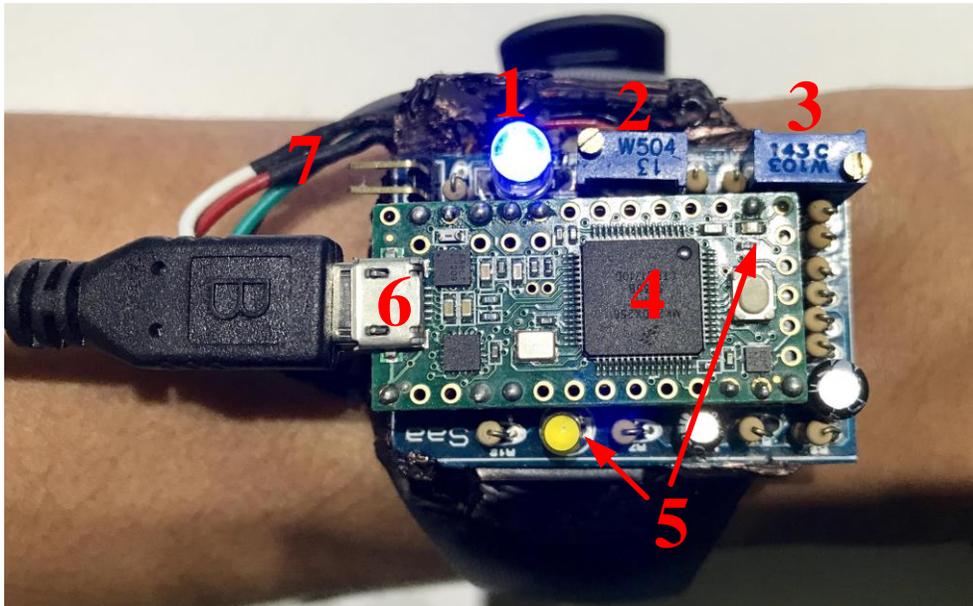


Figura 41. Principales partes del hardware del dispositivo móvil.

En la Figura 42 se puede observar una señal PPG adquirida por el dispositivo móvil implementado ubicado en la muñeca. Esta señal se la obtuvo mediante el puerto de comunicación serial que posee el dispositivo, esta comunicación se la realizó con una PC con el fin de verificar que el funcionamiento del dispositivo sea el adecuado.

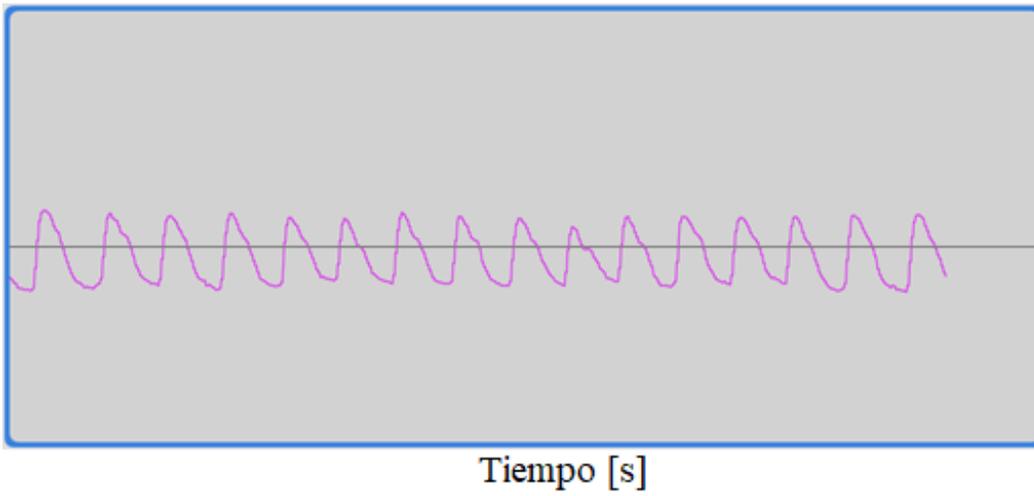


Figura 42. Señal PPG adquirida por el dispositivo móvil implementado.

CAPÍTULO IV

4. ADQUISICIÓN DE LA BASE DATOS *StressBP I*

4.1. Protocolo de estimulación audiovisual

El registro de la base de datos se lo realizó con el fin de obtener un grupo de características para el entrenamiento del modelo de clasificación que permita la diferenciación de estrés y tranquilidad. Para ello se registró la base de datos *StressBP I*, la cual se encuentra conformada por 30 sujetos voluntarios sanos que fueron estimulados mediante tres videos, adquiriendo las señales PPG, durante cada estímulo audiovisual. Cada una de las señales almacenadas son procesadas de manera *offline* extrayendo las características temporales y espectrales por medio de la variabilidad del ritmo cardíaco HRV, estimada a partir de la señal IBI (IBI del inglés *Inter-Beat Interval*).

Un protocolo consiste en un grupo de pasos y reglas que debe seguir el especialista encargado del registro de la señal y el sujeto de prueba con el fin de garantizar que la adquisición de la señal se lo realice de la mejor manera y esta refleje las emociones inducidas por cada estímulo audiovisual. Para el registro de la base de datos se siguió un protocolo de estimulación y registro, por medio de la proyección de tres videos los cuales inducirán los estados de estrés mental, estrés físico y tranquilidad.

4.1.1. Selección del estímulo

El uso de estimulaciones audiovisuales permite generar un mayor cambio de estado (estrés o tranquilidad) en las personas ya que utiliza los principales sentidos para generar una estimulación emocional en el cerebro. Según Camargo (2004), el estrés puede verse reflejado en síntomas de tipo emocional, intelectual y físico. Lazarus y otros (1963) en su investigación concluyen que la

estimulación con videos estresantes provoca de mejor manera cambios fisiológicos, como son aumento de la frecuencia cardíaca y la sudoración en la piel. Lo que significa que una buena selección de estímulos visuales puede inducir un cambio de estado en una persona, lo cual es un objetivo de esta investigación.

En el estudio sobre la influencia de contenido audiovisual para el estimulación de emociones realizado por Fernández (2012), concluye que la mejor manera de influir emociones dentro de un medio controlado, con fines experimentales, es mediante la estimulación audiovisual. En varios estudios de los efectos del estrés en la variabilidad del ritmo cardíaco HRV, se utilizan distintos tipos de estímulos en función del tipo de estrés que se desea inducir en los sujetos de prueba. Para el estado de estrés mental se utilizan evaluaciones o formularios los cuales deben ser llenado en un tiempo determinado; y para el estrés físico y estrés psicológico se utiliza un grupo de estímulos visuales los cuales provocan que la persona entre en un estado de ansiedad (Bernardi y otros, 2000; Lazarus y otros, 1963; Taelman y otros, 2011; Taelman, Vandeput, Spaepen, & Van Huffel, 2009).

Para la estimulación del estado de tranquilidad es recomendable utilizar música clásica o ambiental las cuales poseen un centro tonal de 432 Hz que es una frecuencia patrón de la naturaleza, y para la estimulación de estrés se recomienda utilizar un estímulo atonal, el cual al no tener una frecuencia patrón provoca en el sujeto una sensación de amenaza y angustia (Castellón, 2014; Raza, 2016). En base al análisis de la bibliografía, para este estudio se seleccionaron tres videos: uno de estrés psicológico, otro de estrés mental y uno de tranquilidad con fin de inducir los estados de estrés y tranquilidad.

En la Tabla 5, se muestra cómo se encuentran conformados los tres videos utilizados para la estimulación audiovisual, los cuales tendrán una duración de 3 a 4 minutos. El video de estrés

mental está conformado por un grupo de 10 operaciones aritméticas, las cuales viene acompañadas por sonidos estresantes como el llanto de un bebe, sirenas y maquinaria de construcción. Para el estrés psicológico se utilizó el corto “*Malice in Wonderland*” dirigido por Vines Collins, el cual representa de manera surrealista la historia de “Alicia en el país de las maravillas”. Este video viene acompañado de imágenes perturbadoras, gritos, sonidos atonales provocando ansiedad en la persona.

Para generar el estímulo de tranquilidad en las personas, se utilizó una recopilación de canciones del álbum “*The Rose Garden (Guided Imagery)*” de Sophie Grace Meditations, los cuales se encuentran conformadas con un centro tonal de 432 Hz. No se decidió utilizar música clásica para este estímulo debido a que esta puede estar conformadas por tonalidades alegres o triste pudiendo alterar la estimulación.

Tabla 5.

Características de los estímulos audiovisuales.

Estímulo	Duración	Emoción	Contenido Visual	Contenido Musical
1	3,5 mins	Estrés mental	Serie de 10 operaciones matemáticas (sumas y restas)	Sonidos: Llanto de bebe, pitos de automóviles, sonidos de construcción, sonido irritante de alta frecuencia
2	4 mins	Estrés psicológico	Corto "Malice in Wordenland"	Gritos y sonidos atonales
3	4 mins	Tranquilidad	Imagen con colores cálidos (amarillo, naranja, rojo)	Canciones del Álbum The Rose Garden (Guided Imagery)

En la Figura 43, se presentan pequeñas escenas que conforman cada uno de los videos utilizados como estímulos audiovisuales, donde para el primer estímulo se muestra una evaluación aritmética a la cual es sometido el sujeto de prueba con el fin inducir el estado estrés mental; el

segundo estímulo presenta una captura de pantalla del corto usado para provocar estrés psicológico; y finalmente el tercer estímulo utiliza una sola imagen con colores cálidos los cuales permiten generar un estado de tranquilidad en el sujeto.

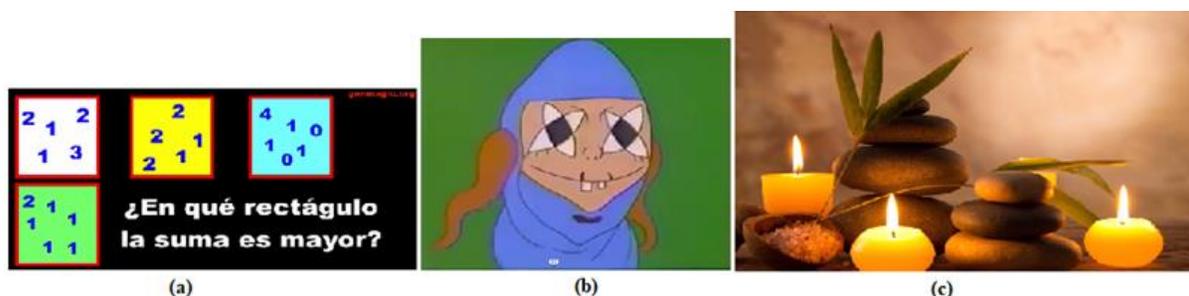


Figura 43. Escenas de los tres estímulos audiovisuales: (a) Estímulo 1 estrés mental, (b) Estímulo 2 estrés psicológico, (c) Estímulo 3 tranquilidad.

4.1.2. Preparación del sujeto de prueba

Antes de registrar la señal PPG se deberá preparar al sujeto de prueba con el fin de que el almacenamiento de la señal se lo realice de la mejor manera. Para ello se siguió un protocolo para la estimulación y el registro cada una de las señales PPG correspondientes a cada estado inducido.

Al tratarse de un registro de estado emocional, se debe procurar que las personas se encuentren en un estado de ánimo normal o basal, que se encuentren predispuestas a colaborar con la investigación y que no presente ansiedad durante el registro de la señal PPG evitando que esté presente datos erróneos.(Fernández, 2012). Por dicha razón los sujetos de prueba que conformaron la base de datos *StressBP I*, accedieron de manera voluntaria y durante días en los cuales se encontraban sin ninguna preocupación. De igual manera para no provocar una emoción anticipada a la estimulación, no se los informo con qué tipo de estimulación iba a ser reproducida asegurando que las emociones registradas sean las provocadas por cada estímulo. A continuación, se muestra el protocolo utilizado para la preparación del sujeto de prueba:

- El registro se deberá realizar en un ambiente calmado y silenciosos, en el cual no se genere ningún tipo de distracción al sujeto de prueba, de igual manera, el especialista deberá minimizar el contacto con el paciente.
- El sujeto deberá estar sentado durante todo el procedimiento, para el cual se deberá mantener una postura cómoda ya que la duración del protocolo es aproximadamente 25 minutos.
- La mano donde se encuentra el dispositivo debe encontrarse apoyada en una mesa o en algún lugar que impida su movimiento.
- Para evitar cualquier estímulo externo, el sujeto hará uso de audífonos que cubra la oreja con el fin que se encuentre concentrado durante la proyección de los videos.
- Para el registro se utilizará dos pantallas, en la primera pantalla se encontrará el especialista verificando que la adquisición de la señal sea la adecuada, y en la segunda se encontrará el sujeto de prueba siendo estimulado audiovisualmente.
- Antes de iniciar el protocolo de estimulación al sujeto se le informará:
 - Que será estimulado con 3 videos diferentes.
 - Que el registro es indoloro y no invasivo.
 - Que deberá mantenerse sentado y con la mano en la mesa y que no podrá moverse ni hablar.
 - Que el dispositivo deberá ser colocado en cualquier mano.
 - Que posterior a colocarse el dispositivo este deberá ser calibrado con el fin de que almacenamiento de la señal PPG se lo realice de la manera correcta.

- Que al finalizar el protocolo el sujeto no debe informar o comentar las emociones sentidas al resto de los sujetos de prueba.

4.1.3. Registro de la base de datos

Una vez definido el protocolo se procedió al registro de la base de datos *StressBP I*, que estuvo compuesta por 30 personas voluntarias conformada mayormente por estudiantes universitarios. Como condición, ninguno de los sujetos registrados presentan problemas cardíacos ni desórdenes mentales. La toma de la señal PPG se realizó mayoritariamente en el Laboratorio de Biomédica de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE cumpliendo con lo descrito en la Sección 4.1.2. Posterior al análisis de las señales, la base de datos se redujo a 24 personas, excluyendo a 6 personas las cuales presentaban gran distorsión en las señales registradas, ocasionadas principalmente por movimientos involuntarios. Finalmente, la base de datos quedo conformada por 11 mujeres y 13 hombres en un rango de edad de 21 a 26 años.

Previo al inicio de la estimulación se realiza un tiempo de espera de 2 minutos con el fin de que el sujeto se acostumbre al dispositivo estabilizando su ritmo cardíaco y permitiendo que este retorne a su estado basal. Posterior a este periodo se registró la señal PPG en estado basal durante 3.2 minutos. A continuación, se procede a la reproducción de los 3 videos que conforman el protocolo de estimulación en el siguiente orden: estrés mental, estrés psicológico y tranquilidad. Entre cada video se realiza una pausa de 2 minutos, con el fin de que el ritmo cardíaco del sujeto se estabilice a condiciones normales. Para el registro de la señal PPG se siguió el siguiente proceso:

- Antes de continuar con el registro se deberá explicar el procedimiento y el protocolo a seguir descrito en la Sección 4.1.2.

- Se registrará la señal PPG en estado basal durante 3.2 minutos, de igual manera el sujeto no presentará ninguna estimulación, este se lo almacenará con el nombre SPPGX_1.
- El sujeto deberá esperar tiempo de 2 minutos para poder continuar con la estimulación audiovisual.
- Durante 3.5 minutos se proyectará el Estímulo 1 - estrés mental al sujeto de prueba, registrando y almacenando la señal PPG con el nombre de SPPGX_2.
- El sujeto deberá esperar tiempo de 2 minutos para poder continuar con la estimulación audiovisual.
- Durante 4 minutos se proyectará el Estímulo 2 – estrés psicológico al sujeto de prueba, registrando y almacenando la señal con el nombre de SPPGX_3.
- El sujeto deberá esperar tiempo de 2 minutos para poder continuar con la estimulación audiovisual.
- Durante 4 minutos se proyectará el Estímulo 3 - tranquilidad al sujeto de prueba, registrando y almacenando la señal con el nombre de SPPGX_4.
- Donde X corresponde al número o código de identificación del sujeto de prueba.

Al finalizar con todo el procedimiento el sujeto de prueba deberá llenar un formulario en el cual puede expresar sus comentarios y las emociones que sintieron durante cada estímulo. Este formulario permite corroborar que las sensaciones inducidas concuerdan con cada estímulo.

Finalmente, la base de datos *StressBP 1* queda conformada por un registro de 24 sujetos sanos donde cada uno de ellos posee 4 señales PPG que corresponden a cada estímulo inducido, dando un total de 96 señales registradas.

4.2. Análisis estadísticos de las encuestas de los estímulos audiovisuales

Al finalizar el registro de la señal PPG a cada uno de los sujetos de prueba, se les pidió llenar un formulario (ver Anexo 2) en el cual podían seleccionar una o más emociones que sintieron durante cada estímulo audiovisual. Realizando un análisis estadístico para cada estado emocional, se muestra que para el estímulo 1 o estrés mental se obtuvo un 41,18 % y 38,24 % para las sensaciones de ansiedad y desesperación respectivamente. En la misma encuesta se les pregunto si durante la estimulación se sintieron estresados, en donde el 70.83 % respondieron que sí, todos estos datos se encuentran representados en la Tabla 6.

Tabla 6.

Resultados estadísticos del estímulo de estrés mental.

Sensación	Hombre	Mujeres	Total	Porcentaje
Tristeza	0	0	0	0,00%
Alegría	2	0	2	5,88%
Desesperación	7	6	13	38,24%
Calma	1	1	2	5,88%
Enojo	1	0	1	2,94%
Ansiedad	7	7	14	41,18%
Ninguna	1	0	1	2,94%
Otro	1	0	1	2,94%
TOTAL	20	14	34	100,00%

Estrés	Hombres	Mujeres	Total	Porcentaje
Si	8	9	17	70,83%
No	5	2	7	29,17%
TOTAL	13	11	24	100,00%

Para el estímulo 2 o estrés Psicológico, la mayoría de las personas seleccionaron las sensaciones de desesperación y ansiedad con porcentajes del 32.26 % y 38.71 % respectivamente. De igual manera se realizó la pregunta si durante la estimulación se sintieron estresados, respondiendo de manera afirmativa el 75% de los sujetos estimulados. En la Tabla 7 se representa

los resultados de las sensaciones generadas por el estímulo 2 y en qué porcentaje este provocó estrés en los sujetos de prueba.

Tabla 7.

Resultados estadísticos del estímulo de estrés psicológico.

Sensación	Hombre	Mujeres	Total	Porcentaje
Tristeza	0	0	0	0,00%
Alegría	0	0	0	0,00%
Desesperación	5	5	10	32,26%
Calma	1	0	1	3,23%
Enojo	0	1	1	3,23%
Ansiedad	7	5	12	38,71%
Ninguna	3	1	4	12,90%
Otro	1	2	3	9,68%
TOTAL	17	14	31	100,00%

Estrés	Hombres	Mujeres	Total	Porcentaje
Si	9	9	18	75,00%
No	4	2	6	25,00%
TOTAL	13	11	24	100,00%

En cuanto al estímulo 3 o tranquilidad, la mayoría de los encuestados seleccionaron que este estímulo provocó una sensación de calma con un 77.42 % y 9.68% en otras sensaciones, las cuales fueron de tranquilidad, paz y sueño. En la Tabla 8 se encuentra de manera detallada las sensaciones provocadas por el estímulo 3.

Tabla 8.

Resultados estadísticos del estímulo de tranquilidad.

Sensación	Hombre	Mujeres	Total	Porcentaje
Tristeza	1	1	2	6,45%
Alegría	1	1	2	6,45%
Desesperación	0	0	0	0,00%
Calma	13	11	24	77,42%
Enojo	0	0	0	0,00%
Ansiedad	0	0	0	0,00%
Ninguna	0	0	0	0,00%

Continúa 

Otro	2	1	3	9,68%
TOTAL	17	14	31	100,00%

4.3. Procesamiento de las señales PPG para la extracción de características

Una vez seleccionadas la señales que conformarán la base datos, estas fueron procesadas digitalmente, con el fin de extraer un grupo de características que permitan el entrenamiento del clasificador del sistema de reconocimiento de patrones de estrés (ver Capítulo 5). Previo a la extracción de características es necesario realizar preprocesamiento, el cual consta de un filtro pasa banda en el rango de 0.5Hz a 16 Hz. A pesar de que el dispositivo se encuentra constituido por una etapa de filtrado a nivel de hardware, se implementó el mismo filtro pasa banda a nivel de software con el fin de corregir el ruido generado por el movimiento involuntario de la manilla, reacciones musculares o ruido ambiental presente a la hora del registro. A partir de las señales filtradas, se estimó intervalo entre pulso y pulso (IBI del inglés *Inter-Beat Interval*) de la señal PPG con el fin de extraer el grupo de características temporales y espectrales a partir de un análisis equivalente a la variabilidad del ritmo cardíaco HRV.

Al final se extrajeron las características necesarias en tiempo y frecuencia mediante el esquema presentado en la Figura 44, donde se muestra procedimiento realizado a cada una de las señales PPG para la extracción de características temporales y espectrales.

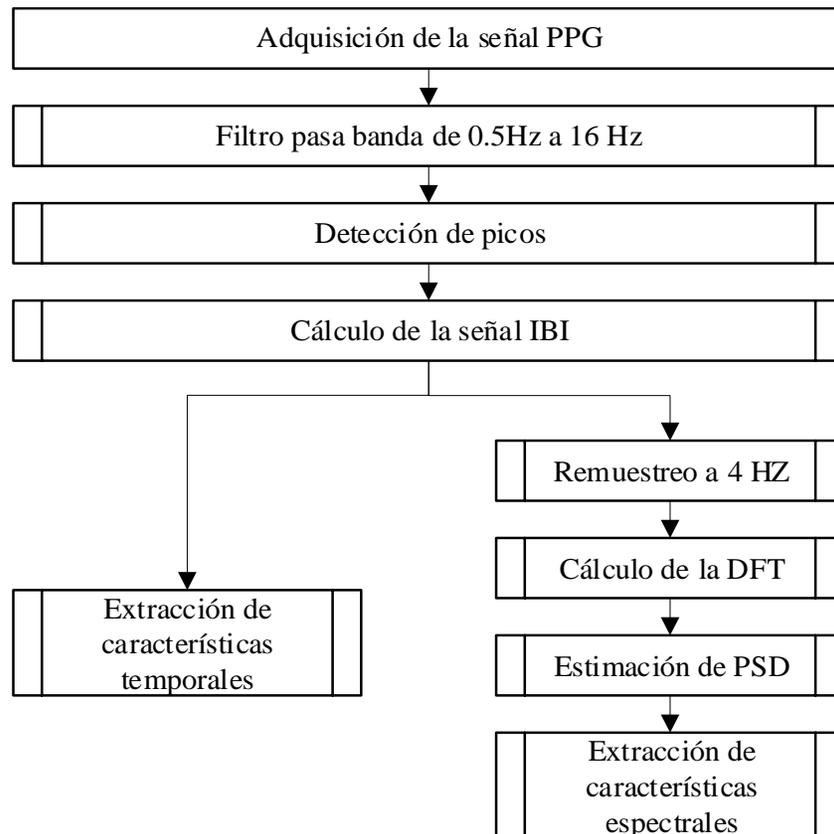


Figura 44. Preprocesamiento de la señal PPG.

4.3.1. Filtrado digital de la señal PPG

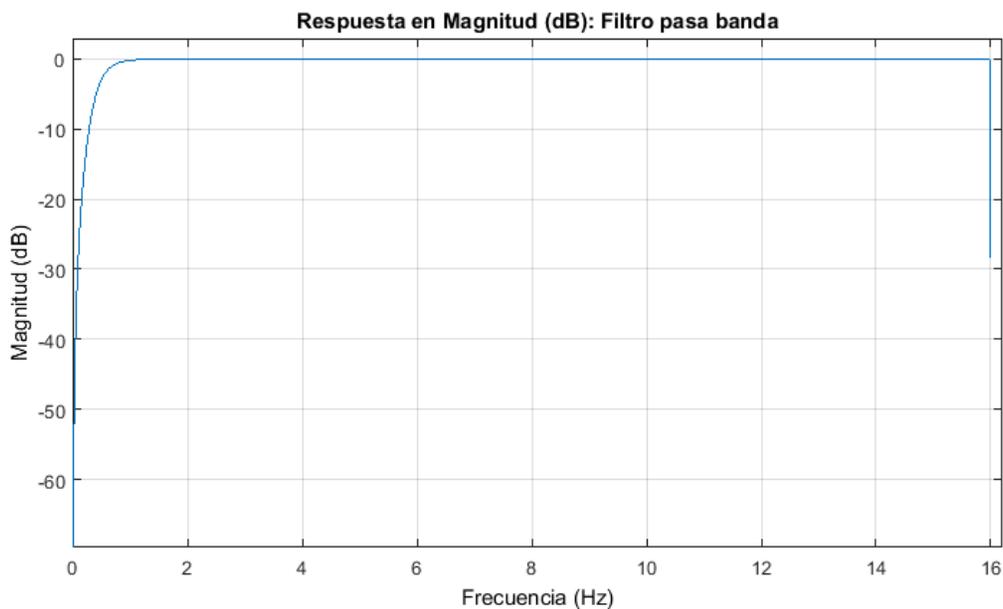
Para la implementación de la etapa de filtrado digital de la señal PPG, se diseñó un filtro pasa banda de respuesta infinita al impulso (IIR) de tipo Butterworth, el cual posee la característica de no generar ninguna variación de la señal en el dominio del tiempo y tanto como su implementación y costo computacional es muy reducido a comparación de otras técnicas como son las de respuesta finita al impulso (Oppenheim & Schaffer, 2001). Para el diseño se utilizó la herramienta “*FilterDesigner*” de MATLAB en base a las siguientes especificaciones descritas en la Tabla 9.

Tabla 9.

Parámetro de diseño del Filtro pasa banda de (0.5 a 15.99) Hz.

Tipo de respuesta	Pasa Banda
Diseño	IIR Butterworth
Orden del filtro	4 orden
Frecuencia de muestreo (Fs)	32 Hz
Frecuencia de corte inferior (Fc1)	0,5 Hz
Frecuencia de corte inferior (Fc2)	15,99 Hz

En la Figura 45 se comprueba que la banda de paso del filtro anteriormente diseñado es de 0.5 Hz a 15.99 Hz, compensando a los filtros implementados en la etapa de hardware eliminado cualquier tipo de ruido ingresado en el almacenamiento de la señal PPG en la base de datos *StressBP 1*.



Continúa 

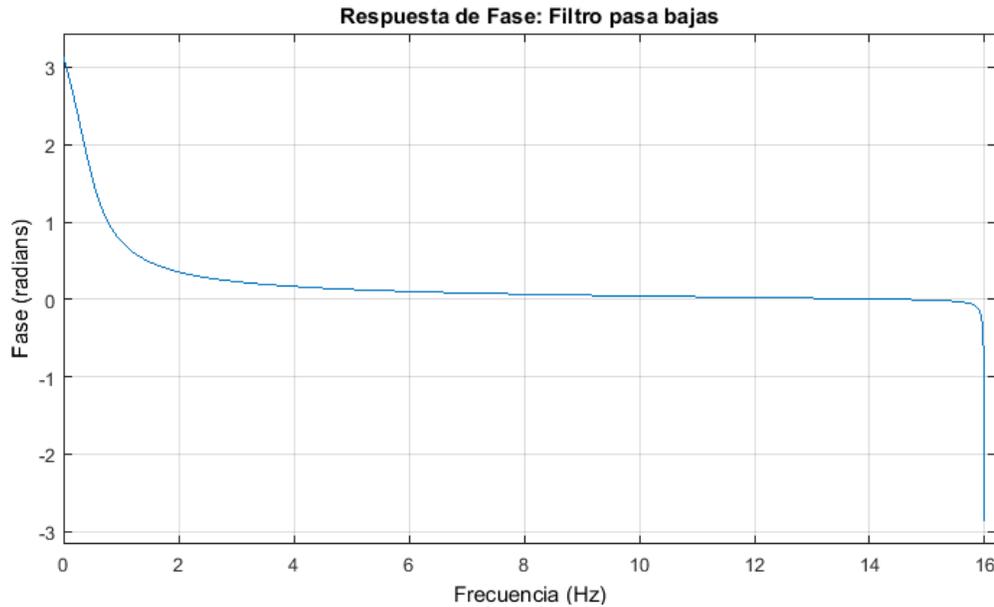


Figura 45. Diagrama de Bode del filtro pasa bajas de (0.5 a 15.99) Hz.

Debido a que este filtro será utilizado tanto para el procesamiento *offline* en Matlab e implementado en el microcontrolador en modo *online*, este fue diseñado con un bajo orden permitiendo ser implementado en ambos sistemas y en particular en el microcontrolador que posee recursos limitados. Para la implementación del filtro en código, se obtuvo la ecuación en diferencias (ver ecuación (3)) mediante su función de transferencia (ver ecuación (2)). La programación de un filtro por medio de su ecuación en diferencia permite simplificar la carga computacional del microcontrolador debido a que esta se encuentra conformada por sumas y multiplicaciones (Oppenheim & Schaffer, 2001).

$$H(z) = \frac{0.9329 - 1.866z^{-2} + 0.9329z^{-4}}{1 + 0.1386z^{-1} - 1.852z^{-2} - 0.1206z^{-3} + 0.8703z^{-4}} \quad (2)$$

$$y(k) = -0.1386y(k-1) + 1.852y(k-2) + 0.1206y(k-3) - 0.8703y(k-4) + 0.9329x(k) - 1.866x(k-2) + 0.9329x(k-4) \quad (3)$$

En la Figura 46 se muestra la respuesta del filtro implementado en código, la señal de color azul es una muestra extraída de la base de datos, la cual presenta ruido causado por movimiento

involuntario y la señal en color naranja es la misma señal después de ser filtrada donde se observar como atenúa el ruido presente en señal.

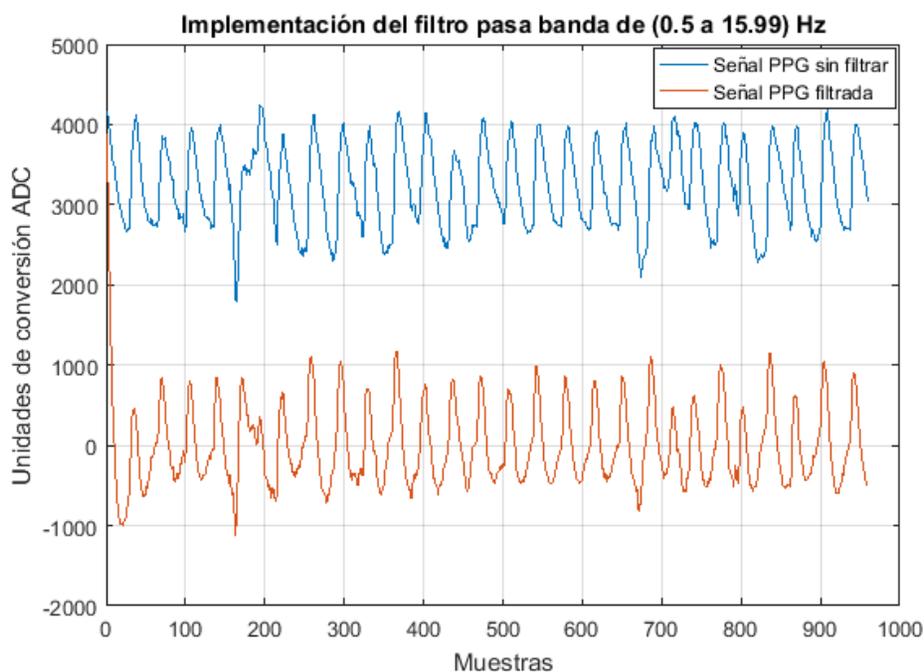


Figura 46. Implementación del filtro pasa banda (0.5 a 15.99) Hz.

4.3.2. Algoritmo para la detección de picos en la señal PPG

Para realizar el análisis del HRV es necesario extraer el IBI, el cual se encuentra conformado por el tiempo que existe entre pulso y pulso. Para ello es necesario conocer los picos o valores máximos de la señal PPG. El algoritmo se encuentra representado en la Figura 47 en el cual se realiza en un enventanado de 400 ms o 13 muestras. Durante el enventanado se evaluará que cada valor de la señal sea mayor al valor anterior y posterior, si dicha condición se cumple se incrementa el valor de un contador, al final el enventanado se compara si el valor del contador es igual al tamaño de ventana, dicho valor es un máximo y se almacena su posición.

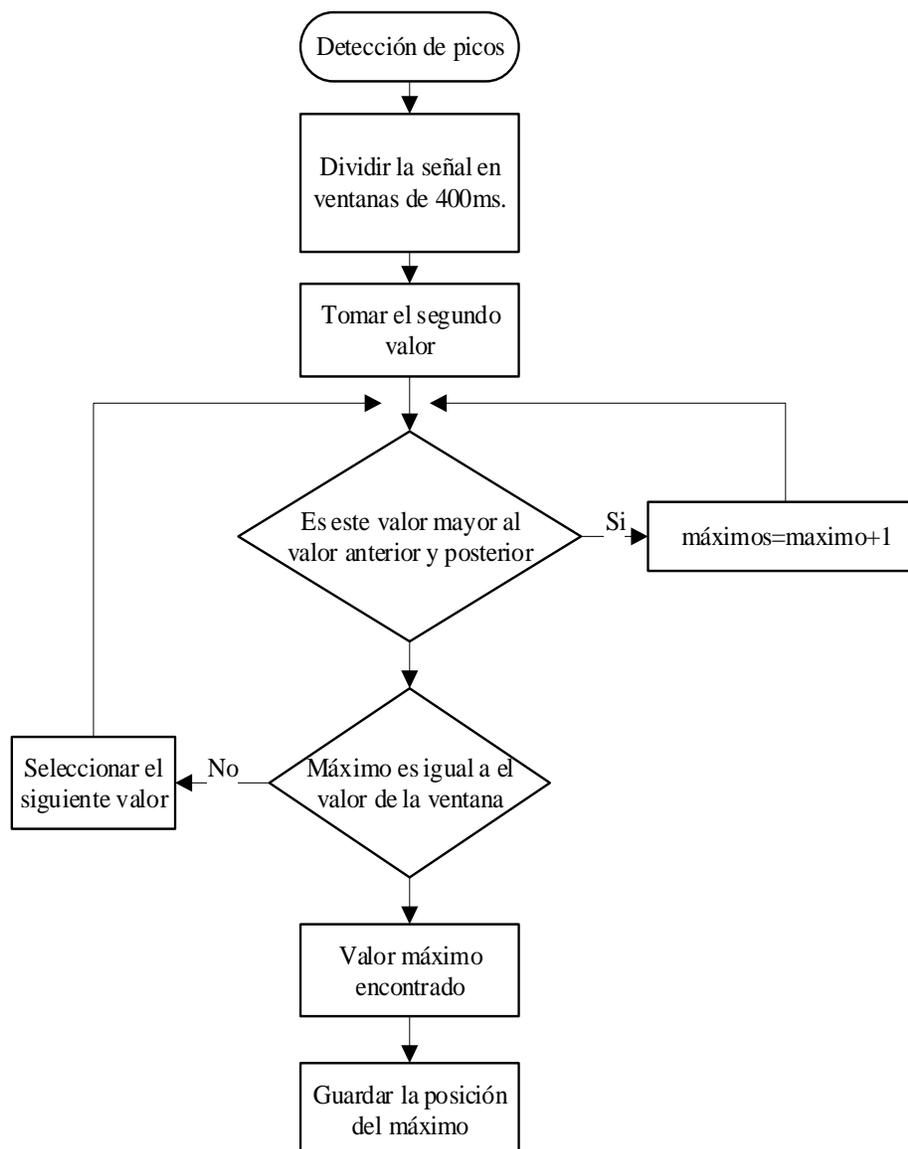


Figura 47. Algoritmo para el cálculo de picos en la señal PPG.

En la Figura 48 se muestra el funcionamiento del algoritmo, en color azul se encuentra representada la señal PPG anteriormente filtrada y en color rojo se marcan los valores máximos detectados por el algoritmo.

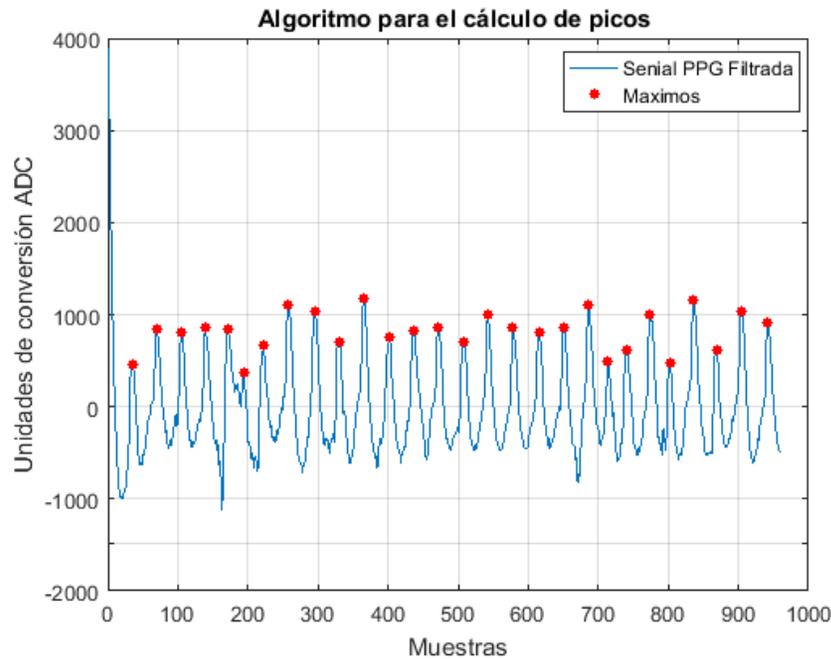


Figura 48. Algoritmo para el cálculo de picos.

4.3.3. Algoritmo para cálculo del IBI

Una vez almacenado los puntos máximos de la señal PPG, se debe calcular el intervalo entre máximo y máximo denominado IBI. La agrupación de todos estos valores permitirá conformar un tacograma denominado señal o serie temporal IBI, que es un equivalente al tacograma estimado a partir de la señal ECG. En la serie temporal IBI el eje de las abscisas se ubican los valores de duración de cada IBI en milisegundos y en el eje ordenadas se ubica el tiempo en el que se generó dicho intervalo. Este cálculo se hizo a partir de la ecuación de muestreo.

$$t = m * T \quad (4)$$

En donde:

- m es el número de muestras
- T es el tiempo de muestreo de la señal.

Aplicando la ecuación (4) con los valores de máximos estimados se calcularon los intervalos de tiempo entre cada sístole ventricular. En la Figura 49 se muestra una señal IBI calculada a partir de la ecuación (5), donde la posición de los máximos ya fueron determinados en la Sección 4.3.2 y el tiempo de muestreo T es 31.25 ms

$$IBI = (\text{posición_máximo}(i + 1) - \text{posición_máximo}(i)) * T \quad (5)$$

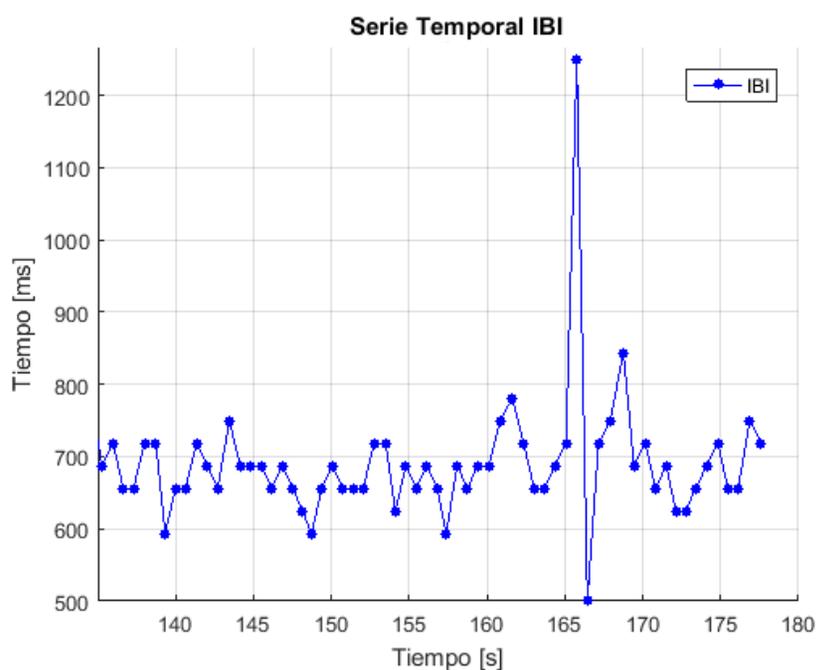


Figura 49. Señal o serie temporal IBI.

Durante el cálculo del IBI es muy común encontrarse con valores ectópicos, los cuales son valores erróneos o latidos anormales que no describen la dinámica del corazón. Para corregir este error se suele utilizar técnicas avanzadas como filtros predictivos o adaptivos (Tamura, Maeda, Sekine, & Yoshida, 2014). Para este trabajo se implementó el siguiente criterio: debido a que la señal PPG no puede variar de manera abrupta, estos tipos de datos son valores falso, por lo que se procedió a comparar el valor actual del IBI con respecto al promedio de sus 5 valores anteriores y

si dicho valor está fuera de la ventana 25% del valor promediado, es decir si el valor es mayor al valor promediado + 25% y menor al valor promediado - 25%, es un el valor ectópico y se lo reemplazara por el valor promediado, este algoritmo se lo encuentra representado en la Figura 50.

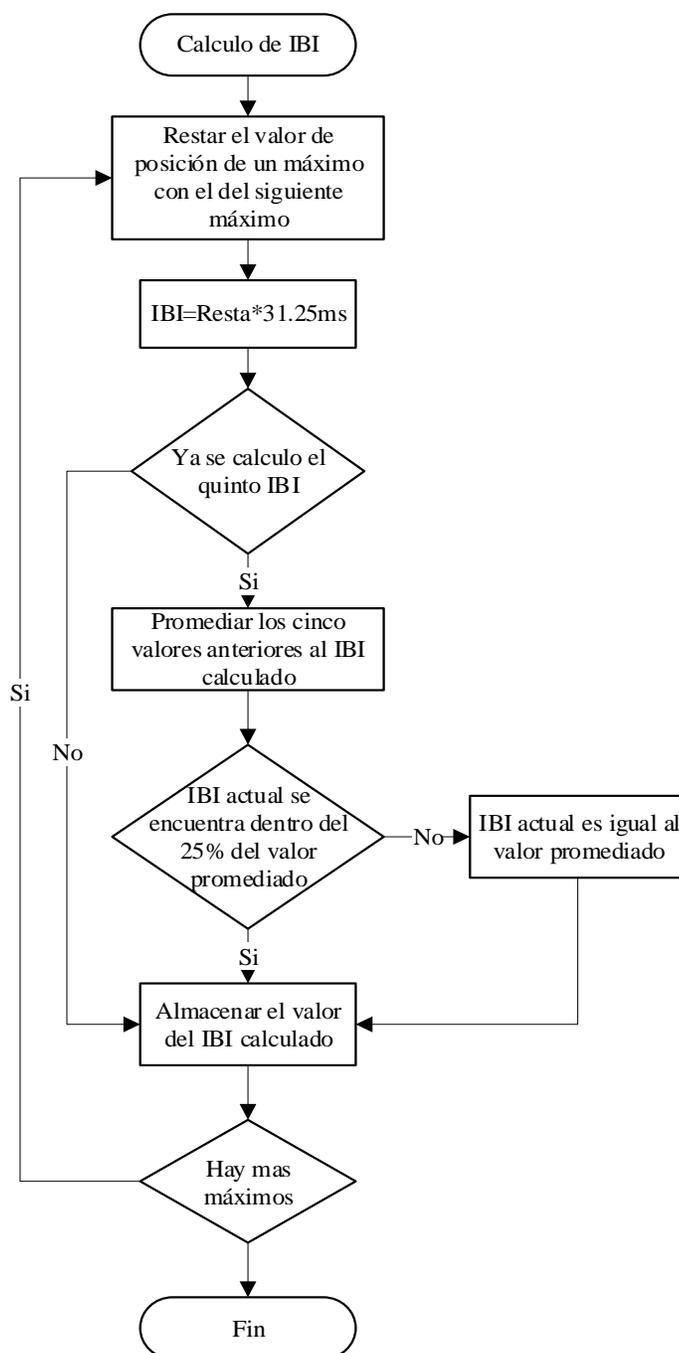


Figura 50. Algoritmo para el cálculo de IBI.

La ventana del 25% del valor promediado se utilizó mediante varias pruebas con las señales pertenecientes a la base de datos comparándolas con valores del 15% y 20% concluyendo que estos dos valores eliminan información de la señal al realizar el análisis de HRV. En la Figura 51 se puede comprobar el funcionamiento del algoritmo, en donde la señal de color azul es la serie temporal IBI presentada en la Figura 49 y la señal de color rojo es el misma señal aplicada la corrección de valores ectópicos, donde los son reemplazados por los valores promediados sin alterar a la señal original.

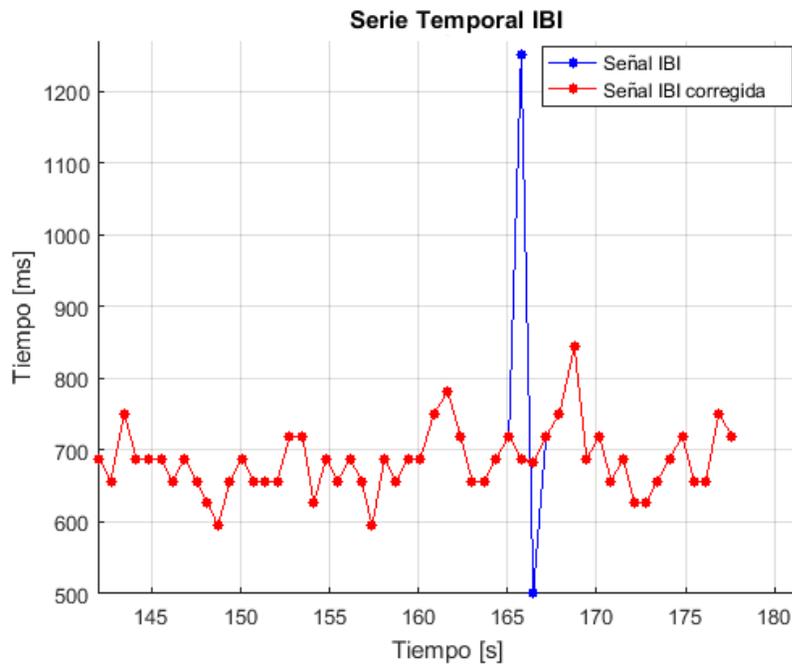


Figura 51. Compensación de los valores ectópicos de la serie temporal IBI.

4.3.4. Estimación espectral del IBI

La caracterización espectral de la HRV, se la realiza a partir de la densidad espectral de potencia (PSD del inglés *Power Spectral Density*), la cual es una estimación de la transformada de Fourier.

Debido a que la señal IBI no presenta un periodo de muestreo, ya que los latidos del corazón se

presentan a diferentes tiempos, la señal IBI fue remuestreada a una frecuencia de 4 Hz aplicando una interpolación de primer orden. Posteriormente la señal fue filtrada por un filtro pasa banda de cuarto orden de tipo Butterworth con frecuencias de muestreo de 0.001Hz y 1.99Hz (Raza, 2016). Esta banda de paso fue seleccionada debido a que la señal IBI posee una alta componente de DC la cual afecta en el análisis del HRV. Los parámetros de diseño del filtro se detallan en la Tabla 10.

Tabla 10.

Parámetros de diseño del filtro pasa banda para el análisis de HRV.

Filtro	Tipo	Parámetros	
Pasa Banda	IIR Butterworth	$F_{p_{alta}} = 0,001 \text{ Hz}$	$A_{p_{alta}} = 1 \text{ dB}$
		$F_{s_{alta}} = 0,01 \text{ Hz}$	$A_{s_{alta}} = 70 \text{ dB}$
		$F_{p_{baja}} = 1.9 \text{ Hz}$	$A_{p_{baja}} = 1 \text{ dB}$
		$F_{s_{baja}} = 1.99 \text{ Hz}$	$A_{s_{baja}} = 70 \text{ dB}$

Fp=Frecuencia de paso, Ap=Atenuación en la banda de paso, Fs.=Frecuencia de parada, As=Atenuación en la banda de parada

En la Figura 52, se visualiza el funcionamiento del filtro pasa banda, donde la señal de color azul es la serie temporal IBI anteriormente extraída, y la señal en color narajana es la misma serie temporal aplicado el filtro previamente diseñado.

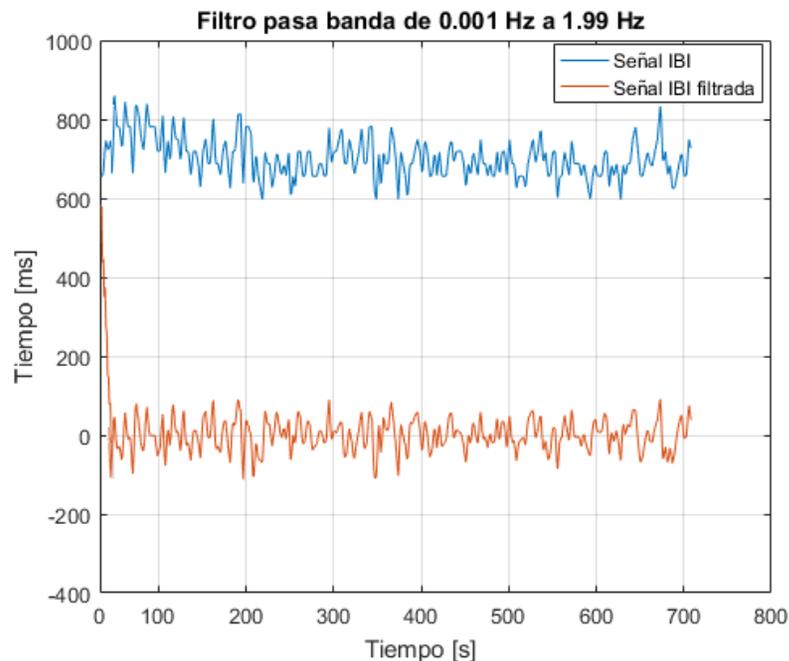


Figura 52. Señal IBI aplicada un filtro pasa banda de 0.001 Hz a 1.99 Hz.

Para la estimación de la PSD se puede utilizar distintos métodos como son los no paramétricos, paramétricos y los tiempo-frecuencias, el método tiempo-frecuencia es ideal para señales no estacionarias en el tiempo y los métodos paramétricos son muy utilizadas en para señales biomédicas (Martínez, 2011). El principal inconveniente de estos dos métodos son su complejidad algorítmica y cálculos no lineales, los cuales al ser implementados en el microcontrolador podrían generar una gran carga computacional.

El método utilizado es el no paramétrico denominando periodograma el cual es ideal para señales las cuales están limitadas por un numero de datos (Martínez, 2011). El primer paso para realizar este método es obtener la Transformada Rápida de Fourier (FFT del inglés Fast Fourier Transform), debido a que nuestra señal IBI es discreta, se utilizó la transformada discreta de Fourier (DFT del inglés Discrete Fourier Transform) descrita en la ecuación (6) donde: T representa Tiempo de remuestreo (4 Hz), $x(n)$ la señal IBI y X_k la DFT (Martínez, 2011).

$$X_k = T \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi kn/N} \quad (6)$$

Una vez extraído la DFT la estimación de PSD se la obtiene utilizando la ecuación (7) donde N representa el número de muestras de nuestra señal.

$$PSD_k = \frac{|X_k|^2}{N \cdot T} \quad (7)$$

En la Figura 53 se puede visualizar la implementación de ambos algoritmos, la señal de color azul corresponde a la FFT y la de color rojo a la PSD. Ambas señales fueron normalizadas dividiéndolas para potencia total.

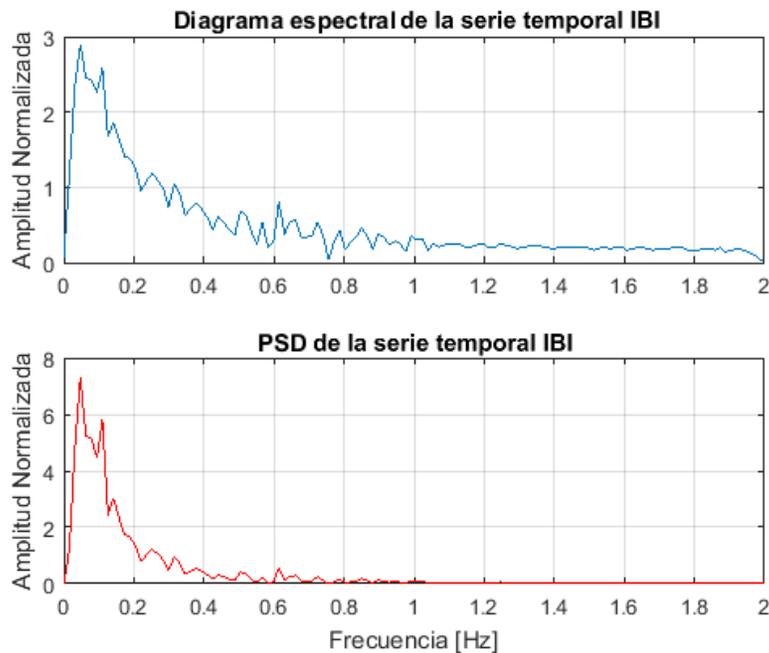


Figura 53. Estimación espectral de la serie temporal IBI.

4.4. Extracción de características temporales y frecuenciales del HRV

El estudio de la variabilidad del ritmo cardíaco HRV se ha convertido en una técnica no invasiva y ampliamente usada para conocer cómo encuentra relacionado el sistema nervioso

simpático y parasimpático (Electrophysiology, 1996). Por medio del HRV se puede conocer el estado de salud, condición física y estado emocional de una persona (Cerutti y otros, 1991; Ortiz Guzmán & Mendoza Romero, 2008). Para obtener la información a partir del HRV se la realiza a partir de métodos estadísticos o temporales; frecuenciales o espectrales y no lineales.

En el análisis temporal se suelen extraer dos valores principales como son la media y la desviación estándar. A partir de estos se derivan más valores estadísticos que pueden aportar más información (Electrophysiology, 1996). Para el análisis frecuencial, se lo realiza en tres intervalos o bandas: VLF que se encuentra conformado en el rango frecuencial de 0 Hz a 0.04 Hz, LF en el rango de 0.04 Hz a 0.15 Hz y HF de 0.15 Hz a 0.4 Hz. Donde la banda HF está asociada a la estimulación vagal o parasimpática, la LF se asocia a la actividad simpática y VLF presenta la interacción entre los sistemas simpático y parasimpático (García González, 1998; Ortiz Guzmán & Mendoza Romero, 2008).

Debido a que la señal IBI es una aproximación del tacograma extraído del ECG para el análisis del HRV, se caracterizó a esta señal de la misma manera en el dominio temporal y espectral. Para la extracción de características se utilizó la señal IBI y la PSD de cada una de las señales PPG que conforman la base datos *StressBP I*. Cada extracción de datos se realizó utilizando una ventana de 60 segundos obteniendo tres muestras por señal, dando un total de 12 extracciones por cada sujeto de prueba.

Para las características en el dominio del tiempo se utilizaron cuatro medidas estadísticas las cuales se encuentran representadas en la Tabla 11. Estos valores fueron extraídos de la señal IBI antes de ser remuestreada.

Tabla 11.*Características extraídas del HRV en el dominio del tiempo.*

No	Parámetros	Descripción
1	Media	Valor medio
2	Std	Desviación Estándar
3	Iqr	Rango intercuartil
4	K	Curtosis

Para la extracción de las características en el dominio del tiempo se utilizaron 14 parámetros a partir de la señal PSD. Los tres primeros parámetros, pico máximo de potencia, frecuencia del pico máximo y potencia total, fueron calculados en el rango 0 Hz a 0.4 Hz. Para las bandas de: VLF, LF y HF, se extrajo su potencia total y su valor medio. Adicionalmente, se aumentaron 5 valores denominados ratios, los cuales permiten conocer el equilibrio que existen entre el sistema simpático y parasimpático, en la Tabla 12 se describe detalladamente cada parámetro extraído.

Tabla 12.*Características extraídas del HRV en el dominio de la frecuencia.*

No	Parámetro	Descripción
5		Pmax Pico máximo
6	0 - 0,4 Hz	Fpmax Frecuencia del pico máximo
7		Ptotal Potencia total
8		PVLF Potencia total
9	VLF	MVLF Valor medio
10	LF	PLF Potencia total
11		MLF Valor medio
12	HF	PHF Potencia total
13		MHF Valor medio
14		VLF/HF Potencia de VLF sobre Potencia de HF
15		LF/HF Potencia de LF sobre Potencia de HF
16	Ratios	VLF/Ptotal Potencia de VLF sobre Potencia total
17		LF/Ptotal Potencia de LF sobre Potencia total
18		HF/Ptotal Potencia de HF sobre Potencia total

De esta manera se extrajeron un total de 18 características a partir de una estimación del HRV, Estas 18 características serán utilizadas para el entrenamiento y validación varios sistemas de reconocimiento de patrones que permitan identificar el nivel de estrés en una persona.

CAPÍTULO V

5. DISEÑO DEL SISTEMA DE CLASIFICACIÓN Y DETECCIÓN DE ESTRÉS

5.1. Introducción

La determinación o reconocimiento de patrones es una técnica muy utilizada para poder clasificar y analizar un grupo de datos de diferentes clases. A estos grupos de datos se los denomina patrones, los cuales se encuentra representado por un grupo o vector de características. Un sistema de reconocimiento de patrones cumple los siguientes objetivos: 1) identificar si un patrón pertenece o no a una o varias clases previamente definidas, esto se lo conoce como clasificación supervisada, o 2) asignar a un patrón a una clase todavía no defina, realizando una clasificación no supervisada (Alonso Romero & Calonge Cano, n.d.).

El reconocimiento de patrones se encuentra conformado por cuatro etapas principales (Gutiérrez González, 2000):

- Adquisición de datos: Se recepta la información la misma que dependerá de la naturaleza de los datos.
- Preprocesamiento: Esta etapa permite adecuar la señal adquirida para posteriormente ser procesada y extraer sus características.
- Extracción de características: Debido a que la señal adquirida posee demasiada información, esta puede ser reducida utilizando solamente las características principales. Estas caracterices deben ser menores a las de la señal adquirida y no debe existir pérdida de información importante.

- Reconocimiento: Esta etapa es donde se realiza el objetivo principal del sistema: asignar a un patrón desconocido a la clase que corresponde a partir de sus características.

El reconocimiento estadístico de patrones (REP) es uno de los métodos más desarrollados e implementado, debido a que se ha venido desarrollando por varios años (Alonso Romero & Calonge Cano, n.d.). El REP se caracteriza principalmente por poseer dos modos diferentes: 1) modo de entrenamiento, donde el clasificador es entrenado a partir de dos o más clases con el fin de determinar fronteras de decisión entre cada clase, y 2) modo de reconocimiento, una vez ya entrenado el clasificador, se ingresa un patrón desconocido al sistema para que sea asignado a una clase o categoría (Jain, Duin, & Jianchang Mao, 2000). Este método se encuentra representado de manera esquemática en la Figura 54.

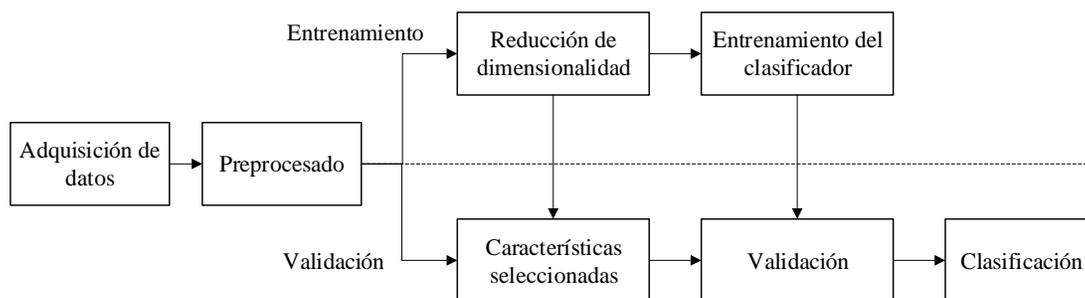


Figura 54. Modelo esquemático del reconocimiento estadístico de patrones.
Modificado de: (Jain y otros, 2000).

5.2. Reducción de dimensionalidad

La reducción de dimensionalidad consiste en reducir un conjunto de características de n -dimensiones en un nuevo conjunto con una dimensión m , donde $m < n$. Esto permitirá aumentar la tasa de aprendizaje de nuestro clasificador mejorando en su precisión y reducir el costo computacional de nuestro dispositivo. Esta reducción puede realizarse mediante dos métodos: la selección y la extracción de características.

La selección de características permite escoger el mejor subconjunto del conjunto de características y la extracción genera un nuevo conjunto basado en transformaciones o combinaciones del conjunto original de características (Jain y otros, 2000). Estos métodos pueden usarse de manera combinada o independiente, solo se debe tomar en cuenta que al usar la selección de características estos nuevos valores pueden ser interpretados a partir del conjunto original a diferencia de la extracción la cual proyecta los datos en otro subespacio dificultando la interpretación de los mismo.

5.2.1. Selección de Características

La selección de características se define de la siguiente manera: dado un conjunto de características d , se selecciona un subconjunto de tamaño m , que produzca mayor porcentaje de clasificación. Esto se lo determina a partir de la función de criterio J la cual se encuentra descrita por la ecuación (8).

$$J = (1 - P_e) \quad (8)$$

Donde P_e es el valor de error en la clasificación con el subconjunto de datos seleccionado. Entre mayor sea el valor de J , menor será el error de clasificación. El uso de P_e en la función de criterio hace que los procedimientos de selección de características dependan del clasificador utilizado.

Un gran inconveniente de la selección de características es que se deberá explorar todas las combinaciones posibles $\binom{d}{m}$ para obtener un valor de J deseado, volviéndose en un procedimiento demasiado extenso, por ejemplo, si se tiene un subconjunto $d = 12$ de un conjunto $m = 24$, se deber evaluar aproximadamente 2.7 millones de posibles subconjuntos.

Para encontrar un subconjunto óptimo que cumpla con valor de J deseado, se pueden utilizar varios métodos como son en el SFS (del inglés *Sequential Forward Selection*) o SBS (del inglés, *Sequential Backward Selection*) los cuales a partir de la adición o reducción individual de características evalúan cada subconjunto con el fin determinar un número de características n que genere un mayor valor de J . También existen métodos más sofisticados como son “plus-1 take away-r” y los de búsqueda flotante secuencial SFFs y SBFS. Estos métodos eliminan una característica siempre que se encuentre mejoras en comparación a los subconjuntos anteriormente evaluados (Jain y otros, 2000).

Muchos de estos métodos son utilizados para reducir un conjunto con cientos de datos de una misma clase, pero cuando se trata de reducir la dimensionalidad un conjunto de datos de distinta clase se deben utilizar otros métodos estadísticos. Un método muy utilizado para conjuntos con pequeños datos, $m \leq 30$, es la prueba t-student, la cual nos permite evaluar si los valores de una característica particular para la clase C1 son significativamente diferentes de los valores de la misma característica para clase C2.

La prueba t-student es una técnica paramétrica que permite comparar muestras y/o establecer la diferencia entre las medias de las muestras. Para la utilización de esta prueba se debe cumplir dos simples condiciones: la primera es que las muestras deben comportarse bajo una distribución normal y la segunda que las muestras deben ser independientes. En caso de que no se pueda cumplir la primera condición en ambas muestras, se deberá utilizar técnicas no paramétricas (Turcios, 2015).

La prueba U de Mann-Whitney es conocida como la prueba no paramétrica de t-student, debido a que utiliza el mismo principio para poder determinar si dos muestras con distribuciones similares

son independientes. Esta prueba está basada en la prueba de suma de rangos de Wilcoxon (1945), quien propuso que se puede determinar si dos muestras son independientes a partir de la suma de los rangos de cada grupo (Kerby, 2014). La prueba U compara la diferencia entre las medianas de dos características mediante la suma de rangos de Wilcoxon y no en parámetros estadísticos de la muestra como lo realiza la t-student. Para el cálculo del valor estadístico U se utiliza las ecuaciones (9) y (10) aplicada a cada una de las características.

$$U_1 = n_1 n_2 + \frac{n_1(n_1 + 1)}{2} - \sum R_1 \quad (9)$$

$$U_2 = n_1 n_2 + \frac{n_2(n_2 + 1)}{2} - \sum R_2 \quad (10)$$

Donde:

- n_1 : es el tamaño de la muestra de la clase 1
- n_2 : el tamaño de la muestra de la clase 2, n_1 y n_2 no necesariamente deben ser iguales para poder realizar el test (Yan, Dodier, Mozer, & Wolniewicz, 2003).
- R_1 y R_2 : es la suma de los rangos de cada clase.

Para identificar si las muestras son independientes se elige el valor menor valor U y se compara con los valores críticos de U Mann-Whitney de la tabla de posibilidades obteniendo un p valor. Este p valor obtenido nos permite determinar la probabilidad de que la muestra de clase 1 sea igual a la muestra de la clase 2 (Marín Diazaraque, n.d.).

5.2.2. Extracción de características

Los métodos de extracción de características determinan un subespacio apropiado de dimensionalidad m del espacio de características original de dimensionalidad d . Estos subespacios

pueden ser de forma lineal o no lineal en función de los métodos utilizados y las características de los datos. Los métodos lineales más aplicados son, el análisis de componentes principales, el análisis de factores, el análisis discriminante lineal y la búsqueda de proyección.

El análisis de componentes principales (PCA del inglés *Principal component analysis*), es el método más utilizado para la extracción de características debido a que a partir de una transformación lineal, permite proyectar todos los datos en un nuevo subespacio ortonormal. Este nuevo subespacio se encuentra descrito en la ecuación (11).

$$Y = XH \quad (11)$$

Donde:

- $X_{n,d}$: representa la matriz de características
- $Y_{n,m}$: es la nueva matriz proyecta en un nuevo espacio vectorial
- $H_{d,m}$: es la matriz de transformación lineal cuyas columnas son los vectores propios de la columna X

La matriz H se encuentra conformada por las componentes principales CP del conjunto de características, es decir, contiene las características las cuales aporten más información a la muestra, cada uno de los CP calculados posee unas características de que cada valor es independiente entre sí, permitiendo concentrar la mayor varianza del espacio original en las primeras componentes principales.

5.3. Métodos de clasificación

El buen desempeño de reconocimiento de patrones dependerá de la calidad de sus datos y una buena selección de un clasificador. El clasificador es el encargado de asignar a un patrón sin etiqueta a un grupo o clase en función de sus características. La selección de un clasificador dependerá de la complejidad de los datos y de los recursos computacionales disponibles.

Un clasificador supervisado es aquel que, a partir de dos o más clases ya conocidas, es capaz de discriminar a que clase pertenece el patrón sin etiqueta. Dentro de los clasificadores supervisados existen varios métodos muy utilizados como el método lineal de Fisher (LDA, del inglés *Linear Discriminant Analysis*), método cuadrático de Fisher (QDA, del inglés *Quadratic Discriminant Analysis*), K vecinos más cercanos (KNN, del inglés *K nearest neighbour*), redes neuronales, árboles de clasificación, entre otros (Raza, 2016).

5.3.1. Clasificador fuzzy KNN

El método de clasificación supervisada fuzzy KNN, es una derivación del método KNN, el cual asigna a un patrón sin etiqueta a su clase correspondiente. El patrón es proyectado en un plano de n dimensiones donde se encuentran los patrones de entrenamiento (vecinos) y en función de los k -vecinos más cercanos se determina a que grupo pertenece.

En la Figura 55 se muestra gráficamente un ejemplo del funcionamiento de un clasificador KNN bidimensional con un $K = 4$. Los patrones de entrenamiento se encuentran conformados por dos clases, “◆” y “●” siendo los valores X_1 y X_2 las características de las clases. El triángulo rojo representa un patrón sin etiqueta donde el clasificador KNN asignará a una clase según el número de vecinos más cercanos, debido a que $K = 4$, se agruparán los 4 cuatro vecinos más cercanos al patrón sin etiqueta. En este ejemplo este patrón será asignado a la clase ◆ ya que los 3 de los 4

vecinos más cercanos al patrón son de la clase \blacklozenge obteniendo una mayor votación en la asignación de clase.

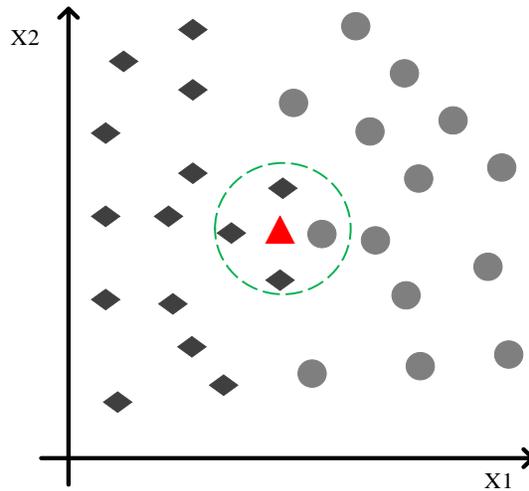


Figura 55. Ejemplo de aplicación del método KNN.

La diferencia del clasificador fuzzy KNN y el KNN es que el KNN realiza una clasificación binaria, es decir asigna a un patrón a una clase a partir de los votos de k vecinos. El clasificador fuzzy KNN pondera cada uno de los votos de k vecinos en función de la distancia euclídea entre el patrón y sus k vecinos, asignando un mayor valor o peso a los vecinos más cercanos.

Considerando al grupo de entrenamiento $W = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$, conformado por n muestras etiquetadas y el grupo de validación W_V . El cálculo de pertenencia del grupo W_V en el grupo de entrenamiento W se encuentra descrito por la ecuación (12) (Arcentales Viteri, 2015).

$$u_i(x) = \frac{\sum_{j=1}^k u_{ij} \left(\frac{1}{\|y - x_j\|^{\frac{2}{m-1}}} \right)}{\sum_{j=1}^k \left(\frac{1}{\|y - x_j\|^{\frac{2}{m-1}}} \right)} \quad (12)$$

Donde

- u_{ij} representa al valor de pertenencia a la clase i de la muestra j , si el valor es igual a 1 significa que la muestra W_V pertenece a la clase i , caso contrario el valor será 0.
- y pertenece a la muestra del grupo W_V .
- m representa al peso de cada k-vecino, en función a la distancia a la que se encuentren de la muestra a clasificar. El valor óptimo de m es igual a 3 (Arcentales Viteri, 2015).

5.4. Índice de clasificación

Una manera de verificar si un sistema de reconocimiento de patrones funciona de manera correcta es mediante ciertos índices de clasificación, estos permiten conocer si la etapa de reducción de dimensionalidad o el método de clasificación seleccionado permiten un reconocimiento adecuado de patrones sin etiquetas (Arcentales Viteri, 2015). Los métodos más utilizados para el cálculo de los índices de clasificación son: Método del Coeficiente de Fisher, Matriz de Confusión y Curvas ROC (Raza, 2016).

La matriz de confusión es una tabla que permite la visualización del desempeño de nuestro sistema de reconocimiento de patrones, específicamente como el clasificador asigna a una clase a cada patrón del grupo de entrenamiento. Para la conformación de la matriz de confusión es necesario tener un grupo de muestras donde su clase ya fue anteriormente determinada. Estas muestras son ingresadas al clasificador con el fin de verificar si asignación de la clase correcta (Arcentales Viteri, 2015).

Para la elaboración de la matriz de confusión se utiliza por cuatro parámetros (ver Tabla 13) que nos permitirán conocer el funcionamiento de un clasificador: 1) Verdadero Positivo (VP),

condiciones positivas correctamente clasificadas como positivas, 2) Falso Positivos (FP), condiciones negativas incorrectamente clasificadas como positivas, 3) Verdadero Negativo (VN), condiciones negativas correctamente rechazadas, y 4) Falso Negativo (FN), condiciones negativas incorrectamente rechazadas (Raza, 2016).

Tabla 13.

Matriz de confusión.

		Valor real	
		Positiva	Negativa
Predicción del clasificador	Positiva	VP	FP
	Negativa	FN	VN

A partir de esta tabla se podrán extraer tres indicadores principales que permitan conocer cuál es el desempeño de nuestro sistema de reconocimiento de patrones:

- Precisión (Acc, del inglés *accuracy*): Permite conocer la efectividad del sistema de reconociendo de patrones. El cálculo de este indicador se encuentra descrito en la ecuación (13).

$$Acc = \frac{VP + VN}{VP + FP + VN + FN} \quad (13)$$

- Sensibilidad (Se, del inglés *sensitivity*): Evalúa la capacidad de que el clasificador asigne una condición positiva de manera correcta, se la calcula utilizando la ecuación (14).

$$Se = \frac{VP}{VP + FN} \quad (14)$$

- Especificidad (Sp , del inglés *specificity*): Al contrario de la sensibilidad, esta permite evaluar la capacidad de que un clasificador rechace correctamente a una condición negativa.

$$Sp = \frac{VN}{VN + FP} \quad (15)$$

A pesar de que el valor Acc se determina la efectividad de un clasificador, este no es parámetro suficiente para determinar el funcionamiento de nuestro sistema de reconocimiento de patrones. Se puede complementar este valor con la sensibilidad y la especificidad.

Adicional al uso de la matriz de confusión se puede utilizar el método gráfico de característica operativa del receptor (ROC, del inglés *Receiver Operating Characteristic*). La curva ROC es una gráfica bidimensional la cual permite visualizar el desempeño y rendimiento de uno o más clasificadores (ver Figura 56). En el eje de las ordenadas se encuentra conformado por la tasa de los verdaderos positivos correspondientes al valor de especificidad Sp , y en el de las abscisas se ubica la tasa de falsos positivos que corresponden a $1 - Sensibilidad$ (Arcentales Viteri, 2015; Raza, 2016).

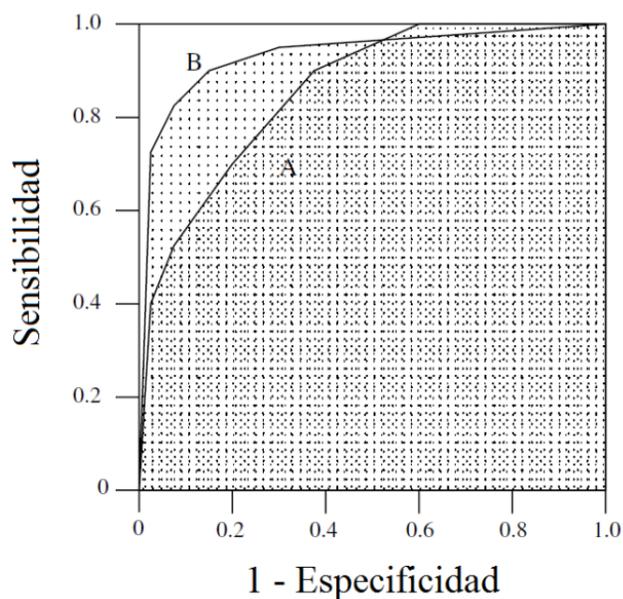


Figura 56. Curva ROC de dos clasificadores y sus AUC.
Fuente: (Arcentales Viteri, 2015).

El área bajo la curva de cada uno de los clasificadores se la denomina AUC (del inglés *area under the curve*), este valor representa la probabilidad de que el clasificador asigne a un patrón sin etiqueta a su clase correcta. El valor de AUC se encuentra en el rango de 0 a 1 siendo el valor de 1 el indicador de un clasificador perfecto.

5.5. Validación

La validación de un clasificador es un método cuantitativo que permite determinar el error de clasificación de una muestra independiente a los patrones utilizados en el entrenamiento. Para esta etapa se pueden utilizar diferentes métodos de validación como: restitución, validación simple, validación cruzada y Bootstrap (Arcentales Viteri, 2015; Raza, 2016).

Un método muy utilizado es el de validación cruzada el cual divide el conjunto de muestras en dos grupos: 1) Grupo de entrenamiento, conformado por un porcentaje determinado en función de los datos, este grupo es utilizado para el entrenamiento del clasificador; 2) Grupo de validación,

conformado por el porcentaje restante y se utiliza para realizar un diagnóstico del desempeño del clasificador. En la Tabla 14, se describen los principales métodos utilizados para la validación de clasificadores.

Tabla 14.

Principales métodos de validación cruzada.

Método	Descripción
<i>Leave-p-out:</i>	Se selecciona un subconjunto p para la etapa de validación y el subconjunto restante será utilizado para el diseño del clasificador. Este procedimiento se repite para todas las combinaciones de muestras para los subconjuntos de validación y entrenamiento.
<i>Leave-one-out:</i>	Es un caso particular de Leave-p-out donde la división del subconjunto de muestras se lo realiza con un valor de $p = 1$, considerando cada una de las muestras como validación.
<i>K-fold:</i>	El conjunto de muestras originales es dividido aleatoriamente en K subconjuntos, donde uno de los K subconjuntos es elegido para la validación y el resto para entrenamiento. Este proceso se repite hasta considerar cada uno de los K subconjuntos para la validación del clasificador. Finalmente, el valor de precisión en la predicción será el promedio de cada valor generado en cada interacción.
<i>Random sub-sampling</i>	Cada una de las muestras son asignadas aleatoriamente a los subconjuntos de validación y entrenamiento, este proceso se repiten n veces donde en cada una de las interacciones se modela un clasificador y se valida su precisión de

Continúa 

clasificación. De igual manera al método anterior, el resultado será el promedio de todos los valores de precisión calculados.

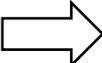
5.6. Algoritmo para la detección de patrones de estrés

En base a las características extraídas de la señal PPG, se conformará la matriz de características para el entrenamiento y validación del sistema de reconocimiento de estrés. Para ello la señal PPG se procesó digitalmente por medio de un filtro pasa banda y se aplicó algoritmos para el cálculo del IBI y la estimación de acuerdo con lo descrito en el Capítulo 4. Esta matriz de características se encuentra conformada por 4 valores temporales y 14 espectrales extraídos mediante una estimación del análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco HRV. En la Tabla 15 se describe cada una de las características extraídas por medio del análisis del HRV.

Tabla 15.

Características utilizadas para la detección de patrones de estrés.

Tipo de análisis	Características	Descripción	
Temporal	Media	Valor medio	
	Std	Desviación Estándar	
	Iqr	Rango intercuartil	
	K	Curtosis	
Espectral	0 - 0,4 Hz	Pmax	Pico máximo
		Fpmax	Frecuencia del pico máximo
		Ptotal	Potencia total
	VLF	PVLF	Potencia total
		MVLF	Valor medio
	LF	PLF	Potencia total
		MLF	Valor medio
	HF	PHF	Potencia total
			Valor medio
	Ratios	VLF/HF	Potencia de VLF sobre Potencia de HF

Continúa 

LF/HF	Potencia de LF sobre Potencia de HF
$VLf/Ptotal$	Potencia de VLF sobre Potencia total
$LF/Ptotal$	Potencia de LF sobre Potencia total
$HF/Ptotal$	Potencia de HF sobre Potencia total

La extracción de características se lo realiza a cada uno de los sujetos de prueba que conforman la base de datos *StressBP I* extrayendo una matriz de características de 24 sujetos por 18 características en intervalos de 60 segundos.

Para obtener un mejor desempeño del clasificador, se realiza una selección de características utilizando el método U de Mann-Whitney obteniendo una reducción de dimensionalidad del 60% al 80%. Una vez eliminadas las características que no presentaban diferencias estadísticamente significativas entre los grupos, de manera complementaria se realiza el análisis de componentes principales PCA mejorando el desempeño del clasificador.

Se seleccionó el clasificador fuzzy KNN (fKNN) debido al bajo costo computacional que requiere para ser implementado. Este clasificador fue validado mediante el método *Random sub-sampling*, dividiendo los subconjuntos, de validación y entrenamiento, de manera aleatoria. Al subconjunto de entrenamiento se le asignó el 60 % del conjunto original y el 40% restante conforma el subconjunto de validación.

En la Figura 57 se presenta un esquema del modelo del sistema de reconocimiento de patrones implementado para la detección de estrés a través de la serie temporal IBI que es estimada a partir señal PPG.

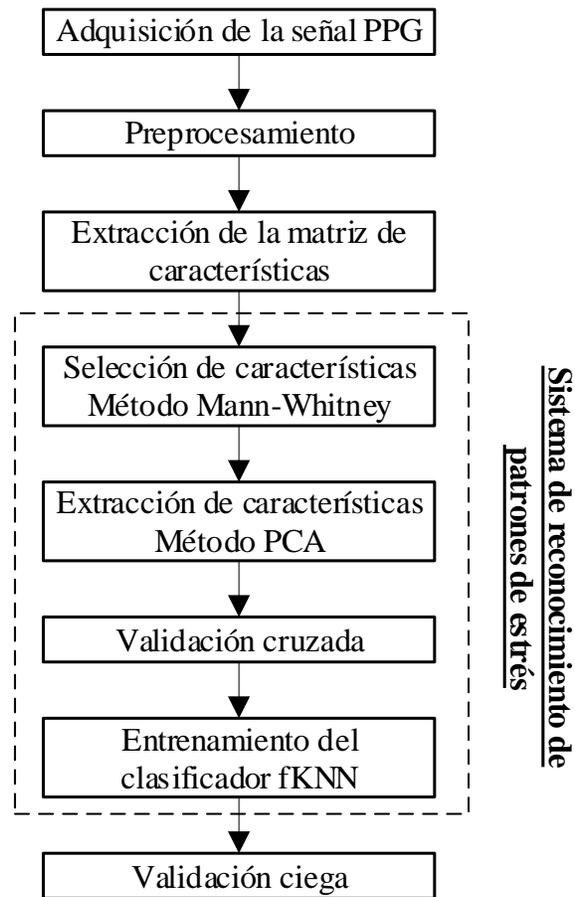


Figura 57. Modelo del sistema de reconocimiento de patrones de estrés.

5.6.1. Diseño del clasificador

El clasificador fuzzy KNN se diseñó para el reconocimiento de las diferentes clases asociadas a cada uno de los estímulos a los que fueron sometidos los sujetos de prueba. Las clases se encuentran definidas de la siguiente forma:

- Clase 1: Estado basal del sujeto de prueba.
- Clase 2: Estrés mental inducido por el primer estímulo audiovisual.
- Clase 3: Estrés psicológico inducido por el segundo estímulo audiovisual.
- Clase 4: Tranquilidad inducida por el último video.

De acuerdo con el análisis estadístico se diseñaron varios clasificadores comprobando uno a uno, o agrupando clases que presenten respuestas similares. En base a estas clases se realizaron las siguientes combinaciones para el entrenamiento de los clasificadores:

- Clase 1 vs Clase 2
- Clase 1 vs Clase 3
- Clase 1 vs Clase 2+ Clase 3
- Clase 4 vs Clase 2
- Clase 4 vs Clase 3
- Clase 4 vs Clase 2+ Clase 3
- Clase 1 + Clase 4 vs Clase 2 + Clase 3

Para el diseño y validación del sistema de reconocimiento de patrones se utilizó el software Matlab utilizando algoritmos anteriormente desarrollados para este tipo de aplicaciones (Arcentales Viteri, 2015; Raza, 2016).

Para el diseño de clasificador se conformaron tres etapas: 1) selección de características, en esta etapa se utilizó el método de Mann-Whitney para identificar cuál de las 18 características presentaban mayor diferencia durante toda la estimulación, 2) extracción de características, se utilizó el análisis de componentes principales (PCA), para poder proyectar de mejor manera la matriz de características con el fin de mejorar el desempeño del clasificador; y 3) entrenamiento del clasificador, para la etapa de entrenamiento se utilizó el método de validación cruzada *Random sub-sampling*.

Para la reducción de dimensionalidad de la matriz de características se utilizó el método de Mann-Whitney, para la selección de características, con el fin determinar cuál de las 18 características permiten identificar estímulos de estrés en cada una de las combinaciones anteriormente descritas. Para determinar qué características son las más influyentes, se utilizó un valor de criterio $p < 0.5$. Este criterio se aplicó a cada característica calculando el p valor para cada intervalo de tiempo, si al menos uno de los tres intervalos presentaba un valor superior, esta característica era descartada.

A partir de las características que cumplan con el p valor, se aplicó el método PCA para la extracción de características, con una varianza acumulada de 98% de las muestras originales, esto permitió disminuir la matriz características seleccionadas a la mitad. De esta manera se trabajó con el rango 2 y 5 componentes principales.

Para el entrenamiento y validación del clasificador fKNN, se tomó como valor de entrada la matriz de características obtenida por el PCA. Las muestras fueron divididas en un 60% para el entrenamiento y el 40% restante para la validación. De acuerdo con el método de validación cruzada *random sub sampling*, la distribución de las muestras en entrenamiento y validación se lo realizó de manera aleatoria, repitiendo el proceso 500 veces. Al finalizar esta etapa se obtienen los índices de clasificación *Acc*, *Se*, *Sp* y *AUC* siendo un promedio de las 500 iteraciones. Este proceso se realizó para valores de k-vecinos que van desde los 3 a 15 vecinos más cercanos.

5.6.2. Resultados de Clasificación

En base a la metodología descrita anteriormente para el desarrollo del sistema de reconocimiento de patrones de estrés se seleccionaron los clasificadores con una precisión *Acc* mayor a 0.65. En la Tabla 16 se presenta los resultados más altos de entrenamiento y validación

del sistema de reconocimiento de patrones para cada una de las combinaciones en los intervalos de 0 a 60, 60 a 120 y 120 a 180 segundos.

Tabla 16.

Resultado del entrenamiento y validación del sistema de reconocimiento de patrones.

Combinación	Intervalo de tiempo (s)	Acc	S	Sp	AUC	K vecinos
Clase 1 vs Clase 2	0-60	0,570	0,452	0,689	0,568	10
Clase 1 vs Clase 2	60-120	0,531	0,394	0,667	0,535	9
Clase 1 vs Clase 2	120-180	0,599	0,672	0,526	0,644	6
Clase 1 vs Clase 3	0-60	0,654	0,583	0,725	0,661	7
Clase 1 vs Clase 3	60-120	0,599	0,550	0,649	0,675	15
Clase 1 vs Clase 3	120-180	0,518	0,615	0,421	0,525	8
Clase 1 vs Clase 2+ Clase 3	0-60	0,446	0,391	0,502	0,395	15
Clase 1 vs Clase 2+ Clase 3	60-120	0,518	0,456	0,580	0,544	12
Clase 1 vs Clase 2+ Clase 3	120-180	0,592	0,525	0,660	0,605	11
Clase 4 vs Clase 2	0-60	0,597	0,718	0,476	0,597	4
Clase 4 vs Clase 2	60-120	0,617	0,634	0,600	0,670	9
Clase 4 vs Clase 2	120-180	0,588	0,756	0,419	0,670	2
Clase 4 vs Clase 3	0-60	0,458	0,441	0,475	0,414	5
Clase 4 vs Clase 3	60-120	0,501	0,473	0,530	0,495	7
Clase 4 vs Clase 3	120-180	0,707	0,804	0,611	0,769	4
Clase 1 + Clase 4 vs Clase 2 + Clase 3	0-60	0,517	0,491	0,543	0,519	2
Clase 1 + Clase 4 vs Clase 2 + Clase 3	60-120	0,523	0,534	0,511	0,545	15
Clase 1 + Clase 4 vs Clase 2 + Clase 3	120-180	0,575	0,728	0,423	0,585	20

Los resultados obtenidos muestran que solamente dos clasificadores poseen una precisión superior a 0.65, los sistemas seleccionados son: 1) Sistema No. 1, correspondiente a los estímulos de tranquilidad vs estrés psicológico, este sistema utiliza 4 K-vecinos y 5 características seleccionadas, ofreciendo un 0.71 en precisión y 0.80 en sensibilidad convirtiéndolo en el sistema con mejor respuesta; y 2) Sistema No. 2, conformado por los estímulos basal y estrés psicológico, este sistema fue entrenado con 7 K vecinos y 2 características seleccionadas, proporcionando una

precisión de 0.65 y una sensibilidad de 0.583. A pesar de que el sistema No. 2 solo utiliza 2 características, se utilizó el método PCA para obtener una mejor proyección de los datos en un nuevo subespacio mejorando el desempeño del clasificador en un 10%.

Ambos sistemas fueron seleccionados e implementados en el dispositivo móvil para comprobar cuál de los dos sistemas ofrecen una mejor respuesta al momento de detectar el nivel de estrés en tiempo real.

CAPÍTULO VI

6. IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE MONITOREO Y CONTROL DEL ESTRÉS SMCE

6.1. Técnicas de respiración

Adicional al monitoreo constante del estrés, el dispositivo móvil permitirá el control de este, proponiendo una respiración guiada por medio de la etapa de *biofeedback* como se muestra en la Sección 3.4. Mohan y otros (1986) investigaron como distintas técnicas respiratorias de yoga afectan en la actividad cardíaca, determinando que una respiración lenta y controlada como lo es la respiración “*savitri pranayam*” es capaz de reducir el ritmo cardíaco. De igual manera Cooke y otros (1998), investigan distintos tipos de respiraciones controladas determinando que los ritmos respiratorios con una frecuencia de 0.05 Hz a 0.5 Hz provocan que los intervalos R-R del ECG y el ritmo respiratorio entren en coherencia. En esta misma investigación se concluye que un estricto control de respiratorio atenúa las oscilaciones de los intervalos R-R de baja frecuencia.

Lee (1999) en su guía para el manejo de estrés por medio de la respiración, recomienda que la respiración diafragmática lenta, la misma que realizan las personas que practican yoga, puede ser utilizadas como técnica básica para controlar el estrés. Brown & Gerbarg (2005), estudian como las técnicas respiratorias del yoga influyen en la variabilidad del ritmo cardíaco y en control parasimpático concluyendo que este tipo de respiración despierta la actividad parasimpática en el cuerpo reduciendo los niveles de estrés en las personas.

En base a la bibliografía anteriormente presentada, en este trabajo de investigación se seleccionó el patrón respiratorio denominado “*savitri pranayam*” utilizada en la investigación de Mohan y otros (1986). Esta es una técnica respiratoria diafragmática conformada por una

inhalación, pausa, exhalación y pausa; en intervalos de 8:4:8:4 segundos. Sin embargo, el tiempo de los intervalos fueron reducidos debido a que una técnica respiratorios muy larga y compleja puede generar estrés y desesperación en personas sin entrenamiento (Brown & Gerbarg, 2005; Lee, 1999). Por tanto, se propuso un patrón respiratorio conformado por 6 segundos de inhalación, 3 segundos de pausa y 6 segundos de exhalación como se muestra en la Figura 58.

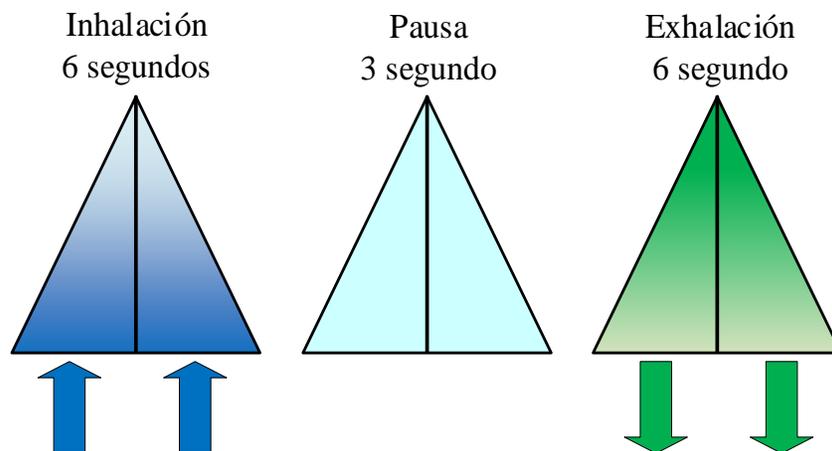


Figura 58. Patrón respiratorio seleccionado.

6.2. Sistema de monitoreo y control del estrés (SMCE)

El Sistema de monitoreo y control del estrés (SMCE) es un dispositivo biomédico móvil, diseñado para el control y monitoreo del estrés en tiempo real. El sistema SMCE presenta las siguientes características:

- Es un dispositivo móvil en forma de reloj que permite el monitoreo constante del ritmo cardíaco en la muñeca utilizando técnicas fotopleletismográficas.
- Posee una etapa de calibración para que cualquier persona lo pueda utilizar sin ningún inconveniente.

- Por medio de la variabilidad del ritmo cardíaco HRV permite el monitoreo constante del nivel de estrés de la persona.
- Mediante estímulos lumínicos, propone una respiración guiada que permita reducir el nivel de estrés.
- Posee un interfaz gráfico el cual permite la calibración del dispositivo y de igual manera informa los niveles de estrés y tranquilidad detectados por el dispositivo.
- Utiliza dos baterías de 3.7 V ofreciendo un monitoreo constante de alrededor de 2 horas.
- Dimensión (L x H x A): 5.8 cm x 6 cm de ancho x 3.3 cm
- Peso de 53 gr.

El sistema SMCE está conformado por tres etapas: 1) Etapa de adquisición, se encuentra implementada a nivel de hardware y está conformada por las etapas de preamplificación, filtrado, calibración y digitalización, descritas en el Capítulo 3; 2) Etapa de clasificación, la cual se implementa a nivel de software, se conforma por el procesamiento digital de la señal PPG, la extracción del vector de características (VC), reducción de dimensionalidad mediante el PCA y el clasificador fuzzy KNN, los cuales se detallan en el Capítulo 5; y 3. Etapa de *biofeedback*, esta etapa se encuentra implementada a nivel de hardware y software, la cual por medio cambio de color e intensidad de un led RGB, permite representar de estrés de la persona y en función de este nivel detectado se propone o no, una respiración guiada (ver Sección 3.4).

6.2.1. Interfaz de calibración

El sistema SMCE posee un interfaz gráfico, desarrollado en el software *Processing*, que facilita la calibración de dispositivo móvil para que cualquier persona pueda usarla. Este interfaz permite complementar a los leds implementados en la etapa de calibración (ver Sección 3.3.6). Por medio

de los potenciómetros implementados en esta etapa se ajustará la amplitud y *offset* de la señal PPG con el fin de que la detección de estrés se la realice de manera adecuada.

El interfaz está constituido por tres partes (ver Figura 59): 1) Ventana de calibración, esta presenta la señal PPG adquirida por el sistema SMCE permitiendo calibración de esta señal dentro de una zona recomendada y posteriormente verificar que la señal PPG no sea recortada por ninguno de los límites establecidos; 2) Nivel de estrés y tranquilidad, una vez determinado los niveles de estrés, el dispositivo envía, por medio de comunicación serial, los valores calculados a el interfaz mostrando los porcentajes de estrés y tranquilidad; también representa estos valores por medio de un indicador simulando al led RGB implementado en la etapa de *biofeedback*; y 3) Respiración guiada, por medio del movimiento de la apertura y cierre ventana se propondrá el mismo patrón respiratorio implementado en la parte algorítmica del *biofeedback*.

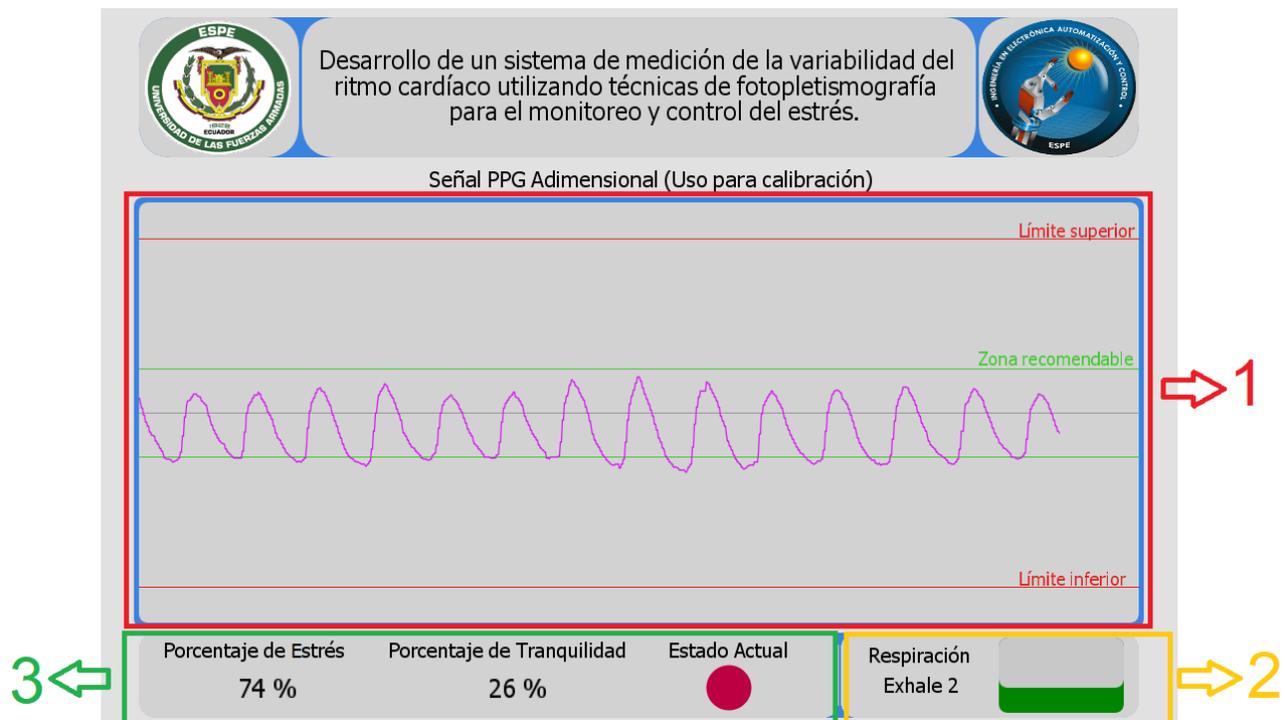


Figura 59. Interfaz gráfica para la calibración de sistema SMCE.

6.2.2. Software del dispositivo móvil SMCE

Los modelos de reconocimiento de patrones seleccionados en la Sección 5.6.2, fueron diseñados y validados utilizando software MATLAB, el cual utiliza un lenguaje de programación de alto nivel que convirtiéndolo en una gran herramienta matemática. Debido a que los mismos algoritmos deben ser implementados en la tarjeta Teensy 3.2 esto deberán ser transcritos a un lenguaje de bajo nivel admisible para el microcontrolador ARM. Todo el algoritmo descrito en las Secciones 4.3 y 0 fueron programados en la tarjeta Teensy 3.2 por medio del IDE Arduino, el cual por medio de librería para que permite convertir el lenguaje de programación C++ a un lenguaje de bajo nivel adecuado para controladores ARM.

El análisis del nivel de estrés se lo realizara en intervalos de un minuto, de acuerdo con lo realizado en la Sección 5.6 para ello el dispositivo SMCE almacena la señal PPG en una ventana de 60 segundos. Para obtener un monitoreo en tiempo real esta ventana se irá actualizando y detectando los niveles de estrés cada 20 segundos, como se encuentra representado en la Figura 60.

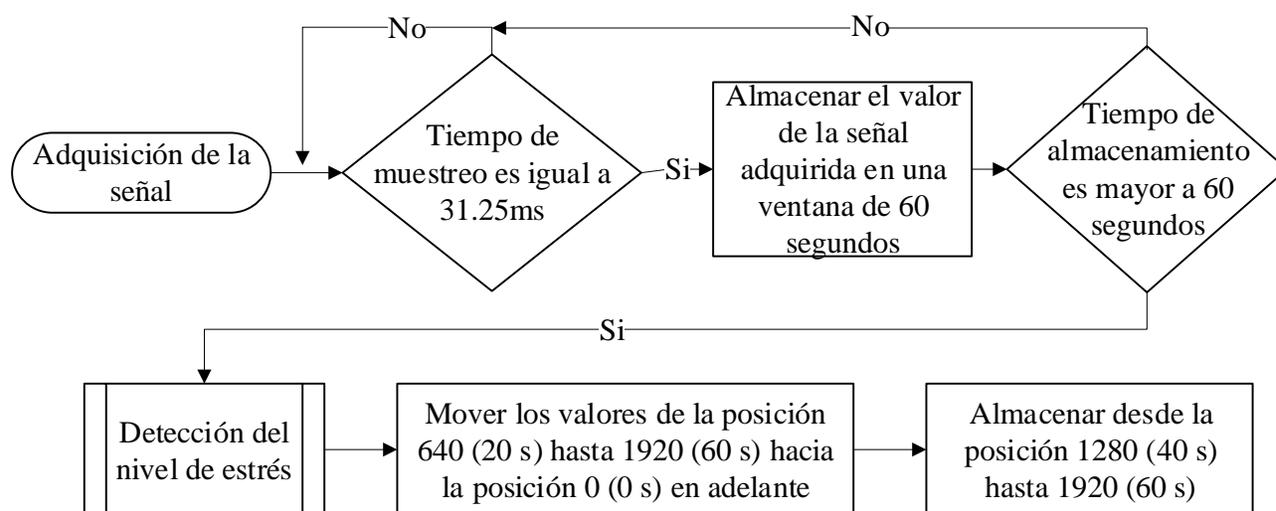


Figura 60. Algoritmo para la adquisición de la señal PPG.

Durante cada análisis de estrés se procesará la ventana de 60 segundos, utilizando los algoritmos para la detección de picos y cálculo del IBI desarrollados en las secciones 4.3.2 y 4.3.3 respectivamente. Para la extracción de características temporales del HRV se utiliza la señal IBI y para las características espectrales se utilizó la estimación no paramétrica de la PSD como se describe en la Sección 4.4. Para la estimación espectral del HRV en el microcontrolador, la señal IBI fue previamente remuestreada a la frecuencia de 4 Hz mediante una interpolación de primer orden.

Para el cálculo de la DFT se utilizó la librería CMSIS-DSP en su versión 5.2 desarrollada por “*Cortex Microcontroller Software Interface Standard*”. Esta librería se encuentra diseñada para controladores Cortex-M de 32 bits permitiendo optimizar sus recursos computacionales. Para el obtener la DFT del vector de características VC, se utilizó la función “*arm_cfft_radix4_f32*”, la cual recibe un vector de entrada de dimensión 2^n devolviendo un vector de números complejos. La estimación matemática de la PSD se la obtuvo extrayendo de la magnitud de este nuevo vector utilizando la función “*arm_cmplx_mag_f32*” y aplicándola en la ecuación (7).

La extracción del vector de características se lo realizó en función de los valores seleccionados mediante la prueba U de Mann-Whitney de manera *offline*, donde para el sistema No 1 se determinaron 5 valores espectrales y en el sistema No 2 se utilizaron solamente dos valores espectrales. En la Tabla 17 se muestra cada una de las características utilizadas en cada uno de los modelos.

Tabla 17.

Características seleccionadas a partir de la prueba U de Mann-Whitney.

	Característica	Descripción
Modelo 1	Pmax	Pico máximo
	PLF	Potencia total
	MLF	Valor medio
	LF/HF	Potencia de LF sobre Potencia de HF
	LF/Ptotal	Potencia de LF sobre Potencia total
Modelo 2	Pmax	Pico máximo
	Fpmax	Frecuencia del pico máximo

Para la implementación del método PCA, se tomaron en cuenta cuatro valores: matriz de transformación lineal H (ver Sección 5.2.2), matriz de decisión (MD), desviación estándar (s) y media aritmética (m).

La matriz de transformación lineal H , la desviación estándar s y la media m , son calculadas partir de la matriz de características (MC), la cual está conformada por los 24 sujetos de prueba y las características seleccionadas de manera *offline* para cada modelo.

$$H_{modelo1} = \begin{bmatrix} 0,3080 & 0,9338 & 0,1822 \\ 0,4838 & -0,0817 & -0,3827 \\ 0,4779 & -0,1428 & -0,1187 \\ 0,4566 & -0,3072 & 0,8123 \\ 0,4838 & -0,0817 & -0,3827 \end{bmatrix} \quad (16)$$

$$m_{modelo1} = [10,2061 \quad 0,4768 \quad 4,9987 \quad 2,1170 \quad 0,4768] \quad (17)$$

$$s_{modelo1} = [1,9810 \quad 0,0489 \quad 0,4342 \quad 0,5976 \quad 0,0489] \quad (18)$$

$$H_{modelo2} = \begin{bmatrix} 0.7071 & 0.7071 \\ 0.7071 & -0.7071 \end{bmatrix} \quad (19)$$

$$m = [10.0988 \quad 0.0663] \quad (20)$$

$$s_{modelo2} = [2.0303 \quad 0.0186] \quad (21)$$

La matriz de decisión MD está conformada por los K vecinos, los cuales serán utilizados por el clasificador fKNN. Esta matriz se calcula utilizando la ecuación (22) que permite normalizar los datos en función de la media y la desviación estándar y la ecuación (23) la cual permite proyectar la matriz de decisión al nuevo subespacio vectorial.

$$MD = \frac{MC - m}{s} \quad (22)$$

$$MD = MD * H \quad (23)$$

Las ecuaciones (22) y (23) se utilizaran de la misma manera para proyectar al vector de características VC al mismo subespacio vectorial donde se encuentra la matriz de decisión MD .

El clasificador fuzzy KNN se implementó en función a lo descrito en la Sección 5.3.1. donde los vecinos o patrones de entrenamientos estarán conformados por la matriz de decisión MD y el vector de características representa al patrón sin etiqueta el cuál será asignado a una clase. A la salida del clasificador se obtendrá el grado de pertenencia del patrón con respecto a la clase de estrés.

Una vez ya realizada la adquisición de la señal PPG y calculado el nivel de estrés mediante los algoritmos desarrollados en la tarjeta Teensy 3.2, se ejecuta la parte algorítmica de la etapa de *biofeedback* detallada en la Sección 3.4. En la Figura 61 se presenta un esquema del algoritmo implementado en esta etapa, el cual se ejecuta por medio de una interrupción cada 0.1 segundos, permitiendo que la señal PPG sea registrada mientras se ejecuta éste código.

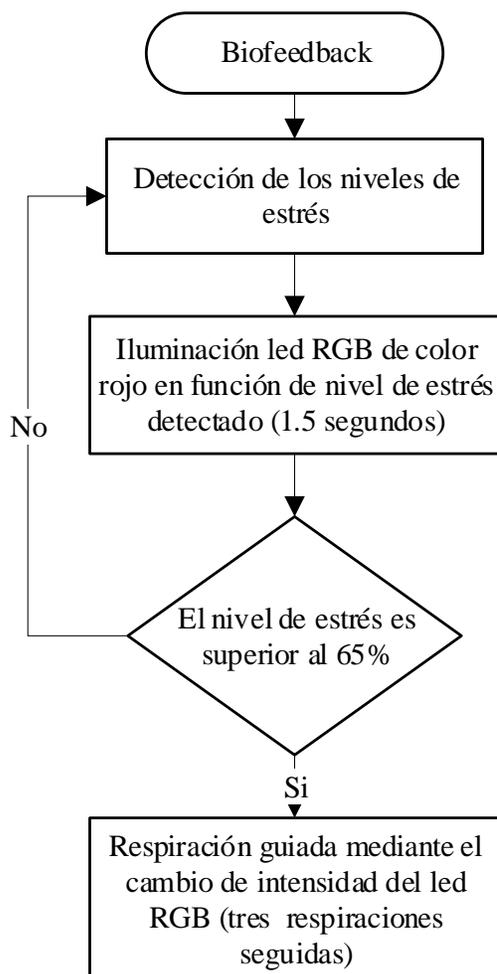


Figura 61. Algoritmo utilizado en la etapa de biofeedback.

6.3. Prueba y resultados del sistema SMCE

Una vez determinados los sistemas de reconocimientos de patrones de estrés y programados en la tarjeta Teensy 3.2. Se comprobó la respuesta de cada uno de estos sistemas en tiempo real mediante una validación ciega. Este tipo de validación consiste en registrar y determinar el nivel de estrés de manera *online* de un grupo sujetos externos a la base de datos *StreesBP I*. Para esta investigación se utilizaron 6 sujetos de prueba a los cuales se les aplicó el mismo protocolo de estimulación y registro utilizado en el Capítulo 4.

Este nuevo grupo de sujetos de prueba se los dividió en dos grupos en función a los estímulos inducidos: El primer grupo se les indujo por medio de los estados de estrés mental, estrés psicológico y tranquilidad, este último estado fue inducido mediante el patrón respiratorio determinado en la Sección 6.1; a el segundo grupo se le indujo los estados de estrés mental, estrés psicológico y basal. El registro de distintos estímulos finales permitirá conocer si el patrón respiratorio elegido en la Sección 6.1 permite reducir los niveles de estrés.

En base los clasificadores diseñados, entrenados y validados en el Capítulo 5, se seleccionaron dos sistemas. El primer sistema de reconocimiento de patrones de estrés fue implementado en la tarjeta Teensy 3.2 en base a los algoritmos detallados anteriormente. La Tabla 18 presenta las principales características que conforman a este sistema.

Tabla 18.

Parámetros utilizados para la implementación de sistema No 1 para el reconocimiento de patrones de estrés.

Sistema No 1	
Tiempo de muestreo	32 Hz
Diagnóstico de estrés	Cada 20 segundos
Características seleccionadas	5 valores espectrales
Componentes principales	3 con 98% de varianza
K-vecinos	5
Precisión	70.72%
Sensibilidad	80.38%
Especificidad	61.06%

En el diseño y validación de este modelo se obtuvo un valor de 4 k-vecinos, durante la implementación de este modelo se cambió a un valor de 5 vecinos más cercanos debido a que este presenta una mejor respuesta a la hora de determinar el grado de pertenecía a la clase de estrés.

Durante el estado basal, el primer grupo de validación ciega obtuvo un nivel de estrés promedio del 26.27%, el cual incrementó a un 42.18% durante el estímulo de estrés mental, hasta llegar a un nivel del 48.46% en el estado de estrés psicológico, finalmente ese se redujo a un 32.95% mediante utilizando el patrón respiratorio. En la Figura 62, se puede visualizar la respuesta de los sujetos de prueba frente a cada estímulo, donde al inicio del mismo los niveles de estrés son muy elevados, los cuales se van reduciendo en el transcurso de la estimulación. De igual manera se ve como la respiración guiada permite disminuir los niveles de estrés durante los dos primeros minutos.

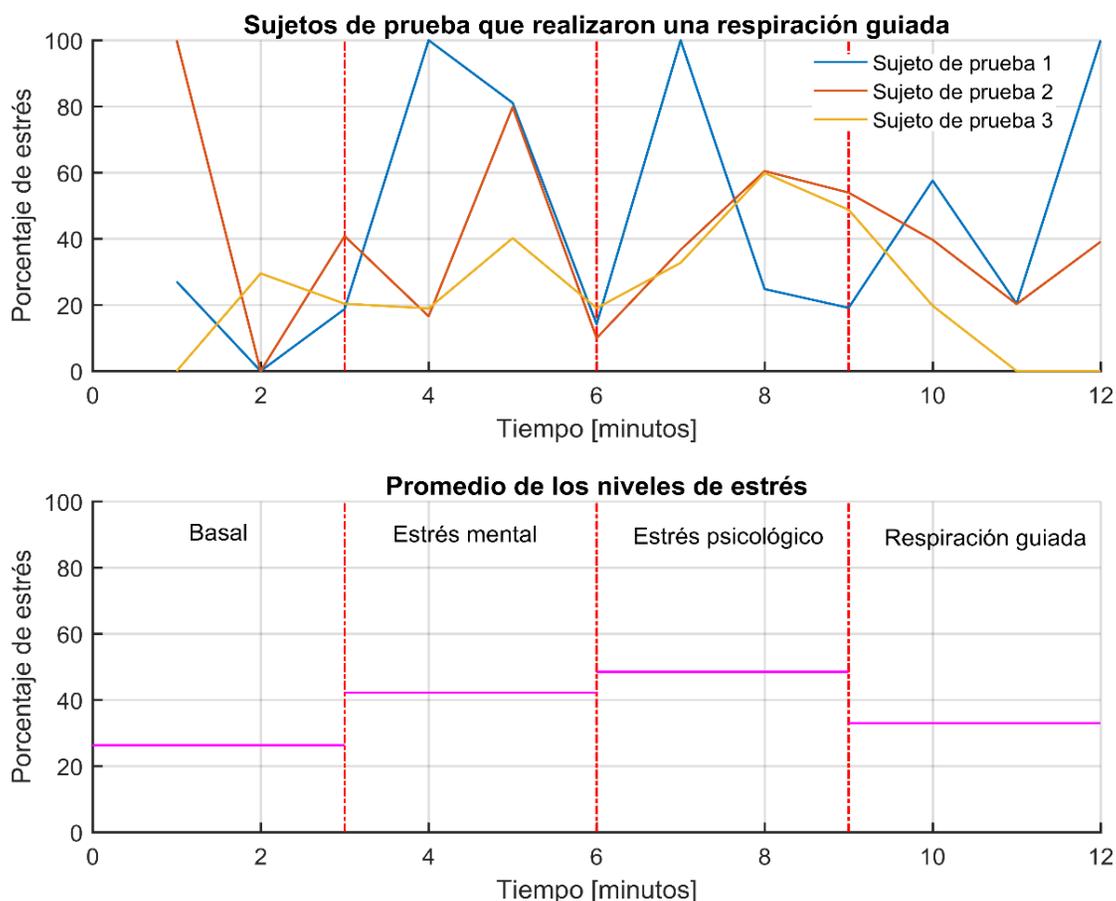


Figura 62. Resultados del sistema No 1 en el monitoreo de estrés en el primer grupo de validación ciega.

Para el segundo grupo de validación, el estado basal obtuvo un nivel de estrés del 66.03%, que aumentó a un 74.16% durante la estimulación de estrés mental un 74.16%, el estado de estrés psicológico generó un pequeño aumento a un 75.79%, posterior al protocolo de estimulación el nivel de estrés se redujo a un 64.44%. en un intervalo de 3 minutos. En la Figura 63 se puede ver que los niveles de estrés se reducen lentamente posterior a los estímulos de estrés y a diferencia del anterior grupo este presentó un mayor nivel de estrés durante todo el protocolo de estimulación.

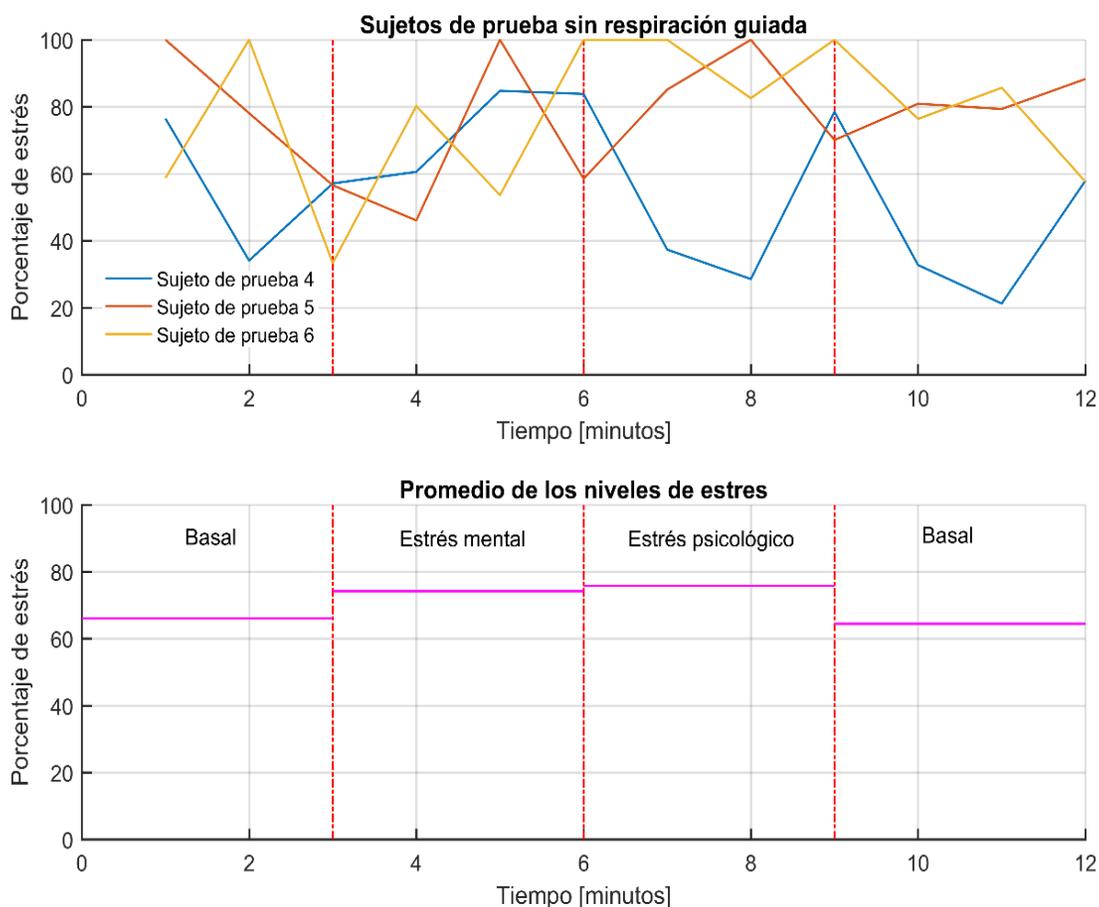


Figura 63. Resultados del sistema No 1 en el monitoreo de estrés en el segundo grupo de validación ciega.

El segundo sistema de reconocimiento de estrés fue implementado de igual manera en la tarjeta Teensy 3.2 con el fin de comprobar su funcionamiento en tiempo real. En la **Tabla 19** se muestran principales características de este sistema.

Tabla 19.

Parámetros utilizados para la implementación del sistema No 2 para el reconocimiento de patrones de estrés.

Sistema No 2	
Tiempo de muestreo	32 Hz
Diagnóstico de estrés	Cada 20 segundos
Características seleccionadas	2 valores espectrales
Componentes principales	2 con 98% de varianza
K-vecinos	7
Precisión	65.39%
Sensibilidad	58.28%
Especificidad	72.50%

El primer grupo de validación obtuvo un porcentaje de estrés en el estado basal del 45.87 %, el cual durante el estímulo de estrés mental aumento a un 47.31 %. El estado de estrés psicológico represento un 38.37% de estrés que fue aumentando hasta un 63.13% durante la respiración guiada. La Figura 64, representa de manera gráfica la respuesta de este sistema, donde se puede visualizar que el comportamiento del estrés es similar al primer sistema implementado con la diferencia que el patrón respiratorio generó altos niveles de estrés en los sujetos de prueba.

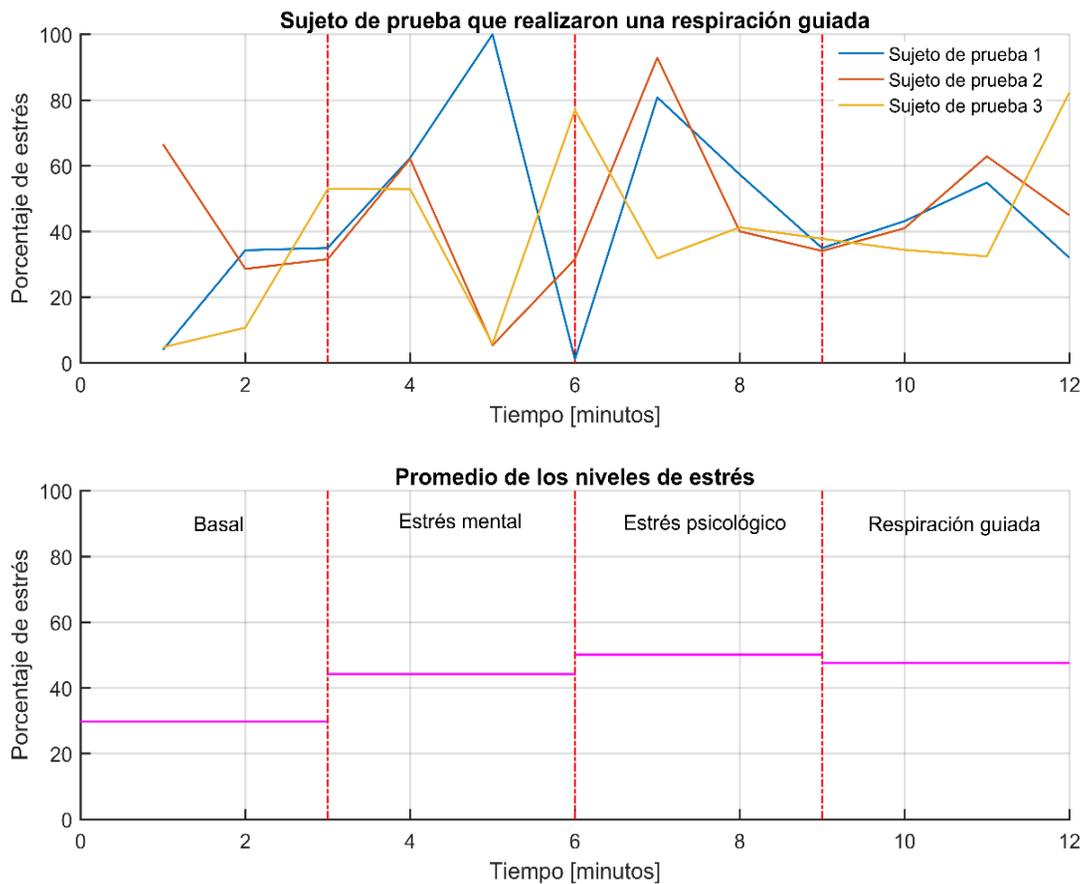


Figura 64. Resultados del sistema No 2 en el monitoreo de estrés en el primer grupo de validación ciega.

El segundo grupo de validación presentó un 29.79 % de estrés en estado basal, el cual, durante la estimulación de estrés mental y psicológico, aumento del 44.20 % a un 50.08 % de estrés. En el estado basal, posterior a la estimulación audiovisual, el nivel de estrés disminuyó a un 47.52 %. Esto se encuentra representado en la Figura 65, donde se visualiza que el nivel de estrés posterior al estado de estrés mental se mantiene casi constante.

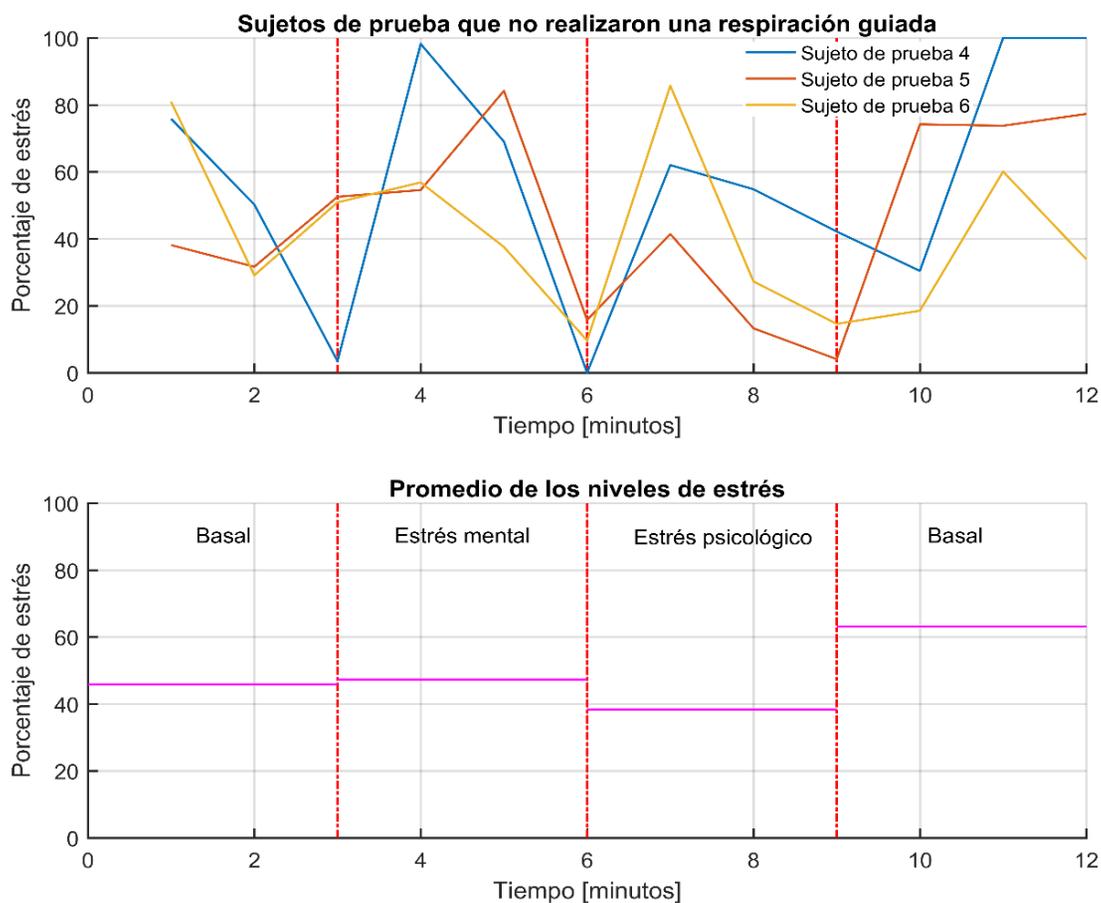


Figura 65. Resultados del sistema No 2 en el monitoreo de estrés en el segundo grupo de validación ciega.

Durante las pruebas y resultados de sistema SMCE, también se evaluó si el patrón respiratorio seleccionado permite que el ritmo cardíaco y respiratorio entren en coherencia disminuyendo los niveles de estrés en las personas. En la Figura 66, se presenta la señal PPG registrada del sujeto de prueba 2 durante la estimulación del estrés psicológico. En este ejemplo se puede visualizar como este estímulo audiovisual provoca que la serie temporal IBI sea muy cambiante o aleatoria, lo que refleja un mayor número de componentes en la densidad espectral de potencia PSD.

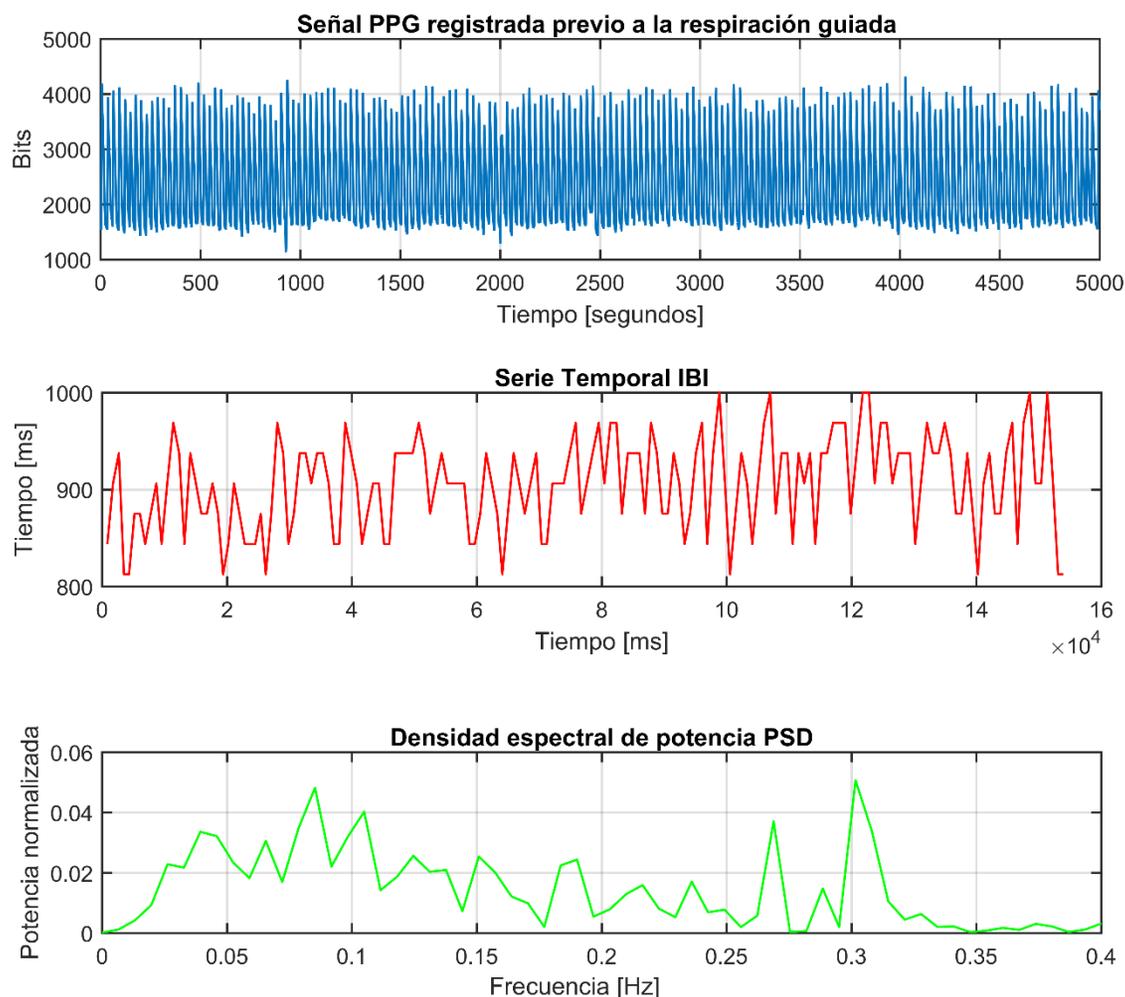


Figura 66. Señal PPG registrada durante el estímulo de estrés psicológico.

En la Figura 67, se muestra la señal PPG del mismo sujeto de prueba, durante la realización del patrón respiratorio seleccionado. En éste ejemplo se puede ver como este patrón respiratorio permite modular el ritmo cardíaco permitiendo que ambos entren en coherencia. De igual manera esto se puede verificar en la serie temporal IBI la cual a diferencia del estado anterior, ésta ya posee un comportamiento más estacionario reflejando un pico de amplitud en la frecuencia de 0.06 Hz, la cual correspondiente a la frecuencia del patrón respiratorio realizado.

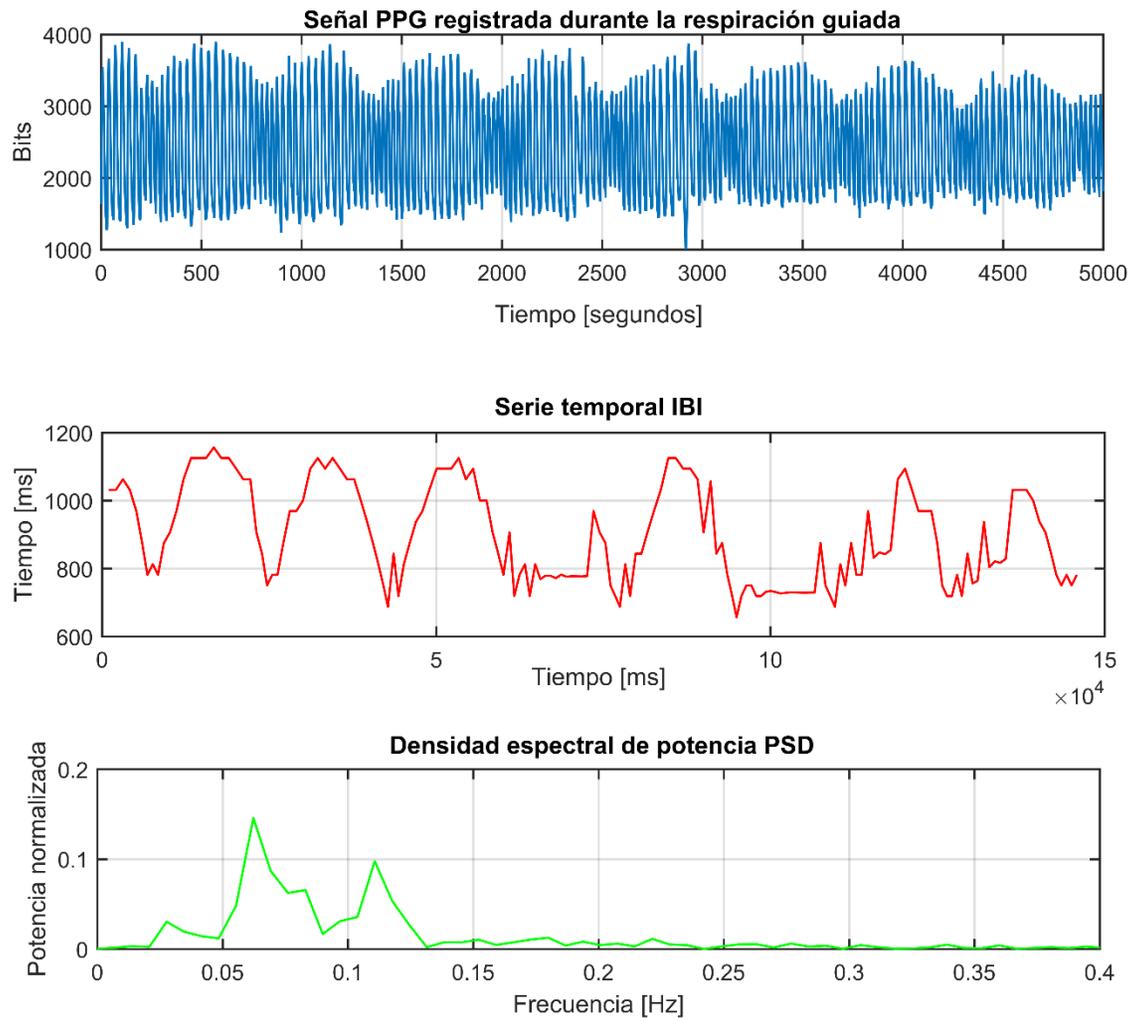


Figura 67. Señal PPG registrada durante la realización del patrón respiratorio.

CAPÍTULO VII

7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1. Hardware para adquisición de la señal de fotopleletismográfica

En el presente trabajo de investigación, se diseñó e implementó un dispositivo móvil para la adquisición de la señal fotopleletismográfica PPG en la zona de la muñeca. Este dispositivo se utilizó para el monitoreo y control del estrés en base al análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco HRV.

El dispositivo móvil posee una sistema de adquisición que se encuentra constituido por: una etapa de sensado, conformada por un arreglo de dos leds emisores y un fotorreceptor infrarrojo a una longitud de onda 950 nm; una etapa de filtraje y pre-amplificación en el rango de 0.5 Hz a 16 Hz, que permite extraer la componente pulsátil (AC) de la señal PPG; una etapa de calibración, este permite que el dispositivo se ajuste a cualquier tipo de piel y una etapa de digitalización la cual se encuentra embebida en el microcontrolador Teensy 3.2. Adicionalmente, el hardware se encuentra conformado por la etapa de *biofeedback* que propone un patrón respiratorio mediante los cambios de color y luminosidad de este mismo led RGB, con el objetivo de controlar el estrés. Todo el sistema SMCE fue implementado en una placa PCB de 4.32 cm de largo por 2.98 cm de ancho, permitiendo integrar el sistema de adquisición y la etapa de *biofeedback* en la manilla de un reloj. Ambos sistemas son alimentados por dos baterías de 3.7 V ofreciendo una autonomía de dos horas de monitoreo constante de estrés.

Para determinar el tipo de luz a utilizar en la etapa de sensado, se probaron emisores y receptores correspondientes a las longitudes de onda de 560 nm (verde) y 960 nm (infrarroja) debido a su alta penetración en la piel (Giltvedt y otros, 1984). Durante las pruebas en el laboratorio, se determinó que la luz infrarroja ofrece una mayor robustez al sistema, debido a que

se utilizaron emisores y receptores que trabajan en la longitud de onda de 950 nm. Caso contrario que con la luz verde, la cual al no existir en el mercado nacional un receptor específico para esta longitud de onda, se realizaron las pruebas con un receptor de luz ambiental lo que provocó que el sistema sea muy sensible a la luz ambiental y a otras interferencias lumínicas. Por tanto, La etapa de sensado se conformó por un arreglo emisores y receptores infrarrojos, los cuales ofrecen una mejor medición de los cambios volumétricos en los vasos sanguíneos localizados en la piel.

Debido a que la luz verde y luz infrarroja permite identificar los cambios volumen en distintos vasos sanguíneos, para futuras investigaciones se recomienda utilizar un arreglo de emisores y receptores basados en luz verde e infrarroja, con el fin de obtener una señal PPG donde se pueda identificar de mejor manera la sístole y diástole ventricular.

Para seleccionar el número de elementos que conformaran la etapa de sensado, se utilizaron varias configuraciones comerciales, como son un emisor-un receptor, dos-emisores-un receptor y dos emisores-dos receptores. Durante varias pruebas se determinó que, la configuración de dos emisores-dos receptores, no representa un gran cambio en la amplitud de la señal con respecto a la utilización de dos emisores-un receptor; y para la utilización de la configuración un sensor-un emisor, fue necesario aumentar la ganancia del sistema amplificado el ruido en la señal de salida. Por tanto, la configuración elegida para la implementación de la etapa de sensado fue la de dos emisores y un receptor permitiendo obtener una señal PPG menos atenuada y requiriendo una menor ganancia reduciendo el ruido en la señal de salida del dispositivo móvil.

Durante el desarrollo de la etapa de pre-amplificación se comparó el amplificador de instrumentación INA128 y el amplificador operacional TL084. El INA128 permitió detectar de mejor manera los cambios volumétricos en la piel, sin embargo, en el TL084 se apreciaron los

puntos de sístole máxima que son de interés para la extracción de la serie temporal IBI. Por tanto, se seleccionó el circuito integrado TL084 debido a este permitió la identificación de los puntos de interés en la componente pulsátil de la señal PPG y la reducción el tamaño del hardware integrando todo el sistema de adquisición en un solo circuito integrado.

Debido a las características fisiológicas de la piel en las personas, se implementó una etapa de calibración, la cual por medio de dos potenciómetros permite ajustar la amplitud y *offset* de la señal PPG a la salida del sistema de adquisición. Para futuras investigaciones se recomienda el uso de potenciómetros digitales en la etapa de calibración, permitiendo que el ajuste del dispositivo se realice de manera automática y sin la necesidad de una interfaz gráfica.

7.2. Procesamiento digital de la señal PPG

Para el desarrollo del sistema de reconociendo de patrones de estrés, se creó la base de datos *StressBP I* conformada por 24 sujetos de prueba, 11 mujeres y 13 hombres sanos en un rango de edad de 21 a 26 años. Estos sujetos fueron estimulados de manera audiovisual con el fin de registrar la señal PPG durante los estados estrés y tranquilidad. El registro de la señal PPG, se lo realizó durante los estado basal, estrés mental, estrés psicológico y tranquilidad; siguiendo un protocolo de estimulación y registro garantizando la correcta adquisición de la señal.

Se realizó una encuesta a cada uno de los sujetos de prueba después de cumplir los protocolos de estimulación y registro, con el objetivo de consultar el grado de estrés que sintieron durante la proyección de cada video. Para el estímulo de estrés mental el 70.83% de los sujetos dijeron que se sintieron estresado, de igual manera el 75 % comentaron se sintieron estresados durante la proyección del video de estrés psicológico y el estímulo de tranquilidad genero un 77.42 % de

calma en todos los sujetos de prueba. Por tanto, se concluye que los estímulos audiovisuales seleccionados permitieron inducir los estados de estrés y tranquilidad con un porcentaje del 75%.

Una vez registrada la base de datos *StressBP I*, se realizó un preprocesamiento en modo *offline* a cada una de las señales PPG con el fin extraer las características temporales y espectrales por medio del análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV). Este procesamiento se encuentra conformado por un filtro pasa banda de 0.5 a 16 Hz, un algoritmo para la detección de picos, otro para el cálculo y la extracción de la serie temporal IBI y su estimación espectral.

Para complementar la etapa de filtrado analógico desarrollado a nivel de hardware, se implementó un filtro pasa banda digital de tipo Butterworth de cuarto orden. Este filtro permitió eliminar el ruido generado por el movimiento involuntario de la manilla, reacciones musculares o ruido ambiental presente a la hora del registro de la señal PPG. Para evitar una doble etapa de filtrado, se recomienda reemplazar la etapa de filtrado analógico por filtros digitales, los cuales pueden ser implementados con un mayor orden permitiendo que el registro de la señal sea más robusto.

En este proyecto de investigación, se desarrollaron varios algoritmos los cuales permitieron la detección de puntos de sístole máxima, cálculo de la serie temporal IBI y su estimación espectral. Por medio de estos algoritmos se realizó un análisis estimado de la HRV extrayendo 18 características en el dominio de tiempo y frecuencia, la cuales permitieron la detección de patrones de estrés.

Para la extracción de las características temporales y espectrales del HRV, se utilizó la serie temporal IBI, la cual es una equivalente al tacograma estimado a partir la señal ECG. Esta serie temporal fue calculada mediante los algoritmos para la detección de picos y cálculo de los

intervalos temporales entre sístole y sístole. A pesar de que estos algoritmos fueron validados antes de ser implementados, estos pueden presentar valores erróneos debido a alguna deformación en la señal PPG. Para corregir los valores erróneos en la estimación de serie temporal IBI, se utilizó una tolerancia del 25 % del promedio de los cinco valores anteriormente calculados. Este valor fue comprado con valores del 15 y 20 % descartándolos debido a que estos eliminan una gran parte de la información de la serie temporal.

Para la estimación espectral del HRV, se utilizan métodos que presentan una mejor resolución frecuencial con el fin de obtener una mejor estimación, sin embargo, la mayoría de estos métodos requieren una mayor carga computacional. Por esta razón para este estudio se usó la estimación de la densidad espectral de potencia PDS basada el método no paramétrico denominado periodograma. Esto permitió que la implementación de la estimación espectral del IBI no represente una gran carga computacional en el microcontrolador.

Para la caracterización de la señal PPG se extrajeron 18 características en el dominio temporal y frecuencias. Para el análisis temporal del HRV se utilizó la serie temporal IBI calculando 4 parámetros estadísticos (media, desviación estándar, curtosis y rango intercuartil), y para el análisis espectral, se extrajeron 14 características en función de las siguientes bandas: VLF en el rango frecuencial de 0 Hz a 0.04 Hz, LF en el rango de 0.04 Hz a 0.15 Hz y HF de 0.15 Hz a 0.4 Hz. Estas bandas han sido ampliamente utilizadas para el análisis de la relación del sistema simpático y parasimpático.

7.3. Sistema de reconocimiento de patrones de estrés

A partir de las características temporales y espectrales calculadas mediante la serie temporal IBI, se realizaron varios sistemas de reconocimiento de patrones que permitan la identificación del

estrés. Para el entrenamiento y validación de cada uno de los sistemas de reconociendo, se extrajo una matriz de características conformada por las 18 características anteriormente descritas. La extracción de esta matriz se realizó en función de los estímulos inducidos en los sujetos de prueba en intervalos de 60 segundos. Para cada estímulo se extrajo tres matrices de 24 sujetos por 18 características temporales y espectrales del HRV.

Con el fin de mejorar el desempeño del sistema de clasificación, se realizó una reducción de dimensionalidad mediante los métodos de selección y extracción de características. Para la selección, se utilizó prueba U de Mann-Whitney, donde se eligieron las características que presenten un p valor menor a 0.5 ($p < 0.5$) durante cada estimulación audiovisual. Esto permitió la eliminación de las características que no aportan información para la detección de estrés y la identificación de características con diferencias entre los grupos y su relación con la fisiología. Posterior a la selección de características, se utilizó el análisis de componentes principales PCA, el cual permitió realizar una mejor clasificación sin perder información, reduciendo la dimensión de las matrices, siendo lo adecuado para la posterior implementación en la tarjeta Teensy 3.2

Por medio de la prueba U de Mann-Whitney, se visualizó que las 4 características temporales extraídas del HRV, no presentaron diferencias entre cada estímulo, siendo descartadas en la mayoría de los grupos de entrenamiento por este criterio de selección.

Se seleccionó el clasificador fuzzy KNN (fKNN) debido al bajo costo computacional que requiere y su fácil implementación. La validación de este clasificador se realizó mediante el método *Random sub-sampling*, dividiendo la matriz de características en los grupos de entrenamiento y validación. El grupo de entrenamiento se conformó por el 60 % de los sujetos de prueba y el 40% restante formó parte del grupo validación. Este proceso de validación se repitió 500 veces, debido

a que se encontró que a dicho valor los índices de clasificación se estabilizaban permitiendo obtener un valor más real del rendimiento del clasificador fKNN

Al finalizar el entrenamiento y validación del clasificador fKNN para cada uno de los grupos establecido, se seleccionó dos sistemas a ser implementados en la tarjeta Teensy 3.2: 1) Sistema No. 1, el cual se encuentra conformado por los estímulos de tranquilidad y estrés psicológico, este sistema utiliza 5 K-vecinos, 5 características espectrales y 3 componentes principales, ofreciendo una precisión de 71 % y una sensibilidad de 80%; y 2) Sistema No. 2, conformado por los estímulos basal y estrés psicológico, fue entrenado con 7 K-vecinos, 2 características espectrales y 2 componentes principales, proporcionando una precisión del 65% y una sensibilidad del 58%.

Durante el entrenamiento del clasificador fKNN para el reconocimiento de diferentes clases asociadas a cada uno de los estímulos inducidos. Se identificó que los grupos conformados por el estímulo de estrés psicológico presentaba mejores resultados a comparación del estrés mental. Por tanto, se puede concluir que el estímulo audiovisual utilizado para inducir el estado genera una mayor sensación de estrés en los sujetos de prueba.

7.4. Sistema de monitoreo y control del estrés SMCE

Una vez ya seleccionados los sistemas de reconocimiento de patrones de estrés, estos fueron implementados en la tarjeta Teensy 3.2 con el fin de evaluar su comportamiento en tiempo real. para la programación de esta tarjeta, todos los algoritmos utilizados para el procesamiento de la señal PPG y el desarrollo del sistema de reconocimiento de patrones fueron transcritos a lenguaje C++. Todo este código ocupó un 52 % de la memoria RAM y un 37% del espacio de almacenamiento de programa. El espacio restante puede ser utilizado para el desarrollo y mejoras de los algoritmos para la detección de estrés

Durante las pruebas y resultados de los dos sistemas en tiempo real, se comprobó que el Sistema No 1, conformado por 5 vecinos más cercanos y 3 características principales, presentó una mejor respuesta con el sistema No 2. Esto se debe a que el sistema No 1 se encuentra conformado por las características de la banda de LF, la cual se encuentra vinculada con la actividad del sistema simpático y por la ratio LH/HF que es un indicador del equilibrio entre el sistema parasimpático y simpático. A diferencia del sistema No 2, que utiliza las características de potencia máxima y frecuencia de pico máximo, las cuales no presentan ninguna relación relevante con respecto los sistemas simpático y parasimpático.

Comparando la Figura 62 y Figura 63 obtenidas en validación del sistema No 1, se puede visualizar como la respiración guiada ayuda a disminuir rápidamente los niveles de estrés como se demoraron en varios autores (Brown & Gerbarg, 2005; Lee, 1999; Mohan y otros, 1986; Peng y otros, 2004; Tortora & Derrickson, 2006; Tyagi y otros, 2016). De igual manera se puede visualizar en el último minuto de la Figura 62, que la mayoría de los sujetos de prueba que realizaron la respiración guiada aumentaron los niveles de estrés, ocasionado por la falta de práctica de este patrón respiratorio, cumpliendo lo descrito por Brown & Gerbarg (2005) y Lee (1999) en sus investigaciones. En base a lo descrito anteriormente y al cambio del comportamiento de la señal PPG, serie temporal IBI y la estimación espectral PSD durante la respiración guiada (ver Figura 66 y Figura 67), se concluye que el patrón respiratorio seleccionado permite que tanto el ritmo cardíaco y el respiratorio entren en coherencia disminuyendo los niveles de estrés en las personas.

Para el desarrollo de futuras investigaciones, se recomienda complementar esta investigación con el uso de señales respiratorias, como por ejemplo el flujo respiratorio. Esta señal determinar si

el patrón respiratorio está permitiendo que el ritmo cardíaco y el respiratorio entren en coherencia. Adicional esta señal permitirá una mejor retroalimentación para control del estrés.

Finalmente se desarrolló e implementó un sistema de monitoreo y control del estrés (SMCE), el cual permite la detección de estrés en tiempo real. Este sistema se encuentra constituido por un sistema de adquisición de la señal PPG, una etapa de procesamiento digital para la extracción de las características espectrales del HRV, un clasificador fuzzy KNN, el cual determina el porcentaje de estrés en la persona y etapa de *biofeedback*, la cual, por medio de los cambios de colores e intensidad de un led RGB, propone una respiración patrón que permite que reducir los niveles de estrés en la persona.

8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADAM Inc. (2017). Capas de la piel: MedlinePlus enciclopedia médica ilustración. Retrieved September 28, 2017, from https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/8912.htm
- Alian, A. A., & Shelley, K. H. (2014). Photoplethysmography. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 28(4), 395–406. <https://doi.org/10.1016/j.bpa.2014.08.006>
- Alonso Romero, L., & Calonge Cano, T. (n.d.). Capítulo 1.-Redes Neuronales y Reconocimiento de Patrones. Salamanca. Retrieved from https://gredos.usal.es/jspui/bitstream/10366/21694/1/DIA_Redес_neuronales.pdf
- Anderson, R. R., Hu, J., & Parrish, J. A. (1981). Optical radiation transfer in the human skin and applications in in vivo remittance spectroscopy. In *Bioengineering and the Skin* (pp. 253–265). Dordrecht: Springer Netherlands. https://doi.org/10.1007/978-94-009-7310-7_28
- Apuntes Educación Física. (2017). HRV - WHAT IS - YouTube. Retrieved September 25, 2017, from https://www.youtube.com/watch?v=SDoaKyT0R-4&list=PL_z8Z9yhGHRNohKz7tRTwLMNpnnhViVUr&index=1
- Arcentales Viteri, A. R. (2015). *Análisis de la interacción cardíaca y respiratoria en pacientes con cardiomiopatía y pacientes en proceso de extubación*. Universitat Politècnica de Catalunya. Retrieved from <http://hdl.handle.net/2117/95819>
- Armario, P., Hernández del Rey, R., & Martín-Baranera, M. (2002). Estrés, enfermedad cardiovascular e hipertensión arterial. *Medicina Clínica*, 119(1), 23–29. [https://doi.org/10.1016/S0025-7753\(02\)73301-0](https://doi.org/10.1016/S0025-7753(02)73301-0)
- Bernardi, L., Wdowczyk-Szulc, J., Valenti, C., Castoldi, S., Passino, C., Spadacini, G., & Sleight, P. (2000). Effects of controlled breathing, mental activity and mental stress with or without

- verbalization on heart rate variability. *Journal of the American College of Cardiology*, 35(6), 1462–1469. [https://doi.org/10.1016/S0735-1097\(00\)00595-7](https://doi.org/10.1016/S0735-1097(00)00595-7)
- Berntson, G. G., Cacioppo, J. T., & Quigley, K. S. (1993). Respiratory sinus arrhythmia: autonomic origins, physiological mechanisms, and psychophysiological implications. *Psychophysiology*, 30(2), 183–96. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8434081>
- Brown, R. P., & Gerbarg, P. L. (2005). Sudarshan Kriya Yogic Breathing in the Treatment of Stress, Anxiety, and Depression: Part I—Neurophysiologic Model. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*, 11(1), 189–201. <https://doi.org/10.1089/acm.2005.11.189>
- Camargo, B. (2004). Estrés, síndrome general de adaptación o reacción general de alarma. *Revista Médico Científica*, 17(2), 78–86.
- Castellón, A. M. (2014). Sistema tonal vs sistema atonal: Reflejo del pensamiento filosófico. *Colloquia, Academic Journal of Culture and Thought*, 1, 157–163. Retrieved from <http://www.amsciepub.com/doi/abs/10.2466/pms.2000.91.2.515?journalCode=pms>
- Cazabat, E. H., & Costa, E. (2000). Stress: la sal de la vida? *Avances En Medicina Ambulatoria 2000. Bs. As.*, 117–125. Retrieved from <http://www.psicotrauma.com.ar/cazabat/sal.html>
- Cerutti, S., Bianchi, A., Signorini, M. G., Cavezzale, M., Cobelli, R., Lucini, D., & Pagani, M. (1991). Sympatho-vagal Balance In Humans Under Stressing Conditions. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Volume 13: 1991* (Vol. 13, pp. 662–663). IEEE. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.1991.684132>
- Conrad, A., Müller, A., Doberenz, S., Kim, S., Meuret, A. E., Wollburg, E., & Roth, W. T. (2007). Psychophysiological effects of breathing instructions for stress management. *Applied*

- Psychophysiology Biofeedback*, 32(2), 89–98. <https://doi.org/10.1007/s10484-007-9034-x>
- Cooke, W. H., Cox, J. F., Diedrich, A. M., Taylor, J. A., Beightol, L. A., Ames, J. E., ... Eckberg, D. L. (1998). Controlled breathing protocols probe human autonomic cardiovascular rhythms. *The American Journal of Physiology*, 274(2 Pt 2), H709-18. Retrieved from <http://www.physiology.org/doi/10.1152/ajpheart.1998.274.2.H709>
- de Trafford, J., & Lafferty, K. (1984). What does photoplethysmography measure? *Medical & Biological Engineering & Computing*, 22(5), 479–80. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6482540>
- Dubois, A. B., Botelho, S. Y., & Comroe, J. H. (1956). A new method for measuring airway resistance in man using a body plethysmograph: values in normal subjects and in patients with respiratory disease. *The Journal of Clinical Investigation*, 35(3), 327–35. <https://doi.org/10.1172/JCI103282>
- Electrophysiology, T. F. o. t. E. S. o. C. t. N. A. S. (1996). Heart Rate Variability : Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation*, 93(5), 1043–1065. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.93.5.1043>
- Expreso de Guayaquil. (2012, September). En Ecuador, el 10% de la población tiene estrés. *Guayaquil Y Quito Son Parte de Un Estudio de Salud En La Región*, p. 1.
- Fernández, C. (2012). *Inducción de emociones en condiciones experimentales: Un banco de estímulos audiovisuales*. Universitat Autònoma de Barcelona.
- García González, M. Á. (1998). *Estudio de la variabilidad del ritmo cardíaco mediante técnicas estadísticas, espectrales y no lineales*. Universitat politècnica de catalunya.
- Giltvedt, J., Sira, A., & Helme, P. (1984). Pulsed multifrequency photoplethysmograph. *Medical*

& *Biological Engineering & Computing*, 22(3), 212–215.

<https://doi.org/10.1007/BF02442745>

Gutiérrez González, L. (2000). *Reconocimiento de rostros utilizando redes neuronales*.

Universidad de las Américas Puebla. Retrieved from

http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/msp/gutierrez_g_l/capitulo2.pdf

Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2006). *Textbook of medical physiology. Textbook of Medical Physiology* (11th ed.). Elsevier Saunders. <https://doi.org/10.1136/pgmj.51.599.683-c>

Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2011). *Tratado de fisiología médica*. (Elsevier, Ed.) (12 Edición). Barcelona, España.

Hall, M., Vasko, R., Buysse, D., Ombao, H., Chen, Q., Cashmere, J. D., ... Thayer, J. F. (2004). Acute Stress Affects Heart Rate Variability During Sleep. *Psychosomatic Medicine*, 62(1), 56–62. <https://doi.org/10.1097/01.PSY.0000106884.58744.09>

HeartMath. (2017). Solution for Reducing Stress. Retrieved from <https://www.heartmath.com/articles/solution-for-reducing-stress/>

Hertzman, A. B. (1980). The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmography. *American Journal of Physiology -- Legacy Content*, 124(2), 437–447. Retrieved from <http://ajplegacy.physiology.org/content/124/2/328.long>

Hertzman, A. B., & Dillon, J. B. (1940). Applications of photoelectric plethysmography in peripheral vascular disease. *American Heart Journal*, 20(6), 750–761. [https://doi.org/10.1016/S0002-8703\(40\)90534-8](https://doi.org/10.1016/S0002-8703(40)90534-8)

Hinojosa, A. (1968). Mecanismos psicológicos de adaptación y defensa. In Fonfo Editorial Nestlé de la Academia Mexicana de Peditría (Ed.), *Humanismo y pediatría. Las bases psicosociales*

para la práctica pediátrica (A. Aramoni, pp. 71–82). México.

Hirsch, J. A., & Bishop, B. (1981). Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. *The American Journal of Physiology*, 241(4), H620-9.
<https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2004.03.004>

Huircán, J. I. (2012). Filtros Activos, Conceptos Básicos y Diseño, *I*(7), 1–11.

Jain, A. K., Duin, P. W., & Jianchang Mao. (2000). Statistical pattern recognition: a review. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 22(1), 4–37.
<https://doi.org/10.1109/34.824819>

Kamal, A. A. R., Harness, J. B., Irving, G., & Mearns, A. J. (1989). Skin photoplethysmography - a review. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* *superficial Plexus*, 28(4), 257–269. [https://doi.org/10.1016/0169-2607\(89\)90159-4](https://doi.org/10.1016/0169-2607(89)90159-4)

Kerby, D. S. (2014). The Simple Difference Formula: An Approach to Teaching Nonparametric Correlation. *Comprehensive Psychology*, 3, 11.IT.3.1. <https://doi.org/10.2466/11.IT.3.1>

Lazarus, R. S., Speisman, J. C., & Mordkoff, A. M. (1963). The Relationship Between Autonomic Indicators of Psychological Stress: Heart Rate and Skin Conductance. *Psychosom Med*, 25(1), 19–30. Retrieved from <http://www.psychosomaticmedicine.org/cgi/content/abstract/25/1/19>

Lee, P. S. (1999). Theoretical Bases and Technical Application of Breathing Therapy in Stress Management. *J Korean Academic Nursing*, 29, 1304–1313.
<https://doi.org/https://doi.org/10.4040/jkan.1999.29.6.1304>

Leka, S., Griffiths, A., & Cox, T. (2004). La organización del trabajo y el estrés. *Serie Protección de La Salud de Los Trabajadores* N° 3, 1–37. Retrieved from http://www.who.int/occupational_health/publications/pwh3sp.pdf

- Lindberg, L. G., & Oberg, P. A. (1991). Photoplethysmography. Part 2. Influence of light source wavelength. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 29(1), 48–54. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2016920>
- Marín Diazaraque, J. M. (n.d.). *Capítulo 19 Análisis no paramétrico El procedimiento Pruebas no paramétricas*. Retrieved from <http://halweb.uc3m.es/esp/Personal/personas/jmmarin/esp/GuiaSPSS/19nparam.pdf>
- Martínez, J. F. G. (2011). *Estimación espectral* (13079). Valencia. Retrieved from http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T5_OCW.pdf
- Martos Silván, C. (2017). Sistema Nervioso Periférico: Partes y Funciones (con Imágenes). Retrieved September 14, 2017, from <https://www.lifeder.com/sistema-nervioso-periferico/>
- Mezquita, C. (2011). *Fisiología Médica: del razonamiento fisiológico al razonamiento clínico* (XVIII). Madrid: Medica Panamericana.
- Miguel-Tobal, J. J., & Cano-vindel, A. (2005). Estrés y Trabajo. *Estrés Y Trabajo: Cómo Hacerlos Compatibles*, (January 2005), 11–28.
- Mohan, M., Saravanane, C., Surange, S. G., Thombre, D. P., & Chakrabarty, A. S. (1986). Effect of yoga type breathing on heart rate and cardiac axis of normal subjects. *Indian Journal of Physiology and Pharmacology*, 30(4), 334–340.
- Oppenheim, A. V., & Schafer, R. W. (2001). *Tratamiento de señales en tiempo discreto. Termodinamica*. <https://doi.org/10:0-8400-5444-0>
- Ortiz Guzmán, J. E., & Mendoza Romero, D. (2008). Variabilidad de la frecuencia cardiaca, una herramienta útil. *EFDeportes.com, Revista Digital*, 13(121), 1–6. Retrieved from <http://www.efdeportes.com/efd121/variabilidad-de-la-frecuencia-cardiaca-una-herramienta->

util.htm

- Peng, C. K., Henry, I. C., Mietus, J. E., Hausdorff, J. M., Khalsa, G., Benson, H., & Goldberger, A. L. (2004). Heart rate dynamics during three forms of meditation. *International Journal of Cardiology*, 95(1), 19–27. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2003.02.006>
- Pinna, G. D., Maestri, R., Mortara, A., & La Rovere, M. T. (2000). Cardiorespiratory interactions during periodic breathing in awake chronic heart failure patients. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*, 278(3), H932-41. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.3.H932>
- Raghuraj, P., Ramakrishnan, A. G., Nagendra, H. R., & Telles, S. (1998). Effect of two selected yogic breathing techniques of heart rate variability. *Indian Journal of Physiology and Pharmacology*, 42(4), 467–72. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10874345>
- Raza, M. A. (2016). *Caracterización de la variabilidad del ritmo cardíaco y de las pendientes del complejo QRS en sujetos sanos sometidos a estímulos audiovisuales*. Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE. Retrieved from <http://repositorio.espe.edu.ec/xmlui/bitstream/handle/21000/11836/T-ESPE-053245.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Sandberg, M., Zhang, Q., Styf, J., Gerdle, B., & Lindberg, L.-G. (2005). Non-invasive monitoring of muscle blood perfusion by photoplethysmography: evaluation of a new application. *Acta Physiologica Scandinavica*, 183(4), 335–343. <https://doi.org/10.1111/j.1365-201X.2005.01412.x>
- Swain, I. D., & Grant, L. J. (1989). Methods of measuring skin blood flow. *Physics in Medicine*

and Biology, 34(2), 151–175. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/34/2/001>

Taelman, J., Vandeput, S., Gligorijević, I., Spaepen, A., & Van Huffel, S. (2011). Time-frequency heart rate variability characteristics of young adults during physical, mental and combined stress in laboratory environment. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2011*, 1973–6. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090556>

Taelman, J., Vandeput, S., Spaepen, A., & Van Huffel, S. (2009). Influence of Mental Stress on Heart Rate and Heart Rate Variability. In *IFMBE Proceedings* (Vol. 22, pp. 1366–1369). https://doi.org/10.1007/978-3-540-89208-3_324

Takatani, S., & Graham, M. D. (1979). Theoretical Analysis of Diffuse Reflectance from a Two-Layer Tissue Model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-26*(12), 656–664. <https://doi.org/10.1109/TBME.1979.326455>

Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M., & Yoshida, M. (2014). Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present. *Electronics*. <https://doi.org/10.3390/electronics3020282>

Texas Heart Institute. (2011). Anatomía del corazón. Retrieved September 11, 2017, from http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/anato_sp.cfm

Tortora, G., & Derrickson, B. (2006). *Principios de Anatomía y Fisiología* (13th ed.). Medica Panamericana.

Turcios, R. A. S. (2015). T-Student. Usos y abusos. *Revista Mexicana de Cardiología*, 26(1), 59–61.

Tyagi, A., Cohen, M., Reece, J., Telles, S., & Jones, L. (2016). Heart Rate Variability, Flow, Mood

and Mental Stress During Yoga Practices in Yoga Practitioners, Non-yoga Practitioners and People with Metabolic Syndrome. *Applied Psychophysiology Biofeedback*, 41(4), 381–393. <https://doi.org/10.1007/s10484-016-9340-2>

Vishay. (2009). Reflective Optical Sensor with Transistor Output. *Datasheet*. Retrieved from <http://www.vishay.com/docs/83760/tcrt5000.pdf>

Weinman, J., Hayat, A., & Raviv, G. (1977). Reflection photoplethysmography of arterial-blood-volume pulses. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 15(1), 22–31. <https://doi.org/10.1007/BF02441571>

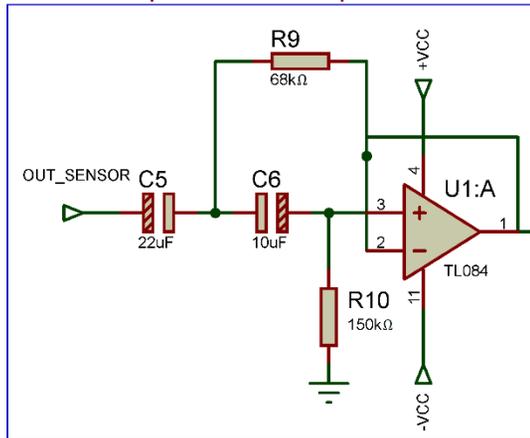
Yan, L., Dodier, R., Mozer, M. C., & Wolniewicz, R. (2003). Optimizing Classifier Performance via an Approximation to the Wilcoxon-Mann-Whitney Statistic. *Machine Learning International Workshop Then Conference*, 20(2), 848. Retrieved from <http://www.aaai.org/Papers/ICML/2003/ICML03-110.pdf>

Yasuma, F., & Hayano, J. (2004). Respiratory Sinus Arrhythmia * Why Does the Heartbeat Synchronize With. *Chest*, 125(2), 683–690. <https://doi.org/10.1378/chest.125.2.683>

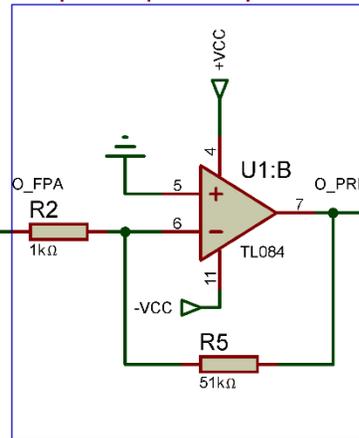
ANEXOS

Anexo 1. Diseño esquemático del hardware implementado en el Capítulo 3

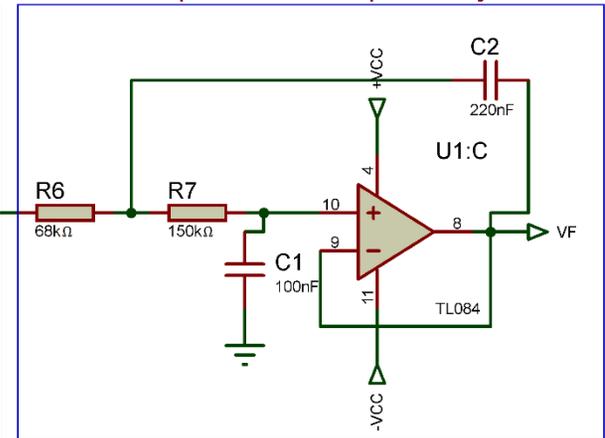
Etapa de filtrado pasa altos



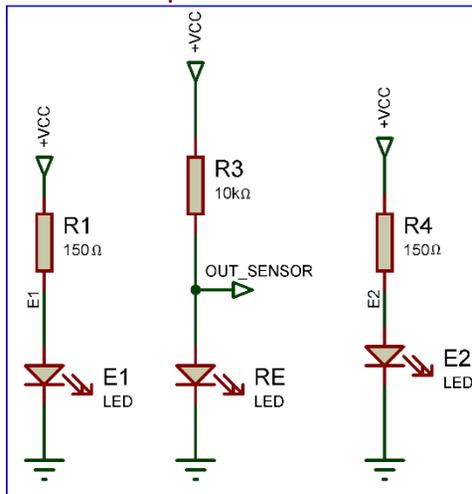
Etapa de pre-amplificación



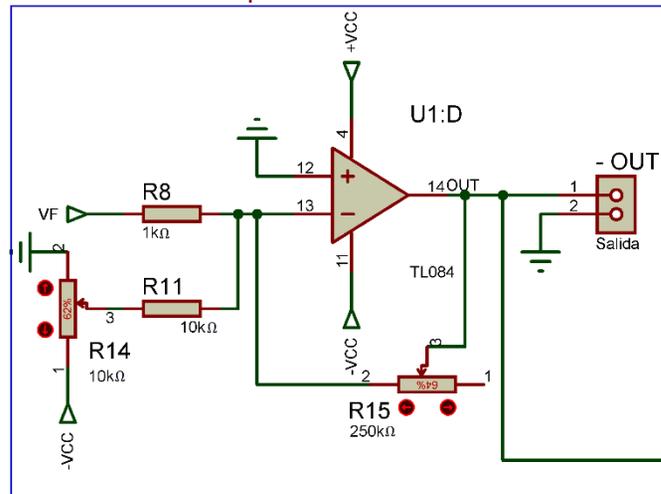
Etapa de filtrado pasa bajos



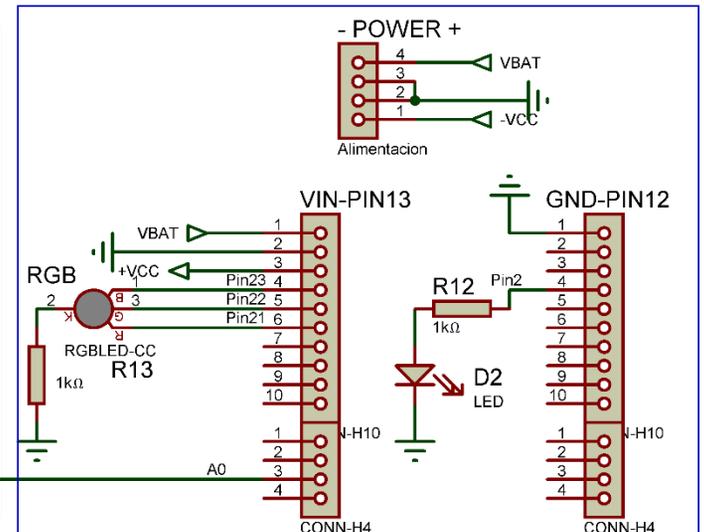
Etapa de sensado



Etapa de calibración



Etapa de digitalización, almacenamiento y biofeedback



Anexo 2. Encuesta realizada a los sujetos de prueba luego se ser estimulados de manera audiovisual

DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE LA VARIABILIDAD DEL RITMO CARDÍACO UTILIZANDO TÉCNICAS DE FOTOPLETISMOGRAFÍA PARA EL MONITOREO Y CONTROL DEL ESTRÉS.

Datos Personales

Nombre: _____

Edad: _____ Sexo M F

Percepción del estímulo

Señale con una X la emoción que más se asemeje a la sensación que le provocó el estímulo (puede seleccionar más de una).

Estímulo 1

<input type="checkbox"/> Tristeza	<input type="checkbox"/> Enojo
<input type="checkbox"/> Alegría	<input type="checkbox"/> Ansiedad
<input type="checkbox"/> Desesperación	<input type="checkbox"/> Ninguna sensación
<input type="checkbox"/> Calma	<input type="checkbox"/> Otro: _____

¿Se sintió estresado? Si No

Comentario u observaciones

Estímulo 2

<input type="checkbox"/> Tristeza	<input type="checkbox"/> Enojo
<input type="checkbox"/> Alegría	<input type="checkbox"/> Ansiedad

Desesperación

Ninguna sensación

Calma

Otro: _____

¿Se sintió estresado?

Si

No

Comentario u observaciones

Estímulo 3

Tristeza

Enojo

Alegría

Ansiedad

Desesperación

Ninguna sensación

Calma

Otro: _____

Comentario u observaciones

Anexo 3. Evidencias del registro de la base de datos

