



**Análisis de la correlación de estímulos auditivos y audiovisuales con el sistema  
cardiorrespiratorio de sujetos sanos**

Cruz Varela, Ivonne Elizabeth

Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones  
Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control

Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniera en Electrónica,  
Automatización y Control

Ing. Arcentales Viteri, Andrés Ricardo Ph.D.

24 de junio de 2021



## Document Information

<b>Analyzed document</b>	Tesis_IvonneCruz_Urkund.pdf (D109717580)
<b>Submitted</b>	6/25/2021 4:15:00 PM
<b>Submitted by</b>	Guaman Novillo Ana Veronica
<b>Submitter email</b>	avero.guaman@gmail.com
<b>Similarity</b>	1%
<b>Analysis address</b>	avguaman.espe@analysis.orkund.com

## Sources included in the report

<b>W</b>	URL: <a href="https://docplayer.es/76260820-Ecg-analogico-controlado-por-arduino-para-monitorizar-parametros-cardiacos-analog-ecg-controlled-by-arduino-to-monitor-cardiac-parameters.html">https://docplayer.es/76260820-Ecg-analogico-controlado-por-arduino-para-monitorizar-parametros-cardiacos-analog-ecg-controlled-by-arduino-to-monitor-cardiac-parameters.html</a> Fetched: 7/8/2020 12:02:32 AM	 1
<b>SA</b>	<b>Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE / Tesis_Betancourt Yopez.pdf</b> Document Tesis_Betancourt Yopez.pdf (D40882038) Submitted by: ararcentales@espe.edu.ec Receiver: ararcentales.espe@analysis.orkund.com	 2
<b>W</b>	URL: <a href="https://docplayer.es/87608756-Departamento-de-electrica-y-electronica.html">https://docplayer.es/87608756-Departamento-de-electrica-y-electronica.html</a> Fetched: 11/16/2019 7:57:01 AM	 3





**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES**  
**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**CERTIFICACIÓN**

Certifico que el trabajo de titulación, “**Análisis de la correlación de estímulos auditivos y audiovisuales con el sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos**” fue realizado por la señorita **Cruz Varela, Ivonne Elizabeth** el cual ha sido revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto, cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 24 de junio de 2021



---

Ing. Arcentales Viteri, Andrés Ricardo Ph.D.

C.C: 1712480746



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES  
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

RESPONSABILIDAD DE AUTORÍA

Yo, **Cruz Varela, Ivonne Elizabeth**, con cédula de ciudadanía n° 1003046925, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **Análisis de la correlación de estímulos auditivos y audiovisuales con el sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Sangolquí, 24 de junio de 2021

Srta. Cruz Varela, Ivonne Elizabeth

C.C: 1003046925



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES  
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

### AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN

Yo, **Cruz Varela, Ivonne Elizabeth**, con cédula de ciudadanía n° 1003046925, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **Análisis de la correlación de estímulos auditivos y audiovisuales con el sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, 24 de junio de 2021

Srta. Cruz Varela, Ivonne Elizabeth

C.C: 1003046925

**Dedicatoria**

A mi madre, por darme su amor incondicional durante todos los días de mi vida, le dedico todo el esfuerzo puesto en este trabajo como una pequeña retribución a los sacrificios que ha hecho para permitirme estudiar una carrera universitaria.

## **Agradecimiento**

A mi familia de tres, por creer en mí más de lo que yo misma podría. A mi madre, porque todo lo bueno que alguien pueda encontrar en mí, es gracias a ella. Y a mis hermanos, por cuidarme desde antes que tuviese memoria. Gracias por permitirme cometer mis propios errores y ayudarme a construir la persona que soy hoy.

A mis amigos, gracias por su compañía durante los almuerzos, las conversaciones y los consejos. Agradezco especialmente a aquellos que me han dado su apoyo durante este último año a pesar de la distancia.

A los maestros que han reconocido mi esfuerzo y me han inspirado durante mi carrera universitaria. Gracias por haber compartido su conocimiento.

## Índice de Contenido

<b>Resultado de Análisis Urkund</b> .....	<b>2</b>
Certificación.....	3
Responsabilidad de Autoría.....	4
Autorización de Publicación.....	5
Dedicatoria .....	6
Agradecimiento .....	7
<b>Índice de Contenido</b> .....	<b>8</b>
<b>Índice de Tablas</b> .....	<b>12</b>
<b>Índice de Figuras</b> .....	<b>14</b>
Resumen.....	16
Abstract .....	17
<b>Capítulo I</b> .....	<b>18</b>
<b>Introducción</b> .....	<b>18</b>
Antecedentes .....	18
Justificación e Importancia .....	19
Alcance .....	21
Objetivos .....	22
Objetivo General .....	22
Objetivos Específicos .....	22
<b>Capítulo II</b> .....	<b>24</b>
<b>Marco Teórico</b> .....	<b>24</b>
Medidas del Sistema Cardiorrespiratorio .....	24
Medidas del Sistema Cardiovascular .....	24
Fisiología .....	24
Electrocardiograma.....	25

Fotopletismografía .....	27
Medidas del Sistema Respiratorio.....	29
Fisiología .....	29
Flujo respiratorio .....	30
Pulsioximetría .....	31
Medidas Relacionadas al Sistema Cardiorrespiratorio .....	32
Temperatura .....	33
Respuesta Galvánica de la Piel .....	33
Fisiología de las Emociones .....	35
Estrés.....	36
Relajación .....	37
Respuesta Fisiológica .....	37
Métodos de Inducción Emocional .....	39
Estímulos Auditivos .....	40
Efectos Fisiológicos .....	41
Estímulos Audiovisuales .....	42
Efectos Fisiológicos .....	43
<b>Capítulo III.....</b>	<b>44</b>
<b>Hardware y Software de Adquisición de Bioseñales .....</b>	<b>44</b>
Análisis de Funcionamiento de la Plataforma e-Health V2.0.....	44
Descripción de la Plataforma.....	44
Prueba de Funcionamiento .....	46
Repotenciación de Plataforma e-Health V2.0 .....	49
Diseño de Prototipo 1 .....	49
Diseño de Prototipo 2.....	57
Diseño de Prototipo 3.....	60

	10
Hardware .....	61
Módulo de Flujo Respiratorio .....	63
Módulo de Fotopletismografía.....	66
Módulo de Resistencia Galvánica de la Piel .....	69
Software .....	70
Programa de Adquisición de Señales .....	71
Interfaz de Adquisición de Señales .....	72
Características Técnicas.....	73
Implementación .....	74
<b>Capítulo IV .....</b>	<b>76</b>
<b>Adquisición y Procesamiento de Señales .....</b>	<b>76</b>
Protocolo de Estimulación y Adquisición de Bioseñales .....	76
Base de Datos.....	78
Procesamiento Digital de Bioseñales .....	79
Procesamiento de Señal ECG.....	79
Procesamiento de Señal PPG.....	81
Procesamiento de Señal FLW .....	83
Procesamiento de Señales GSR.....	85
Caracterización de Estímulos .....	87
Estímulo Auditivo .....	87
Estímulo Audiovisual.....	89
<b>Capítulo V .....</b>	<b>90</b>
<b>Análisis de Resultados .....</b>	<b>90</b>
Análisis Estadístico.....	90
Análisis de Instrumentos de Evaluación .....	91

Análisis de Secciones Temporales.....	93
Análisis por Clustering.....	99
Modelo de Clustering 1 .....	100
Modelo de Clustering 2 .....	102
Modelo de Clustering 3 .....	104
Correlación de Variables .....	106
<b>Capítulo VI .....</b>	<b>110</b>
<b>Conclusiones y Recomendaciones.....</b>	<b>110</b>
Hardware y Software de Adquisición de Bioseñales .....	110
Adquisición y Procesamiento de Señales .....	112
Análisis de Resultados .....	114
<b>Referencias.....</b>	<b>118</b>
<b>Anexos .....</b>	<b>124</b>

## Índice de Tablas

Tabla 1 <i>Respuesta fisiológica a las emociones</i> .....	38
Tabla 2 <i>Efectos relativos de las técnicas de inducción emocional</i> .....	39
Tabla 3 <i>Caracterización de estímulo auditivo</i> .....	41
Tabla 4 <i>Caracterización de estímulo audiovisual</i> .....	43
Tabla 5 <i>Características de los sensores de la plataforma e-Health V2.0</i> .....	45
Tabla 6 <i>Acondicionamiento de sensores del e-Health V2.0</i> .....	46
Tabla 7 <i>Registros de prueba con e-Health V2.0</i> .....	47
Tabla 8 <i>Arduino UNO vs. ESP32S</i> .....	50
Tabla 9 <i>Acondicionamiento de sensores del e-Health V2.0 a ESP32S Node – MCU</i> ...	55
Tabla 10 <i>Características de Prototipo 1</i> .....	57
Tabla 11 <i>Arduino UNO vs. ESP32S, Teensy 3.6 y Teensy 4.1</i> .....	58
Tabla 12 <i>Acondicionamiento de sensores del e-Health V2.0 a Teensy 3.6</i> .....	59
Tabla 13 <i>Características del Prototipo 2</i> .....	60
Tabla 14 <i>Acondicionamiento plataforma e-Health V2.0 para PR3</i> .....	62
Tabla 15 <i>Especificaciones del Módulo GSR</i> .....	69
Tabla 16 <i>Adquisición de señales con PR3</i> .....	71
Tabla 17 <i>Elementos del interfaz de adquisición de señales</i> .....	72
Tabla 18 <i>Características del PR3</i> .....	73
Tabla 19 <i>Parámetros de filtros digitales aplicados a ECG</i> .....	80
Tabla 20 <i>Características temporales señal ECG</i> .....	81
Tabla 21 <i>Características frecuenciales señal ECG</i> .....	81
Tabla 22 <i>Parámetros de filtros digitales aplicados a PPG</i> .....	82
Tabla 23 <i>Características señal PPG</i> .....	83
Tabla 24 <i>Parámetros de filtros digitales aplicados a FLW</i> .....	84
Tabla 25 <i>Características señal FLW</i> .....	85

Tabla 26	<i>Características señal GSR</i> .....	86
Tabla 27	<i>Características de estímulos auditivos</i> .....	88
Tabla 28	<i>Características de estímulos audiovisuales</i> .....	89
Tabla 29	<i>Número de características estadísticamente relevantes</i> .....	94
Tabla 30	<i>Características estadísticamente relevantes de señal ECG</i> .....	95
Tabla 31	<i>Coeficientes LF, HF y LF/HF de estímulos audiovisuales</i> .....	96
Tabla 32	<i>Características estadísticamente relevantes de señal FLW</i> .....	97
Tabla 33	<i>Características estadísticamente relevantes de señal PPG</i> .....	98
Tabla 34	<i>Características estadísticamente relevantes de señal GSR</i> .....	98
Tabla 35	<i>Resultados de clustering usando el modelo 1</i> .....	101
Tabla 36	<i>Resultados de clustering usando el modelo 2</i> .....	102
Tabla 37	<i>Resultados de clustering usando el modelo 3</i> .....	104
Tabla 38	<i>Interpretación del coeficiente de correlación</i> .....	106
Tabla 39	<i>Correlación estímulos auditivos</i> .....	107
Tabla 40	<i>Correlación estímulos audiovisuales</i> .....	108

## Índice de Figuras

Figura 1 <i>Secuencia de repolarización y despolarización del corazón</i> .....	26
Figura 2 <i>Componentes de la señal de fotopleletismografía</i> .....	27
Figura 3 <i>Señal típica de fotopleletismografía</i> .....	28
Figura 4 <i>Señal típica de flujo respiratorio</i> .....	31
Figura 5 <i>Principio de funcionamiento del pulsioxímetro</i> .....	32
Figura 6 <i>Señal típica de la respuesta galvánica de la piel</i> .....	34
Figura 7 <i>Modelo de estrés emocional</i> .....	36
Figura 8 <i>Elementos del lenguaje audiovisual</i> .....	42
Figura 9 <i>Plataforma e-Health V2.0</i> .....	45
Figura 10 <i>Registros de prueba con e-Health V2.0</i> .....	48
Figura 11 <i>Acondicionamiento de sensores digitales</i> .....	51
Figura 12 <i>Acondicionamiento de sensores GSR y TEM</i> .....	52
Figura 13 <i>Acondicionamiento de sensor ECG</i> .....	52
Figura 14 <i>Acondicionamiento de Sensor EMG</i> .....	54
Figura 15 <i>Acondicionamiento de sensor FLW</i> .....	55
Figura 16 <i>Diagrama de bloques del PR3</i> .....	61
Figura 17 <i>Diagrama de bloques del módulo FLW</i> .....	64
Figura 18 <i>Diagrama esquemático del módulo FLW</i> .....	66
Figura 19 <i>Diagrama de bloques del módulo PPG</i> .....	67
Figura 20 <i>Diagrama esquemático del módulo PPG</i> .....	69
Figura 21 <i>Diagrama esquemático del módulo GSR</i> .....	70
Figura 22 <i>Interfaz de adquisición de señales</i> .....	72
Figura 23 <i>Prototipo PR3 implementado</i> .....	74
Figura 24 <i>Placa principal del PR3</i> .....	75
Figura 25 <i>Esquema de conexión para el registro de señales con el PR3</i> .....	77

Figura 26	<i>Organización de información en la base de datos</i> .....	78
Figura 27	<i>Diagrama de bloques de procesamiento digital de ECG</i> .....	79
Figura 28	<i>Señal ECG original y preprocesada</i> .....	80
Figura 29	<i>Diagrama de bloques de procesamiento digital de PPG</i> .....	82
Figura 30	<i>Señal PPG original y preprocesada</i> .....	82
Figura 31	<i>Diagrama de bloques de procesamiento digital de FLW</i> .....	84
Figura 32	<i>Señal FLW original y preprocesada</i> .....	84
Figura 33	<i>Señal GSR original y preprocesada</i> .....	86
Figura 34	<i>Espectrograma de señal de audio</i> .....	88
Figura 35	<i>Resultados de test PSS – 10</i> .....	91
Figura 36	<i>Resultados de encuestas de estimulación</i> .....	92
Figura 37	<i>Clustering modelo 1: Combinación 15</i> .....	102
Figura 38	<i>Clustering modelo 2: Combinación 3</i> .....	103
Figura 39	<i>Clustering modelo 3: Combinación 10</i> .....	105

## Resumen

La ansiedad es una respuesta psicofisiológica que se produce como anticipación a una situación de estrés. Puede manifestarse a través de alteraciones en las variables fisiológicas y a mediano plazo causa deterioro en la salud física y mental. Para prevenir estos problemas, se trabaja en métodos no farmacológicos de estimulación auditiva y audiovisual que permitan reducir los niveles de ansiedad. Por tanto, el presente trabajo de investigación propone analizar la correlación entre las principales características de estímulos auditivos y audiovisuales, respecto a la respuesta fisiológica que estos producen en el sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos, con el propósito de aportar al diseño de nuevos estímulos que permitan reducir los niveles de estrés mediante estos tipos de estimulación.

El desarrollo de este estudio comprende el diseño e implementación de un dispositivo modular de repotenciación basado en la plataforma de sensado e-Health V2.0 para registrar bajo estricto protocolo de estimulación las señales ECG, FLW, PPG, GSR y TEM relacionadas al sistema cardiorrespiratorio que permitan generar una base de datos y evaluar los efectos de los estímulos sobre la fisiología de los sujetos.

La correlación de las características de las bioseñales con los estímulos se evaluó mediante el coeficiente de Spearman ( $r_s$ ) y los resultados obtenidos de este análisis reflejaron que existe una correlación media alta ( $0.50 \leq |r_s| < 0.75$ ) entre los estímulos auditivos y audiovisuales con el sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos. Adicional, se verificó el efecto fisiológico de los estímulos mediante un análisis estadístico usando la prueba de Wilcoxon y un método de clasificación no supervisada basada en *clustering*.

### **PALABRAS CLAVE:**

- **REPOTENCIACIÓN**
- **PROTOCOLO**
- **CORRELACIÓN**

### **Abstract**

Anxiety is an anticipated psychophysiological response to a stressful situation. It can manifest itself through alterations in physiological variables and in the medium term causes deterioration in physical and mental health. To prevent these problems, non-pharmacological methods of auditory and audiovisual stimulation are used to reduce anxiety levels. Therefore, the present research work proposes to analyze the correlation between the main characteristics of auditory and audiovisual stimuli, respect to the physiological response that these produce in the cardiorespiratory system of healthy subjects, in order to contribute to the design of new stimuli to reduce stress levels using these types of stimulation.

The development of this study involves the design and implementation of a modular repowering device based on the e-Health V2.0 sensing platform to record under strict stimulation protocol the ECG, FLW, PPG, GSR and TEM signals associated with the cardiorespiratory system to generate a database and evaluate the effects of the stimuli on the physiology of the subjects.

The correlation of the biosignal characteristics with the stimuli was evaluated using Spearman's coefficient ( $r_s$ ) and the results obtained from this analysis showed a high mean correlation ( $0.50 \leq |r_s| < 0.75$ ) between the auditory and audiovisual stimuli with the cardiorespiratory system of healthy subjects. Additionally, the physiological effect of the stimuli was verified by a statistical analysis using the Wilcoxon test and an unsupervised classification method based on *clustering*.

#### **KEY WORDS:**

- **REPOWERING**
- **PROTOCOL**
- **CORRELATION**

## Capítulo I

### Introducción

#### Antecedentes

La detección de emociones a partir de la respuesta fisiológica se ha concentrado principalmente en el análisis del sistema nervioso autónomo (SNA). Puesto que, este sistema regula las respuestas del organismo ante estímulos externos o internos, mediante el control de las funciones viscerales, como: frecuencia cardiaca, presión arterial, frecuencia respiratoria y temperatura corporal (Guyton & Hall, 2011; Lin et al., 2008; Schachter & Singer, 1962) .

Por lo tanto, se han desarrollado varios estudios en los que, a través de estímulos auditivos o audiovisuales, se busca inducir una emoción al paciente y de este modo, generar cambios fisiológicos en él. Así, por ejemplo, los estudios de Zheng et al. (2012) y Wang & Wang (2012) usaron estímulos audiovisuales para inducir emociones y mediante análisis de la señal electrocardiográfica (ECG), se demostró que las emociones negativas provocan estrés y, en consecuencia, el ritmo cardiaco incrementa. Otras investigaciones, emplean para su análisis la señal fotopleletismográfica de pulso (PPG) y han corroborado los resultados mencionados anteriormente (Lee et al., 2009; Rakshit et al., 2016).

Así mismo, existen estudios sobre la relación entre estímulos auditivos y el sistema nervioso autónomo. Por ejemplo, Koelsch & Jancke (2015) mencionan que la música es eficaz para evocar y regular tanto las emociones, como los estados de ánimo de una persona. También se indica que, ante este tipo de estímulo, el paciente presentará cambios fisiológicos principalmente en el ritmo cardiaco y la frecuencia respiratoria. Además, los resultados obtenidos de otro estudio, reafirman que las emociones humanas provocan variaciones en las bioseñales indicadas anteriormente (Valderas et al., 2019).

Por otro lado, son pocos los estudios que han comenzado a dejar de lado el aspecto emocional para correlacionar directamente el estímulo con los cambios fisiológicos; así, por ejemplo, las investigaciones realizadas por H. M. Wang & Huang (2014) y Lin et al. (2008) que buscan determinar cómo las características musicales, tales como, ritmo, tiempo y complejidad, afectan la variación del ritmo cardiaco.

Por esta razón, la presente investigación busca establecer una correlación directa y cuantificable, entre el estímulo y la respuesta fisiológica que este produce en el sistema cardiorrespiratorio, siendo esta una temática nueva de trabajo que pretende obtener resultados que puedan ser generalizados y empleados como base para otros estudios.

### **Justificación e Importancia**

La ansiedad, es un síntoma común dentro de los pacientes en preoperatorio que puede manifestarse a través del incremento en variables fisiológicas como presión sanguínea, ritmo cardiaco y frecuencia respiratoria. Además, puede provocar efectos negativos durante la operación, al alterar los efectos de la anestesia; también es capaz de afectar el sistema inmune, derivando en complicaciones durante la recuperación post operatorio del paciente, reduciendo su tolerancia al dolor y contribuyendo a las respuestas inflamatorias (Koelsch & Jancke, 2015; Nilsson, 2008; Pittman & Kridli, 2011; C. Wang & Wang, 2012).

A ciertos pacientes que presentan ansiedad se les suministra sedantes o anti ansiolíticos, sin embargo, debido a la inestabilidad hemodinámica de cada paciente, estos medicamentos pueden producir efectos secundarios no deseados como agitación, hiperactividad, amnesia prolongada, dificultades respiratorias y, además, pueden interactuar con los anestésicos suministrados, prolongando la recuperación y el alta del paciente (Bradt et al., 2013; Pittman & Kridli, 2011).

Sin embargo, la ansiedad también puede presentarse en sujetos sanos, bajo situaciones de estrés cotidiano y, a mediano plazo, causa deterioro en la salud física y mental, provocando complicaciones como debilitación del sistema inmune, enfermedades cardíacas, diabetes, problemas de tiroides, trastornos respiratorios, trombosis y, además, depresión, insomnio, reducción de la capacidad de tomar decisiones y la memoria. Por estos motivos, es importante mantener los niveles de ansiedad controlados, tanto para sujetos sanos como para pacientes en preoperatorio (Albuja, 2012; Mayo Clinic, 2020; McEwen & Sapolsky, 2006).

Por lo que, para precautelar el bienestar de sujetos en situaciones de estrés se emplean métodos no farmacológicos con el fin de reducir sus niveles de ansiedad. Dentro de los métodos que se emplean actualmente en el ambiente hospitalario se encuentra la intervención del personal de enfermería, la socialización de videos educativos respecto al procedimiento quirúrgico y la medicina musical. Este último método, ha demostrado que a través de un estímulo auditivo como la música, tanto sujetos sanos como pacientes en preoperatorio, reducen sus niveles de ansiedad, por lo que, se considera como una alternativa viable para sustituir sedantes o medicamentos (Bradt et al., 2013; Koelsch & Jancke, 2015; Koelsch & Stegemann, 2012).

Por esta razón, este trabajo de investigación busca analizar la correlación entre las principales características de estímulos auditivos y audiovisuales, respecto a la variación de los principales parámetros de las variables fisiológicas del sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos. Y así, aportar de forma significativa al diseño de nuevos estímulos para el tratamiento de pacientes en situaciones de estrés, a través de métodos no farmacológicos y, además, pueda ser empleado como base para estudios futuros con pacientes en preoperatorio.

## **Alcance**

El presente trabajo de investigación, tiene como objetivo analizar la correlación entre las principales características de estímulos auditivos y audiovisuales con la respuesta fisiológica del sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos. Por lo que, durante la primera etapa del estudio, se desarrolla el estado del arte sobre la caracterización cualitativa y cuantitativa de los estímulos a emplear para la estimulación de sujetos sanos, en este caso, estímulos auditivos y audiovisuales; además, se indaga acerca del efecto de dichos estímulos sobre las señales fisiológicas de interés para esta investigación, que son: electrocardiográfica (ECG), fotopletimográfica de pulso (PPG) y flujo respiratorio (FLW).

Las señales fisiológicas para el estudio serán registradas usando la plataforma e-Health Sensor Shield V2.0, garantizando que los datos obtenidos son fiables para realizar experimentación y pruebas con fines investigativos (Cooking Hacks, 2013). Sin embargo, las señales adquiridas por los sensores de la plataforma e-Health, están sujetas a limitaciones debido a la capacidad de procesamiento de la tarjeta Arduino UNO que utiliza la plataforma, por esta razón, en la segunda etapa del proyecto de investigación, se busca repotenciar este dispositivo mediante un cambio de tarjeta, con el objetivo de obtener mejoras en hardware y software; incrementando su capacidad de programación y además, sus prestaciones respecto a sensado y procesamiento en tiempo real.

Por otro lado, para el correcto registro de señales fisiológicas, la literatura sugiere establecer un protocolo dentro del cual se consideran los estímulos a aplicar, las condiciones del entorno, los rasgos de la población de estudio y, también, los pasos a seguir antes y después de la toma de bioseñales. Por esta razón, para generar una base de datos a partir de las variables cardiorrespiratorias obtenidas de los sujetos de prueba sometidos a estímulos auditivos y audiovisuales; en la tercera etapa del proyecto de investigación, se aplica un estricto protocolo de estimulación y adquisición de señales.

Además, se realizará el preprocesamiento de las señales cardiorrespiratorias almacenadas en la base de datos para extraer e identificar sus parámetros predominantes y correlacionarlos con las características principales de los estímulos aplicados. Finalmente, se realizará el análisis de resultados mediante métodos estadísticos clásicos y el método de clasificación no supervisada basada en clustering.

El presente trabajo será desarrollado como parte del proyecto de investigación “Integración de Nuevas Tecnologías para el Diseño de Soluciones Cognitivas en Ambientes de Vida Asistida para Adultos Mayores: Evaluación de Áreas de Atención y Memoria, CEPRA XIV 2020 07” financiado por la Corporación Ecuatoriana para el Desarrollo de la Investigación y la Academia CEDIA y la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.

## **Objetivos**

### ***Objetivo General***

Analizar la correlación entre las principales características de estímulos auditivos y audiovisuales, respecto a la respuesta fisiológica que estos producen en el sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos.

### ***Objetivos Específicos***

- Desarrollar el estado del arte sobre la caracterización cualitativa y cuantitativa de estímulos auditivos y audiovisuales utilizados para la estimulación de sujetos sanos.
- Repotenciar la plataforma e-Health Sensor Shield V2.0 para mejorar las prestaciones de sensado y procesamiento en tiempo real.
- Generar una base de datos a partir de variables cardiorrespiratorias registradas de sujetos sanos sometidos a estímulos auditivos y audiovisuales, bajo estricto protocolo de estimulación.

- Caracterizar los estímulos y las variables fisiológicas del sistema cardiorrespiratorio a través del preprocesamiento de las señales obtenidas de los sujetos de prueba.
- Correlacionar las características de los estímulos auditivos y audiovisuales con los parámetros extraídos de las variables fisiológicas del sistema cardiorrespiratorio.

## Capítulo II

### Marco Teórico

#### **Medidas del Sistema Cardiorrespiratorio**

El sistema cardiorrespiratorio está conformado por el sistema cardiovascular y respiratorio, su interacción permite aportar oxígeno ( $O_2$ ) al organismo y eliminar dióxido de carbono ( $CO_2$ ) junto con otras sustancias residuales de los procesos metabólicos; además, contribuye en funciones metabólicas y homeostáticas. Sin embargo, para comprender su funcionamiento, es necesario estudiar individualmente los dos sistemas que lo componen (Clark et al., 2008; Shuldham, 1998).

#### ***Medidas del Sistema Cardiovascular***

El sistema cardiovascular se encarga de transportar sangre hacia los distintos tejidos del cuerpo con el objetivo de abastecer a las células de oxígeno, nutrientes, hormonas y otras sustancias necesarias para su funcionamiento; también se encarga de recoger los desechos producto de la actividad celular e interviene en funciones homeostáticas como: regulación de presión arterial, ajuste del volumen sanguíneo y regulación de temperatura corporal (Costanzo, 2014; Tortora & Derrickson, 2006).

#### **Fisiología**

El sistema cardiovascular está formado por: la sangre, líquido corporal que transporta oxígeno, hormonas, nutrientes, desechos y otras sustancias; el corazón, órgano que genera la presión suficiente para impulsar la sangre a través de los vasos sanguíneos; y, los vasos sanguíneos, sistema cerrado de conductos formado por venas, arterias y capilares que reciben la sangre desde el corazón, la transportan hasta los tejidos y la retornan al corazón (Costanzo, 2014; Tortora & Derrickson, 2006).

El corazón bombea sangre en dos direcciones, dando lugar a la circulación sistémica y pulmonar. En la circulación pulmonar, la sangre baja en  $O_2$  y rica en  $CO_2$ , proveniente del organismo, llega por medio de las venas cavas hasta la aurícula derecha del corazón, éste la bombea hacia los pulmones en donde se elimina el  $CO_2$  y se adquiere  $O_2$ . Y en la circulación sistémica, la sangre rica en  $O_2$  y pobre en  $CO_2$ , proveniente los pulmones, llega a la aurícula izquierda del corazón, éste la bombea a través de la aorta hacia los diferentes tejidos del organismo (Tortora & Derrickson, 2006).

La acción de bombeo del corazón se produce gracias al tejido muscular cardiaco, miocardio, y el sistema de conducción cardíaco. En condiciones normales, la excitación cardíaca comienza en el nodo sinoauricular (SA) y el potencial de acción se propaga por las aurículas hasta llegar al nodo auriculoventricular (AV), que ralentiza la propagación del potencial hasta que los ventrículos se llenan de sangre; posteriormente el potencial llega hasta el haz de His permitiendo que el potencial se propague hacia los ventrículos y las fibras de Purkinje, éstas conducen rápidamente el potencial de acción desde el vértice cardíaco hacia el resto del miocardio ventricular, logrando que los ventrículos se contraen y empujen la sangre hacia las válvulas aórticas y pulmonares (Marieb, 2008; Tortora & Derrickson, 2006).

El ritmo cardiaco establecido normalmente por el nodo SA (marcapasos), varía bajo la influencia del sistema nervioso autónomo (SNA) desde el centro cardiovascular que incrementa o disminuye la frecuencia de descarga de impulsos nerviosos en las ramas simpáticas y parasimpáticas inervadas al corazón.

### **Electrocardiograma**

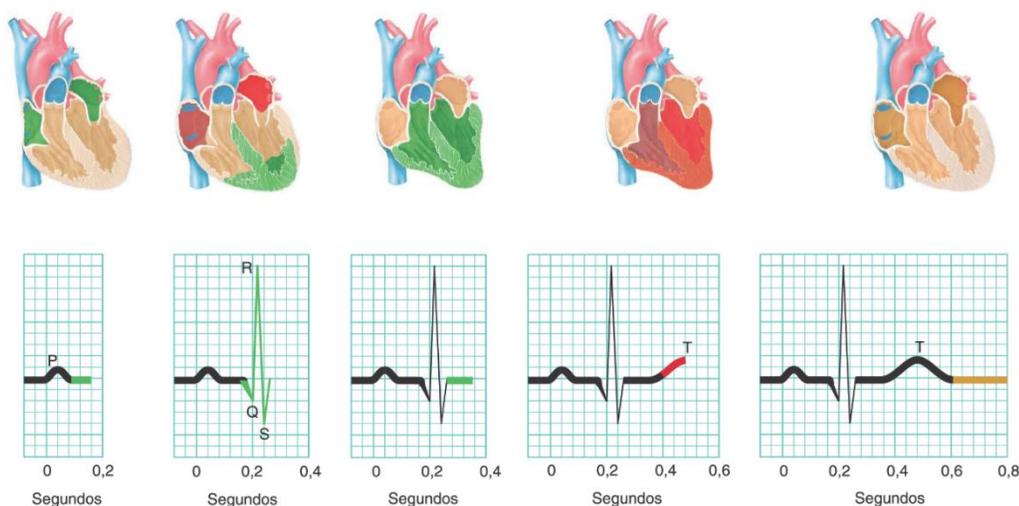
Los potenciales de acción que viajan a través del corazón, producen corrientes eléctricas que se propagan hacia los tejidos adyacentes; una fracción del impulso eléctrico llega a la superficie corporal y, al colocar electrodos sobre la piel, es posible

registrar la actividad eléctrica de este órgano. Por tanto, el electrocardiograma (ECG) es un registro superficial de las señales eléctricas producidas por las fibras musculares del corazón durante cada latido (Guyton & Hall, 2011; Tortora & Derrickson, 2006).

En un ECG normal aparecen tres ondas principales claramente reconocibles resultado de la secuencia de repolarización (relajación) y despolarización (contracción) de las fibras musculares cardíacas que se observa en la Figura 1. Inicialmente el nodo SA origina un potencial de acción que se propaga a través de las aurículas, esto provoca su despolarización y genera la onda P; posteriormente, durante el intervalo P-Q, se activa el nodo AV, mismo que retrasa la contracción de las aurículas y transmite el potencial desde el haz de His hasta las fibras de Purkinje y el miocardio ventricular, esto permite la despolarización de los ventrículos y produce complejo QRS; los ventrículos permanecen contraídos durante el segmento S-T y al repolarizarse forman la onda T; finalmente, para concluir el ciclo cardíaco los ventrículos se relajan (Tortora & Derrickson, 2006).

### Figura 1

#### *Secuencia de repolarización y despolarización del corazón*



*Nota.* El color verde indica despolarización y el color rojo, repolarización. Adaptado de “Principios de anatomía y fisiología” (p. 778), por Tortora & Derrickson (2006), *Editorial Médica Panamericana*.

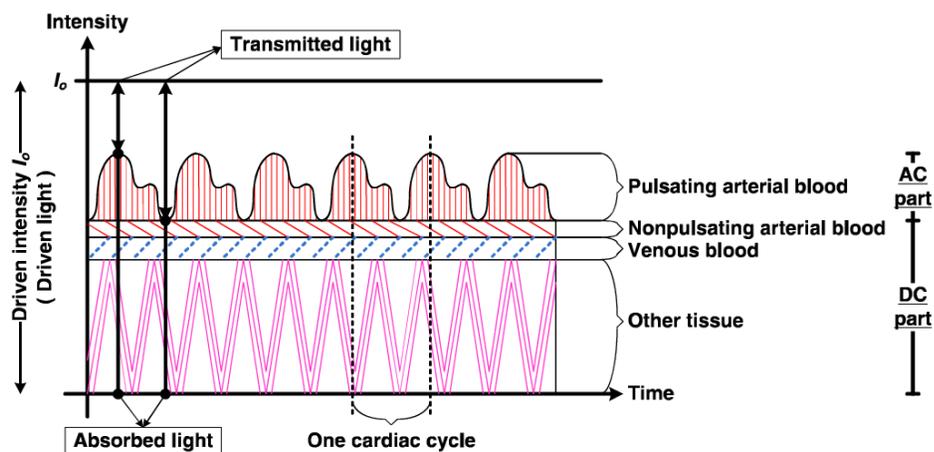
## Fotoplethismografía

El bombeo del corazón produce cambios en el volumen de sangre de los vasos sanguíneos del tejido microvascular; dichos cambios pueden ser detectados mediante técnicas de pletismografía como la fotoplethismografía (PPG). Esta es una técnica óptica que se basa en las propiedades de absorción de luz; consiste en iluminar un órgano (o extremidad) y, registrar la cantidad de luz que se refleja o logra atravesarlo para determinar su volumen (Cano, 2020).

En la Figura 2 se observan los componentes de una señal PPG, donde la luz emitida de amplitud  $I_0$  es absorbida principalmente por cuatro medios: tejidos, sangre venosa, sangre arterial no pulsante y sangre arterial pulsante. Según sus características absorbentes, estos cuatro medios pueden clasificarse en dos: DC o estático, conformado por los tres primeros medios, cuyas características absorbentes rara vez cambian con el tiempo; y, AC o pulsátil, conformado por el último medio, cuyas características absorbentes varían con el tiempo en función de los cambios de volumen de sangre (Sinchai et al., 2018).

**Figura 2**

*Componentes de la señal de fotoplethismografía*



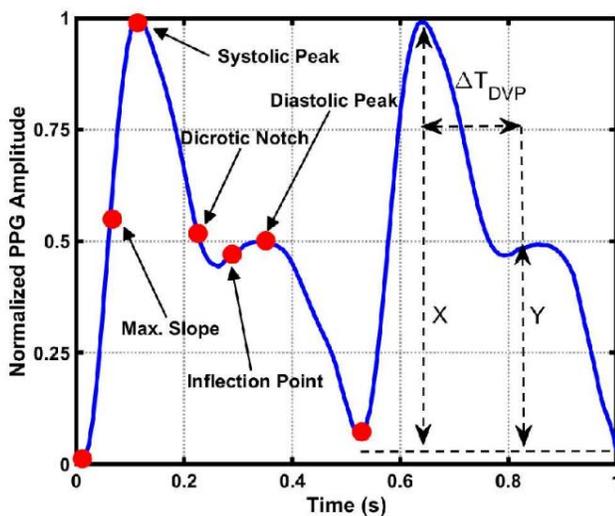
*Nota.* Adaptado de “A Photoplethysmographic Signal Isolated from an Additive Motion Artifact by Frequency Translation” (p. 2), por Sinchai et al. (2018), *IEEE TBioCAS*.

La variación de las características absorbentes de la sangre arterial pulsante, tienen una relación directa con las variaciones de volumen resultado de la contracción (sístole) – relajación (diástole) cardiaca y el tipo de hemoglobina presente. Al comparar la Figura 2 y Figura 3, se observa que durante la sístole existe mayor cantidad de sangre en los vasos y por lo tanto, la cantidad de luz transmitida es menor; mientras que, durante la diástole existe menor cantidad de sangre en los vasos y por lo tanto, la cantidad de luz transmitida es mayor (Hasanzadeh et al., 2020; Sinchai et al., 2018).

En la Figura 3, se muestra una señal típica de fotopletimografía detectada por un dispositivo de reflexión, se observan los picos máximos de sístole y diástole, con amplitudes “X” y “Y”, respectivamente donde  $\Delta T_{DVP}$  corresponde al intervalo de tiempo entre los picos. Y, la muesca dicrótica que marca el final de la sístole y el comienzo de la diástole (Hasanzadeh et al., 2020).

**Figura 3**

*Señal típica de fotopletimografía*



*Nota.* Adaptado de “Blood Pressure Estimation Using Photoplethysmogram Signal and Its Morphological Features” (p. 1), por Hasanzadeh et al. (2020), *IEEE Sensors Journal*.

### ***Medidas del Sistema Respiratorio***

El sistema respiratorio se encarga del intercambio gaseoso entre el entorno y las células del organismo, mediante la captación de O<sub>2</sub> y eliminación de CO<sub>2</sub>; además, trabaja conjuntamente con el sistema cardiovascular que transporta estos gases entre los pulmones y el resto del organismo. También contribuye a la homeostasis mediante la regulación del pH sanguíneo, el filtrado de aire inspirado, la contención de receptores para el sentido del olfato, la eliminación agua y el calor corporal a través del aire espirado (Costanzo, 2014; Tortora & Derrickson, 2006).

### **Fisiología**

El sistema respiratorio está formado por: la nariz, faringe (garganta), laringe (caja de resonancia), tráquea, bronquios y pulmones; estas estructuras pueden dividirse en dos zonas según su función: la zona de conducción está conformada por las cinco primeras partes que funcionan como vías de conducción de ingreso o salida de aire, además, purifican, humidifican y calientan el aire entrante para que llegue a los pulmones con bajo contenido de irritantes; la zona de respiración es en donde se produce el intercambio gaseoso y está constituida por estructuras recubiertas por alvéolos como: bronquiolos respiratorios, los conductos alveolares y los sacos alveolares. (Marieb, 2008; Tortora & Derrickson, 2006).

Para cumplir totalmente con el intercambio gaseoso, este sistema debe cumplir tres procesos: la ventilación pulmonar, mediante la inspiración o espiración permite el flujo de aire entre la atmósfera y los alvéolos; la respiración externa, donde la sangre gana O<sub>2</sub> y pierde CO<sub>2</sub>; la respiración interna, donde la sangre pierde O<sub>2</sub> y gana CO<sub>2</sub> como consecuencia de la respiración celular (Marieb, 2008; Tortora & Derrickson, 2006).

El proceso de ventilación pulmonar o respiración, permite la circulación del aire entre el ambiente y los pulmones, debido a los cambios de volumen y presión de la cavidad torácica. Al inspirar el diafragma se contrae, aumentando el diámetro de la cavidad torácica y volumen de los pulmones, esto provoca una caída en la presión intrapulmonar, permitiendo que el aire ingrese hasta que la presión se equipare con la externa. Seguidamente, el diafragma se relaja, esto permite que la cavidad torácica junto con los pulmones retorne a sus dimensiones de reposo e incremente la presión intrapulmonar hasta superar la presión externa, esto permite que los gases salgan para equilibrar la presión dentro y fuera de los pulmones (Tortora & Derrickson, 2006).

El ritmo respiratorio es marcado por células inspiratorias auto excitables que se encuentran en el bulbo cerebral y al activarse envían impulsos a través de los nervios frenéticos e intercostales hacia los músculos respiratorios (diafragma e intercostales externos). Sin embargo, este ritmo puede variar dependiendo de la voluntad y factores físicos, emocionales o químicos. Por otro lado, el SNA puede afectar el flujo de aire, mediante su división simpática permite la dilatación de las vías aéreas, permitiendo el ingreso aire a mayor velocidad; y mediante la división parasimpática contrae las vías aéreas, disminuyendo el ingreso de aire (Marieb, 2008; Tortora & Derrickson, 2006).

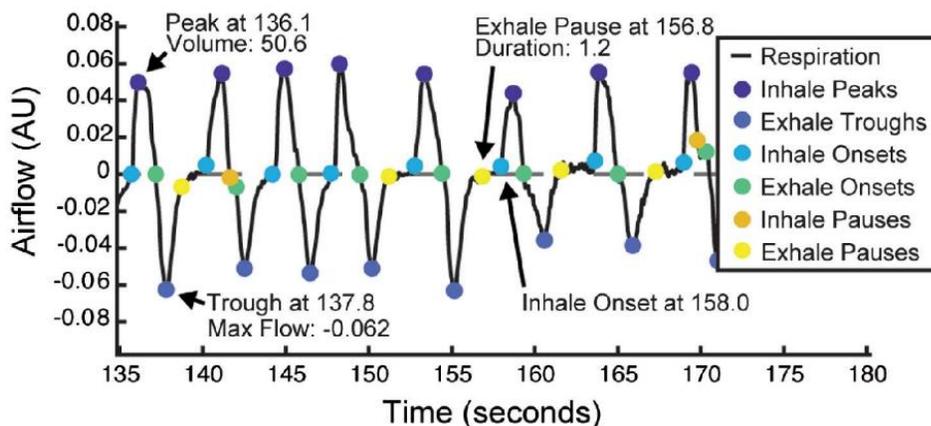
### **Flujo respiratorio**

La señal de flujo respiratorio (FLW) como se muestra en la Figura 4, es una representación temporal del aire circulante en las vías respiratorias, permite diferenciar el ciclo de inhalación y exhalación mediante el registro de los cambios de temperatura, humedad, composición química o volumen que se producen en el aire durante la respiración; también, puede registrarse mediante los cambios de presión o volumen de los pulmones (Arcentales, 2015; Bose et al., 2012).

El instrumento más común para medir el flujo respiratorio es el neumotacógrafo, sin embargo, existen otras alternativas como sensores térmicos de flujo de aire oronasal (termistores o termopares) que miden la diferencia de temperatura de 2 – 3 °C que existe generalmente entre la inspiración y expiración; sin embargo, cuanto más caliente es el aire inspirado, menos calor pierde el cuerpo durante la expiración y a su vez, la diferencia de temperatura es menor, limitando la efectividad de este método (Bose et al., 2012; Noto et al., 2018; Sabil et al., 2019).

#### Figura 4

Señal típica de flujo respiratorio



*Nota.* Adaptado de “Automated analysis of breathing waveforms using BreathMetrics: A respiratory signal processing toolbox” (p. 585), por Noto et al. (2018), *Chemical Senses*.

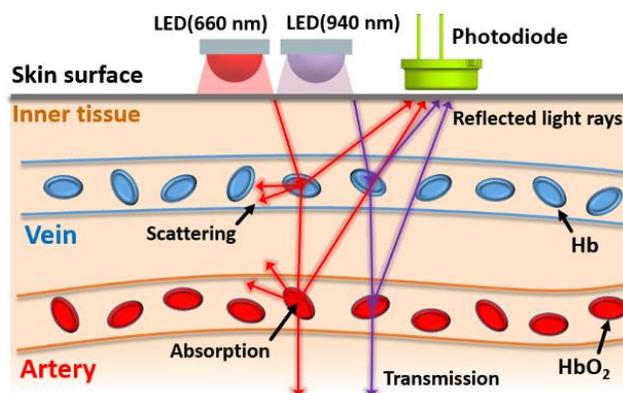
#### Pulsioximetría

La mayor parte del O<sub>2</sub> y parte del CO<sub>2</sub> son transportados a través del torrente sanguíneo por la proteína, hemoglobina de la que se pueden encontrar cuatro tipos en la sangre, estos son: oxihemoglobina (O<sub>2</sub>Hb), desoxihemoglobina (RHb), carboxihemoglobina (COHb) y metahemoglobina (MetHb), donde las dos últimas no contribuyen significativamente al transporte de gases y, además, se encuentran en mínimas concentraciones (López, 2003; Tremper, 1989; Tresguerres, 2005).

La  $O_2Hb$  y  $RHb$  absorben diferentes espectros de luz y mediante una técnica de pletismografía se puede determinar el porcentaje de cada una. Por tanto, la pulsioximetría es un método que relaciona la cantidad de  $O_2Hb$  y  $RHb$  para determinar el porcentaje en un rango de 0 – 100% de saturación de oxígeno en sangre ( $\%SPO_2$ ). En la Figura 5 se observa el principio de funcionamiento del pulsioxímetro, este dispositivo emite luz en dos diferentes longitudes de onda, generalmente luz roja (660nm) absorbida por la  $RHb$  y luz infrarroja (940nm) absorbida por  $O_2Hb$ ; la luz restante es reflejada al fotodetector y permite determinar el  $\%SPO_2$  (López, 2003; Tremper, 1989).

### Figura 5

*Principio de funcionamiento del pulsioxímetro*



*Nota.* Adaptado de “A wearable pulse oximeter with wireless communication and motion artifact tailoring for continuous use” (p. 1505), por Chacon et al. (2019), *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.

### **Medidas Relacionadas al Sistema Cardiorrespiratorio**

El sistema cardiorrespiratorio interviene en procesos de regulación de temperatura, fundamentales para mantener las funciones vitales y la homeostasis corporal. Para ello, el sistema cardiovascular usa las propiedades refrigerantes y de absorción de calor del agua del plasma sanguíneo y regula el flujo de sangre a través de

la piel, donde el excedente de calor puede perderse y ser transferido al medio ambiente mediante la sudoración. Así también, el sistema respiratorio controla la cantidad de O<sub>2</sub> y CO<sub>2</sub> liberado al ambiente para elevar o disminuir la temperatura corporal (Tortora & Derrickson, 2006).

### **Temperatura**

La temperatura del cuerpo refleja el equilibrio entre la producción y pérdida del calor generado por los procesos metabólicos de las células. El termostato corporal se encuentra en el hipotálamo que usa al sistema nervioso autónomo para mantener la temperatura (central) corporal en 37 °C ( $\pm 0.6$  °C) mediante la activación de sistemas que permiten liberar o retener el calor corporal. Si la temperatura central se altera, las propiedades celulares pueden sufrir alteraciones y provocar disfunciones fisiológicas (Guyton & Hall, 2011; Marieb, 2008; Picón et al., 2020).

En el cuerpo humano pueden diferenciarse dos tipos de temperatura: la central, corresponde a los tejidos y órganos bajo la piel; y, la periférica, corresponde a la superficie del cuerpo y puede diferenciarse en 1 – 6 °C de la central porque se ve afectada directamente por la temperatura ambiental. Para medir la temperatura corporal se emplean termómetros de distintos tipos que se colocan comúnmente en la boca, recto, axila, oído o frente (Sorrentino & Remmert, 2020; Tortora & Derrickson, 2006).

### **Respuesta Galvánica de la Piel**

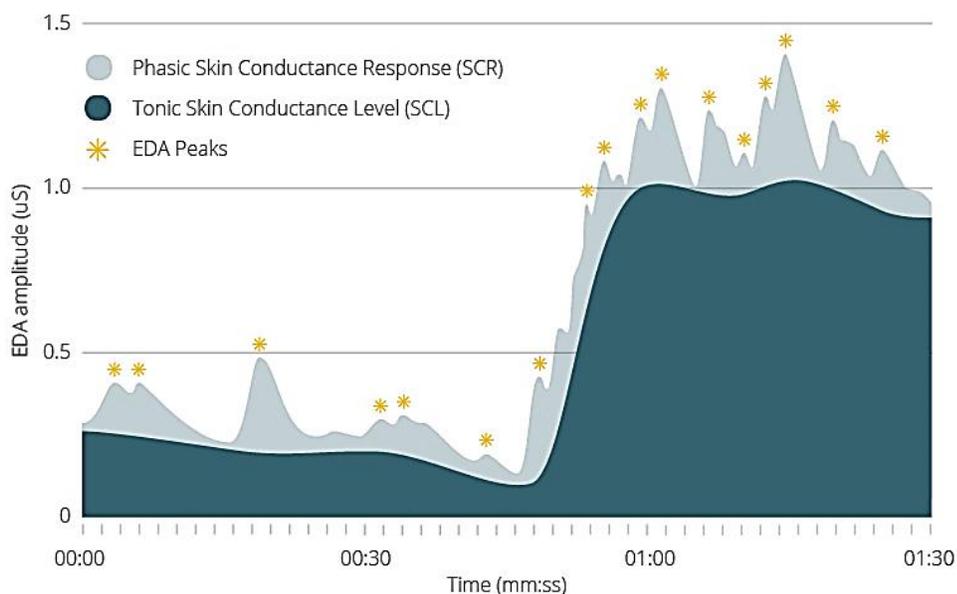
La piel permite regular la temperatura corporal, proteger al organismo y proporcionar información sensitiva del entorno. Dentro de sus funciones de protección se encuentra la resistencia al paso de electricidad, gracias a las propiedades aislantes de las capas que la componen; sin embargo, su valor depende de la frecuencia eléctrica a la que es sometida y de la humedad (sudoración) que se originan como resultado de la

actividad de las glándulas sudoríparas controladas por el sistema nervioso simpático como mecanismo de termorregulación (Retamal, 2017; Tresguerres, 2005).

Por tanto, el cambio en las propiedades eléctricas de la piel se conoce como la actividad electrodérmica (EDA, Electrodermal Activity) o respuesta galvánica de la piel (GSR, Galvanic Skin Response). Para medir estas variaciones se colocan electrodos que transmiten voltaje constante e indetectable sobre zonas de la piel con gran cantidad de glándulas sudoríparas, como las plantas de los pies, palmas de las manos o dedos. En la Figura 6 se observa la forma característica de la señal GSR, donde se reconocen dos componentes: la respuesta fásica, es proporcional al número de glándulas sudoríparas activadas; y el nivel tónico, corresponde a la respuesta continua de conductancia de la piel (Farnsworth, 2019).

## Figura 6

*Señal típica de la respuesta galvánica de la piel*



*Nota.* Adaptado de "Skin Conductance Response", Farnsworth (2019), *iMotions*.

## **Fisiología de las Emociones**

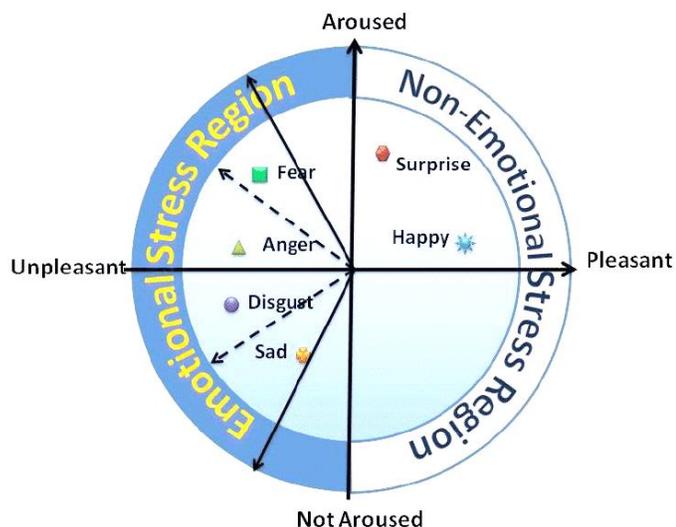
La teoría evolutiva de las emociones propuesta por Charles Darwin en 1873, contiene premisas que aún se consideran vigentes en la actualidad, esta menciona que las emociones cumplen una importante función de adaptación, porque permiten reaccionar rápidamente ante los estímulos del entorno, y comprender las emociones de otras personas o animales; con el objetivo de mantener la seguridad e incrementar las probabilidades de supervivencia del sujeto. Por lo tanto, la emoción puede definirse como un proceso complejo de carácter multidimensional, desencadenado por un estímulo externo o interno que al ser reconocido por el cerebro origina procesos cognitivos, subjetivos y cambios fisiológicos que permiten al individuo adaptarse al entorno (Cherry, 2020; E. Fernández et al., 2010; Lizarraga, 2009).

Dentro del presente trabajo se usará la variación del modelo circunplejo de emociones presentado en la Figura 7, propuesto por Zheng et al. (2013). Este modelo distribuye las seis emociones universales de Ekman (1970) en un espacio circular bidimensional. La dimensión de valencia, distingue dos grupos de emociones: placenteras o positivas (pleasant), que generan relajación; y, desagradables o negativas (unpleasant), que generan tensión. Y, la segunda dimensión, corresponde al nivel de excitación que representa la intensidad con la que se experimenta la emoción (E. Fernández et al., 2010; Piqueras et al., 2009).

En general, un individuo promedio permanece la mayor parte del tiempo en estado basal o reposo, caracterizado por la ausencia de emociones y actividad fisiológica constante para mantener la homeostasis del organismo. Si el individuo abandona el estado basal debido a un conjunto de emociones negativas sufrirá estrés, mientras que si se experimenta un conjunto de emociones positivas experimentará relajación.

## Figura 7

### Modelo de estrés emocional



*Nota.* Adaptado de “Methods and approaches on inferring human emotional stress changes through physiological signals: A review” (p. 154), por Zheng et al. (2013), *International Journal of Medical Engineering and Informatics*, 5 (2).

## Estrés

El estrés es un proceso psicológico que se activa ante una demanda que el organismo no puede enfrentar por falta de información; permitiendo movilizar recursos biológicos y psíquicos para incrementar el potencial del organismo, y solventar así la demanda. Se conoce como eustrés al nivel de estrés que requiere el cuerpo para su correcto funcionamiento. Sin embargo, en ciertas ocasiones los recursos suministrados no son suficientes para solventar la demanda que la situación requiere, generando sufrimiento en el sujeto y esto se denomina, distrés (Navlet, 2012; Pereira, 2009; Piqueras et al., 2009).

Las emociones básicas como: miedo, ira, tristeza y asco; son respuestas altamente adaptativas ante experiencias desagradables o negativas que representen una

amenaza de carácter físico o psicológico. Sin embargo, el incremento de la frecuencia e intensidad con la que se presentan, puede provocar trastornos en la salud, tanto física como mental. Dentro de los trastornos mentales que pueden provocar las emociones negativas, se encuentra la ansiedad, siendo esta una emoción que tiene la capacidad de prever situaciones de peligro para el individuo. Su respuesta es complementaria al miedo ya que comparten recursos y funciones. Por tanto, el trastorno de ansiedad se comprende como la expresión patológica de miedo ante situaciones que no representan un verdadero peligro para la integridad física del individuo (Navlet, 2012; Piqueras et al., 2009; Sierra et al., 2003).

### ***Relajación***

La relajación es un estado de baja tensión que permite al sujeto experimentar bienestar y tranquilidad; sirve como mecanismo natural de protección para aliviar los efectos dañinos de largos periodos de estrés. Durante éste estado, el organismo requiere de menos recursos, por tanto, disminuye el ritmo cardíaco y la frecuencia respiratoria (Barragan & Morales, 2014; Benson, s. f.).

Las emociones positivas pueden conducir al individuo a un estado de relajación; éstas cumplen una función fundamental, pues permiten ahorrar recursos que posteriormente el organismo puede emplear para solventar situaciones de estrés. Además, resultan beneficiosas para la salud puesto que eliminan los efectos fisiológicos negativos generados por situaciones de estrés, previniendo el desgaste cardiovascular y reduciendo la angustia (Barragan & Morales, 2014).

### ***Respuesta Fisiológica***

Debido a su función adaptativa las emociones producen cambios fisiológicos, en la Tabla 1 se muestra un resumen de la actividad fisiológica correspondiente a cada

emoción. En términos generales se puede decir que las emociones negativas, como: miedo, ira, tristeza y asco; producen una mayor activación del sistema simpático y, las emociones positivas como la alegría, activan el sistema parasimpático. Por otro lado, la sorpresa es considerada por muchos autores como una emoción neutra que se produce de forma espontánea, por tanto, su respuesta fisiológica dependerá directamente de la emoción que la preceda (C. Fernández, 2012; Martínez, 2016; Piqueras et al., 2009).

**Tabla 1**

*Respuesta fisiológica a las emociones*

Emoción	Respuesta fisiológica
Miedo	Incremento de la frecuencia cardíaca, presión arterial y conductancia de la piel. Dilatación de bronquios, aumento de tensión muscular y reducción de la temperatura de la piel.
Tristeza	Ligero aumento en frecuencia cardíaca, presión sanguínea y resistencia eléctrica de la piel. Incremento en la variabilidad respiratoria reducción de la temperatura de la piel.
Ira	Elevada actividad neuronal y muscular. Incremento significativo de la frecuencia cardíaca, presión sistólica y diastólica; y aumento en la temperatura de la piel.
Asco	Ligero incremento del ritmo cardíaco, tensión muscular, aumento en la reactividad gastrointestinal, náusea e incremento de salivación.
Sorpresa	Súbita variación del ritmo cardíaco y aumento de la conductancia de la piel.
Alegría	Disminución del ritmo cardíaco y conductancia de la piel.

La respuesta fisiológica puede diferir a la presentada en la Tabla 1 bajo ciertas circunstancias. Por ejemplo, si la alegría es acompañada de risas se activa el sistema parasimpático elevando el ritmo cardíaco y la conductancia. Por otro lado, la inmovilidad puede ser una respuesta alternativa ante el miedo, esto inhibe el sistema simpático provocando que el ritmo cardíaco y la conductancia se mantengan o incluso, disminuyan (Gil, 2018; Martínez, 2016).

## Métodos de Inducción Emocional

Los métodos de inducción emocional son procedimientos que utilizan distintos estímulos para provocar la respuesta emocional de un sujeto dentro de un ambiente controlado. Además, existe una amplia variedad de métodos de inducción que han demostrado ser efectivos, algunos de estos métodos fueron analizados en el estudio de Westermann et al. (1996) que utiliza el índice  $r_m$  para evaluar directamente la efectividad de cada método como se muestra en la Tabla 1, donde la técnica audiovisual usando films o historias con instrucciones, posee la puntuación más alta y, por lo tanto, se considera como el método más efectivo (C. Fernández, 2012).

Por su parte, Lasa (2002) menciona que al añadir instrucciones, la efectividad puede ser sobrestimada por el "efecto de la demanda", es decir, que los individuos tienen información previa sobre la experimentación y esto podría alterar los resultados. Por lo tanto, para no contaminar los resultados con la intencionalidad de los sujetos de estudio y mantener la fiabilidad metodológica, se deben emplear métodos sin instrucciones.

**Tabla 2**

*Efectos relativos de las técnicas de inducción emocional*

Método	Resultados emociones positivas				Resultados emociones negativas			
	k	N	$r_m$	H	k	N	$r_m$	H
Manipulación imaginación	14	547	0.359	<0.001	15	574	0.522	0.002
Método Vetten	46	1843	0.376	<0.001	72	2968	0.519	<0.001
Film/Historia e instrucciones	4	144	0.726	0.005	7	303	0.743	0.001
Música e instrucciones	3	70	0.333	0.111	4	106	0.503	0.446
Film/Historia sin instrucciones	13	740	0.533	<0.001	16	1077	0.499	0.001
Música sin instrucciones	6	136	0.317	0.866	5	113	0.410	0.600

Método	Resultados emociones positivas				Resultados emociones negativas			
	k	N	rm	H	k	N	rm	H
Manipulación éxitos/fracasos	4	218	0.329	0.039	8	469	0.560	<0.001
Interacción social	2	77	0.273	<0.001	8	350	0.437	0.030
Obsequio de regalos	5	171	0.378	0.026	-	-	-	-
Manipulación expresión facial	3	136	0.193	0.051	5	239	0.080	0.440
Métodos combinados	4	197	0.398	0.344	6	282	0.759	<0.001
TODOS	104	4279	0.407	<0.001	146	6481	0.526	<0.001

*Nota.* En la tabla se muestran los resultados de la revisión de Westermann et al. (1996) presentes en el estudio de Fernández (2012). Donde, k = número de comparaciones y efectos; N = número de sujetos;  $r_m$  = peso medio del efecto entre variable dependiente e independiente; H = homogeneidad de efectos ( $p$ , de Chi cuadrado).

La literatura ha demostrado la eficacia de la mayoría de métodos de inducción emocional y según Fernández (2012), cada método posee distintas capacidades. Así, mediante la música es posible evocar estados afectivos positivos, negativos o neutros; y los videos logran evocar emociones más específicas. La selección de estímulos auditivos y audiovisuales para el proyecto de investigación, se basa en estos dos métodos de inducción emocional que han demostrado provocar cambios fisiológicos en los sujetos de estudio.

### ***Estímulos Auditivos***

Los estímulos auditivos como sonidos o fragmentos de piezas musicales, se utilizan como método de inducción emocional por sí mismos o combinados con otras técnicas. Y, han demostrado su eficacia para evocar estados afectivos positivos, negativos o neutros (C. Fernández, 2012).

La música como estímulo auditivo, es la organización coherente de sonidos y silencios sucesivos que permite transmitir una idea y generar un efecto psicofisiológico

sobre quien la escuche. Y al ser un arte, sus características son muy amplias y su número puede variar dependiendo del autor. Sin embargo, en el trabajo de Schmidt (2013) se recogen los elementos básicos de la música de forma ordenada y coincidente con otros autores; por esta razón, será tomado como referencia para el modelo caracterización cualitativo y cuantitativo del estímulo auditivo propuesto en la Tabla 3. (Montalvo & Moreira, 2016; Osorio et al., 2012; Sarrazin, 2016).

**Tabla 3**

*Caracterización de estímulo auditivo*

Elementos	Características	
	Cualitativas	Cuantitativas
Tiempo	Ritmo Métrica Acento Tempo Dinámica	Tempo (bpm) Dinámica (dB)
Tono	Melodía Armonía Timbre	Timbre (Hz)

### **Efectos Fisiológicos**

En el siglo VI el filósofo griego Pitágoras prescribía música para restaurar y mantener la armonía del cuerpo y el alma. Desde entonces se reconocía que el estado físico y emocional de una persona cambiaba en relación a la música que escuchara. En la actualidad existen numerosos estudios que respaldan los efectos psicofisiológicos de la música, logrando establecer una relación directa entre los estímulos auditivos y el sistema nervioso autónomo (SNA) (Nilsson, 2008).

Así, la percepción del ritmo es innata e influye sobre funciones controladas por el SNA, como la frecuencia cardíaca y la respiración, esto se debe a un efecto denominado “arrastre” mediante el cual dos procesos rítmicos interactúan entre sí hasta ajustarse y llegar a una oscilación común, es decir, las señales fisiológicas rítmicas buscan

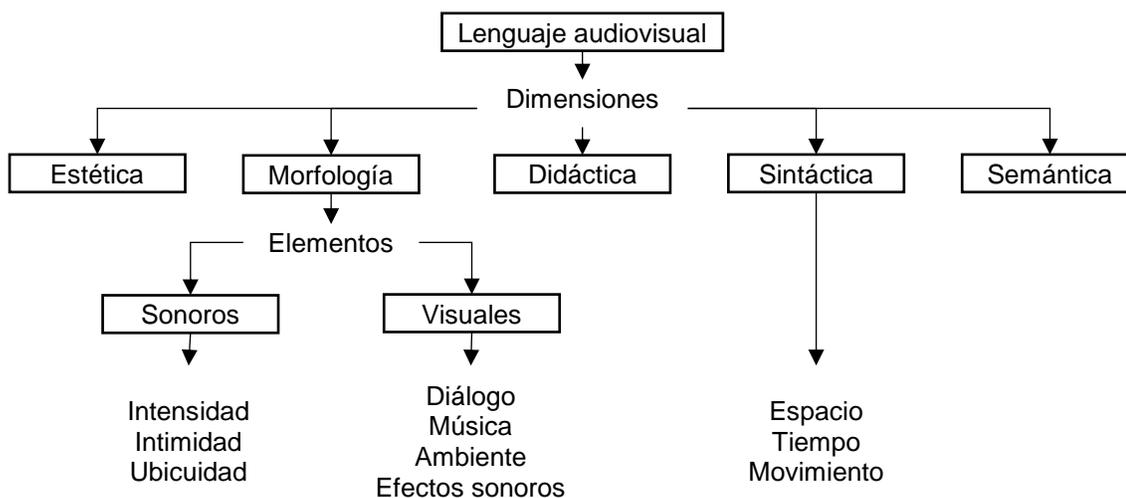
sincronizarse con el estímulo auditivo. Otro efecto fisiológico que produce la música es el incremento de la activación cerebral ante sonidos rápidos y fuertes; involucrando funciones de memoria, aprendizaje motivación y estados emocionales. También se relacionan con el instinto de supervivencia, por lo que, sonidos graves como gruñidos producen miedo al ser relacionados con depredadores (Clayton et al., 2004; Garner et al., 2010; Lin et al., 2008; Nilsson, 2008; H. M. Wang & Huang, 2014).

### ***Estímulos Audiovisuales***

El estímulo audiovisual es multisensorial puesto que integra aspectos visuales y auditivos, ambos elementos sólo tienen sentido si se consideran en conjunto, esto proporciona al receptor una experiencia unificada que promueve el aspecto sensitivo del sujeto antes que el intelectual, por esta razón, este tipo de estímulos son efectivos para evocar emociones. Así, según Marquès (1995) los elementos del lenguaje audiovisual pueden organizarse como se muestra en la Figura 8.

**Figura 8**

*Elementos del lenguaje audiovisual*



Al considerar sus elementos, la caracterización de este estímulo es mayormente cualitativa. Donde los elementos sonoros podrían evaluarse de forma cuantitativa bajo los mismos parámetros que el estímulo auditivo. Y el movimiento podría evaluarse en función al número de fotogramas por segundo (fps) que permiten percibir la sucesión de imágenes como un movimiento continuo. Finalmente, considerando el trabajo de Marquès (1995), en la Tabla 4 se presenta una propuesta para la caracterización del estímulo audiovisual (Read & Meyer, 2000).

**Tabla 4**

*Caracterización de estímulo audiovisual*

Elementos	Características	
	Cualitativas	Cuantitativas
Sonoros	Ritmo Métrica Acento Melodía Armonía	Tempo (bpm) Dinámica (dB) Timbre (Hz)
Visuales	Intensidad Ubicuidad	Movimiento (fps)

**Efectos Fisiológicos**

Los videos provocan en el espectador cambios psicofisiológicos en función del contenido que estos presenten. Así, varias investigaciones han comprobado que al usar clips de películas, es posible evocar emociones negativas que provocan estrés en los sujetos y, en consecuencia su ritmo cardiaco, pulso o conductancia dermal incrementen proporcionalmente (Lee et al., 2009; C. Wang & Wang, 2012; B. S. Zheng et al., 2012).

Por otro lado, Fernández (2012) indica que los videoclips poseen una gran capacidad para inducir emociones específicas, sin embargo, las respuestas fisiológicas solo sufren variaciones relevantes para emociones como la ira y el miedo que producen un incremento en la conductancia dermal y la frecuencia.

## Capítulo III

### Hardware y Software de Adquisición de Bioseñales

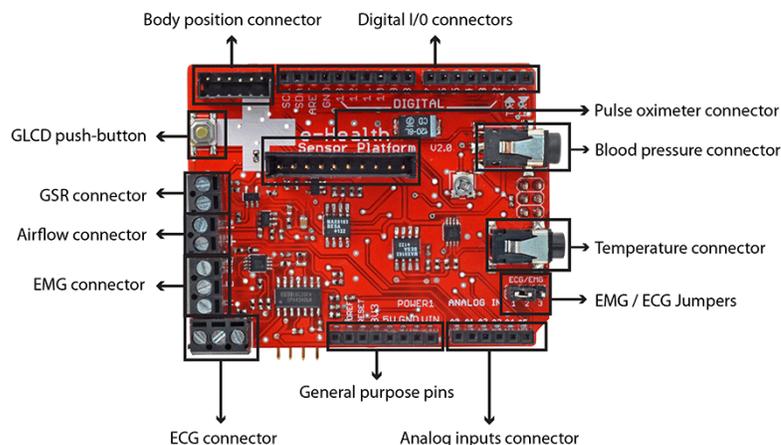
Para realizar el registro de las señales fisiológicas del sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos sometidos a estimulación se planteó el uso de la plataforma de sensado e-Health V2.0, dado que había demostrado un buen rendimiento en trabajos previos. Sin embargo, al realizar un análisis profundo de su funcionamiento, fue posible identificar una serie de limitaciones que se deben principalmente a la tarjeta de procesamiento que utiliza. Por esta razón, fueron diseñados tres dispositivos de repotenciación que reemplazan la tarjeta de procesamiento de la plataforma, incorporan módulos de sensado e incluyen el diseño de software específico para la adquisición y visualización de señales en tiempo real.

#### **Análisis de Funcionamiento de la Plataforma e-Health V2.0**

##### ***Descripción de la Plataforma***

La plataforma de sensado e-Health V2.0 diseñada por Cooking Hacks (2013) permite registrar señales fisiológicas fiables para realizar experimentación y pruebas con fines investigativos. Es capaz de soportar nueve sensores, estos son: electrocardiograma, electromiograma, presión sanguínea, flujo de aire, respuesta galvánica de la piel, temperatura, pulsioxímetro, posición corporal y glucómetro. Para esta investigación se descartó el glucómetro por ser invasivo y el sensor de presión sanguínea, porque no estaba incluido en el kit adquirido.

En la Figura 9 se indica el PCB de la plataforma e-Health V2.0 con la distribución de los conectores de cada sensor, mientras que en la Tabla 5 se detalla la distribución de pines y los niveles de voltaje que emplea cada uno de los sensores para su funcionamiento. Esta información se obtuvo tras el análisis del diagrama esquemático proporcionado por el fabricante (ver Anexo 1), gracias a que este dispositivo es hardware y software abierto.

**Figura 9***Plataforma e-Health V2.0*

*Nota.* Adaptado de “e-Health Sensor Platform V2.0”, por Cooking Hacks (2013).

**Tabla 5***Características de los sensores de la plataforma e-Health V2.0*

Sensor	Pines		V <sub>DC</sub> [V]
	Digitales	Analógicos	
Electrocardiograma (ECG)	-	A0	+5.0
Electromiograma (EMG)	-	A0	+5.0
Flujo de aire (FLW)	-	A1	+3.3
Respuesta Galvánica de la Piel (GSR)	-	A2	+3.3
Temperatura (TEM)	-	A3	+3.3
Posición corporal (POS)	D2 – D3	A4 – A5	+3.3
Pulsioxímetro (PUL)	D6 – D13	-	+3.3

Las señales adquiridas por los sensores analógicos son sometidas a un proceso de filtrado y amplificación dentro de la plataforma, este acondicionamiento se describe de forma general en la Tabla 6; además, cabe mencionar que esta información no es proporcionada por el fabricante y se obtuvo del análisis de la plataforma realizado por Pérez (2017). Por otro lado, los sensores digitales de posición y pulsioximetría que funcionan de 0 V a +3.3 V se ajustan mediante convertidores de nivel lógico de 0 V a +5.0 V para trabajar dentro del voltaje requerido por el microcontrolador que usa la plataforma.

**Tabla 6***Acondicionamiento de sensores del e-Health V2.0*

Sensor	Acondicionamiento			
	LPF [Hz]	HPF [Hz]	Amplificación	Offset [V]
ECG	33.86	-	303.03 * 5	2.5
EMG	1.97	-	206.83 + desc.	-
FLW	12.91	0.15	254.54 * 57	-
GSR	15.91	-	-	-
TEM	-	-	desc.	-

*Nota.* desc., desconocido; LPF: filtro pasa bajos; HPF, filtro pasa altos.

El microcontrolador que utiliza la plataforma e-Health V2.0 es el Arduino UNO; por esta razón, el fabricante proporciona las librerías “eHealth” y “PinChangeInt” en C++ cuyas funciones pueden usarse dentro del Entorno de Desarrollo Integrado (IDE) 1.0.1 de Arduino para para obtener los valores de voltaje de los sensores y presentarlos en diferentes formatos o unidades de medida, facilitando la gestión de la plataforma.

***Prueba de Funcionamiento***

El funcionamiento inicial de la plataforma e-Health V2.0 se evaluó mediante el registro y análisis de las señales obtenidas por cada uno de los sensores. Para los sensores analógicos se realizaron registros de prueba en los que se adquirieron señales fisiológicas de un sujeto femenino (F) y un masculino (M). El registro se realizó con una resolución de 10bits y las frecuencias de muestreo ( $F_s$ ) que se indican en la Tabla 7. En la Figura 10 se muestran las señales adquiridas con cada uno de los sensores analógicos durante los registros de prueba y además, los valores máximos y mínimos de voltaje alcanzados por las señales se muestran en la Tabla 7.

**Tabla 7***Registros de prueba con e-Health V2.0*

Sensor	Tiempo de registro [s]	Fs [Hz]	Vmáx [V]		Vmin [V]	
			F	M	F	M
ECG	60	128	2.89	4.10	1.52	1.23
EMG	30	10	0.22	0.61	0.07	0.04
FLW	60	32	0.19	0.39	0.00	0.00
GSR	600	1	1.08	0.76	0.73	0.48
TEM	600	1	3.37	2.27	1.65	1.28

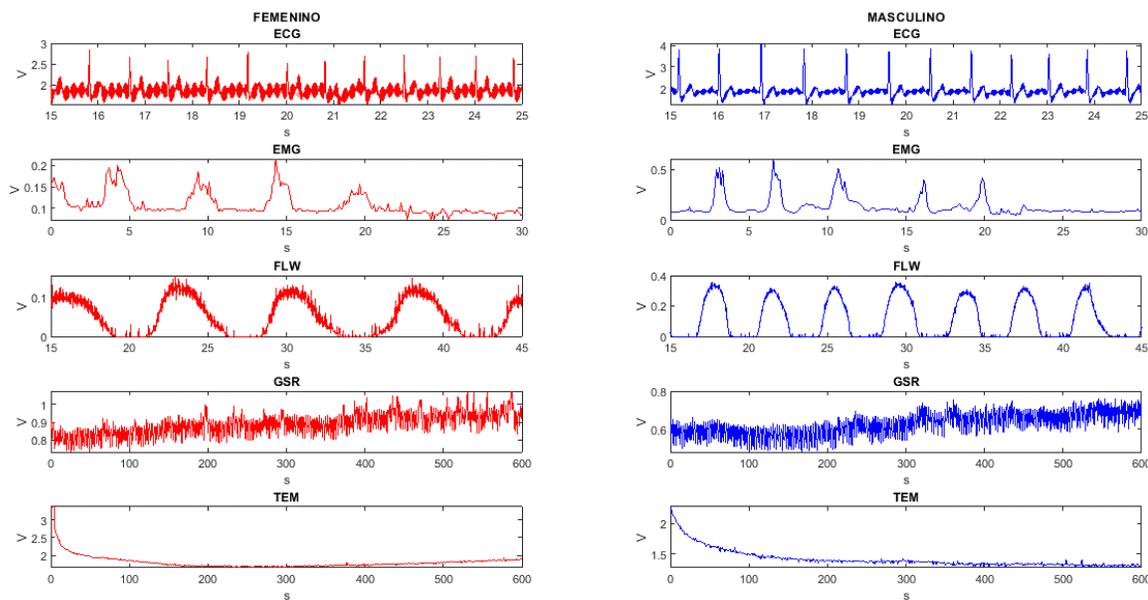
*Nota.* Fs: frecuencia de muestreo; Vmáx: voltaje máximo; Vmin: voltaje mínimo; F: femenino; M: masculino.

Al realizar los registros de prueba, fue posible identificar las limitaciones de la plataforma e-Health V2.0 respecto a los sensores analógicos. Inicialmente las librerías proporcionadas por el fabricante no funcionan con versiones actuales de IDE, por lo que es necesario hacer algunas modificaciones. Por otro lado, se observó que los programas de adquisición que usa el microcontrolador se ejecutan de forma cíclica, lo que no es recomendable puesto que el muestreo de las señales no se realiza adecuadamente usando este método. Además, considerando las capacidades de procesamiento de la tarjeta Arduino UNO que emplea la plataforma, no es posible incrementar las frecuencias de muestreo y tampoco medir simultáneamente varias señales puesto que sufren deformaciones debido a los retardos en las lecturas del puerto serial.

Respecto al hardware, el sensor de electrocardiograma y electromiograma comparten un mismo pin de salida; por tanto, no pueden medirse simultáneamente. Y el acondicionamiento interno del sensor de flujo respiratorio impide registrar la sección negativa de esta señal como se observa en la Figura 10.

## Figura 10

### Registros de prueba con e-Health V2.0



Por otro lado, al usar el sensor de posición corporal, se identificó que el acelerómetro interno funcionaba correctamente pero no se encontraba en la posición correcta, por tanto, las posiciones identificadas por del programa de adquisición no correspondía a las reales.

Al usar el pulsioxímetro se identificó que este dispositivo tarda aproximadamente 2 s en mostrar valores válidos en pantalla y para adquirir estos datos, el programa del microcontrolador realiza un barrido de los LEDs del display del sensor, sin embargo, este proceso no se realizaba correctamente porque no mostraba el segundo dígito del %SPO<sub>2</sub>. Además, es importante mencionar que este sensor solo entrega valores digitales y pese a no ser una limitación en sí misma, representa un problema porque no permite obtener la señal de fotopleletismografía como tal, sino solamente las estimaciones de BPM realizadas internamente por el pulsioxímetro.

## **Repotenciación de Plataforma e-Health V2.0**

Después de analizar la plataforma de sensado e-Health V2.0 y su funcionamiento, fue posible identificar una serie de limitaciones a nivel de software y hardware, que se deben principalmente a la tarjeta de procesamiento que utiliza. Por esta razón, se propone repotenciar el dispositivo mediante el reemplazo de la tarjeta de procesamiento e inclusión de módulos de sensado, con el objetivo de incrementar su capacidad de programación, adquisición y procesamiento de las señales en tiempo real.

Por tanto, para la repotenciación se planteó el diseño de tres prototipos, el primero permite establecer conexiones inalámbricas mediante wifi o bluetooth; el segundo es capaz de almacenar datos internamente usando una memoria microSD; y el tercero, reúne las prestaciones de los dos primeros e incorpora tres módulos de sensado, para obtener un dispositivo más robusto, con alta capacidad de procesamiento, almacenamiento y conectividad.

### ***Diseño de Prototipo 1***

El primer Prototipo de Repotenciación (PR1) propone reemplazar tarjeta de procesamiento de la plataforma e-Health V2.0 por una de mejores prestaciones respecto a adquisición, procesamiento y conectividad.

La tarjeta seleccionada para cumplir con estos requerimientos es la ESP32S Node – MCU. Como se observa en la Tabla 8, la velocidad de su procesador es 15 veces superior a la del Arduino UNO, posee mayor resolución en sus entradas analógicas y estas, junto con otras características hacen evidente que la ESP32S supera ampliamente las capacidades de adquisición y procesamiento de la tarjeta usada originalmente por la plataforma.

Finalmente, la ESP32S Node – MCU puede ser programada usando el entorno IDE y, además, incorpora módulos wifi y bluetooth, haciendo posible establecer conexiones inalámbricas para la transmisión de datos, habilitando este primer prototipo para el desarrollo dentro del ámbito del Internet de las Cosas (Internet of things, IoT).

**Tabla 8**

*Arduino UNO vs. ESP32S*

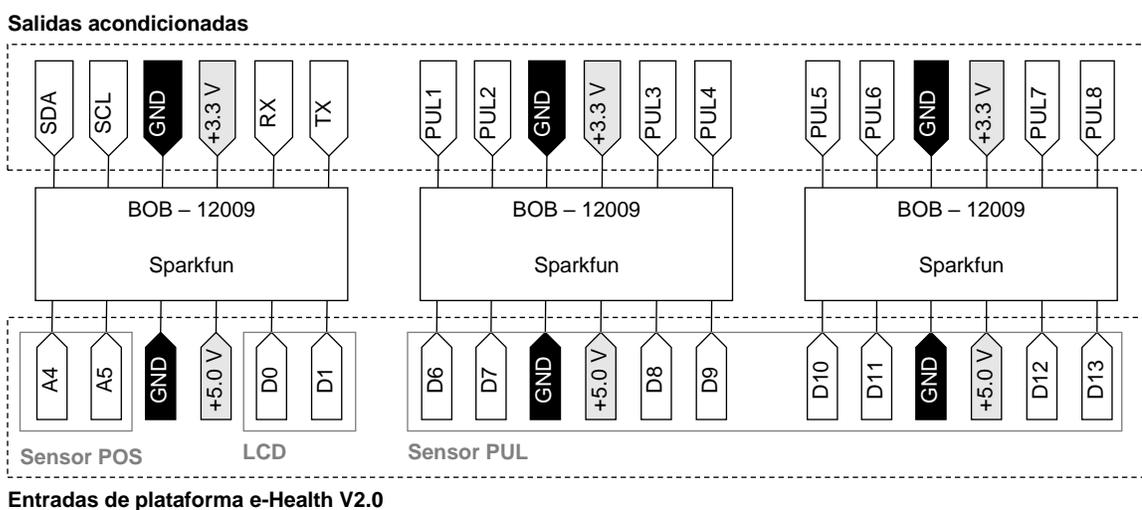
	<b>Arduino Uno</b>	<b>ESP32S</b>	<b>Unit</b>
Processor speed	16	240	MHz
SRAM	2	520	kB
Operating Voltage	5	3.3	V
Digital I/O	14	38	Pins
Voltage	5	3.3	V
Current	20	40	mA
Analog Input	6	18	Pins
Resolution	10	12	Bits
PWM	6	16	Pins
Extern	2	All I/O	Pins
Intern	3	3	Timers
USB	1	1	
Serial	1	3	
SPI	1	4	
I2C	1	2	
WIFI	-	1	
Bluetooth	-	1	

La tarjeta de procesamiento ESP32S Node-MCU empleada para el primer prototipo admite un voltaje máximo de +3.3 V en sus pines de entrada tanto analógicos como digitales. Por esta razón, es necesario acondicionar los sensores de la plataforma e-Health V2.0 que trabajan con +5 V a +3.3 V, permitiendo que el microcontrolador pueda adquirir sus señales sin sufrir daños.

Por tanto, el acondicionamiento de los sensores fue diseñado considerando la información del diagrama esquemático (Tabla 5) y los registros de prueba (Tabla 7). Para los sensores digitales (POS, PUL) y los pines de comunicación serial (RX, TX), se empleó dos convertidores de nivel lógico bidireccional (+5 V ↔ +3.3 V) BOB – 12009 de SparkFun Electronics (s. f.), como se indica en el diagrama de bloques de la Figura 11.

**Figura 11**

*Acondicionamiento de sensores digitales*

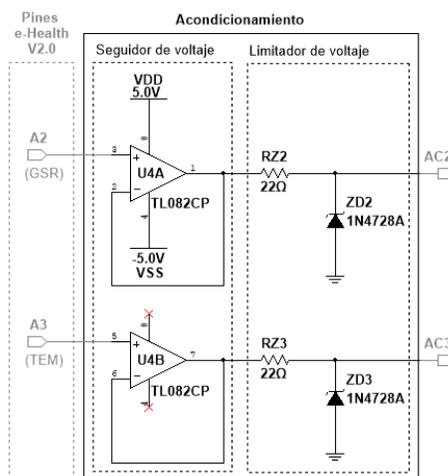


Para el acondicionamiento de los sensores analógicos se usa un seguidor de voltaje no inversor, como acoplamiento de impedancias; y un limitador de +3.3 V, que usa un diodo zener 1N4728A para asegurar que el voltaje que ingresa a la tarjeta de procesamiento no supere el límite admisible. Sin embargo, para algunas señales fue necesario hardware adicional como se detalla más adelante.

En el caso de los sensores GSR y TEM que debido al acondicionamiento interno de la e-Health V2.0 no pueden alcanzar valores superiores a +3.3 V como se comprobó en los registros de prueba, se utiliza únicamente el seguidor y limitador de voltaje, tal como se muestra en la Figura 12.

**Figura 12**

*Acondicionamiento de sensores GSR y TEM*



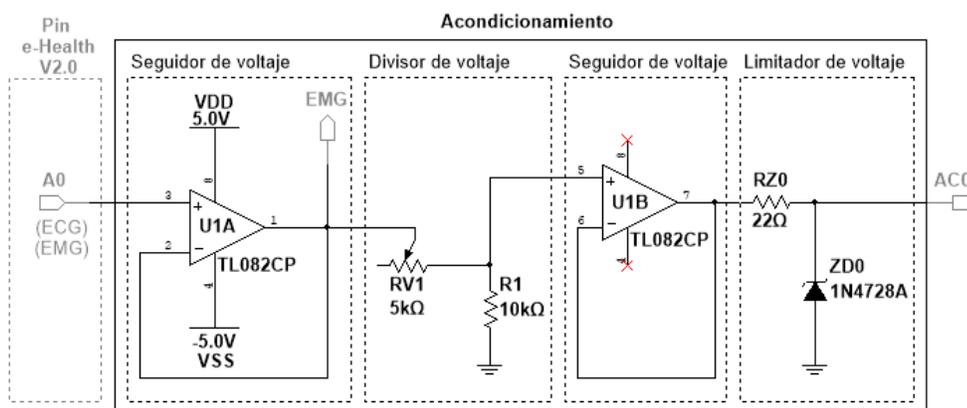
Por otro lado, el acondicionamiento interno usado por plataforma e-Health V2.0 para el sensor ECG muestra que a su salida se pueden registrar valores superiores a +3.3 V que idealmente podrían llegar hasta +5 V. Por esta razón, se diseñó un divisor de voltaje regulable que permite reducir la señal hasta un 66.67%, obteniendo el acondicionamiento de la Figura 13, bajo las siguientes consideraciones:

$$V_{out} = \frac{R_1}{RV_1 + R_1} V_{in} \rightarrow RV_1 = \frac{R_1}{V_{out}} V_{in} - R_1$$

$$RV_1 = \frac{10k\Omega}{3.3V} (5V) - 10k\Omega = 5.15k\Omega \approx 5k\Omega$$

**Figura 13**

*Acondicionamiento de sensor ECG*



En el caso de las señales EMG y FLW que presentaron mínimas variaciones de voltaje durante los registros de prueba con la plataforma e-Health V2.0, se decidió incorporar a su acondicionamiento una ganancia y offset variables, con el propósito de identificar las variaciones más pequeñas de estas señales.

Dado que las señales de EMG y ECG comparten el mismo pin en la e-Health V2.0 se usa un seguidor de voltaje en común y se toma la salida de este para el acondicionamiento de ambas señales. Y con el propósito de reducir el hardware requerido se utiliza una configuración que permite implementar la ganancia y el offset haciendo uso de un solo amplificador, teniendo las siguientes consideraciones:

Condición:

$$R_g \ll R_i \rightarrow R_3 \ll R_2$$

$$100\Omega \ll 10k\Omega$$

Ganancia mínima:

$$G = 1 + \frac{R_f}{R_i + R_g} = 1 + \frac{R_4}{R_2 + R_3}$$

$$G = 1 + \frac{51k\Omega}{10k\Omega + 100\Omega} = 6.05$$

Ganancia máxima:

$$G = 1 + \frac{R_4 + RV_2}{R_2 + R_3}$$

$$G = 1 + \frac{51k\Omega + 50k\Omega}{10k\Omega + 100\Omega} = 11$$

Offset máximo:

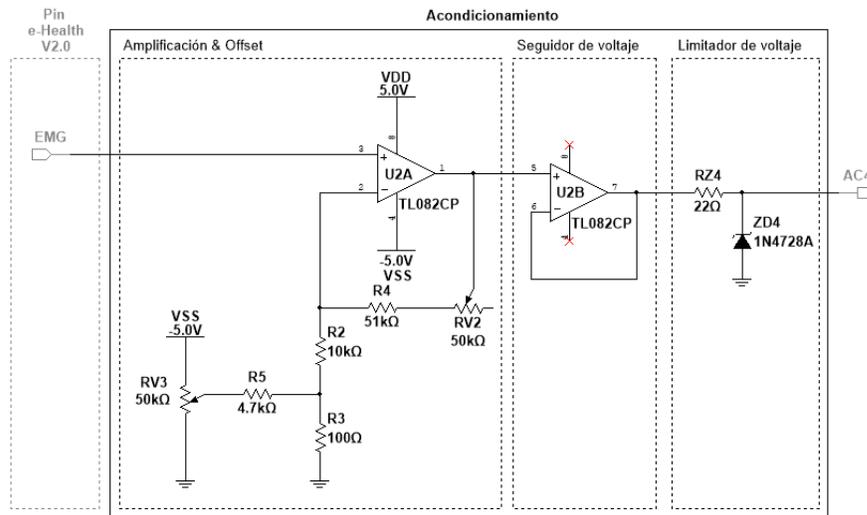
$$V_{offset} = -(-V) \times \left(\frac{R_g}{R_o}\right) \left(\frac{R_f + RV}{R_i + R_g}\right) = V \times \left(\frac{R_3}{R_5}\right) \left(\frac{R_4 + RV_3}{R_2 + R_3}\right)$$

$$V_{offset} = -(-5V) \times \left(\frac{100\Omega}{4.7k\Omega}\right) \left(\frac{51k\Omega + 50k\Omega}{10k\Omega + 100\Omega}\right) = 1.28V$$

En la Figura 14 se muestra el diagrama completo del acondicionamiento para la señal EMG de la plataforma e-Health V2.0.

Figura 14

## Acondicionamiento de Sensor EMG



Para la señal de FLW se realiza un acondicionamiento similar al anterior como se observa en la Figura 15, teniendo las siguientes consideraciones:

Condición:

$$R_g \ll R_i \rightarrow R_7 \ll R_6$$

$$100\Omega \ll 10k\Omega$$

Ganancia mínima:

$$G = 1 + \frac{R_f}{R_i + R_g} = 1 + \frac{R_8}{R_6 + R_7}$$

$$G = 1 + \frac{33k\Omega}{10k\Omega + 100\Omega} = 4.27$$

Ganancia máxima:

$$G = 1 + \frac{R_8 + RV_4}{R_6 + R_7} = 1 + \frac{33k\Omega + 50k\Omega}{10k\Omega + 100\Omega} = 9.22$$

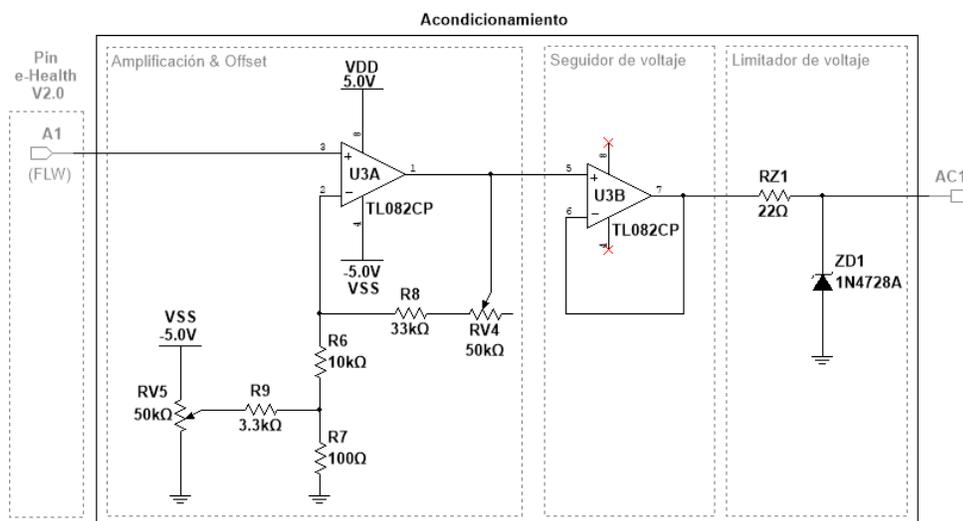
Offset máximo:

$$V_{offset} = -(-V) \times \left(\frac{R_g}{R_o}\right) \left(\frac{R_f + RV}{R_i + R_g}\right) = V \times \left(\frac{R_7}{R_9}\right) \left(\frac{R_8 + RV_5}{R_6 + R_7}\right)$$

$$V_{offset} = -(-5V) \times \left(\frac{100\Omega}{3.3k\Omega}\right) \left(\frac{33k\Omega + 50k\Omega}{10k\Omega + 100\Omega}\right) = 1.49V$$

Figura 15

## Acondicionamiento de sensor FLW



En la Tabla 9 se presenta un resumen de los acondicionamientos empleados para cada una de las señales de la plataforma e-Health V2.0 y, además, se indican los pines de la ESP32S Node – MCU a los que deben conectarse las señales de salida de cada acondicionamiento.

Tabla 9

## Acondicionamiento de sensores del e-Health V2.0 a ESP32S Node – MCU

Sensor	Señal Acond.	Acondicionamiento				Pin ESP32S (GPIO)
		Seg. Lim.	Divisor [V]	Ganancia	Offset [V]	
ECG	AC0	✓	5 → 3.3	-	-	34
EMG	AC1	✓	-	6.05 – 11	1.06	35
FLW	AC4	✓	-	4.27 – 9.22	1.32	25
GSR	AC2	✓	-	-	-	32
TEM	AC3	✓	-	-	-	33
POS*	SDA – SCL	Convertor de nivel lógico 5[V] ↔ 3.3[V]				21 – 22
PUL*	PUL 1 – 8					19 – 15, 5, 4, 2

Nota. \*Sensores digitales.

Los programas de adquisición de señales usados por la tarjeta Arduino UNO de la plataforma e – Health V2.0 fueron desarrollados para la aplicación multiplataforma IDE 1.0.1 de Arduino. Actualmente, este entorno permite incorporar distintos paquetes que hacen posible desarrollar y cargar programas de distintos modelos de tarjetas como la ESP32S Node – MCU. Por esta razón, fue posible migrar los programas de adquisición usados originalmente a la nueva tarjeta de procesamiento.

Así, los programas de adquisición usaban funciones de la librería “eHealth” desarrollada en C++ por el fabricante, para gestionar la plataforma y donde se encontraban preestablecidos los pines que usaba el Arduino UNO para registrar cada una de las señales del e-Health V2.0. Por tanto, a partir de esta librería se desarrolló en C++ la biblioteca denominada “eHealthESP” que es una versión modificada de la librería original, donde se redistribuyen los pines de lectura de señales de acuerdo a lo establecido en la Tabla 9 para la ESP32S Node – MCU.

La librería “PinChangeInt” que también proporciona el fabricante permite detectar interrupciones externas en los pines de Arduino UNO que no soportan esta función. Sin embargo, al usar la ESP32S ya no se requiere esta librería porque todos sus pines digitales admiten interrupciones de hardware.

Por otro lado, debido a la diferencia de versiones de IDE no es viable migrar el programa de adquisición del sensor de posición. Por esta razón, se empleó como base la librería “MMA8452\_Accelerometer” proporcionada por SparkFun, para desarrollar la librería “MMA8452T” que permite obtener los datos del sensor de posición de forma similar a la propuesta inicialmente por el fabricante.

En la Tabla 10 se muestran las características técnicas del primer prototipo de repotenciación. Este dispositivo tiene como principal prestación su capacidad de transmitir datos inalámbricamente mediante wifi y bluetooth, es capaz de adquirir 4

señales simultáneamente usando interrupciones internas a 3 frecuencias de muestreo diferentes. Y, si el prototipo es alimentado usando baterías puede ser totalmente portable.

**Tabla 10**

*Características de Prototipo 1*

	<b>Prototipo 1</b>	<b>Unidad</b>
<b>Microcontrolador</b>		
	ESP32S Node – MCU	
Velocidad de procesador	240	MHz
Resolución entradas analógicas	12	Bits
Interrupciones internas	3	Timers
<b>Memoria</b>		
SDRAM	520	kB
<b>Comunicación</b>		
Alámbrica	USB (microB), Serial, SPI, I2C	-
Inalámbrica	WIFI, Bluetooth	-
WIFI	2.4 ~ 2.5	GHz
Bluetooth	>150	Mbps
<b>Sensores</b>		
	9	
e-Health V2.0	ECG, EMG, FLW, GSR, TEM, PUL, POS	-
Adquisición simultánea	ECG, FLW, GSR, TEM	-
<b>Alimentación</b>		
	±5, +3	Volts
<b>Software</b>		
Entorno de programación	IDE Arduino 1.8.13	-
Librerías requeridas	eHealthESP, MMA8452T	-

***Diseño de Prototipo 2***

El segundo Prototipo de Repotenciación (PR2), propone reemplazar tarjeta de procesamiento Arduino UNO usada por la plataforma, para mejorar sus prestaciones de adquisición y procesamiento de señales, conservando el mismo entorno de programación. Sin embargo, a diferencia del primero que busca diversificar las opciones de conectividad, este prototipo está enfocado a incrementar la capacidad de procesamiento y almacenamiento de la plataforma.

Por tanto, las tarjetas seleccionadas para cumplir con este propósito son la Teensy 3.6 y Teensy 4.1 que pueden ser programadas con IDE y como se observa en la Tabla 11, la velocidad de sus procesadores es de 11 a 37 veces superior al Arduino UNO, convirtiendo a ambas en buenos reemplazos para mejorar la capacidad de procesamiento de la plataforma. Además, tanto la Teensy 3.6 como la Teensy 4.1 poseen un conector para memoria, posibilitando la utilización de tarjetas microSD para almacenar internamente una amplia cantidad de información, convirtiendo a este prototipo en un dispositivo ideal para la construcción de bases de datos.

En cuanto a la capacidad de adquisición, la Teensy 3.6 es superior, puesto que posee un mayor número de entradas analógicas con una resolución de hasta 13 bits, mientras que las entradas de la Teensy 4.1 tienen una resolución máxima de 10bits. Por tanto, se seleccionó la Teensy 3.6 como tarjeta de procesamiento para el segundo prototipo de repotenciación.

**Tabla 11**

*Arduino UNO vs. ESP32S, Teensy 3.6 y Teensy 4.1*

	Arduino Uno	Teensy 3.6	Teensy 4.1	Unit
Processor speed	16	180	600	MHz
RAM	2*	256	1024	kB
Operating Voltage	5	3.3	3.3	V
Digital I/O	14	42 (58)	42 (55)	Pins
Voltage	5	3.3	3.3	V
Current	20	10	10	mA
Analog Input	6	25	18	Pins
Resolution	10	13	10	Bits
PWM	6	6	32	Pins
Extern	2	All I/O	All I/O	Pins
Intern	3	4	4	Timers
USB	1	2	2	
Serial	1	6	8	
SPI	1	3	2	
I2C	1	4	3	
SD Card	-	1	1	
Ethernet	-	-	1	

*Nota.* \*SDRAM.

El segundo dispositivo de repotenciación emplea el mismo acondicionamiento de señales realizado para el primer prototipo, puesto que sus tarjetas de procesamiento ESP32S Node – MCU y Teensy 3.6 tienen el mismo voltaje de funcionamiento de + 3.3 V. Por tanto, en la Tabla 12 se describe de forma general el acondicionamiento empleado y los pines de la Teensy 3.6 a los que deben conectarse las señales de salida de cada acondicionamiento.

**Tabla 12**

*Acondicionamiento de sensores del e-Health V2.0 a Teensy 3.6*

Sensor	Señal Acond.	Acondicionamiento				Pin Teensy 3.6
		Seg. Lim.	Divisor [V]	Ganancia	Offset [V]	
ECG	AC0	✓	5 → 3.3	-	-	14
EMG	AC1	✓	-	6.05 – 11	1.06	15
FLW	AC4	✓	-	4.27 – 9.22	1.32	22
GSR	AC2	✓	-	-	-	20
TEM	AC3	✓	-	-	-	21
POS*	SDA – SCL	Convertor de nivel lógico 5[V] ↔ 3.3[V]				18 – 19
PUL*	PUL 1 – 8					32 – 25

*Nota.* \*Sensores digitales.

Al tener las mismas consideraciones del primer prototipo respecto al entorno de desarrollo, para migrar los programas originales a la Teensy 3.6 se sigue un procedimiento similar, desarrollando la librería denominada “eHealthT” como versión modificada de la librería “eHealth”, donde se redistribuyen los pines de lectura de señales de acuerdo a lo establecido en la Tabla 12 para la Teensy 3.6.

En la Tabla 13 se muestran las características técnicas del segundo prototipo de repotenciación. Este dispositivo es capaz de adquirir 4 señales simultáneamente con una resolución de hasta 13 bits y con interrupciones internas que permiten utilizar 4 frecuencias de muestreo diferentes. También es posible almacenar los datos adquiridos en una memoria microSD y gracias a esta característica, el dispositivo podría ser totalmente portable al usar baterías para su alimentación.

**Tabla 13***Características del Prototipo 2*

	<b>Prototipo 2</b>	<b>Unidad</b>
<b>Microcontrolador</b>	Teensy 3.6	
Velocidad de procesador	180	MHz
Resolución entradas analógicas	13	Bits
Interrupciones internas	4	Timers
<b>Memoria</b>		
RAM	256	kB
microSD*	64	GB
<b>Comunicación</b>		
Alámbrica	USB (microB), Serial, SPI, I2C	-
<b>Sensores</b>	9	
e-Health V2.0	ECG, EMG, FLW, GSR, TEM, PUL, POS	-
Adquisición simultánea	ECG, FLW, GSR, TEM	-
<b>Alimentación</b>	±5, +3	Volts
<b>Software</b>		
Entorno de programación	IDE Arduino 1.8.13	-
Librerías requeridas	eHealthT, MMA8452T	-

Nota: \* La microSD es intercambiable.

**Diseño de Prototipo 3**

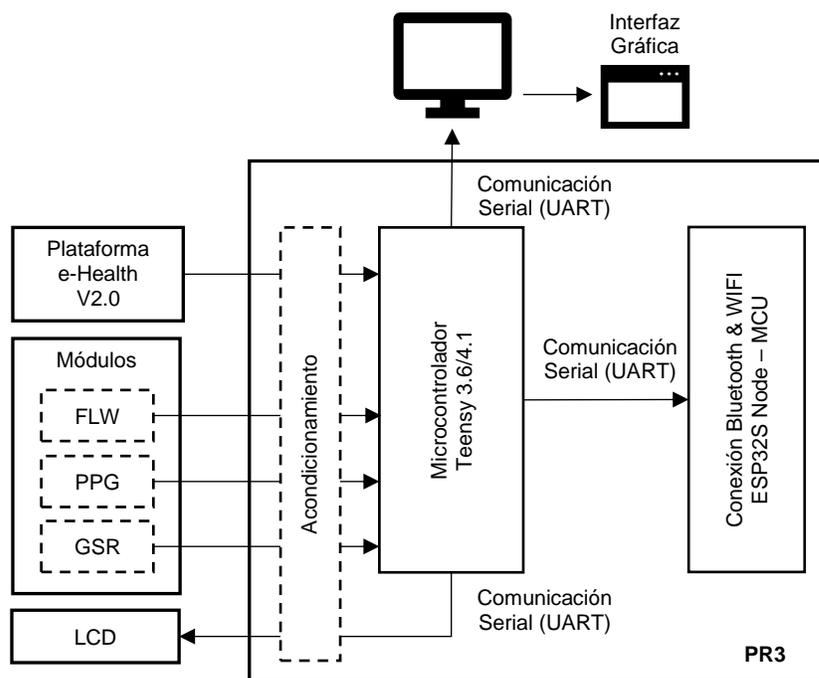
El tercer Prototipo de Repotenciación (PR3) unifica a los dos prototipos diseñados previamente, para obtener un dispositivo robusto, con alta capacidad de procesamiento, almacenamiento y conectividad. Además, incorpora nuevos módulos de sensado con el objetivo de solventar las limitaciones propias del diseño interno de la plataforma e-Health V2.0 que no pueden resolverse mediante el cambio de tarjeta.

En la Figura 16 se observa el diagrama de bloques del prototipo, este fue diseñado de tal forma que pueda utilizarse como tarjeta de procesamiento tanto la Teensy 3.6 como la Teensy 4.1, según las necesidades del usuario; y con el objetivo de incrementar las opciones de conectividad, se incorporó la ESP32S Node – MCU que mediante comunicación UART recibe los datos de la tarjeta de preprocesamiento para enviarlos mediante wifi o bluetooth.

Conforme a las necesidades de sensado, a este dispositivo se incorporaron tres módulos: Fotopletismografía (PPG), Flujo Respiratorio (FLW) y Resistencia Galvánica de la Piel (GSR) que permiten compensar las limitaciones de funcionamiento o acondicionamiento de los sensores de la plataforma e – Health V2.0. Para la visualización de las señales adquiridas el prototipo incluye una pantalla LCD y una pantalla HMI que tiene la capacidad de adquirir, graficar y almacenar las señales transmitidas desde el PR3 por puerto serial o bluetooth.

**Figura 16**

*Diagrama de bloques del PR3*



### Hardware

El tercer prototipo repotenciación acondiciona las señales de los sensores de la plataforma e-Health V2.0 usando el mismo acondicionamiento de los prototipos anteriores, puesto que la Teensy 3.6 o Teensy 4.1 que pueden usarse como tarjetas de procesamiento para este prototipo tienen un voltaje operativo de +3.3 V al igual que las tarjetas usadas en los diseños previos.

La plataforma e-Health V2.0 cuenta con un conector serial destinado para un LCD; por esta razón, la pantalla LCD modelo GDM12864HLCM de 128x64 pixeles que usa el prototipo para la visualización de datos provenientes de los sensores, incorpora un módulo serial que facilita el uso de la pantalla y permite conectarla directamente a la plataforma, como lo sugiere el fabricante. Sin embargo, el nivel lógico con el que trabaja la plataforma y en consecuencia, la pantalla, es de 0 – 5 V para la comunicación serial; por esta razón, para administrar la pantalla desde la Teensy 3.6/4.1 que maneja un nivel lógico de 0 – 3.3 V es necesario acondicionar los terminales RX – TX como se realizó previamente en la Figura 11. Bajo estas consideraciones, en la Tabla 12 se muestra de forma general el acondicionamiento empleado y los pines de la Teensy 3.6/4.1 a los que deben conectarse las señales de salida de cada acondicionamiento.

**Tabla 14**

*Acondicionamiento plataforma e-Health V2.0 para PR3*

Sensor	Señal Acond.	Acondicionamiento				Pin Teensy 3.6
		Seg. Lim.	Divisor [V]	Ganancia	Offset [V]	
ECG	AC0	✓	5 → 3.3	-	-	14
EMG	AC1	✓	-	6.05 – 11	1.06	15
FLW	AC4	✓	-	4.27 – 9.22	1.32	22
GSR	AC2	✓	-	-	-	20
TEM	AC3	✓	-	-	-	21
POS*	SDA – SCL					18 – 19
PUL*	PUL 1 – 8		Convertor de nivel lógico 5[V] ↔ 3.3[V]			25 – 32
LCD**	RX – TX					7 – 8

Nota: \*Sensores digitales. \*\*Pantalla LCD.

Además, este prototipo incorpora los módulos de Fotopletoisografía (PPG), Flujo Respiratorio (FLW) y Resistencia Galvánica de la Piel (GSR) con el objetivo de compensar las limitaciones de funcionamiento o acondicionamiento de los sensores de la plataforma e – Health V2. Uno de los módulos fue adquirido (GSR) y dos de ellos (PPG, FLW) fueron diseñados por el investigador. Por tanto, en las secciones que se encuentran a continuación, se detallan el diseño de los módulos FLW y PPG.

### ***Módulo de Flujo Respiratorio***

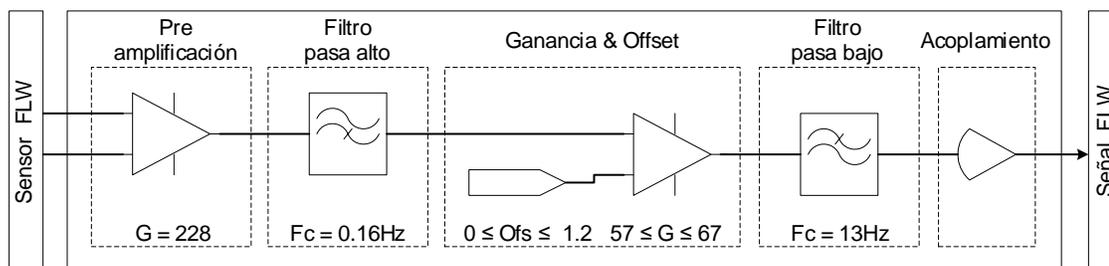
La plataforma e-Health V2.0 utiliza un sensor térmico tipo termopar capaz de medir los cambios de temperatura bajo las fosas nasales y, gracias a la diferencia de 2 – 3 °C que existe generalmente entre la inspiración y expiración es posible detectar el flujo respiratorio. Sin embargo, el acondicionamiento interno que utiliza la plataforma para este sensor solo permite registrar la sección positiva de la señal. Y por esta razón, fue necesario diseñar un módulo que permita registrar fielmente la señal de flujo respiratorio, incluyendo las secciones negativas.

Para el módulo de flujo respiratorio (FLW) se reutiliza el sensor de la e-Health V2.0 y para el diseño de su acondicionamiento, se toma como referencia el utilizado previamente en la plataforma, manteniendo el diseño de los filtros pasivos, el valor de ganancia de preamplificación y añadiendo otras funcionalidades, como ganancia y offset variables, siendo este último necesario para desplazar la señal con el fin registrar su forma completa dentro del rango de 0 – 3.3V admisible por la tarjeta de procesamiento.

En la Figura 17, se observa el diagrama de bloques utilizado por el módulo FLW para el acondicionamiento del sensor, en donde se distinguen cinco etapas: preamplificación, filtro pasa alto, ganancia y offset, filtro pasa bajo y acoplamiento, que se detallan más adelante. Además, es importante mencionar que a los terminales del sensor se conectan condensadores de desacoplo (C1, C2 de la Figura 18) como se sugiere en el acondicionamiento de la e-Health V2.0, con el propósito de reducir el ruido previo a que la señal del sensor ingrese a la etapa de preamplificación.

**Figura 17**

Diagrama de bloques del módulo FLW



La etapa de preamplificación, utiliza el amplificador de instrumentación INA128, ideal para aplicaciones biomédicas debido a su bajo consumo de potencia, alta precisión, alta inmunidad al ruido y ganancia ajustable mediante un resistor externo ( $R_G$ ). Y dado que la ganancia en esta etapa busca ser lo más aproximada a la usada originalmente por la plataforma e-Health V2.0 ( $G = 254.54$ ), el valor del resistor externo se calcula en función de esta, teniendo:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \rightarrow R_G = \frac{50k\Omega}{G - 1}$$

$$R_G = \frac{50k\Omega}{254.54 - 1} = 197.2\Omega$$

Sustituyendo la resistencia calculada por una comercial de  $220\Omega$ , la ganancia es:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{220\Omega} = 228.27$$

La etapa de filtro pasa alto, corresponde a un filtro de tipo pasivo que permite eliminar el ruido de baja frecuencia de la señal FLW. Se conserva el diseño utilizado originalmente por la plataforma e-Health V2.0, con una frecuencia de corte ( $f_c$ ) de:

$$f_c = \frac{1}{2\pi \times R_0 \times C_3} = \frac{1}{2\pi \times 100k\Omega \times 10\mu F} = 0.16 \text{ Hz}$$

La etapa de ganancia y offset, permite regular la ganancia de amplificación y el nivel de offset, con el objetivo de compensar las diferencias de amplitud que puede presentar la señal FLW dependiendo de la fisiología de cada sujeto. Y con el propósito de reducir el hardware requerido para el módulo, se utiliza una configuración que permite implementar la ganancia y el offset haciendo uso de un solo amplificador. Finalmente, para esta etapa se busca que el offset alcance valores de  $\sim 1V$  y, la ganancia se aproxime a la utilizada originalmente por la plataforma e-Health V2.0 ( $G = 57$ ). Por tanto, considerando las ecuaciones de la configuración propuesta, se obtienen los resultados que se indican a continuación.

Condición:

$$R_3 \gg R_1$$

$$270k\Omega \gg 1k\Omega$$

Ganancia mínima:

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} = 1 + \frac{56k\Omega}{1k\Omega} = 57$$

Ganancia máxima:

$$G = 1 + \frac{R_2 + RV_1}{R_1} = 1 + \frac{56k\Omega + 10k\Omega}{1k\Omega} = 67$$

Offset máximo:

$$V_{offset} = -\frac{R_2 + RV_1}{R_3} V_R = -\frac{56k\Omega + 10k\Omega}{270k\Omega} (-5V) = 1.22V$$

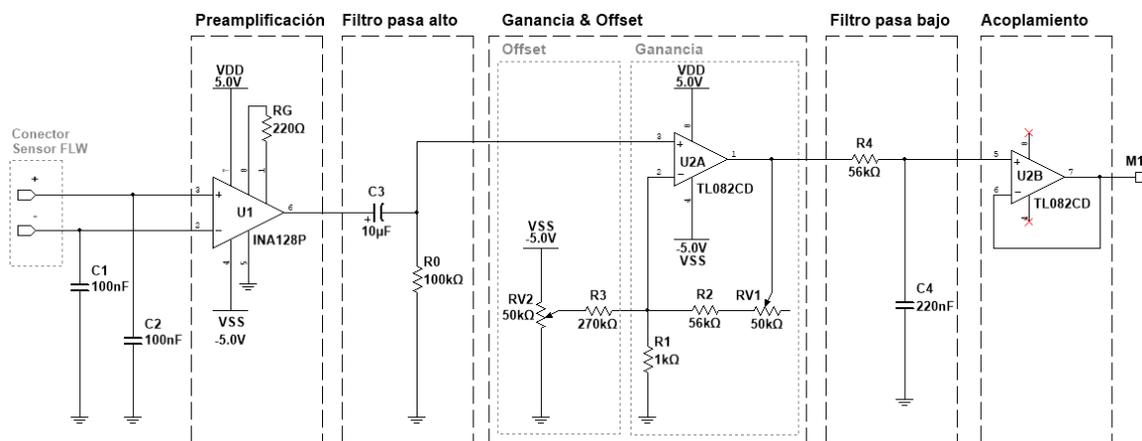
La etapa de filtro pasa bajo, corresponde a un filtro de tipo pasivo que permite eliminar el ruido de alta frecuencia de la señal FLW, incluyendo el que puede ser introducido por la red eléctrica. Para ello, se conserva el diseño del filtro utilizado originalmente por la plataforma e-Health V2.0, con una frecuencia de corte ( $f_c$ ) de:

$$f_c = \frac{1}{2\pi \times R_4 \times C_4} = \frac{1}{2\pi \times 56k\Omega \times 220\eta F} = 12.92 \text{ Hz}$$

Finalmente, en la Figura 18 se muestra el diagrama esquemático del módulo FLW, donde se pueden diferenciar cada una de las etapas de acondicionamiento. Para usar este módulo conjuntamente con el PR3 se añadió a su salida (M1) un limitador de voltaje de 3.3 V como los diseñados anteriormente, para evitar daños en la tarjeta Teensy 3.6 en caso de que el módulo se encuentre mal calibrado y sus valores de salida excedan el voltaje admitido por la tarjeta.

**Figura 18**

*Diagrama esquemático del módulo FLW*



### **Módulo de Fotopleletismografía**

El pulsioxímetro de la plataforma e-Health V2.0 permite visualizar en su pantalla el valor estimado de BPM, sin embargo, con esta información no es posible analizar los cambios de volumen sanguíneo durante el ciclo cardíaco. Por esta razón, fue necesario diseñar un módulo fotopleletismografía que permita registrar analógicamente esta señal fisiológica.

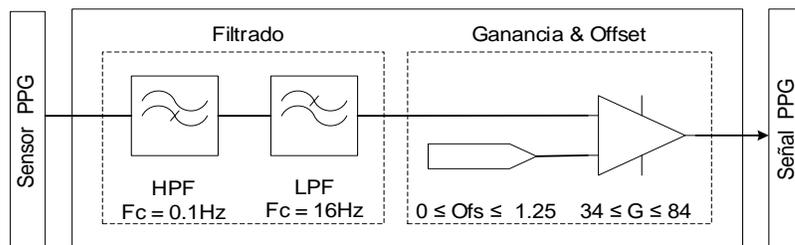
Para el módulo de fotopleletismografía (PPG) se utiliza el sensor HRM-2511B (ver Anexo 2) compuesto por un emisor de luz infrarroja y un fototransistor que mide la cantidad de luz que atraviesa el lóbulo de la oreja para determinar el volumen de sangre usando la técnica de fotopleletismografía de transmisión.

Para el diseño del acondicionamiento se toma como referencia el utilizado previamente por Betancourt & Yépez (2018) para el sensor HRM-2511B, dado que mostró buenos resultados. Sin embargo, se realizaron algunas modificaciones, se añadió un filtro para eliminar el ruido de la red eléctrica y se descartó la etapa de preamplificación, dado que los valores de ganancia requeridos para esta señal pueden ser cubiertos totalmente por la etapa de amplificación.

En la Figura 19 se observa el diagrama de bloques del acondicionamiento del sensor PPG compuesto por dos etapas: filtrado y calibración. Además, es importante mencionar que los terminales del sensor HRM-2511B se conectan a resistencias (RP1, RP2 de la Figura 20) que permiten polarizar sus elementos internos.

### Figura 19

*Diagrama de bloques del módulo PPG*



La etapa de filtrado está conformada por dos filtros. El primero es un filtro pasa alto (High Pass Filter, HPF) activo de segundo orden, tipo Butterworth en configuración Salley-Key con frecuencia de corte ( $f_c$ ) de 0.1 Hz, necesario para eliminar el ruido de baja frecuencia de la señal PPG. Para obtener diagrama esquemático de este filtro se usó la herramienta *Filter Desing* de Texas Instruments.

El segundo bloque de la etapa de filtrado, corresponde a un filtro pasa bajo (Low Pass Filter, LPF) de tipo pasivo que permite eliminar el ruido de alta frecuencia de la señal PPG, incluyendo el que puede ser introducido por la red eléctrica. El filtro es diseñado

considerando un valor de  $C = 100\eta F$  y una frecuencia de corte ( $f_c$ ) de 16 Hz sugerida por Saa (2018) para el registro de señales PPG.

$$R_4 = \frac{1}{2\pi \times C_3 \times f_c} = \frac{1}{2\pi \times 100\eta F \times 16Hz} = 99471.84 \approx 100k\Omega$$

La etapa de ganancia y offset, permite regular la ganancia de amplificación y el nivel de offset, con el objetivo de compensar las diferencias de amplitud que puede presentar la señal PPG dependiendo de la fisiología de cada sujeto. Esta etapa se implementa usando la misma configuración del módulo FLW con un offset que alcance valores de  $\sim 1V$  y, la ganancia de  $\sim 80$ . Por tanto, considerando las ecuaciones de la configuración propuesta, se obtienen los resultados que se indican a continuación.

Condición:

$$R_3 \gg R_1 \rightarrow 33k\Omega \gg 100\Omega$$

Ganancia mínima:

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} = 1 + \frac{3.3k\Omega}{100\Omega} = 34$$

Ganancia máxima:

$$G = 1 + \frac{R_2 + RV_1}{R_1} = 1 + \frac{3.3k\Omega + 5k\Omega}{100\Omega} = 84$$

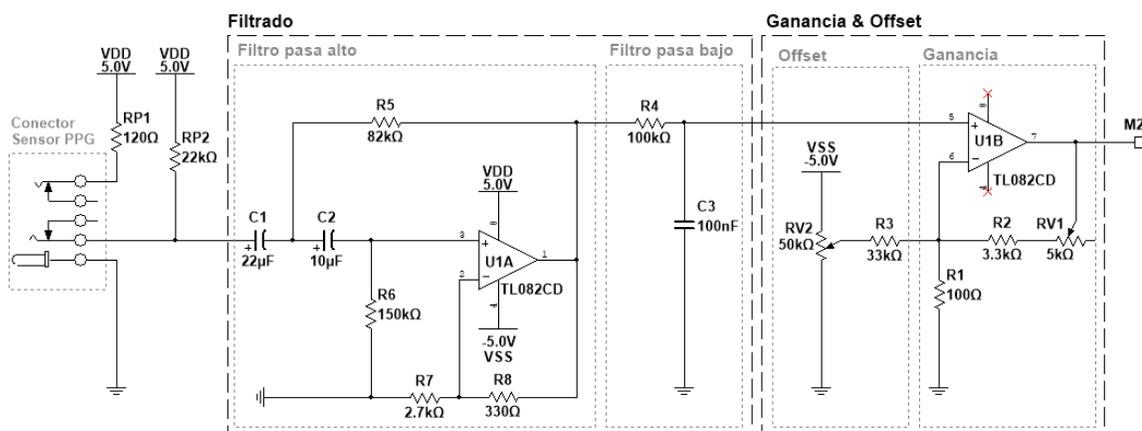
Offset máximo:

$$V_{offset} = -\frac{R_2 + RV_1}{R_3} V_R = -\frac{3.3k\Omega + 5k\Omega}{33k\Omega} (-5V) = 1.25V$$

Finalmente, en la Figura 20 se muestra el diagrama esquemático del módulo PPG, donde se pueden diferenciar cada una de las etapas de acondicionamiento. Para usar este módulo conjuntamente con el PR3 se añadió a su salida un limitador de voltaje de 3.3 V como los diseñados anteriormente, para evitar daños en la tarjeta Teensy 3.6 en caso de que el módulo se encuentre mal calibrado y sus valores de salida excedan el voltaje admitido por la tarjeta.

Figura 20

Diagrama esquemático del módulo PPG



### **Módulo de Resistencia Galvánica de la Piel**

La plataforma e-Health V2.0 posee un sensor de resistencia galvánica de la piel que funciona como un óhmetro y permite medir la conductancia eléctrica entre dos electrodos colocados sobre los dedos de una mano. Sin embargo, al PR3 se incorpora el módulo GSR de Sichiray (s. f.) con el objetivo de comparar su desempeño respecto al sensor de la plataforma.

Las características del módulo GSR se muestran en la Tabla 15, este funciona bajo el mismo principio del sensor GSR de la plataforma e incorpora internamente el acondicionamiento de la Figura 21, requerido para adquirir la señal registrada por los electrodos.

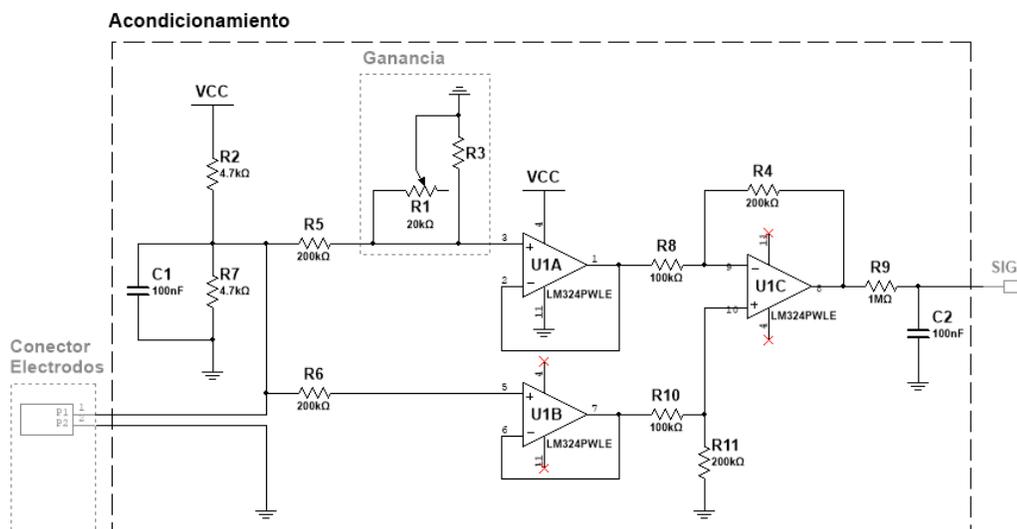
Tabla 15

Especificaciones del Módulo GSR

Parámetro	Módulo GSR
Voltaje de operación	3.3V/5V
Sensibilidad	Ajustable
Señal de entrada	Resistencia
Señal de salida	Voltaje (Analógico)
Material de contacto	Níquel

**Figura 21**

Diagrama esquemático del módulo GSR



*Nota.* Diagrama esquemático adaptado de Seed Studio (s. f.).

Al igual que con los módulos anteriores, para usarlo conjuntamente con el PR3 se añadió a su salida un limitador de voltaje de 3.3 V como los diseñados anteriormente, para evitar daños en la tarjeta Teensy 3.6 en caso de que el módulo se encuentre mal calibrado y sus valores de salida excedan el voltaje admitido por la tarjeta.

### Software

El software diseñado para los prototipos previos comprende únicamente los programas utilizados por el microcontrolador para la adquisición de señales. Sin embargo, para el tercer prototipo, además del software para el microcontrolador, se diseña un interfaz con la capacidad de adquirir, graficar y almacenar las señales transmitidas desde el PR3 en tiempo real.

### ***Programa de Adquisición de Señales***

La programación del microcontrolador Teensy del PR3 se realizó en la aplicación multiplataforma IDE de Arduino 1.8.13, usando las funciones de las librerías “TEENX” y “MMA8452T” (ver Anexo 4) desarrolladas en C++ para facilitar la gestión del prototipo. Además, pueden usarse tanto para la Teensy 3.6 como para la Teensy 4.1, gracias a que la distribución de pines analógicos y digitales de las tarjetas es muy similar.

Las librerías también incorporan ejemplos de programas para la adquisición de señales usando interrupciones, el almacenamiento de datos en una memoria microSD, la comunicación UART entre la Teensy3.6/4.1 y la ESP32S; y, la transmisión de información mediante puerto serial, wifi o bluetooth.

Por tanto, usando los recursos de software elaborados previamente se realizó un programa orientado específicamente al desarrollo de trabajo de investigación que permite la adquisición simultánea de seis señales del PR3, tres de ellas provenientes de los módulos: PPG, FLW, GSR; y, las tres restantes: ECG, GSR y TEM de la e-Health V2.0.

Para adquirir estas señales, se usaron tres Frecuencias de muestreo ( $F_s$ ) diferentes de acuerdo a cada señal como se muestra en la Tabla 16, para lo que se configuraron tres Timers que permiten generar interrupciones internas de acuerdo a los tiempos requeridos. Cada interrupción permite registrar el valor de voltaje de cada sensor y el tiempo de lectura en milisegundos (ms), para posteriormente enviarlos mediante puerto serial.

**Tabla 16**

*Adquisición de señales con PR3*

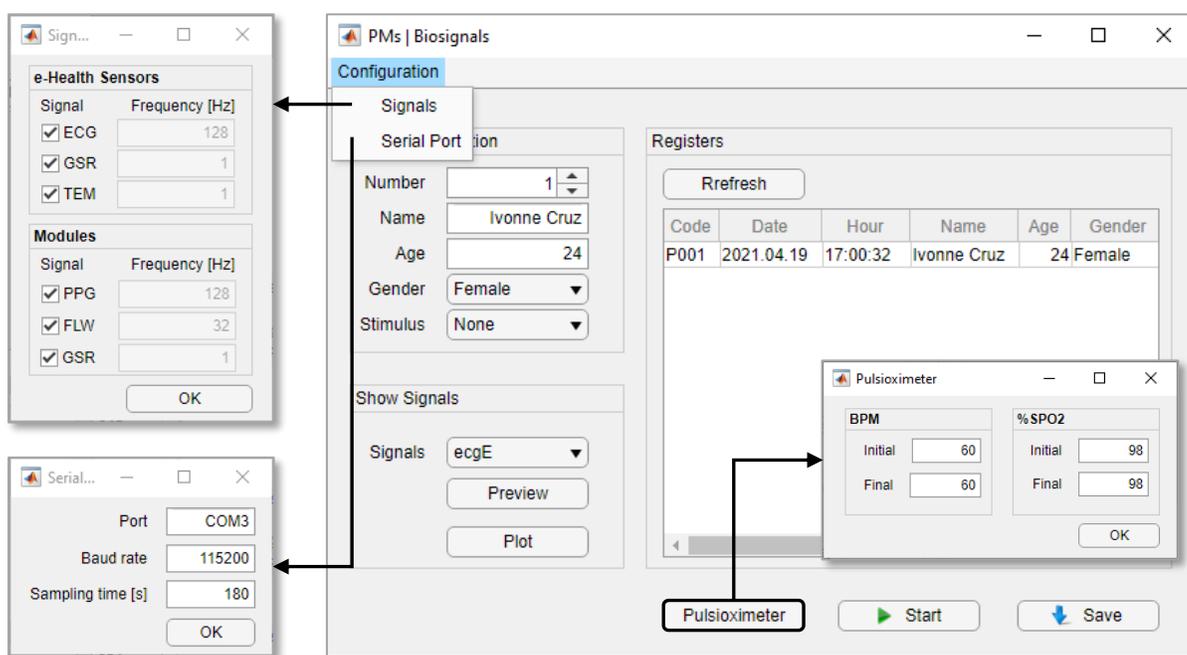
PR3	Señal	$F_s$ [Hz]	Timer	Intervalo de tiempo [ $\mu s$ ]
e-Health V2.0	ECG	128	1	7812.5
Módulo	PPG	128	1	7812.5
Módulo	FLW	32	2	31250
Módulo	GSR	1	3	1000000
e-Health V2.0	TEM	1	3	1000000
e-Health V2.0	GSR	1	3	1000000

## Interfaz de Adquisición de Señales

La interfaz de adquisición de señales tiene la capacidad de adquirir, graficar y almacenar las señales transmitidas desde el PR3 por puerto serial o bluetooth en tiempo real. En la Figura 22, se observan las ventanas del interfaz donde la funcionalidad de cada uno de sus elementos se detalla en la Tabla 17.

**Figura 22**

*Interfaz de adquisición de señales*



**Tabla 17**

*Elementos del interfaz de adquisición de señales*

Sección	Descripción	Botón/Menú	Descripción
Patient Information	Sección en la que se ingresa la información básica del sujeto	Number	Número del sujeto
		Name	Nombre del sujeto
		Age	Edad del sujeto
		Gender	Género del sujeto
		Stimulus	Estímulo al que se someterá al sujeto
		Signal	Selección de señal a graficar
Show Signals	Sección que permite graficar las señales	Plot	Grafica señal seleccionada y previamente almacenada

Sección	Descripción	Botón/Menú	Descripción
Acquisition	Sección que permite adquirir las señales	Preview	Grafica señal seleccionada en tiempo real
		Pulsioximeter	Despliega ventana para el ingreso de datos del pulsioxímetro
		Start	Inicia el registro de las señales de los sensores
		Save	Almacena las señales registradas en un archivo .mat
Registers	Sección que permite observar en una tabla la información básica de los pacientes	Refresh	Permite actualizar la tabla de información
Configuration		Serial Port	Despliega ventana para especificar el nombre, la velocidad y el tiempo de lectura del Puerto Serial
		Signals	Despliega ventana que permite seleccionar las señales a registrar y su frecuencia de muestreo.

### Características Técnicas

En la Tabla 18 se muestran las características técnicas del tercer prototipo de repotenciación. Dado que este prototipo es el resultado de la unificación de los dos primeros, posee las prestaciones de ambos y su capacidad de adquisición incrementa, siendo capaz de registrar hasta 6 señales de forma simultánea

**Tabla 18**

*Características del PR3*

	PR3		Unidad
	Teensy 3.6	Teensy 4.1	
<b>Microcontrolador</b>			
Velocidad de procesador	180	600	MHz
Resolución entradas analógicas	13	10	Bits
Interrupciones internas	4	4	Timers
<b>Memoria</b>			
RAM	256	1024	kB
microSD*	64	64	GB
<b>Comunicación</b>			
Alámbrica	USB (microB), Serial, SPI, I2C, CAN, Ethernet**		-
Inalámbrica	WIFI, Bluetooth		

	PR3	Unidad
<b>Sensores</b>	12	
e-Health V2.0	ECG, EMG, FLW, GSR, TEM, PUL, POS	-
Módulo Adquisición simultánea	PPGm, FLWm, GSRm ECG, PPG, FLWm, GSRm, GSR, TEM	-
<b>Alimentación</b>	±5, +3	Volts
<b>Software</b>		
Entorno de programación	IDE Arduino 1.8.13	-
Librerías requeridas	TEENX, MMA8452T	-

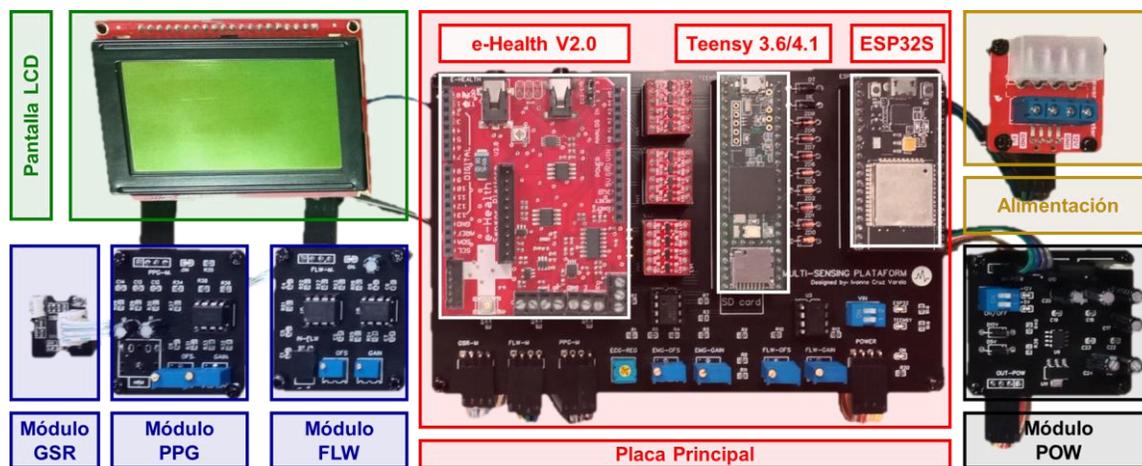
Nota: \* La microSD es intercambiable. \*\* Ethernet solo válido para la tarjeta Teensy 4.1.

## Implementación

El PR3 es el prototipo que presenta mejores características técnicas; por lo tanto, fue seleccionado para ser implementado. Este dispositivo se diseñó de forma modular tal como se muestra en la Figura 23, donde la pantalla LCD y el módulo GSR fueron adquiridos previamente e incorporados al PR3. Por otro lado, en función de los diagramas esquemáticos presentados anteriormente se realiza el diseño PCB de la placa principal, el módulo FLW y el módulo PPG usando el software EasyEDA 6.4.7.

**Figura 23**

*Prototipo PR3 implementado*

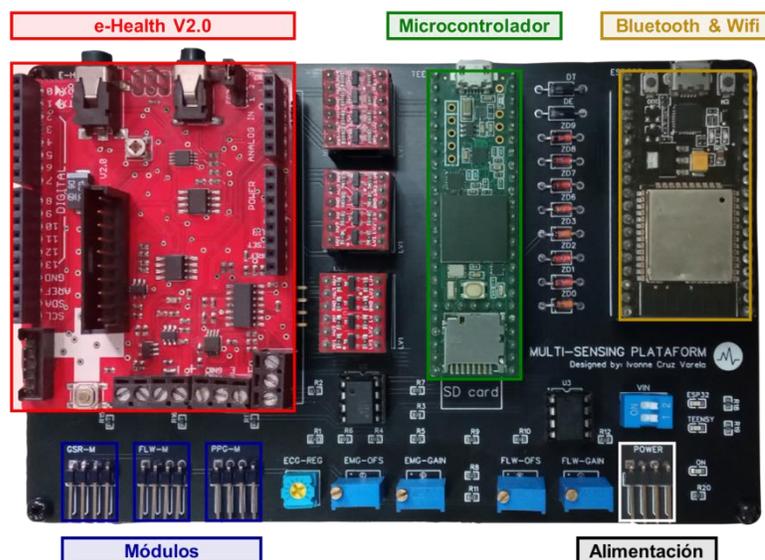


La placa principal (Figura 24) contiene al e-Health V2.0 y su acondicionamiento; el microcontrolador Teensy 3.6/4.1 y la tarjeta ESP32S Node – MCU para la comunicación bluetooth y wifi. Recapta las señales de los módulos FLW, PPG, GSR y permite la transmisión de datos a la pantalla LCD. Además, posee un interruptor que permite alimentar a las tarjetas desde la placa principal cuando estas no son energizadas mediante USB.

Los módulos diseñados pueden usarse de forma independiente o como parte del PR3. Y, tanto estos como la placa principal, incluyen en su diseño LEDs indicadores de encendido y etiquetas en su reverso, que permiten identificar los terminales de polarización ( $\pm 5$  V, +3.3V, GND).

**Figura 24**

*Placa principal del PR3*



Para alimentar la placa principal y todos los elementos interconectados a la misma, se requieren  $\pm 5$  V y +3 V, estos pueden ser suministrados mediante fuentes de poder o baterías. Sin embargo, se decidió diseñar el módulo de alimentación (Módulo POW) que permite obtener estos valores de voltaje a partir de una fuente de +12 V/+5 V y cuyo diagrama esquemático puede encontrarse en la sección de anexos (ver Anexo 3).

## Capítulo IV

### Adquisición y Procesamiento de Señales

El objetivo del trabajo de investigación es analizar la correlación de los estímulos auditivos y audiovisuales con el sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos. Por esta razón, se propone registrar señales fisiológicas de sujetos sometidos a estos tipos de estimulación. La adquisición de las señales relacionadas al sistema cardiorrespiratorio se realizó utilizando el prototipo de repotenciación implementado (PR3), siguiendo el protocolo de estimulación y adquisición de bioseñales diseñado para esta investigación y usando el interfaz relacionado al PR3 fue posible almacenar las señales registradas de cada uno de los sujetos participantes en una base de datos.

Las bioseñales de la base datos son sometidas a procesamiento digital, necesario para eliminar el ruido y permitir la extracción adecuada de sus principales características, tanto temporales como frecuenciales, que tras su análisis permiten determinar el efecto de la estimulación aplicada sobre la fisiología de los sujetos.

### Protocolo de Estimulación y Adquisición de Bioseñales

Para el correcto registro de señales fisiológicas, la literatura sugiere establecer un protocolo dentro del cual se consideran los estímulos a aplicar, las condiciones del entorno, los rasgos de la población de estudio, las consideraciones éticas, los instrumentos de evaluación y, también, los pasos a seguir antes y después de la toma de bioseñales. Por esta razón, se diseñó un protocolo de estimulación y adquisición de señales que contempla todos los puntos anteriores. En esta sección se mencionan algunos aspectos del protocolo, sin embargo, su versión completa puede encontrarse en el Anexo 6.

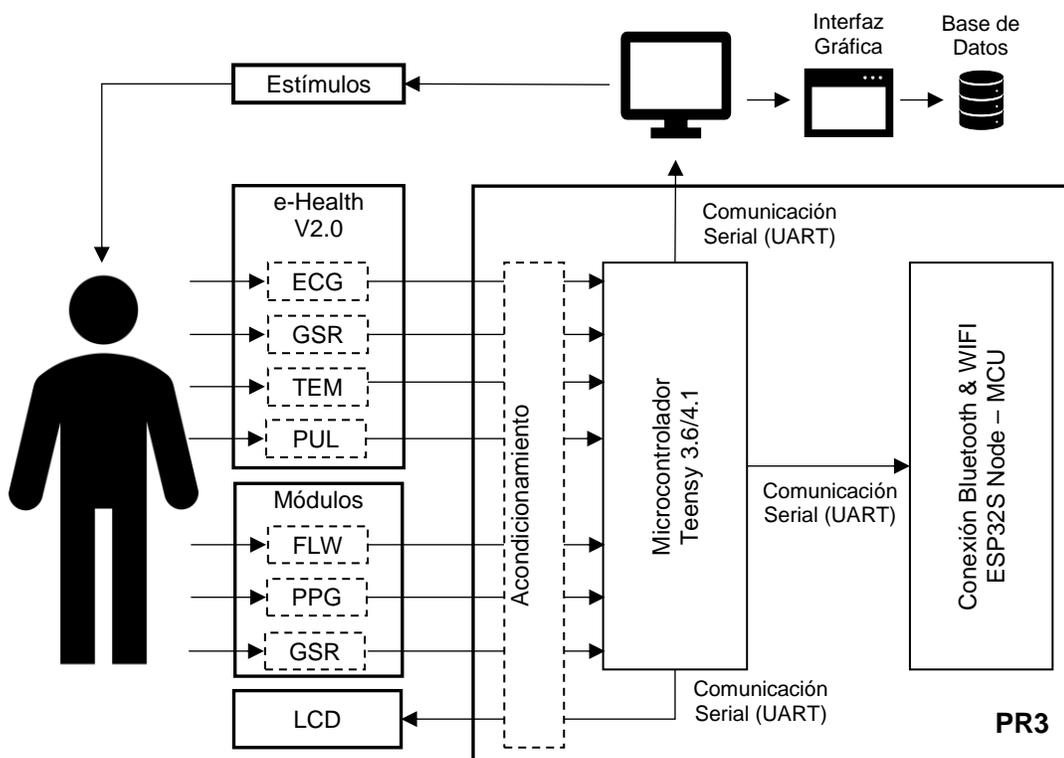
El protocolo diseñado permite inducir estados de estrés y relajación, usando estímulos auditivos y audiovisuales, con el objetivo de provocar cambios en el sistema

cardiorrespiratorio del sujeto que recibe la estimulación. Dichos cambios fisiológicos son detectados evaluando las señales relacionadas con este sistema, como: electrocardiograma (ECG), fotopletismograma (PPG), flujo respiratorio (FLW), respuesta galvánica de la piel (GSR) y temperatura (TEM), mismas que son seleccionadas como variables de interés para esta investigación.

En la Figura 25 se muestra el esquema general de conexión usado para el registro de bioseñales con el PR3. Donde, una vez los sensores son colocados sobre el sujeto conforme lo indica el protocolo, los estímulos son reproducidos desde el computador y receptados por el sujeto durante 180 s, periodo durante el cual las señales son adquiridas por el PR3 y almacenadas usando el interfaz relacionado al prototipo.

**Figura 25**

*Esquema de conexión para el registro de señales con el PR3*



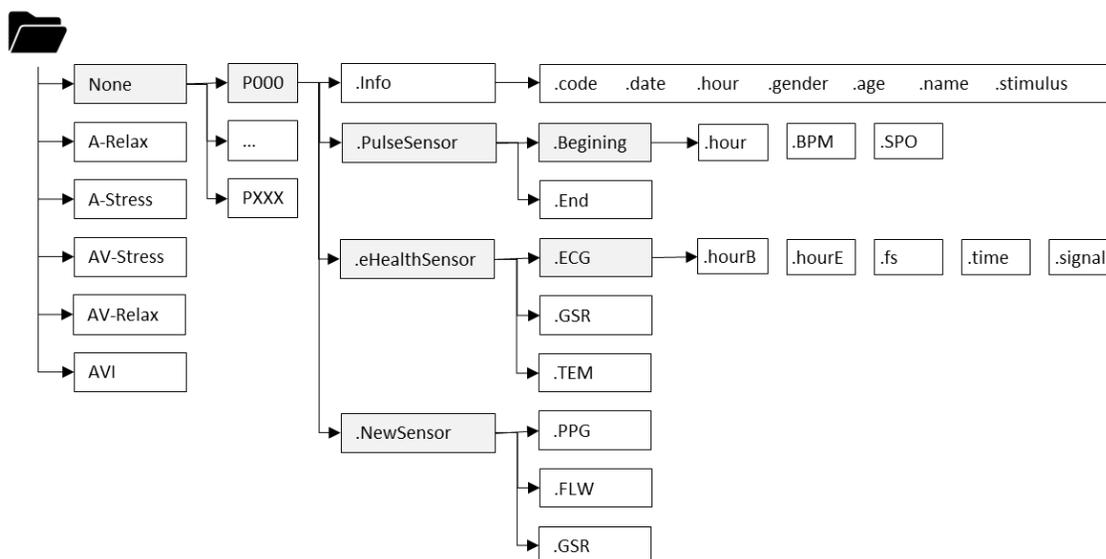
## Base de Datos

Las señales fisiológicas fueron registradas de 11 sujetos sanos siguiendo el protocolo diseñado. A cada uno de los sujetos se le realizaron 6 registros de 180 s, correspondientes a cada estimulación, durante los cuales se adquirieron 6 señales fisiológicas: ECG, FLW, PPG, GSR (2) y TEM. Posteriormente, debido a la detección de valores atípicos que podrían interpretarse como una patología cardiaca en uno de los sujetos, sus registros fueron descartados.

Por tanto, la conformación de la base de datos se realizó a partir del registro de las señales fisiológicas de un total de 10 sujetos, con edades entre los 18 y 51 años ( $M = 31.1$ ;  $\sigma = 11.3$ ), de los cuales 5 son hombres y 5 mujeres (50%). En la base de datos además de los registros de las bioseñales, para cada paciente se registraron los valores del pulsioxímetro e información general como edad y sexo. La información almacenada se organiza según los estímulos aplicados en 6 secciones diferentes (A-Stress, A-Relax, AV-Stress, AV-Relax, AVI, None), donde el registro de cada sujeto distribuye la información como se muestra en la Figura 26 (ver Anexo 5).

**Figura 26**

*Organización de información en la base de datos*



## Procesamiento Digital de Bioseñales

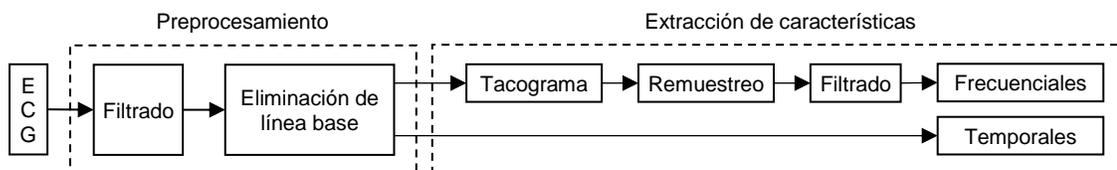
Las señales de ECG, PPG, FLW, GSR y TEM almacenadas en la base de datos, son procesadas digitalmente con el objetivo de eliminar el ruido y extraer sus principales características temporales y frecuenciales. La extracción de características se realizó de tres tramos de muestra del registro de 180 s de cada señal, correspondientes a la sección inicial (20 s – 60 s), media (60 s – 120 s) y final (120 s – 160 s). En los siguientes apartados se detalla el procesamiento y las características extraídas de cada una de las bioseñales.

### Procesamiento de Señal ECG

La señal de electrocardiograma (ECG) extraída de la base de datos fue sometida a las etapas de procesamiento digital que se muestran en la Figura 27. En la primera etapa, correspondiente al preprocesamiento, se utilizan tres filtros digitales con el objetivo de eliminar el ruido que no ha podido ser suprimido por los filtros de hardware. Y, para evitar el desplazamiento de la señal ECG en el tiempo, se utilizan filtros IIR Butterworth doble pasada con los parámetros que se indican en la Tabla 19, donde: el filtro rechaza banda, elimina el ruido de 60 Hz introducido por la red eléctrica; el pasa alto, retira el componente DC; y, el pasa bajo, suprime las altas frecuencias porque no aportan información relevante para el análisis de la señal ECG.

**Figura 27**

*Diagrama de bloques de procesamiento digital de ECG*



**Tabla 19**

*Parámetros de filtros digitales aplicados a ECG*

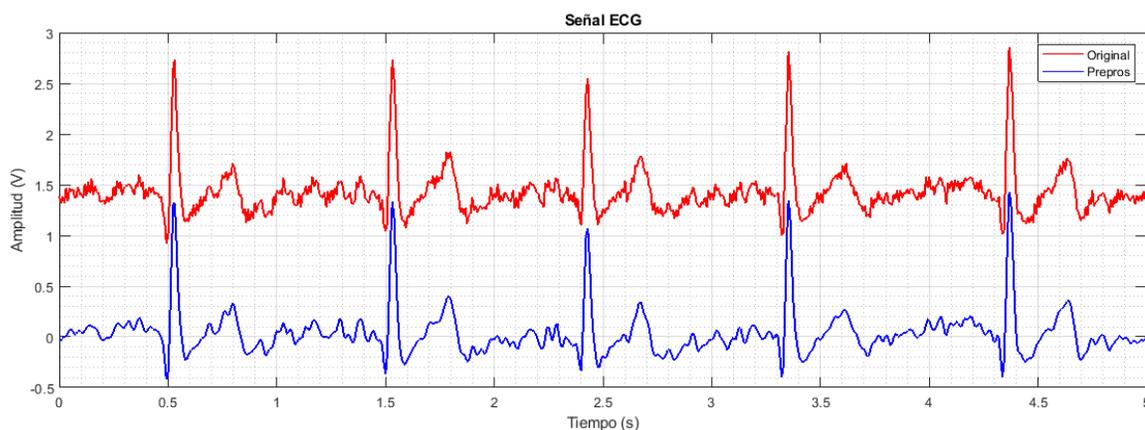
Filtro	Parámetros			
	Fp [Hz]	Fs [Hz]	Ap [dB]	As [dB]
Rechaza banda	57 – 63	58 – 62	1	40
Pasa alto	0.005	0.0001	1	40
Pasa bajo	31.5	32	1	40

*Nota.* Fp: Frecuencia de paso; Fs: Frecuencia de paro; Ap: Atenuación en banda de paso; As: Atenuación en banda de paro.

Posteriormente, se eliminó la línea base de la señal ECG filtrada como lo sugiere Betancourt & Yépez (2018). En la Figura 28 se muestra una comparativa de la señal ECG original y la obtenida tras el preprocesamiento digital, donde esta última tiene un menor nivel de ruido y carece de offset.

**Figura 28**

*Señal ECG original y preprocesada*



Una vez concluido el preprocesamiento, se extrajeron las principales características de la señal ECG. Para el caso de las características temporales se usó el algoritmo de Pan Tompkins, que permite identificar el complejo QRS, a partir del cual se estimaron los intervalos RR y se calcularon las características temporales descritas en la Tabla 20.

**Tabla 20***Características temporales señal ECG*

<b>No.</b>	<b>Etiqueta</b>	<b>Descripción</b>	<b>ud.</b>
1	mBT1	Tiempo promedio de duración de los latidos, estimado a partir de la identificación de las ondas RR del ECG	ms
2	BPM	Numero de latidos por minuto	bpm
3	SSDN	Variabilidad del ritmo cardíaco estimado con el método SSDN	ms
4	RMSSD	Variabilidad del ritmo cardíaco estimado con el método RMSSD	ms
5	mQRSA	Amplitud promedio del complejo QRS	mV
6	sQRSA	Desviación estándar de las amplitudes del complejo QRS	mV

Posteriormente, usando los valores de los intervalos RR se construye el tacograma, que consiste en la representación de estos valores secuencialmente. Para ello, los valores de RR fueron interpolados a una frecuencia de 4Hz y filtrados usando un IIR Butterworth pasa alto de doble pasada a 0.005 Hz. A partir de la serie temporal R-R obtenida se estimaron las características espectrales descritas en la Tabla 21.

**Tabla 21***Características frecuenciales señal ECG*

<b>No.</b>	<b>Etiqueta</b>	<b>Descripción</b>	<b>ud.</b>
7	FMP	Frecuencia a la que aparece el mayor pico de potencia de la señal de ECG	Hz
8	MP	Potencia pico del espectro de la señal de ECG	un*
9	FMPt	Frecuencia a la que aparece el mayor pico de potencia del tacograma	Hz
10	MPt	Potencia pico del espectro del tacograma	un*
11	VLF	Potencia media del espectro del tacograma en la banda de VLF	un*
12	LF	Potencia media del espectro del tacograma en la banda de LF	un*
13	HF	Potencia media del espectro del tacograma en la banda de HF	un*
14	LF/HF	Relación de potencia entre LF/HF	-

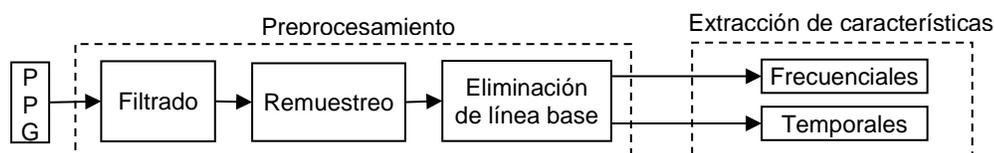
*Nota:* \*Unidades normalizadas.

**Procesamiento de Señal PPG**

A la señal de fotopleletismografía (PPG) extraída de la base se le aplicaron las etapas de procesamiento digital que se muestra en la Figura 29. Para el preprocesamiento de la señal PPG se utilizaron dos filtros IIR Butterworth doble pasada con los parámetros que se indican en la Tabla 22, para eliminar el ruido de bajas y altas frecuencias, incluyendo el ruido de 60 Hz introducido por la red eléctrica.

**Figura 29**

Diagrama de bloques de procesamiento digital de PPG

**Tabla 22**

*Parámetros de filtros digitales aplicados a PPG*

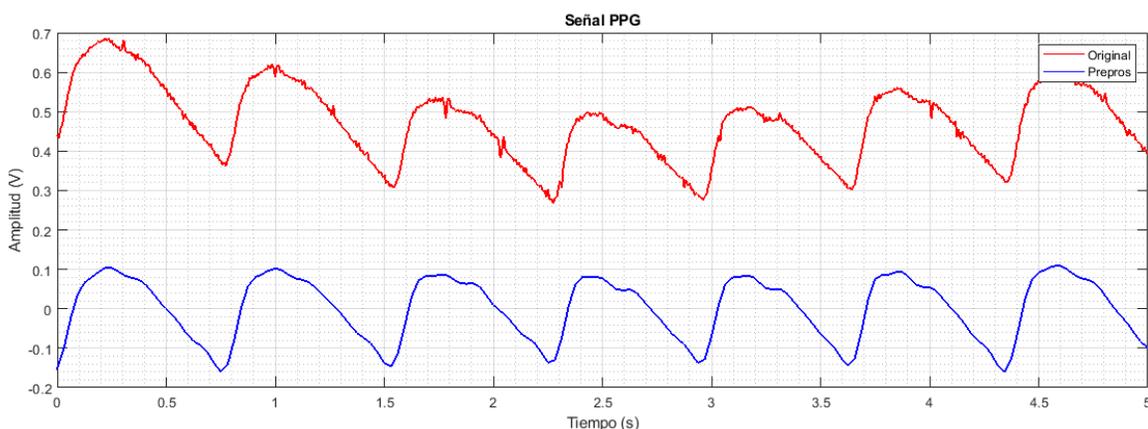
Filtro	Parámetros			
	Fp [Hz]	Fs [Hz]	Ap [dB]	As [dB]
Pasa alto	0.005	0.0001	1	20
Pasa bajo	7.5	8	1	20
Pasa bajo*	1.5	2	1	20

*Nota.* \* Filtro de etapa de acondicionamiento. Fp: Frecuencia de paso; Fs: Frecuencia de paro; Ap: Atenuación en banda de paso; As: Atenuación en banda de paro.

Una vez la señal ha sido filtrada, se reduce su frecuencia de 128 Hz a 32 Hz mediante un proceso de remuestreo y se elimina la línea base aplicando el mismo método usado para la señal ECG. En la Figura 30 se muestra una comparativa de la señal PPG original y la obtenida tras el preprocesamiento digital.

**Figura 30**

*Señal PPG original y preprocesada*



Posteriormente, para extraer las características temporales fue necesario identificar los valores máximos y mínimos, que corresponden al pico máximo de sístole y el mínimo de diástole, respectivamente; para esto se usó un algoritmo basado en la sumatoria de pendientes descrito dentro del trabajo de Betancourt & Yépez (2018). A partir de este análisis fue posible calcular las características temporales que se muestran en la Tabla 23; mientras que, para extraer las características frecuenciales se calculó la densidad espectral de la señal usando el método de Welch.

**Tabla 23**

*Características señal PPG*

<b>No.</b>	<b>Etiqueta</b>	<b>Descripción</b>	<b>ud.</b>
<b>Características temporales</b>			
1	BPM	Numero de latidos por minuto	bpm
2	SST	Tiempo promedio de duración de los latidos, estimado a partir de cada sístole	ms
3	sdSST	Desviación estándar de los tiempos de duración de los latidos	ms
4	BPA	Amplitud promedio de los cambios de volumen sanguíneo, estimado entre el punto de mínima diástole y máxima sístole	mV
5	sdBPA	Desviación estándar de las amplitudes de los cambios de volumen sanguíneo	mV
<b>Características frecuenciales</b>			
6	FMP	Frecuencia a la que aparece el mayor pico de potencia de la señal de fotopleitismografía	Hz
7	MP	Potencia pico del espectro de la señal de fotopleitismografía	un*

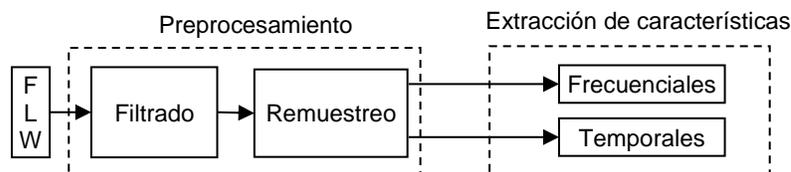
*Nota:* \*Unidades normalizadas.

***Procesamiento de Señal FLW***

Para la señal de flujo respiratorio (FLW) extraída de la base de datos se utilizó el procesamiento digital descrito en la Figura 31, donde para la primera etapa se utilizan dos filtros digitales tipo IIR Butterworth doble pasada con los parámetros que se indican en la Tabla 24 con el objetivo de eliminar el ruido de bajas y altas frecuencias. Una vez la señal FLW ha sido filtrada, se reduce su frecuencia de 32 Hz a 8 Hz mediante un proceso de remuestreo.

**Figura 31**

Diagrama de bloques de procesamiento digital de FLW

**Tabla 24**

Parámetros de filtros digitales aplicados a FLW

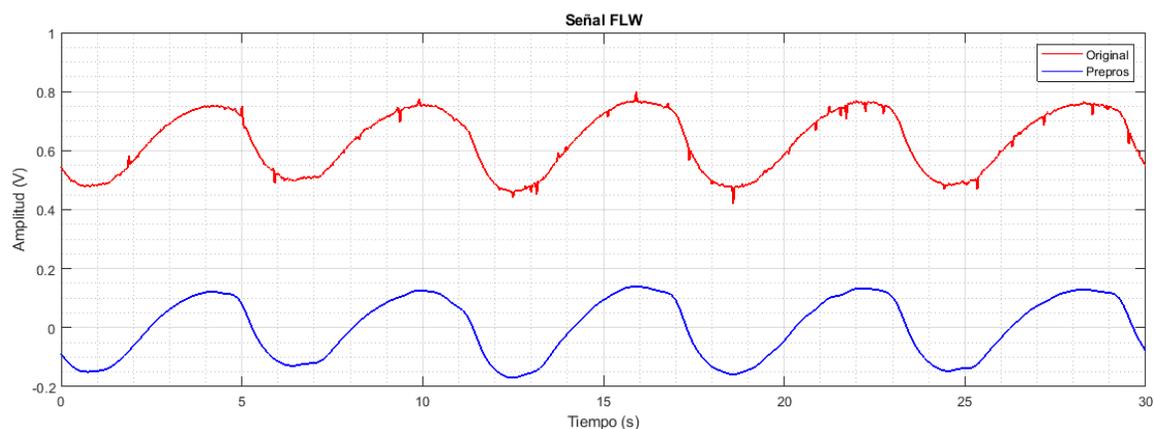
Filtro	Parámetros			
	Fp [Hz]	Fs [Hz]	Ap [dB]	As [dB]
Pasa alto	0.005	0.0001	1	20
Pasa bajo	1.5	2	1	20

Nota. Fp: Frecuencia de paso; Fs: Frecuencia de paro; Ap: Atenuación en banda de paso; As: Atenuación en banda de paro.

En la Figura 32 se observa que la señal FLW obtenida tras el preprocesamiento digital posee un menor nivel de ruido respecto a la señal original y, además, el componente DC añadido por el offset de hardware ha sido eliminado gracias al filtro pasa alto, permitiendo visualizar la forma original de la señal FLW.

**Figura 32**

Señal FLW original y preprocesada



Para la extracción de características de la señal FLW se realizó un proceso basado en el utilizado para la señal de PPG, dado que, al identificar los valores máximos y mínimos, que corresponden a espiración e inspiración, respectivamente, es posible calcular las características temporales que se muestran en la Tabla 25. Así también, para extraer las características frecuenciales se calculó la densidad espectral de la señal usando el método de Welch.

**Tabla 25**

*Características señal FLW*

No.	Etiqueta	Descripción	ud.
<b>Características temporales</b>			
1	RPM	Numero de respiraciones por minuto	-
2	TTot	Tiempo promedio de duración de cada respiración, estimado a partir de cada máximo inspiratorio	ms
3	sdTTot	Desviación estándar de los tiempos de duración de las respiraciones	ms
4	FLWA	Amplitud promedio de la respiración, estimado entre el punto de mínima espiración y máxima inspiración	mV
5	sdBPA	Desviación estándar de las amplitudes de las respiraciones	mV
<b>Características frecuenciales</b>			
6	FMP	Frecuencia a la que aparece el mayor pico de potencia de la señal de flujo respiratorio	Hz
7	MP	Potencia pico del espectro de la señal de flujo respiratorio	un*

*Nota:* \*Unidades normalizadas.

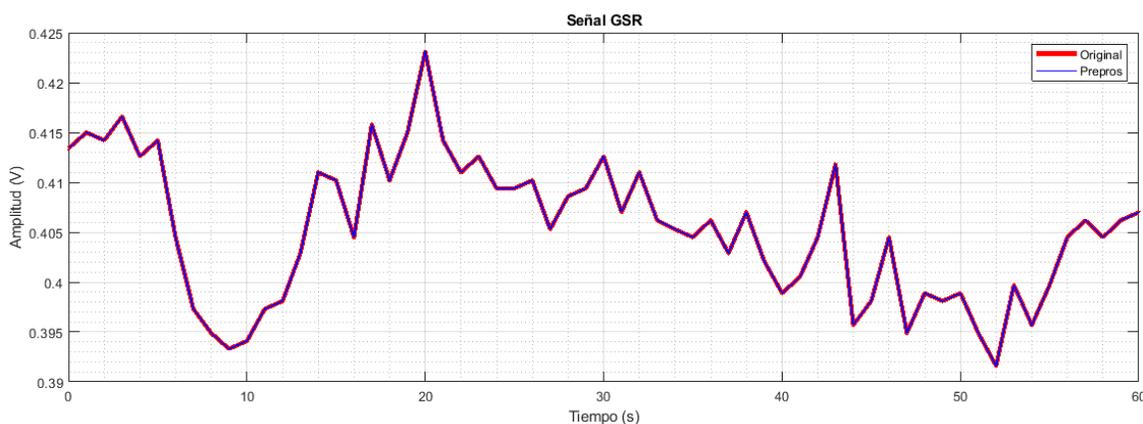
**Procesamiento de Señales GSR**

Para el procesamiento digital de la señal de resistencia galvánica de la piel (GSR) se utiliza únicamente un filtro pasa bajo ( $F_p = 0.49$ ,  $F_s = 0.5$ ) tipo IIR Butterworth doble pasada con los parámetros que se indican en la Tabla 24, para reducir el ruido de la señal, obteniendo los resultados que se muestran en la Figura 33.

Después de filtrar la señal digitalmente, se extraen las características temporales y frecuenciales descritas en la Tabla 26, en los tramos del registro correspondientes a la sección inicial (20 s – 60 s), media (60 s – 105 s) y final (120 s – 160s).

**Figura 33**

Señal GSR original y preprocesada

**Tabla 26**

Características señal GSR

No.	Etiqueta	Descripción	ud.
<b>Características temporales</b>			
1	EDAm	Pendiente a la que se ajusta la señal de GSR	-
2	EDAs	Desviación estándar de la señal GSR	V
<b>Características frecuenciales</b>			
3	FMP	Frecuencia a la que aparece el mayor pico de potencia de la señal GSR	Hz
4	MP	Potencia pico del espectro de la señal GSR	un*

Nota: \*Unidades normalizadas.

La señal GSR fue registrada usando la plataforma e-Health V2.0 y el módulo de Sichiray (s. f.). Sin embargo, después del procesamiento de las señales adquiridas con los dos dispositivos, se observó que la obtenida con la plataforma e-Health presentaba elevados niveles de ruido y por esta razón, fue descartada para el análisis. Por tanto, la señal GSR con la que se trabajó para la extracción de características fue la adquirida por módulo de Sichiray (s. f.).

## **Caracterización de Estímulos**

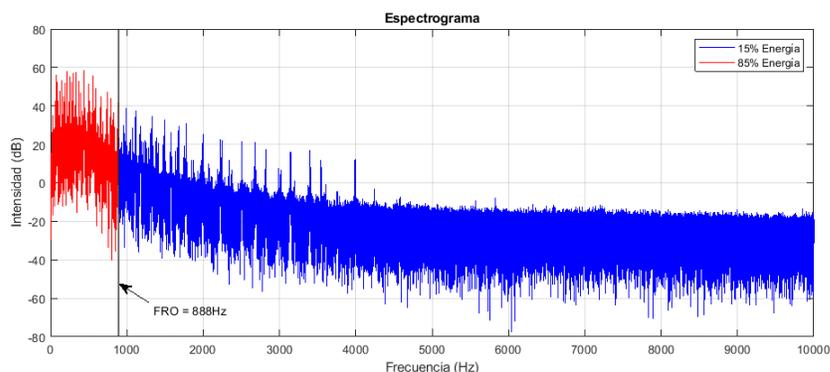
Las canciones y videos utilizados como estímulos para esta investigación son caracterizados considerando los elementos cuantitativos descritos por Schmidt (2013), Lartillot & Toivainen (2007) con el objetivo establecer una correlación cuantificable entre el estímulo y la respuesta fisiológica que este produce en el sistema cardiorrespiratorio del sujeto sometido a esta estimulación.

### ***Estímulo Auditivo***

El protocolo de estimulación diseñado, establece usar la canción “Gymnopedies No.1” de Erik Satie como estímulo auditivo para inducir emociones positivas; y la canción “Phobophile” de la banda Cryptopsy para inducir emociones negativas. Por lo tanto, se extraerán las características cuantitativas relacionadas al tempo, dinámica y timbre de estas dos piezas musicales usando *MIRtoolbox*.

El conjunto integrado de funciones *MIRtoolbox* diseñado por Lartillot & Toivainen (2007) como parte del proyecto “*Tuning the Brain for Music*”, permite obtener fácilmente las características cuantitativas de interés, dado que fue desarrollado para un área de investigación relacionada a la del presente. Para evaluar el tempo, el algoritmo calcula las pulsaciones por minuto (bpm) detectando la periodicidad de las ráfagas sucesivas de energía en la señal de audio. Y para la característica dinámica, calcula la energía global de la señal de audio utilizando la raíz cuadrada media (RMS) de la amplitud.

Por otro lado, para evaluar el timbre la herramienta *MIRtoolbox* permite identificar la cantidad de altas frecuencias contenidas en la señal al encontrar un valor de frecuencia límite (FRO); tal que, cierta fracción de la energía total (generalmente el 85%) se encuentre contenida por las frecuencias inferiores a esta. Por ejemplo, en la Figura 34 se observa el espectro de una señal de audio en donde la frecuencia límite es 888 Hz, esto quiere decir que el conjunto de frecuencias inferiores a 888 Hz contiene un 85% de la energía de la señal.

**Figura 34***Espectrograma de señal de audio*

*Nota.* Espectrograma de la señal de audio extraída de la sección 25s – 55s de A – Relax.

Adicionalmente, se calcula el promedio de la intensidad de las frecuencias que contienen el 85% de energía de la señal (FROM) y se extraen otras características como el máximo pico de potencia de la señal (MP) y la frecuencia en donde se produce este pico (FMP). Todas las características extraídas relacionadas con la potencia e intensidad tienen una relación con la dinámica de la música, mientras que las características frecuenciales se relacionan con el timbre.

En la Tabla 27 se muestran el total de seis características que se extraen de tres tramos temporales del estímulo auditivo, correspondientes a la sección inicial (25 s – 55 s), media (75 s – 105 s) y final (125 s – 155 s), con el propósito de mantener correspondencia con las características extraídas de las señales fisiológicas.

**Tabla 27***Características de estímulos auditivos*

No.	Etiqueta	Descripción	Unidades
1	TEM	Tempo de la señal de audio	bpm
2	RMS	Potencia RMS de la señal de audio	rms
3	MP	Potencia pico de la señal de audio	un
4	FMP	Frecuencia en la que aparece la potencia pico de la señal de audio	Hz
5	FRO	Frecuencia roll-off	Hz
6	FROM	Intensidad promedio de las frecuencias menores a FRO	dB

### ***Estímulo Audiovisual***

Los estímulos audiovisuales que establece el protocolo de estimulación, son el videoclip “Beautiful relaxing music” de la organización Visit Vestsjælland A/S como estímulo audiovisual para inducir emociones positivas y una escena de la película “Autopsia” del director Adam Gierasch para inducir emociones negativas. Por lo tanto, se extraerán las características cuantitativas de los elementos sonoros y visuales de estos videos.

Para extraer las características de los elementos sonoros, es decir, del audio del video, se utiliza el mismo procedimiento aplicado para los estímulos auditivos. Por otro lado, para los elementos visuales se evalúa el movimiento (MOV) de la imagen en fotogramas por segundo (fps) usando el software libre VSC. Por tanto, en Tabla 28 se muestran las siete características extraídas de tres tramos temporales de los estímulos audiovisuales, donde seis corresponden al audio y uno a la imagen.

**Tabla 28**

#### *Características de estímulos audiovisuales*

<b>No.</b>	<b>Etiqueta</b>	<b>Descripción</b>	<b>Unidades</b>
1	TEM	Tempo de la señal de audio	bpm
2	RMS	Potencia RMS de la señal de audio	rms
3	MP	Potencia pico de la señal de audio	un*
4	FMP	Frecuencia en la que aparece la potencia pico de la señal de audio	Hz
5	FRO	Frecuencia roll-off	Hz
6	FROM	Intensidad promedio de las frecuencias menores a FRO	dB
7	MOV	Movimiento de las imágenes	fps

*Nota.* \*Unidades normalizadas.

## **Capítulo V**

### **Análisis de Resultados**

Las principales características extraídas de las señales fisiológicas de la base de datos se analizaron usando métodos estadísticos con el objetivo de conocer sus generalidades e identificar los cambios estadísticamente relevantes que producen los estímulos sobre el sistema cardiorrespiratorio de los sujetos participantes. Además, para validar los resultados obtenidos del análisis estadístico, se utilizó un método de clasificación no supervisada. Por otro lado, con el objetivo de identificar la relación entre el estímulo aplicado al sujeto y la respuesta fisiológica que produce en el mismo, se calculó la correlación entre determinadas características del estímulo y las señales fisiológicas.

#### **Análisis Estadístico**

Los resultados obtenidos de la prueba PSS-10 y la encuesta de estimulación, aplicadas a los sujetos participantes como instrumentos de evaluación conforme al protocolo diseñado, fueron analizados con el objetivo de identificar el nivel de estrés inicial y la percepción de los individuos respecto a la estimulación recibida. Además, es importante mencionar que estos instrumentos de evaluación fueron supervisados y aprobados por un psicólogo miembro del grupo de investigación.

Además, en el análisis estadístico se calculó la tendencia central y la dispersión de los valores obtenidos para cada una de las características extraídas de las señales fisiológicas y se utilizó una prueba no paramétrica, para identificar diferencias significativas entre las características registradas durante el estado basal y durante la estimulación. Este análisis también sirvió para determinar la sección temporal en la que el estímulo produce un mayor impacto sobre el sujeto que lo recibe.

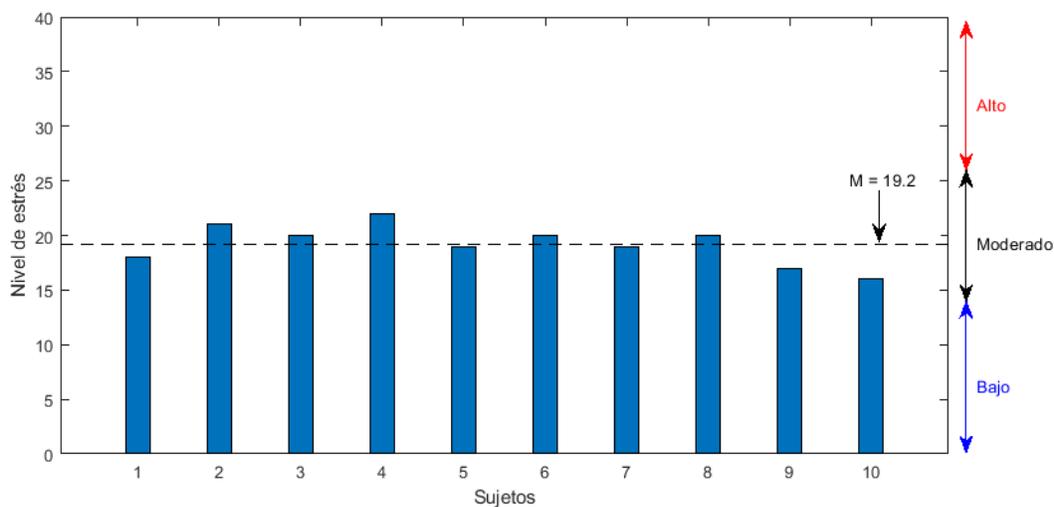
### **Análisis de Instrumentos de Evaluación**

La Escala de Estrés Percibido (Perceived Stress Scale, PSS) reducida de 10 ítems (ver Anexo 6) fue aplicada como parte del protocolo de estimulación a los sujetos, previo el registro de las señales fisiológicas, con el propósito de evaluar su condición de estrés inicial. La puntuación del test PSS-10 es directamente proporcional al nivel de estrés percibido, pudiendo variar en un rango de 0 a 40 puntos, evaluando el estrés en tres categorías: bajo (0 – 13), moderado (14 – 26 ) y alto (27 – 40) (Remor, 2006).

En la Figura 35 se muestran los resultados obtenidos luego de tabular los test PSS-10 de los sujetos participantes, se obtuvo una media de estrés percibido de 19.2 (min = 16; máx = 22) con una desviación de 1.81. Por tanto, dado que el nivel de estrés se encuentra entre 14 – 26 puntos, el 100% de los sujetos experimentan un nivel de estrés moderado previo a la estimulación.

### **Figura 35**

#### *Resultados de test PSS – 10*

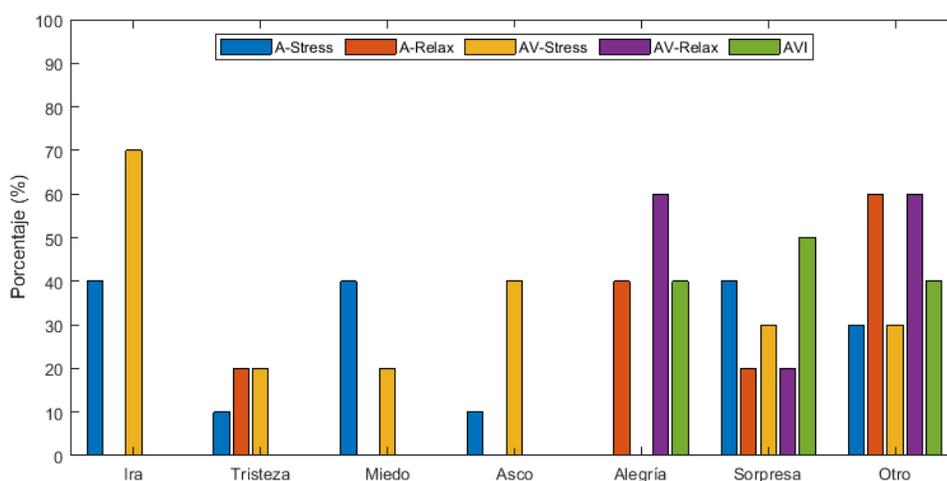


Así también, como parte del protocolo se realizó una encuesta a los sujetos después de cada estimulación, con el objetivo de conocer las emociones que experimentaron y validar el efecto deseado de la estimulación. En la Figura 36 se

muestran los resultados obtenidos de las encuestas, se observa que los estímulos de estrés (A-Stress, AV-Stress) provocaron emociones negativas como ira, tristeza, miedo y asco; mientras que los estímulos de relajación (A-Relax, AV-Relax) provocaron alegría. En base a los resultados obtenidos, se corrobora que los estímulos aplicados lograron el efecto esperado sobre los sujetos participantes.

**Figura 36**

*Resultados de encuestas de estimulación*



Además, cabe señalar que la sorpresa es una emoción neutra que se produce de forma espontánea y depende directamente de la emoción que la precede y por tanto, se considera como una emoción neutra. En cuanto a las otras emociones descritas por los pacientes, se tienen: tranquilidad, paz y nostalgia para los estímulos de relajación; y, desesperación e incomodidad para los estímulos de estrés.

Por otro lado, pese a que inicialmente se consideró provocar estrés con el estímulo audiovisual interactivo (AVI), las encuestas aplicadas revelan que el 45% de los sujetos seleccionó la alegría para describir la emoción que experimentó durante este estímulo y describieron otras emociones, como: curiosidad e interés.

Dentro de las encuestas de estimulación también se evaluó, en una escala del 1 al 5, si el estímulo había sido agradable (5) o desagradable (1), con el objetivo de tener una respuesta más concreta sobre la percepción del sujeto frente a la estimulación recibida. Bajo estas consideraciones, los estímulos de relajación: AV-Relax (M = 4.8), A-Relax (M = 4.3) y AVI (M = 4.3), fueron reconocidos como estímulos agradables y los de estrés AV-Stress (M = 1.3) y A-Stress (M = 1.7) como desagradables.

### ***Análisis de Secciones Temporales***

Los estímulos fueron aplicados durante 3 min a cada uno de los sujetos participantes, tiempo durante el cual se adquirieron simultáneamente las señales fisiológicas de interés. Sin embargo, no está definida la sección temporal en donde se produce la mayor estimulación. Por esta razón, se propone analizar la señal ECG, ya que conforme a la investigación de Rainville et al. (2006) es la que aporta mayor información para identificar los cambios fisiológicos que producen las emociones sobre el sistema cardiorrespiratorio. Además, esta señal ECG no puede ser afectada por la intencionalidad del sujeto, como la de FLW, razón por la cual sus resultados son más confiables.

Para identificar la sección temporal más relevante, se propone comparar las características extraídas de la señal ECG del registro basal con las características de tres tramos de la sección inicial (25 s – 55 s), media (75 s – 105 s) y final (125 s – 155 s) de todos los estímulos, a excepción de AVI, dado que solo fue aplicado durante el 1 min y por tanto, solo se analiza dicha sección (75 s – 105 s) (ver Anexo 6).

Para el análisis comparativo se utilizó la prueba estadística no paramétrica de Wilcoxon-Mann-Whitney (WMW) que permite identificar si existe una diferencia significativa entre las medianas y dispersión de dos grupos de datos (Alberto & Turcios, 2015). Además, es importante mencionar que se utilizó este método, dado que es

adecuado para grupos relacionados de bajo tamaño muestral de los cuales no se puede determinar el tipo de distribución de sus datos.

La prueba WMW fue aplicada usando un nivel de confianza del 90% ( $\alpha=0.1$ ), considerando como hipótesis nula ( $H_0$ ) que los estímulos auditivos y audiovisuales no provocan cambios en las principales características de la señal ECG. En la Tabla 26 se indica el número de características principales (mBT, SSDN, RMSSD, VLF, LF, HF & LF/HF) que han sufrido cambios estadísticamente significativos en las distintas secciones temporales, se puede observar que la sección de 25 s – 55 s es en la que se producen mayores cambios para los estímulos auditivos y la sección de 125 s – 155s presenta mayores cambios para los estímulos audiovisuales.

**Tabla 29**

*Número de características estadísticamente relevantes*

Tramo temporal	Tiempo	A-Stress	A-Relax	AV-Stress	AV-Relax	AVI
T1	25s – 55s	1	2	0	0	-
T2	75s – 105s	1	1	0	1	2
T3	125s – 155s	0	1	1	1	-

Una vez se ha seleccionado T1 como la sección temporal de análisis de los estímulos auditivos y T3 para los estímulos audiovisuales, se propuso comparar todas las características extraídas de las señales ECG, FLW, PPG, GSR y TEM de la sección T2 registro basal, con las características extraídas de la sección T2 de cada estímulo. Para esto se aplicó la prueba WMW con un nivel de confianza del 95% ( $\alpha=0.05$ ) y 90% ( $\alpha=0.1$ ), considerando como hipótesis nula ( $H_0$ ) que los estímulos no provocan cambios en la respuesta fisiológica.

De la Tabla 30 a la Tabla 34 se muestran las características que representan cambios estadísticamente relevantes para cada señal divididas de acuerdo al tipo de estimulación. Para estas características se calculó la media recortada ( $M\alpha$ , con  $\alpha=0.2$ ) y

la desviación absoluta de medianas (MAD); es importante mencionar que se seleccionó estos métodos estadísticos dado que son más robustos que la media y desviación estándar comunes, pues no se ven afectados por la presencia de outliers (Ramalle & De Llano, 2003).

En la Tabla 30 se pueden observar las características de la señal ECG que permiten diferenciar los estímulos del registro basal. En todos los casos el coeficiente LF/HF destaca como una característica diferenciadora. Las potencias LF (0.04 – 0.15 Hz) y HF (0.15 – 0.4 Hz) necesarias para calcular esta relación, se obtuvieron del análisis espectral aplicado al tacograma y en términos generales, permiten evaluar la influencia del sistema nervioso autónomo (SNA) sobre la variabilidad del ritmo cardiaco, específicamente la interacción entre los sistemas parasimpático (LF) y simpático (HF) (Malik et al., 1996).

**Tabla 30**

*Características estadísticamente relevantes de señal ECG*

No.	Característica	Basal	Estímulo	p-valor	Ud.
<b>Basal vs. A-Stress</b>					
8	MP	0.37 ± 0.069	0.28 ± 0.062	0.05	un*
14	LF/HF	9.89 ± 0.003	9.9 ± 0.003	0.05	-
<b>Basal vs. A-Relax</b>					
3	SSDN	37.88 ± 10.072	62.49 ± 13.746	0.08	ms
8	MP	0.37 ± 0.069	0.28 ± 0.074	0.05	un*
14	LF/HF	9.89 ± 0.003	9.9 ± 0.002	0.03	-
<b>Basal vs. AV-Stress</b>					
8	MP	0.37 ± 0.069	0.3 ± 0.051	0.09	un*
14	LF/HF	9.89 ± 0.003	9.9 ± 0.002	0.08	-
<b>Basal vs. AV-Relax</b>					
6	sQRSA	0.09 ± 0.012	0.12 ± 0.012	0.06	mV
8	MP	0.37 ± 0.069	0.29 ± 0.024	0.03	un*
14	LF/HF	9.89 ± 0.003	9.9 ± 0.004	0.05	-
<b>Basal vs. AVI</b>					
3	SSDN	37.88 ± 10.072	78.17 ± 38.998	0.09	ms
9	FMPt	0.15 ± 0	0.24 ± 0.05	0.08	kHz

No.	Característica	Basal	Estímulo	p-valor	Ud.
11	VLF	26.77 ± 0.475	25.86 ± 0.383	0.06	un*
14	LF/HF	9.89 ± 0.003	9.9 ± 0.007	0.08	-

*Nota.* \*Unidades normalizadas.

Considerando los efectos fisiológicos de las emociones, el estímulo audiovisual de estrés (AV – Stress) genera emociones negativas que activan el sistema parasimpático y se reflejan directamente en el incremento de HF, como se observa en la Tabla 31 el valor de HF incrementa en 8.25 respecto al basal. Por otro lado, el estímulo audiovisual de relajación (AV – Relax) produce emociones positivas en los sujetos, activando el sistema simpático relacionado a LF. Sin embargo, HF y LF mantienen una relación directa de dependencia dado que los sistemas parasimpático (HF) y simpático (LF) buscan autorregularse entre sí y por tanto, pese a su variación mantienen una relación constante (9.9).

**Tabla 31**

*Coefficientes LF, HF y LF/HF de estímulos audiovisuales*

No.	Característica	Basal	AV – Stress	AV – Relax
12	LF	48,31 ± 7,447	56,56 ± 14,902	48,15 ± 7,463
13	HF	4,88 ± 0,755	5,71 ± 1,507	4,87 ± 0,753
14	LF/HF	9,89 ± 0,003	9,9 ± 0,002	9,9 ± 0,004

Para las señales de FLW las características que se muestran en la Tabla 32 son las que permiten obtener diferencias más notables entre los estímulos y el registro basal. La mayoría de estas características son temporales, como: número de respiraciones por minuto (RPM), duración promedio de respiración (TTot) y variabilidad de la duración de respiración (sdTTot). El incremento en la variabilidad respiratoria obtenido al aplicar el estímulo auditivo de estrés es congruente con los efectos fisiológicos que producen las emociones negativas. Así como, el efecto de las emociones positivas en la reducción de

las respiraciones por minuto durante el estímulo audiovisual de relajación. En el caso del estímulo audiovisual interactivo, la disminución en la amplitud de la respiración puede ser un indicativo de una respiración superficial relacionada a estados de estrés.

**Tabla 32**

*Características estadísticamente relevantes de señal FLW*

No.	Característica	Basal	Estímulo	p-valor	Ud.
<b>Basal vs. A-Stress</b>					
3	sdTTot	0.31 ± 0.067	0.55 ± 0.168	0.06	us
<b>Basal vs. A-Relax</b>					
7	MP	4.28 ± 0.056	4.44 ± 0.112	0.09	un*
<b>Basal vs. AV-Stress</b>					
7	MP	4.28 ± 0.056	4.1 ± 0.129	0.09	un*
<b>Basal vs. AV-Relax</b>					
1	RPM	18.75 ± 1.5	16.75 ± 1	0.09	-
2	TTot	3.22 ± 0.297	3.64 ± 0.238	0.1	us
<b>Basal vs. AVI</b>					
4	FLWA	0.38 ± 0.188	0.23 ± 0.077	0.1	mV

Los estímulos audiovisuales e interactivo presentan una característica en común que los permite diferenciarse del estado basal, como se muestra en la Tabla 33 esta característica corresponde a la variabilidad de los latidos (sdSST), sin embargo, la información que brinda el factor sdSST en este caso no permite diferenciar si los estímulos audiovisuales corresponden a estrés o relajación. Esto podría deberse a que, en ciertos casos, las emociones positivas como las que evoca el estímulo AV-Relax, activan el sistema parasimpático al igual que con las emociones negativas, haciendo que éstas sean difícilmente diferenciables entre sí.

**Tabla 33***Características estadísticamente relevantes de señal PPG*

No.	Característica	Basal	Estimulación	p-valor	Ud.
<i>Basal vs. AV-Stress</i>					
3	sdSST	38,59 ± 6,336	85,44 ± 24,662	0.1	ms
<i>Basal vs. AV-Relax</i>					
3	sdSST	38,59 ± 6,336	84,34 ± 19,603	0.03	ms
<i>Basal vs. AVI</i>					
3	sdSST	38,59 ± 6,336	61,88 ± 14,26	0.09	ms

En la Tabla 38 se muestra la característica de la señal GSR que permite diferenciar los estímulos de relajación del estado basal. Esta característica corresponde a la pendiente a la que se ajusta la señal electrodérmica. Para los estímulos de relajación toma valores negativos y para el caso de estímulos de estrés toma valores positivos que, en este caso, son poco diferenciables de los obtenidos durante el estado basal y, por tanto, no son características estadísticamente relevantes según la prueba de WMW aplicada. Los resultados obtenidos para esta señal son coincidentes con los obtenidos por Alcázar (2015), donde las pendientes fueron positivas para estados de estrés y negativas para estados de relajación.

**Tabla 34***Características estadísticamente relevantes de señal GSR*

No.	Característica	Basal	Estimulación	p-valor	Ud.
<i>Basal vs. A-Relax</i>					
1	EDAm	0,21 ± 0,13	-0,16 ± 0,276	0.09	x106
<i>Basal vs. AV-Relax</i>					
1	EDAm	0,21 ± 0,13	-0,27 ± 0,14	0.02	x106

## **Análisis por Clustering**

Para validar los resultados obtenidos del análisis estadístico, se utilizó un método de *clustering* con el objetivo de formar grupos homogéneos de sujetos con y sin estimulación, basándose únicamente en las observaciones tomadas de las señales fisiológicas relacionadas a su sistema cardiorrespiratorio.

El *Clustering* es una técnica de clasificación no supervisada que permite agrupar datos en función de la similitud de sus características con el propósito de formar grupos homogéneos que sean diferenciables entre sí. En este trabajo, se usó para el análisis un algoritmo de *Partitioning Clustering*, K-means.

El algoritmo K-means posiciona aleatoriamente un número “k” de centroides definidos por el usuario, posteriormente asigna los datos al centroide con el que mantienen una menor distancia euclídea y realiza “n” iteraciones para reubicar el centroide hasta obtener la mejor agrupación, es decir, que la varianza interna entre los datos sea la menor posible para obtener grupos homogéneos.

Este método es frecuentemente utilizado por la velocidad de ejecución de su algoritmo, sin embargo, es necesario tener en cuenta algunas consideraciones: los datos deben ser normalizados previo su introducción al algoritmo, con el fin de asegurar que todas las características tengan el mismo peso dentro del *clustering*; las agrupaciones pueden variar dependiendo de la posición inicial de los centroides, por tanto, es recomendable que el algoritmo realice entre 25 – 50 réplicas para reducir este problema; además, es necesario excluir o reducir el efecto de los outliers para que el algoritmo trabaje adecuadamente (Amat, 2017).

### **Modelo de Clustering 1**

En el primer modelo se usaron todas las características de las señales ECG, FLW, PPG y GSR de un total de 20 sujetos pertenecientes a dos grupos relacionados, conforme a las combinaciones de registros que se muestran en la Tabla 35, considerando diferentes señales cada vez. Para el algoritmo K-means se especificó un total de dos grupos ( $k=2$ ), 50 réplicas y un máximo de 100 interacciones ( $n=100$ ) por réplica.

Una vez se han obtenido los resultados del proceso de *clustering*, estos deben ser evaluados con el objetivo de determinar la validez de los grupos obtenidos. Por tanto, se aplicaron dos métodos de validación: interna, utiliza la información del proceso de *clustering* para evaluar su calidad; y externa, compara los resultados del *clustering* con un set de validación en el que se conoce el verdadero grupo al que pertenece cada observación (Amat, 2017).

Para la validación interna se calcula el coeficiente *silhouette* que evalúa la homogeneidad y separación de grupos, en función de la distancia entre observaciones y de observación a centroide. El valor del coeficiente *silhouette* puede ir de -1 a 1, donde: un valor positivo elevado indica que la observación ha sido asignada al grupo correcto; un valor cercano a cero indica que la observación se encuentra en el medio de dos grupos; y un valor negativo indica que probablemente la observación ha sido asignada a un grupo incorrecto.

Por otro lado, para la validación externa se calcula el coeficiente de *Jaccard* que permite evaluar la similitud entre los grupos obtenidos del proceso de clustering con los reales. El valor de este coeficiente puede ir de 0 a 1, donde: cero indica que no existe similitud y uno indica que los grupos son totalmente similares. Así, en la Tabla 35 se pueden observar los grupos obtenidos del proceso de *clustering* junto con los resultados de la validación interna y externa de los mismos.

**Tabla 35***Resultados de clustering usando el modelo 1*

No.	Registros	Señales consideradas	k1	k2	sk1	sk2	jacc
1	None. A-Stress	ECG, FLW	5	15	0.47	0.47	0.75
2	None. A-Stress	PPG, FLW	4	16	0.54	0.55	0.7
3	None. A-Stress	ECG, FLW, GSR	15	5	0.4	0.45	0.75
4	None. A-Relax	ECG, FLW	13	7	0.29	0.51	0.65
5	None. A-Relax	PPG, FLW	10	10	0.4	0.37	0.5
6	None. A-Relax	ECG, FLW, GSR	7	13	0.44	0.28	0.65
7	None. AV-Stress	ECG, FLW	14	6	0.27	0.57	0.6
8	None. AV-Stress	PPG, FLW	6	14	0.59	0.33	0.6
9	None. AV-Stress	ECG, FLW, GSR	7	13	0.45	0.27	0.65
10	None. AV-Relax	ECG, FLW	12	8	0.39	0.28	0.9
11	None. AV-Relax	PPG, FLW	17	3	0.52	0.5	0.65
12	None. AV-Relax	ECG, FLW, GSR	7	13	0.4	0.32	0.85
13	None. AVI	ECG, FLW	6	14	0.53	0.22	0.8
14	None. AVI	PPG, FLW	17	3	0.65	0.27	0.65
15	None. AVI	ECG, FLW, GSR	9	11	0.37	0.26	0.95

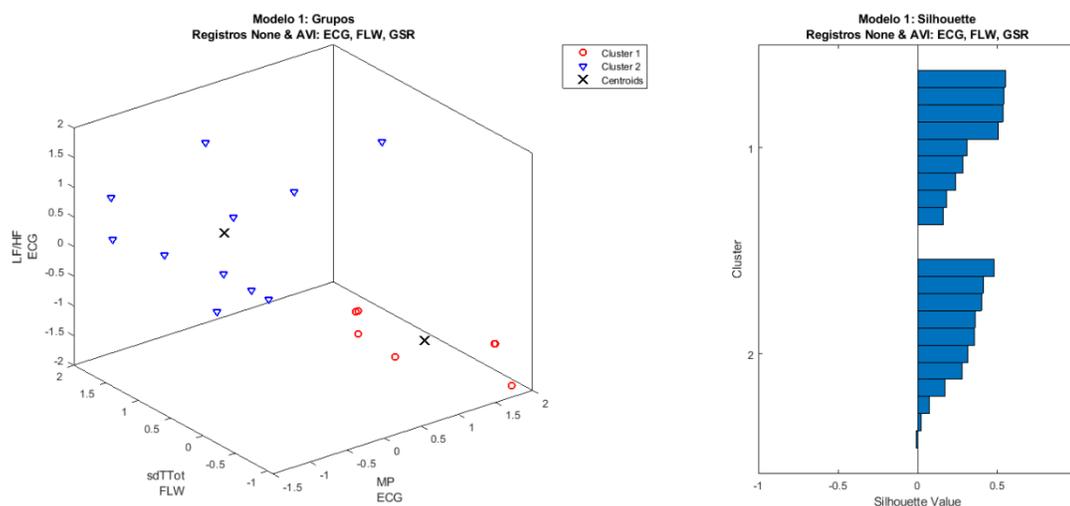
Nota. k1, k2: Número de elementos del grupo; sk1, sk2: promedio del coeficiente *silhouette* de cada grupo; jacc: coeficiente de *Jaccard*.

En la Figura 37 se observan los grupos obtenidos, tras someter al proceso de *clustering* a la combinación todas las características de las señales ECG, FLW y GSR de los registros None y AVI. Por fines ilustrativos, la representación se realiza en función 3 de las 25 características totales que se usaron para este caso. Además, también se presenta el gráfico correspondiente a los coeficientes de *silhouette* de los elementos de cada grupo.

Los resultados obtenidos para el coeficiente *silhouette* de las agrupaciones es en promedio de 0.41, por tanto, la calidad de los grupos obtenidos usando este modelo es media baja. Sin embargo, el coeficiente de *Jaccard* indica una similitud del 71% entre los grupos originales y los obtenidos por clustering, pese a la desproporción en el número de elementos de los grupos. El principal problema que presenta este modelo es el número de características, ya que en algunos casos excede al número de sujetos, limitando así la capacidad del algoritmo K-means.

Figura 37

Clustering modelo 1: Combinación 15



### Modelo de Clustering 2

En el segundo modelo se usaron únicamente las características que demostraron ser estadísticamente relevantes tras la prueba de WMW, con el objetivo de reducir la dimensionalidad y mejorar el proceso de *clustering* respecto al primer modelo. En la Tabla 36 se especifican las características usadas de cada señal y la combinación de registros. Para el algoritmo K-means se especificó un total de dos grupos ( $k=2$ ), 50 réplicas y un máximo de 100 interacciones ( $n=100$ ) por réplica.

Los resultados obtenidos de este modelo son evaluados usando los mismos métodos que en el caso anterior, calculando el coeficiente *silhouette* para la validación interna y el coeficiente *Jaccard* para la validación externa, obteniendo los resultados que se muestran en la Tabla 36.

Tabla 36

Resultados de clustering usando el modelo 2

No.	Registros	Características seleccionadas	k1	k2	sk1	sk2	jacc
1	None. A-Stress	ECG: 8, 14; FLW: 3	8	12	0.69	0.66	0.9
2	None. A-Relax	ECG: 3, 8, 14; FLW: 7	9	11	0.77	0.67	0.95
3	None. A-Relax	ECG: 3, 8, 14; FLW: 7; EDA: 1	11	9	0.67	0.77	0.95

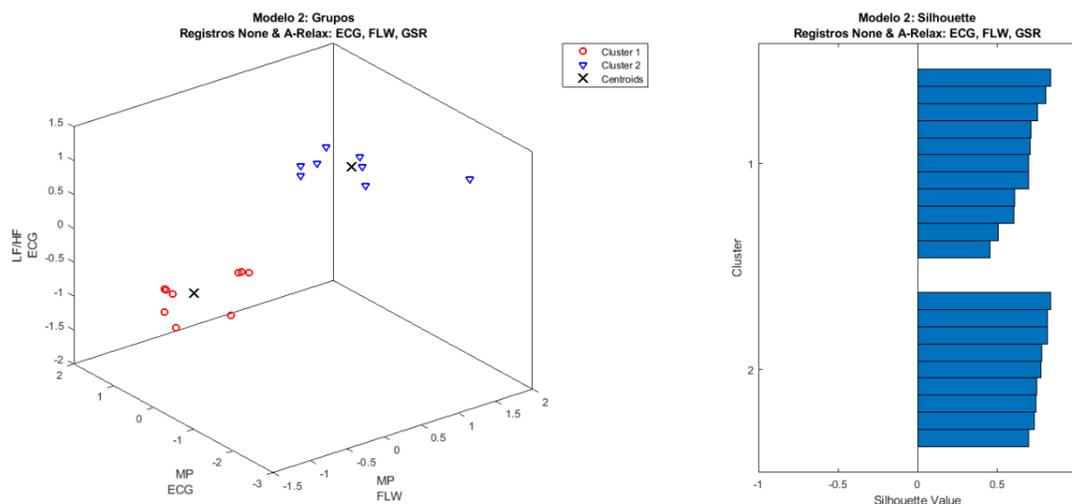
No.	Registros	Características seleccionadas	k1	k2	sk1	sk2	jacc
4	None. AV-Stress	ECG: 8, 14; FLW: 7	5	15	0.79	0.71	0.75
5	None. AV-Stress	ECG: 8, 14; FLW: 7; PPG: 3	15	5	0.52	0.83	0.75
6	None. AV-Relax	ECG: 6, 8, 14; FLW: 1, 2	11	9	0.62	0.69	0.95
7	None. AV-Relax	ECG: 6, 8, 14; FLW: 1, 2; PPG: 3; EDA: 1	11	9	0.63	0.6	0.95
8	None. AVI	ECG: 3, 9, 11, 14; FLW: 4	11	9	0.42	0.71	0.75
9	None. AVI	ECG: 3, 9, 11, 14; FLW: 4; PPG: 3	8	12	0.75	0.3	0.8

Nota. k1, k2: Número de elementos del grupo; sk1, sk2: promedio del coeficiente *silhouette* de cada grupo; jacc: coeficiente de *Jaccard*.

En la Figura 38 se observan los grupos obtenidos, tras someter al proceso de *clustering* las características seleccionadas de señales ECG, FLW y GSR de los registros None y A-Relax, la representación se realiza en función 3 de las 5 características totales que se usaron para este caso.

### Figura 38

#### Clustering modelo 2: Combinación 3



Los resultados obtenidos reflejan que la calidad de los grupos obtenidos es media alta dado que el coeficiente *silhouette* que permite su validación interna alcanza un valor promedio de 0.66. Así también, se obtienen agrupaciones con un número de elementos más proporcional alcanzando una similitud del 86% con las agrupaciones originales,

según el coeficiente de *Jaccard*. En términos generales, este modelo obtuvo un mejor desempeño que el primero, esto podría deberse principalmente a la utilización de las características estadísticamente relevantes de cada señal, que a su vez permiten la reducción dimensional y mejoran las condiciones de trabajo del algoritmo K-means.

### **Modelo de Clustering 3**

Al observar los buenos resultados obtenidos en el segundo modelo debido a la reducción dimensional, en el tercer modelo se propone realizar un análisis de componentes principales (Principal Component Analysis, PCA), con el propósito de concentrar la información aportada por múltiples características en un número reducido de componentes, siendo cada uno de ellos obtenido mediante la combinación lineal de las características originales.

Por tanto, se obtuvieron los componentes principales de las señales ECG, FLW, PPG y GSR, que concentraran al menos el 95% de la información original. Para la señal ECG las características se redujeron de 14 a 6, la señal FLW se redujo de 7 a 4, la señal PPG de 7 a 3 y para la señal GSR se conservó el mismo número de características.

En la Tabla 37 se especifica el número de componentes principales usados de cada señal y la combinación de registros. Para el algoritmo K-means se especificó un total de dos grupos ( $k=2$ ), 50 réplicas y un máximo de 100 interacciones ( $n=100$ ) por réplica. Los resultados obtenidos de este modelo son evaluados usando los mismos métodos anteriores, obteniendo los resultados que se muestran en la Tabla 37.

**Tabla 37**

*Resultados de clustering usando el modelo 3*

No.	Registros	Características	k1	k2	sk1	sk2	jacc
1	None. A-Stress	ECG: 6, FLW: 4	16	4	0.36	0.75	0.5
2	None. A-Stress	PPG:3, FLW: 4	16	4	0.55	0.54	0.5
3	None. A-Stress	ECG: 6, FLW: 4, GSR: 4	15	5	0.34	0.41	0.45
4	None. A-Relax	ECG: 6, FLW: 4	8	12	0.16	0.51	0.25

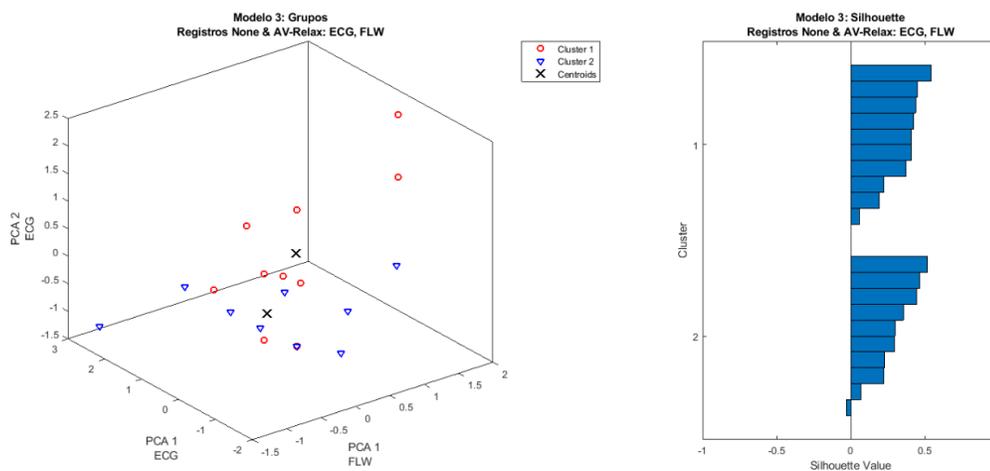
5	None. A-Relax	PPG:3, FLW: 4	10	10	0.4	0.37	0.25
6	None. A-Relax	ECG: 6, FLW: 4, GSR: 4	12	8	0.37	0.2	0.35
7	None. AV-Stress	ECG: 6, FLW: 4	7	13	0.49	0.24	0.2
8	None. AV-Stress	PPG:3, FLW: 4	14	6	0.33	0.59	0.4
9	None. AV-Stress	ECG: 6, FLW: 4, GSR: 4	9	11	0.42	0.2	0.35
10	None. AV-Relax	ECG: 6, FLW: 4	10	10	0.29	0.35	0.3
11	None. AV-Relax	PPG:3, FLW: 4	3	17	0.5	0.52	0.15
12	None. AV-Relax	ECG: 6, FLW: 4, GSR: 4	10	10	0.26	0.27	0.3
13	None. AVI	ECG: 6, FLW: 4	6	14	0.27	0.35	0.3
14	None. AVI	PPG:3, FLW: 4	17	3	0.65	0.27	0.5
15	None. AVI	ECG: 6, FLW: 4, GSR: 4	14	6	0.3	0.31	0.5

Nota. k1, k2: Número de elementos del grupo; sk1, sk2: promedio del coeficiente *silhouette* de cada grupo; jacc: coeficiente de *Jaccard*.

En la Figura 39 se observan los grupos obtenidos, tras someter al proceso de *clustering* los principales componentes de las señales ECG y FLW de los registros None y AV-Relax, la representación se realiza en función 3 de los 10 componentes totales que se usaron para este caso.

**Figura 39**

*Clustering modelo 3: Combinación 10*



Para este modelo, se obtuvo una baja calidad en los grupos con un valor promedio de 0.39 para el coeficiente *silhouette* y una distribución de elementos desproporcionada. Y la similitud con los grupos reales es en promedio del 35% conforme el coeficiente de *Jaccard*. La calidad de los grupos obtenidos usando este modelo es menor a la de los

dos anteriores, esto se debería a que la combinación de características estadísticamente relevantes con otras que no lo son, reduce el aporte de información que pueda ser diferenciable por el algoritmo K-means.

### Correlación de Variables

En el trabajo de investigación se propuso establecer una correlación cuantificable entre el estímulo y la respuesta fisiológica que este produce en el sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos. Previamente se extrajeron las principales características cuantitativas del estímulo y las bioseñales, con el objetivo de identificar si existe relación entre ellas.

Para determinar la relación existente se calculó el coeficiente de correlación de Spearman ( $r_s$ ) que evalúa la relación monótona entre dos variables. Este método estadístico no paramétrico, fue usado debido a que es ideal para tamaños muestrales reducidos de los que no se puede asegurar una distribución normal. El valor de este coeficiente puede ir de -1 a +1, donde el signo indica si la relación entre las variables es directa (+) o inversa (-). Por otro lado, el valor del coeficiente permite interpretar la calidad de la correlación conforme se indica en la Tabla 38, donde los valores más cercanos a 1 indican una mayor correlación, misma que se reduce conforme se acercan a 0.

**Tabla 38**

*Interpretación del coeficiente de correlación*

Valor de $r_s$	Interpretación
$ r_s  = 1.0$	Correlación perfecta
$0.9 \leq  r_s  < 1.0$	Correlación muy alta
$0.75 \leq  r_s  < 0.90$	Correlación alta
$0.50 \leq  r_s  < 0.75$	Correlación media alta
$0.25 \leq  r_s  < 0.50$	Correlación media baja
$0.10 \leq  r_s  < 0.25$	Correlación baja
$0 <  r_s  < 0.10$	Correlación muy baja
$ r_s  = 0$	Correlación nula

*Nota.* Elaboración propia, basada en Hernández et al. (2014).

Las características de cada sujeto (P0Y) fueron correlacionadas siguiendo el modelo general. Donde una característica del estímulo (F0X) evaluada en tres tramos temporales (25 s – 55 s, 75 s – 105 s, 125 s – 155 s) es correlacionada con una perteneciente a una bioseñal (F0Y) evaluada en las mismas secciones temporales, este análisis bivalente correlaciona cada característica del estímulo con todas las características de las bioseñales, con el objetivo de identificar las que presentan mayor relación entre sí.

Al correlacionar cada una de las características del estímulo auditivo con las características de las señales ECG, FLW, PPG y GSR se obtuvieron índices de correlación desde media baja hasta media alta. En la Tabla 39 se muestran los resultados más relevantes, siendo considerados como relevantes aquellos en los que al menos el 80% de los sujetos presentan la misma relación (directa o inversa) con una correlación media alta según el coeficiente de Spearman.

**Tabla 39**

*Correlación estímulos auditivos*

Estímulo	Señal FLW	$r_r$	$ r_{m\acute{a}x} $	$ r_{m\acute{i}n} $	$ r_m $
TEM	sdFLWA	directa	0.89	0.14	0.65
RMS	sdFLWA	directa	1	0.14	0.61
MP	sdFLWA	indirecta	0.83	0.31	0.52
FMP	sdFLWA	directa	0.83	0.31	0.61
FRO	sdFLWA	directa	0.89	0.14	0.61

*Nota.*  $r_r$ : Relación;  $r_{m\acute{a}x}$ : Coeficiente máximo;  $r_{m\acute{i}n}$ : Coeficiente mínimo;  $r_m$ : Coeficiente medio para todos los sujetos.

Los estímulos auditivos presentaron una correlación relevante solamente con la señal de flujo (FLW). Donde, las características del estímulo auditivo relacionadas al tempo (TEM), timbre (FRO) y dinámica (RMS) poseen una relación directa media alta con la variabilidad de la quinta característica de la señal FLW, correspondiente a la

variabilidad de las amplitudes de las respiraciones (sdFLWA). Por tanto, los estímulos auditivos de estrés incrementan el sdFLWA y los estímulos de relajación lo reducen.

En la Tabla 40 se muestran los resultados más relevantes obtenidos tras realizar el análisis correlacional bivariante entre las características audiovisuales y cada una de las características de las señales ECG, FLW, PPG y GSR. En este caso se obtuvo una correlación relevante con las señales de ECG y FLW.

**Tabla 40**

*Correlación estímulos audiovisuales*

Estímulo	Señal	$r_r$	$ r_{m\acute{a}x} $	$ r_{m\acute{i}n} $	$ r_m $
<b>Señal ECG</b>					
MP	sQRSa	directa	0,94	0,09	0,52
FRO	sQRSa	indirecta	0,83	0,09	0,59
MOV	sQRSa	indirecta	0,88	0,1	0,64
<b>Señal FLW</b>					
MP	RPM	indirecta	0,93	0,09	0,5
MP	TTot	directa	0,89	0,03	0,5
MP	FMP	indirecta	0,94	0,03	0,54
FRO	FMP	directa	0,83	0,14	0,51
MOV	FMP	directa	0,88	0,1	0,61

*Nota.*  $r_r$ : Relación;  $r_{m\acute{a}x}$ : Coeficiente máximo;  $r_{m\acute{i}n}$ : Coeficiente mínimo;  $r_m$ : Coeficiente medio para todos los sujetos.

De acuerdo a los resultados obtenidos las características del estímulo audiovisual relacionadas timbre (FRO) y movimiento (MOV) poseen una relación indirecta media alta respecto a la variabilidad de las amplitudes del complejo QRS de la señal ECG. Por otro lado, la señal FLW presenta una relación directa entre el timbre y la frecuencia a la que aparece el mayor pico de potencia de la señal de flujo respiratorio (FMP). Así también, la máxima potencia obtenida de los elementos sonoros del estímulo audiovisual, relacionada a la dinámica se relaciona directamente con la duración promedio de las respiraciones.

Por tanto, de acuerdo a los resultados obtenidos de los estímulos audiovisuales se puede decir que mientras mayor dinámica (volumen) posee la variabilidad en las amplitudes del complejo QRS y la respiración incrementan. Así también, entre mayor sea el timbre y el movimiento de la imagen, mayor será la frecuencia pico y la variabilidad temporal de las respiraciones, respectivamente.

La mayoría de los valores obtenidos para el coeficiente de Spearman, pueden interpretarse como una correlación media alta ( $0.50 \leq |r_s| < 0.75$ ). Sin embargo, considerando que se tratan de datos obtenidos usando un reducido tamaño muestral, los valores de 0.5 a 0.75 pueden ser considerados como correlaciones altas o fuertes dentro de estudios biológicos (Ortega et al., 2009).

## Capítulo VI

### Conclusiones y Recomendaciones

En el presente trabajo de investigación se propuso analizar la correlación entre las principales características de estímulos auditivos y audiovisuales, respecto a la respuesta fisiológica que estos producen en el sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos, con el propósito de aportar al desarrollo de métodos no farmacológicos basados en estos tipos de estimulación para controlar los niveles de ansiedad en individuos que atraviesan situaciones de estrés. Por tanto, en esta sección se presentan las conclusiones y recomendaciones obtenidas como resultado de una serie de actividades que se desarrollaron para cumplir con los objetivos planteados inicialmente en esta investigación.

#### Hardware y Software de Adquisición de Bioseñales

Las señales fisiológicas relacionadas al sistema cardiorrespiratorio consideradas dentro de esta investigación, son: electrocardiograma (ECG), flujo respiratorio (FLW), resistencia galvánica de la piel (GSR) y temperatura (TEM). Inicialmente se planteó usar la plataforma de sensado e-Health V2.0 para la adquisición de estas señales; sin embargo, las limitaciones detectadas tanto a nivel de software como de hardware en este dispositivo, hicieron necesaria su repotenciación.

Las falencias del e-Health V2.0 se debían principalmente a las reducidas capacidades del microcontrolador que empleaba. Por esta razón, para la repotenciación de la plataforma se diseñaron tres prototipos que resolvieron este problema al adaptar la e-Health V2.0 a un nuevo microcontrolador. De los prototipos diseñados, se utilizó el tercero dado que presentó las mejores características técnicas, logrando obtener un dispositivo repotenciado más robusto, con alta capacidad de procesamiento, almacenamiento y conectividad.

Este prototipo denominado PR3, soporta 7 sensores de la plataforma e-Health V2.0, 3 módulos de sensado (FLW, PPG, GSR) y una pantalla LCD. Además, es capaz de usar 4 frecuencias de muestreo diferentes, registrar 6 señales simultáneamente e interactuar con una pantalla HMI. El PR3 puede utilizar como tarjeta de procesamiento tanto la Teensy 3.6 como la Teensy 4.1, dado que su diseño permite intercambiar estas dos tarjetas y mantener todas las funcionalidades del prototipo. Además, incorpora la tarjeta ESP32S Node – MCU que permite transmitir datos mediante wifi o bluetooth.

El diseño modular del PR3 lo convierte en un dispositivo flexible, dado que es posible sustituir o incorporar nuevos módulos de sensado a su configuración. Además, no es necesario conectarlo a un computador para almacenar o transmitir las señales registradas, dado que el dispositivo es capaz de interactuar con la HMI mediante bluetooth o almacenar los datos internamente en una memoria microSD. En cuanto a la alimentación, este dispositivo requiere  $\pm 5$  V y +3 V que pueden ser adquiridos mediante una fuente o por baterías, haciéndolo totalmente portable.

El PR3 también cubre mejoras de software relevantes, dado que se desarrollaron librerías específicas con funciones que facilitan la gestión del prototipo y a partir de las cuales, se elaboraron programas de adquisición de señales más eficientes respecto a los proporcionados por el fabricante de la plataforma e-Health V2.0. La pantalla HMI, también representa una mejora a nivel de software ya que permite adquirir, graficar y almacenar en un ordenador las señales transmitidas desde el PR3.

Las librerías y programas de adquisición utilizados por el microcontrolador, fueron desarrollados usando software libre. Por tanto, cualquier usuario interesado en utilizar este dispositivo podría reutilizar o modificar el código desarrollado para esta investigación, conforme a sus propios intereses. La pantalla HMI fue desarrollada usando un software privado, por tanto, el acceso a su código sería limitado. Sin embargo, cuenta con una

aplicación ejecutable que permite usar el interfaz sin necesidad de que el usuario posea el software sobre el cual fue diseñado.

### **Adquisición y Procesamiento de Señales**

El registro de las señales fisiológicas se realizó siguiendo las instrucciones del protocolo de estimulación y adquisición de bioseñales, diseñado para esta investigación, en donde se establecen los estímulos a aplicar, las condiciones del entorno, los criterios de selección que deben cumplir los sujetos participantes, las consideraciones éticas, los instrumentos de evaluación y, también, los pasos a seguir antes y después de la toma de bioseñales.

El protocolo diseñado asegura que la adquisición de señales se realice de forma metodológica y fácilmente replicable, asegurando que todos los sujetos participantes sean estimulados bajo las mismas condiciones. Este protocolo fue diseñado para ser aplicado conjuntamente con el dispositivo de repotenciación, sin embargo, puede ser fácilmente adaptable a estudios que utilicen otros dispositivos. Además, el diseño estructurado de este protocolo lo convierte en un referente para elaborar versiones modificadas del mismo con diferentes criterios de selección, estimulación o evaluación.

Las señales fisiológicas fueron registradas de 11 sujetos con el PR3 y cumpliendo el protocolo de estimulación. A cada uno de los sujetos se le realizaron 5 registros de 180 s, correspondientes a cada estimulación, durante los cuales se adquirieron 6 señales fisiológicas: ECG, FLW, PPG, 2 GSR y TEM. Posteriormente, debido a la detección de valores atípicos, posiblemente patológicos, se descartaron los registros de uno de los sujetos y también, una de las señales GSR.

Por tanto, la base de datos se conforma a partir del registro de 10 sujetos, con edades entre los 18 a 51 años, de los cuales 50% son hombres y 50% mujeres. Contiene información general de cada sujeto y registros de 180 s, correspondientes a las señales

ECG, FLW, PPG, GSR y TEM clasificadas en función del sujeto y la estimulación recibida. Esta base de datos podría ser utilizada por otros estudios que requieran este tipo de información para su desarrollo.

Posteriormente, las señales fisiológicas almacenadas en la base de datos, son procesadas digitalmente con el objetivo de eliminar el ruido y extraer sus principales características temporales y frecuenciales. Por tanto, la caracterización de las señales fisiológicas se realizó a partir de tres tramos de muestra del registro de 180 s de cada señal, correspondientes a la sección inicial (25 s – 55 s), media (75 s – 105 s) y final (125 s – 155 s).

Así también, las características de los estímulos auditivos y audiovisuales fueron extraídas de los mismos tramos temporales utilizados para las señales fisiológicas, esto con el objetivo de obtener un análisis adecuado de la influencia del estímulo sobre la respuesta fisiológica. La selección de características cuantitativas extraídas tanto de los estímulos como de las señales fisiológicas realizó en función de la investigación bibliográfica desarrollada al respecto.

Es importante mencionar que, en estudios previos, la caracterización de estímulos se realiza generalmente de forma cualitativa, especialmente en el caso de estímulos audiovisuales, por tanto, en esta investigación se muestra una propuesta para la caracterización cuantitativa de estos estímulos. Para estudios futuros, se sugiere añadir características cuantitativas que permitan evaluar más profundamente el contenido visual.

El módulo GSR de Sichiray (s. f.) tiene un mejor desempeño respecto al sensor GSR de la plataforma e-Health V2.0 dado que bajo las mismas condiciones de funcionamiento, la señal adquirida por el módulo presenta menores niveles de ruido.

Po otro lado, las señales más afectadas por el ruido son la señal ECG y PPG. Esto podría deberse a la resolución de 12 bits usada para la adquisición, si bien esta

permite detectar mejor los cambios, también las hace más susceptibles al ruido. Además, en ambos casos, la interacción cardiorrespiratoria provoca que la línea base se vea afectada por la respiración, siendo esto más notorio en la señal PPG.

### **Análisis de Resultados**

El análisis de los instrumentos de evaluación aplicados como parte del protocolo permite validar el efecto de los estímulos sobre los sujetos participantes. En promedio los sujetos obtuvieron 19.2 puntos en el test PSS-10, indicando un estrés moderado. Por tanto, dado que los niveles de estrés se encuentran dentro de los rangos normales, los cambios fisiológicos registrados se deben directamente al estímulo y no a una condición de estrés previa.

Así también, se aplicaron encuestas para evaluar si el efecto provocado en los pacientes corresponde al propuesto en el inicio de la investigación. Los resultados reflejaron que el 80% de los estímulos aplicados lograron provocar el efecto deseado sobre los sujetos participantes, con excepción del estímulo audiovisual interactivo (AVI) con el que se esperaba generar ansiedad o estrés, sin embargo, este estímulo fue descrito como agradable por el 80% de los pacientes.

Una vez se validó el efecto psicológico de los estímulos sobre los sujetos participantes, se procedió a evaluar su efecto fisiológico mediante un análisis estadístico. Para ello, se compararon las características extraídas de la señal ECG durante el estado basal con las características extraídas de las tres secciones temporales de cada estímulo usando la prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney (WMW), con el objetivo de identificar la sección temporal en donde los estímulos generan un mayor impacto.

Los estímulos auditivos producen mayor impacto en el tramo de muestra tomado de la sección inicial (25 s – 55 s) mientras que los estímulos audiovisuales influyen más en la sección final (125 s – 155 s). Por tanto, para futuros estudios se podrían aplicar

estímulos auditivos de menor duración, dado que durante el primer minuto se alcanza la reacción fisiológica más relevante y posterior a este tiempo el estímulo no produce el mismo impacto

El análisis comparativo mediante WMW se replica para todas las señales con el objetivo de identificar las características que permiten diferenciar entre las bioseñales registradas durante reposo y estimulación. Los resultados obtenidos reflejaron que para la señal ECG las características frecuenciales, especialmente el factor LF/HF, son las que marcan una diferencia significativa entre estados de reposo y estimulación, con una confiabilidad superior al 90%. Sin embargo, para diferenciar entre estados de reposo y estimulación de relajación, la característica correspondiente a la pendiente de la señal GSR (mGSR) es más efectiva que el factor LF/HF, ya que este presenta diferencias mínimas, mientras que la pendiente registra valores positivos en reposo y negativos durante estados de relajación, haciendo más fácil su distinción.

La señal FLW puede diferenciarse usando características tanto temporales como frecuenciales relacionadas a la variabilidad temporal de la respiración y la máxima potencia de la señal de flujo respiratorio, respectivamente.

En cuanto a la media de la temperatura corporal (TEMm) no presenta diferencias significativas en ninguno de los casos, esto puede deberse a que los cambios en esta variable son muy sutiles y con transitorios largos, dificultando su estudio. Por tanto, dado que no presentó información relevante para este trabajo, sus resultados no se presentaron en el análisis de resultados.

Por otro lado, las características temporales presentaron diferencias estadísticamente significativas en la señal PPG, principalmente en la variabilidad temporal de los latidos. Sin embargo, para futuros estudios se sugiere que las características temporales se evalúen en función de la diferencia que presentan respecto al estado basal. Además, es importante señalar que los resultados obtenidos del análisis

estadístico son especialmente sensibles dado que la muestra utilizada es reducida y posee una alta variabilidad, provocando que cada uno de los datos afecte significativamente en los resultados.

Para validar los resultados obtenidos del análisis estadístico, se utilizó un método de *clustering* no supervisado (K-means) con el objetivo de formar grupos homogéneos en función de las características extraídas y verificar que los datos pueden ser diferenciables entre sí sin información previa. Para este análisis se construyeron tres modelos diferentes, sin embargo, para el que se obtuvieron mejores resultados fueron para el segundo modelo, el cual utilizaba las características que superaron la prueba de WMW con un 90% de confiabilidad. Los grupos obtenidos usando el segundo modelo de *clustering* se validan con coeficiente *silhouette* promedio de 0.66 y 86% de similitud según el coeficiente de *Jaccard*.

Posteriormente, se realizó el análisis de la relación entre las características extraídas de las señales fisiológicas y los estímulos aplicados durante el registro de cada una de ellas. Para ello se calculó el coeficiente de Spearman que evalúa la correlación entre dos variables independientemente del tipo de distribución de los datos.

La variabilidad de la amplitud de la respiración (sdFLWA) es una característica extraída de la señal FLW que se correlaciona directamente con las características del estímulo auditivo correspondientes al tempo (TEM), timbre (FRO) y dinámica (RMS) en un factor de 0.65, 0.61 y 0.61, respectivamente.

Por otro lado, las características del estímulo audiovisual relacionadas timbre (FRO) y movimiento (MOV) se relacionan indirectamente con factores de 0.59 y 0.64 con la variabilidad de las amplitudes del complejo QRS de la señal ECG. Estas características audiovisuales también se relacionan de forma directa con la frecuencia en donde se encuentra la máxima potencia de la señal FLW (FMP), con un factor de 0.51 para FRO y 0.61 para MOV.

Los resultados obtenidos de este estudio reflejan que existe una correlación media alta entre los estímulos auditivos y audiovisuales con el sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos. Sin embargo, dado que la investigación fue desarrollada durante la pandemia de COVID – 19, en el protocolo se estableció que los sujetos participantes pertenecieran al entorno de convivencia del investigador, con el objetivo de precautelar la salud de ambas partes. En consecuencia, el tamaño muestral es reducido y constituye la principal limitación de este estudio. Por esta razón, se propone que trabajos futuros generen una base de datos con un mayor número de sujetos con el objetivo de validar y generalizar los resultados obtenidos en esta investigación.

## Referencias

- Alberto, R., & Turcios, S. (2015). Prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney: mitos y realidades. *Revista mexicana de endocrinología, metabolismo & nutrición*, 2, 18-21. [www.endocrinologia.org.mx](http://www.endocrinologia.org.mx)
- Albuja, M. (2012). *Respuestas de estrés y estrategias de afrontamiento frente al proceso de ejecución de tesis en alumnos de quinto año* [Universidad Central del Ecuador]. <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/2171>
- Alcázar, S. (2015). *Clasificación de niveles de estrés utilizando señales fisiológicas* [Universidad Carlos III de Madrid]. [https://e-archivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/26752/TFG\\_Sergio\\_Alcazar\\_Rentero.pdf;jsessionid=113102B8927CFF5F164B09837AE15BAE?sequence=1](https://e-archivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/26752/TFG_Sergio_Alcazar_Rentero.pdf;jsessionid=113102B8927CFF5F164B09837AE15BAE?sequence=1)
- Amat, J. (2017). *Clustering y heatmaps: aprendizaje no supervisado*. [https://www.cienciadedatos.net/documentos/37\\_clustering\\_y\\_heatmaps#medidas\\_de\\_distancia](https://www.cienciadedatos.net/documentos/37_clustering_y_heatmaps#medidas_de_distancia)
- Arcentales, A. (2015). *Análisis de la interacción cardíaca y respiratoria en pacientes con cardiomiopatía y pacientes en proceso de extubación*. <http://hdl.handle.net/2117/95819>
- Barragan, A., & Morales, C. (2014). Psychology of the positive emotions : generalities and benefits. *Enseñanza e Investigación en Psicología*, 19(1), 103-118.
- Benson, H. (s. f.). *The Relaxation Response*. Recuperado 10 de febrero de 2021, de <https://www.brighamandwomensfaulkner.org/assets/faulkner/headache-center/documents/relaxation-response.pdf>
- Betancourt, C., & Yépez, I. (2018). *Diseño e implementación de una plataforma multisensado de sujetos sanos sometidos a un test de inducción de estrés* [Universidad de las Fuerzas Armadas]. <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/15069>
- Bose, S., Prabu, K., & Kumar, D. S. (2012). Real-time breath rate monitor based health security system using non-invasive biosensor. *2012 3rd International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies, ICCCNT 2012, July*. <https://doi.org/10.1109/ICCCNT.2012.6395957>
- Bradt, J., Dileo, C., & Shim, M. (2013). Music interventions for preoperative anxiety. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2013(6). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006908.pub2>
- Cano, J. (2020). *Desarrollo de un método de estimación de la presión arterial combinando fotopleletismografía y electrocardiografía*. Universitat Politècnica de Valencia.
- Chacon, P. J., Pu, L., Da Costa, T. H., Shin, Y. H., Ghomian, T., Shamkhalichenar, H., Wu, H. C., Irving, B. A., & Choi, J. W. (2019). A Wearable Pulse Oximeter With Wireless Communication and Motion Artifact Tailoring for Continuous Use. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 66(6), 1505-1513. <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2874885>
- Cherry, K. (2020, junio 29). *Overview of the 6 Major Theories of Emotion*. <https://www.verywellmind.com/theories-of-emotion-2795717>

- Clark, M., Lucett, S., & Sutton, B. (2008). *NASM essentials of personal fitness training* (4.<sup>a</sup> ed.). Wolters Kluwer: Lippincott Williams & Wilkins.
- Clayton, M., Sager, R., & Will, U. (2004). In time with the music: The concept of entrainment and its significance for ethnomusicology. *Time*, June 2014, 1-45.
- Cooking Hacks. (2013). *e-Health Sensor Platform V2.0 for Arduino and Raspberry Pi*. <https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical.html>
- Costanzo, L. (2014). *Fisiología* (5.<sup>a</sup> ed.). Elsevier.
- Ekman, P. (1970). Universal facial expressions of emotion. En *California Mental Health* (Vol. 8, Número 4, pp. 151-158).
- Farnsworth, B. (2019, enero 29). *Skin Conductance Response*. <https://imotions.com/blog/skin-conductance-response/>
- Fernández, C. (2012). *Inducción de emociones en condiciones experimentales: un banco de estímulos audiovisuales* [Universitat Autònoma de Barcelona]. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=74658>
- Fernández, E., García, B., Jiménez, M., Martín, M., & Domínguez, F. (2010). *Psicología de la Emoción* (1.<sup>a</sup> ed.). Editorial Universitaria Ramon Areces.
- Garner, T., Grimshaw, M., & Nabi, D. A. (2010). A preliminary experiment to assess the fear value of preselected sound parameters in a survival horror game. *Proceedings of the 5th Audio Mostly - A Conference on Interaction With Sound, AM '10*, 1-9. <https://doi.org/10.1145/1859799.1859809>
- Gil, C. (2018). *Neurocomunicación audiovisual: intereses comunes entre la neurociencia y la comunicación audiovisual*. Universidad Complutense de Madrid.
- Guyton, A., & Hall, J. (2011). *Tratado de fisiología médica* (12.<sup>a</sup> ed.). Elsevier.
- Hasanzadeh, N., Ahmadi, M. M., & Mohammadzade, H. (2020). Blood Pressure Estimation Using Photoplethysmogram Signal and Its Morphological Features. *IEEE Sensors Journal*, 20(8), 4300-4310. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2961411>
- Hernández, R., Fernández, C., & Baptista, P. (2014). *Metodología de la Investigación* (Sexta). McGraw-Hill Interamericana.
- Koelsch, S., & Jancke, L. (2015). Music and the heart. *European Heart Journal*, 36(44), 3043-3048. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehv430>
- Koelsch, S., & Stegemann, T. (2012). The Brain and Positive Biological Effects in Healthy and Clinical Populations. En *Music, Health, and Wellbeing*. Oxford University Press. <https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780199586974.003.0029>
- Lartillot, O., & Toiviainen, P. (2007). A toolbox for musical feature extraction from audio. *Proceedings of the 8th International Conference on Music Information Retrieval, ISMIR 2007*, 127-130.
- Lasa, A. (2002). Métodos tradicionales versus multidimensionales en la inducción de emoción. *Revista Electrónica de Motivación y Emoción*, 5(10). <http://reme.uji.es/articulos/alasaa4011505102/texto.html>

- Lee, H. M., Kim, D. J., Yang, H. K., Kim, K. S., Lee, J. W., Cha, E. J., & Kim, K. A. (2009). Human sensibility evaluation using photoplethysmogram(PPG). *Proceedings of the International Conference on Complex, Intelligent and Software Intensive Systems, CISIS 2009*, 3, 149-153. <https://doi.org/10.1109/CISIS.2009.132>
- Lin, S. H., Huang, Y. C., Chien, C. Y., Chen, Y. C., Chou, L. C., Huang, S. C., & Jan, M. Y. (2008). A study of the relationship between two musical rhythm characteristics and heart rate variability (HRV). *BioMedical Engineering and Informatics: New Development and the Future - Proceedings of the 1st International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, BMEI 2008*, 2, 344-347. <https://doi.org/10.1109/BMEI.2008.305>
- Lizarraga, X. (2009). Expresión de las emociones de Darwin. *Casa del tiempo*, 2(21), 15-21.
- López, G. P. (2003). Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación. *Revista Médica del Hospital General de México*, 66(3), 160-169.
- Malik, M., Camm, A. J., Bigger, J. T., Breithardt, G., Cerutti, S., Cohen, R. J., Coumel, P., Fallen, E. L., Kennedy, H. L., Kleiger, R. E., Lombardi, F., Malliani, A., Moss, A. J., Rottman, J. N., Schmidt, G., Schwartz, P. J., & Singer, D. H. (1996). Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. En *European Heart Journal* (Vol. 17, Número 3, pp. 354-381). Oxford University Press. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a014868>
- Marieb, E. N. (2008). *Anatomía y Fisiología Humana* (9.<sup>a</sup> ed.). Pearson Educación.
- Marquès, P. (1995). *Introducción al lenguaje audiovisual* [Universitat Autònoma de Barcelona]. <http://peremarques.pangea.org/avmulti.htm>
- Martinez, R. (2016). *Diseño de un sistema de detección y clasificación de cambios emocionales basado en el análisis de señales fisiológicas no intrusivas*. Escuela Universitaria de Ingeniería Técnica de Bilbao.
- Mayo Clinic. (2020). *Trastornos de ansiedad: Síntomas y causas*. Ansiedad. <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/anxiety/symptoms-causes/syc-20350961>
- McEwen, B., & Sapolsky, R. (2006). Stress and Your Health. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 91(2), 0-0. <https://doi.org/10.1210/jcem.91.2.9994>
- Montalvo, J., & Moreira, D. (2016). El Cerebro y la Música. *Revista Ecuatoriana de Neurología*, XXV(1-3).
- Navlet, M. (2012). *Ansiedad, estrés y estrategias de afrontamiento en el ámbito deportivo: un estudio centrado en la diferencia entre deportes*. Universidad Complutense de Madrid.
- Nilsson, U. (2008). The Anxiety- and Pain-Reducing Effects of Music Interventions: A Systematic Review. *AORN Journal*, 87(4). <https://doi.org/10.1016/j.aorn.2007.09.013>
- Noto, T., Zhou, G., Schuele, S., Templer, J., & Zelano, C. (2018). Automated analysis of breathing waveforms using BreathMetrics: A respiratory signal processing toolbox. *Chemical Senses*, 43(8), 583-597. <https://doi.org/10.1093/chemse/bjy045>

- Ortega, R. M. M., Pendás, L. C. T., Ortega, M. M., Abreu, A. P., & Cánovas, A. M. (2009). El coeficiente de correlación de los rangos de Spearman: caracterización. *Revista Habanera de Ciencias Médicas*, 8(2). [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1729-519X2009000200017](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1729-519X2009000200017)
- Osorio, C., Alexander, J., Andrew, M., Osorio, C., & Andrés, J. (2012). Aproximación a la síntesis de la música a través del análisis de Fourier. *Scientia Et Technica*, XVII(52), 129-135.
- Pereira, M. (2009). Una revisión teórica sobre el estrés y algunos aspectos relevantes de éste en el ámbito educativo. *Revista Educación*, 2, 171-190. <https://revistas.ucr.ac.cr/index.php/educacion/article/view/511/527>
- Pérez, T. (2017). *Análisis, diseño y desarrollo de shields de Arduino para procesamiento de señales fisiológicas*. Universitat Politècnica de València.
- Picón, Y. A., Orozco, J. E., Molina, J., & Franky, M. P. (2020). Control central de la temperatura corporal y sus alteraciones: fiebre, hipertermia e hipotermia. *MedUNAB*, 23(1), 118-130. <https://doi.org/10.29375/01237047.3714>
- Piqueras, J., Ramos, V., Martínez, A., & Oblitas, L. (2009). Emociones negativas su impacto en la salud mental y física. *Suma Psicológica*, 16(2), 85-112. <https://www.redalyc.org/pdf/1342/134213131007.pdf>
- Pittman, S., & Kridli, S. (2011). Music intervention and preoperative anxiety: An integrative review. *International Nursing Review*, 58(2), 157-163. <https://doi.org/10.1111/j.1466-7657.2011.00888.x>
- Rainville, P., Bechara, A., Naqvi, N., & Damasio, A. R. (2006). Basic emotions are associated with distinct patterns of cardiorespiratory activity. *International Journal of Psychophysiology*, 61(1), 5-18. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2005.10.024>
- Rakshit, R., Reddy, R. V., & Deshpande, P. (2016). Emotion detection and recognition using HRV features derived from photoplethysmogram signals. *ERM4CT 2016 - Proceedings of the 2nd Workshop on Emotion Representations and Modelling for Companion Systems*, 3-8. <https://doi.org/10.1145/3009960.3009962>
- Ramalle, E., & De Llano, A. (2003). Use of robust methods in inferential statistics. *Atencion Primaria*, 32(3), 177-182. [https://doi.org/10.1016/s0212-6567\(03\)79241-5](https://doi.org/10.1016/s0212-6567(03)79241-5)
- Read, P., & Meyer, M.-P. (2000). *Restoration of Motion Picture Film* (First Edit). Butterworth-Heinemann. [https://books.google.com.ec/books?id=jzbUUL0xJAEC&pg=PA24&redir\\_esc=y#v=onepage&q&f=false](https://books.google.com.ec/books?id=jzbUUL0xJAEC&pg=PA24&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false)
- Remor, E. (2006). Psychometric properties of a European Spanish version of the perceived stress scale (PSS). *The Spanish Journal of Psychology*, 9(1), 86-93.
- Retamal, C. (2017). *Estudio del comportamiento de la carga cognitiva de usuarios que navegan en un sitio web*. Universidad de Chile.
- Saa, D. (2018). *Desarrollo de un sistema de medición de la variabilidad del ritmo cardíaco utilizando técnicas de fotoplethysmografía para el monitoreo y control del estrés*. Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.
- Sabil, A., Glos, M., Günther, A., Schöbel, C., Veauthier, C., Fietze, I., & Penzel, T. (2019).

- Comparison of apnea detection using oronasal thermal airflow sensor, nasal pressure transducer, respiratory inductance plethysmography and tracheal sound sensor. *Journal of Clinical Sleep Medicine*, 15(2), 285-292. <https://doi.org/10.5664/jcsm.7634>
- Sarrazin, N. (2016). Music: Fundamentals and Educational Roots in the U.S. En *Music and the Child*. Open SUNY Textbooks. <https://milnepublishing.geneseo.edu/music-and-the-child/chapter/chapter-2/>
- Schachter, S., & Singer, J. E. (1962). Cognitive, Social, and Physiological Determinants of Emotional State. *Journal of Mental Science*, 69(5), 379-399. <https://doi.org/10.1192/s0368315x00238942>
- Schmidt, C. (2013). *The Basic Elements of Music*. [https://textbookequity.org/Textbooks/TBQ\\_the-basic-elements-of-music.pdf](https://textbookequity.org/Textbooks/TBQ_the-basic-elements-of-music.pdf)
- Seed Studio. (s. f.). *GSR Sensor*. Recuperado 21 de mayo de 2021, de [https://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR\\_Sensor/](https://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR_Sensor/)
- Shuldhham, C. (1998). *Cardiorespiratory Nursing*. Standley Thornes.
- Sichiray. (s. f.). *Biosensor: GSR*. Recuperado 18 de abril de 2021, de <https://www.sichiray.com/store/products/sheng-wu-chuan-gan-qi-gsrpi-fu-dian-chuan-gan-qi>
- Sierra, J. C., Ortega, V., & Zubeidat, I. (2003). Ansiedad, angustia y estrés: tres conceptos a diferenciar. *Revista Mal-estar e Subjetividade*, 3(1), 10-59. <https://doi.org/10.5020/23590777.3.1.10>
- Sinchai, S., Kainan, P., Wardkein, P., & Koseeyaporn, J. (2018). A Photoplethysmographic Signal Isolated from an Additive Motion Artifact by Frequency Translation. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 12(4), 904-917. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2018.2829708>
- Sorrentino, S. A., & Remmert, L. (2020). Manual Mosby de cuidados básicos de enfermería. En *Manual Mosby de Cuidados básicos de enfermería* (6.ª ed.). Elsevier. [https://books.google.com.ec/books?id=3cnSDwAAQBAJ&dq=medir+temperatura+c+orporal&source=gbs\\_navlinks\\_s](https://books.google.com.ec/books?id=3cnSDwAAQBAJ&dq=medir+temperatura+c+orporal&source=gbs_navlinks_s)
- SparkFun Electronics. (s. f.). *Logic Level Converter Bi-Directional BOB-12009*. Recuperado 5 de abril de 2021, de <https://www.sparkfun.com/products/12009>
- Tortora, G., & Derrickson, B. (2006). *Principios de anatomía y fisiología* (13.ª ed.). Editorial Médica Panamericana.
- Tremper, K. K. (1989). Pulse oximetry. *Chest*, 95(4), 713-715. <https://doi.org/10.1378/chest.95.4.713>
- Tresguerres, J. (2005). *Fisiología Humana* (Tercera). McGraw-Hill Interamericana.
- Valderas, T., Bolea, J., Laguna, P., Bailón, R., & Vallverdú, M. (2019). Mutual information between heart rate variability and respiration for emotion characterization. *Institute of Physics and Engineering in Medicine*, 40(8).
- Wang, C., & Wang, F. (2012). An emotional analysis method based on heart rate variability. *Proceedings - IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics: Global Grand Challenge of Health Informatics, BHI 2012*, 25(Bhi),

104-107. <https://doi.org/10.1109/BHI.2012.6211518>

Wang, H. M., & Huang, S. C. (2014). Musical Rhythms Affect Heart Rate Variability: Algorithm and Models. *Advances in Electrical Engineering, 2014*, 1-14. <https://doi.org/10.1155/2014/851796>

Westermann, R., Spies, K., Stahl, G., & Hesse, F. W. (1996). Relative effectiveness and validity of mood induction procedures: A meta-analysis. *European Journal of Social Psychology, 26*(4), 557-580. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1099-0992\(199607\)26:4<557::AID-EJSP769>3.0.CO;2-4](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-0992(199607)26:4<557::AID-EJSP769>3.0.CO;2-4)

Zheng, B. S., Murugappan, M., & Yaacob, S. (2012). Human emotional stress assessment through Heart Rate Detection in a customized protocol experiment. *ISIEA 2012 - 2012 IEEE Symposium on Industrial Electronics and Applications*, 293-298. <https://doi.org/10.1109/ISIEA.2012.6496647>

Zheng, S., Murugappan, M., & Yaacob, S. (2013). Methods and approaches on inferring human emotional stress changes through physiological signals: A review. *International Journal of Medical Engineering and Informatics, 5*(2), 152-162. <https://doi.org/10.1504/IJMEI.2013.053332>

**Anexos**