



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE QUITO
CARRERA DE BIOMEDICINA**

**ESTUDIO DEL IMPACTO DEL ESTRÉS SOBRE LA PRESIÓN ARTERIAL
MEDIANTE EL MONITOREO DE LA FRECUENCIA CARDÍACA**

Trabajo de titulación previo a la obtención del título de:

INGENIERA BIOMÉDICA

AUTOR: VIVIANA ALEXANDRA CORTEZ MORÁN

TUTOR: Ph.D MILTON GONZALO RUIZ MALDONADO

Quito- Ecuador

2024

**CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN**

Yo, Viviana Alexandra Cortez Morán con documento de identificación N° 1104529522

manifiesto que:

Soy el autor y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 30 de julio del año 2024

Atentamente,



Viviana Alexandra Cortez Morán
1104529522

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Yo, Viviana Alexandra Cortez Morán con documento de identificación No.1104529522, expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del Proyecto experimental: “ESTUDIO DEL IMPACTO DEL ESTRÉS SOBRE LA PRESIÓN ARTERIAL MEDIANTE EL MONITOREO DE LA FRECUENCIA CARDÍACA”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniera Biomédica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 30 de julio del año 2024

Atentamente,



Viviana Alexandra Cortez Morán

110429522

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Milton Gonzalo Ruiz Maldonado con documento de identificación N° 1714409065, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: “ESTUDIO DEL IMPACTO DEL ESTRÉS SOBRE LA PRESIÓN ARTERIAL MEDIANTE EL MONITOREO DE LA FRECUENCIA CARDÍACA” realizado por Viviana Alexandra Cortez Morán con documento de identificación N° 1104529522, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto Experimental que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 30 de julio del 2024

Atentamente,



Milton Gonzalo Ruiz Maldonado
1714409065

Dedicatoria

Dedico de todo corazón el presente trabajo a Dios, por haberme brindado la suficiente fuerza, resiliencia, salud y vida para llegar a este punto de mi carrera.

A mis queridos padres Patricia Morán y Oscar Cortez, y a mi hermano, Oskar Cortez, por haberme forjado como la persona que soy hoy en día y porque siempre estuvieron a mi lado a lo largo de esta travesía, brindándome su amor, cariño y apoyo incondicional.

A mis mejores amigos, Ariana Solorzano y Evan Núñez por haberme enseñado el verdadero valor de la amistad y estar junto a mí en los buenos y malos momentos.

Agradecimientos

A lo largo de este increíble viaje de aprendizaje, he tenido el privilegio de contar con el apoyo, la guía y el amor de muchas personas excepcionales. Cada paso dado, cada desafío superado y cada logro alcanzado ha sido posible gracias a la presencia constante de aquellos que han creído en mí y me han acompañado en este camino. Es con profunda gratitud y un corazón lleno de emociones que dedico estas palabras a todos los que han sido parte de mi travesía.

En primer lugar, agradezco a Dios por ser mi guía, soporte y quien me dio la suficiente fuerza, salud y fortaleza para superar cada una de las adversidades que se presentaron en este trayecto.

Además de ello, mi más sincera gratitud a mi tutor, Ph.D. Milton Gonzalo Ruiz Maldonado, por su gran dedicación, paciencia y valiosas enseñanzas gracias a las cuales este proyecto ha sido posible.

Agradezco también a mis padres y hermano por todo el apoyo y amor que me han brindado a lo largo de mi educación y por ser quienes me han ayudado a cumplir con cada una de mis metas a pesar de lo más de 1000 km que nos separaban.

Así mismo, a mis mejores amigos, por su ayuda y palabras de aliento gracias a las cuales pude salir adelante en los momentos en los que estuve apunto de rendirme.

Resumen

En el presente trabajo, se plantea un estudio piloto en torno al impacto del estrés sobre la presión arterial mediante el monitoreo de la frecuencia cardíaca, diseñándose e implementándose para ello un dispositivo capaz de medir en tiempo real ambos parámetros, haciéndose un proceso de postprocesamiento de las señales en Matlab para conseguir sus respectivos valores. También se llevó a cabo una comparación con un equipo comercial junto a un proceso de experimentación en un grupo de 27 personas para comprobar la influencia del estrés en sus valores de presión tras realizar una actividad, desarrollándose un análisis estadístico de los resultados alcanzados, definiéndose un error de 0.926 % para la PAS, 2.657 % para la PAD y 2.816 % para la frecuencia cardíaca, estableciéndose una correlación positiva entre los parámetros mencionados (0.036 y 0.218).

Palabras clave: presión arterial, frecuencia cardíaca, PAD, PAS, estrés, monitorización, PSS.

Abstract

In the present work, a pilot study is proposed on the impact of stress on blood pressure by monitoring heart rate, designing and implementing a device capable of measuring both parameters in real time, and post-processing the signals in Matlab to obtain their respective values. A comparison with a commercial device was also carried out together with a process of experimentation in a group of 27 people to check the influence of stress on their pressure values after performing an activity, developing a statistical analysis of the results achieved, defining an error of 0.926 % for SBP, 2.657 % for DBP and 2.816 % for heart rate, establishing a positive correlation between the aforementioned parameters (0.036 and 0.218).

Keywords: blood pressure, heart rate, DBP, SBP, stress, monitoring, PSS

Contenido

Agradecimientos	ix
Resumen	xi
Lista de símbolos	xv
1. Introducción	1
1.1. Antecedentes	1
1.2. Descripción del problema	2
1.3. Importancia y alcances	3
1.4. Objetivos	4
1.5. Objetivo General	4
1.6. Objetivos Específicos	4
2. Capítulo 1: Estado del arte	5
2.1. Estudio piloto	5
2.2. Estrés	5
2.3. Reacciones fisiológicas asociadas al estrés	5
2.4. Incidencia del estrés en la frecuencia cardíaca	6
2.5. Escala de estrés percibido	7
2.6. Métodos de inducción al estrés	8
2.7. Presión arterial	10
2.8. Estrés emocional y presión arterial	14
2.9. ECG	16
2.10. Algoritmo de Pan-Tompkins	17
2.11. Fotopletismografía	17
2.12. Trabajos similares	18
3. Capítulo 2: Metodología	20
3.1. Diseño del dispositivo de monitoreo	20
3.2. Implementación	25
3.3. Interfaz gráfica	26
3.4. Etapa de post procesamiento de las señales	32

4. Capítulo 3: Pruebas a grupo de estudio	35
4.1. Mecanismo de evaluación del estrés	35
4.2. Método de inducción del estrés	35
4.3. Consideraciones éticas	35
4.4. Cantidad de participantes	36
4.5. Protocolo llevado a cabo	36
4.6. Medición de prueba	37
4.7. Resultados adquiridos	37
5. Capítulo 4: Análisis estadístico:	42
5.1. Cálculo de errores	42
5.2. Coeficiente de correlación de Pearson	43
5.3. Diagrama de barras	45
5.4. Regresión lineal múltiple	47
6. Capítulo 5: Conclusiones y recomendaciones	52
6.1. Conclusiones	52
6.2. Recomendaciones	53
A. Anexo: Consentimiento informado	54
B. Anexo: Escala del estrés percibido (PSS)	57
Bibliografía	60

Lista de símbolos

Símbolos con letras latinas

Símbolo	Término	Unidad SI	Definición
f	Frecuencia	Hz	$\frac{1}{T}$
t	Tiempo	s	DF

Abreviaturas

Abreviatura	Término
PAS	Presión arterial sistólica
PAD	Presión arterial diastólica
PAM	Presión arterial media
HTA	Hipertensión arterial
ECG	Electrocardiografía
PPG	Fotopletismografía
$mmHg$	Milímetros de Mercurio

1. Introducción

Hoy en día uno de los factores que acompañan de manera constante a una persona a lo largo de su día a día es el estrés, cuya activación o cantidad depende de las actividades que realiza y las emociones que experimenta (1).

No obstante, este factor no solo afecta a nivel psicológico y emocional a una persona, sino también a nivel fisiológico debido a que ocurren reacciones nocivas dentro del organismo como el aumento y alteración de la presión arterial (2), generando que se realicen diversas investigaciones en torno a la relación entre estos dos elementos como la realizada por Munakata y su equipo (2) que analizaron el cómo el estrés era capaz de provocar la elevación de la presión arterial en diversos escenarios como en el entorno clínico en el que influía el fenómeno conocido como el efecto de la bata blanca que podía conducir a la realización de erróneos diagnósticos; y en el ambiente laboral, en el que se consideraron aspectos como las consecuencias que provocaban en los individuos las largas jornadas de trabajo, concluyéndose que el estrés podría ser catalogado como una de las causas de la aparición de la hipertensión arterial(3).

Partiendo de lo dicho, en el presente trabajo se desarrollará un estudio piloto en torno al impacto del estrés en la presión arterial por medio de la elaboración de un dispositivo de bajo costo que permite el monitoreo continuo para ambos parámetros mientras se realiza una prueba de estrés controlada a un grupo de estudio el cual además, permitirá evaluar la efectividad del dispositivo.

1.1. Antecedentes

La alta presión arterial, también conocida como hipertensión (HTA), afecta a alrededor de mil millones de personas en todo el mundo, lo que la convierte en un grave problema de salud y mortalidad (4). Es importante destacar que la HTA es un factor de riesgo primario para una serie de condiciones crónicas, que incluyen enfermedades renales y cardiovasculares como infarto de miocardio, insuficiencia cardíaca y accidente cerebrovascular (5).

Además de los factores relacionados con el estilo de vida, es necesario mencionar que los aspectos psicológicos también influyen en el desarrollo de la hipertensión arterial, siendo la

exposición crónica al estrés uno de los más relevantes (5). Las pruebas que vinculan a este factor con el aumento de la HTA provienen de diversas fuentes, como la literatura sobre eventos vitales importantes relacionadas con el estrés laboral y las circunstancias de la vida, que incluyen el bajo nivel socioeconómico, el estrés marital y la discriminación (5).

Profundizando más en ello, diversas investigaciones han demostrado que eventos catastróficos naturales o causados por el hombre provocan aumentos significativos en la presión arterial (5). Asimismo, el estrés laboral, definido como la combinación de altas demandas laborales y escaso control sobre las decisiones en el trabajo, puede incrementar la presión arterial durante las actividades laborales (5).

Un estudio sobre el efecto de tareas catalogadas como estresantes a nivel psicológico en adultos jóvenes encontró que aquellos que experimentaron aumentos de presión arterial durante estas labores, así como durante el periodo de descanso posterior, tenían mayores probabilidades de desarrollar hipertensión en el futuro (6).

En otro trabajo publicado en la Revista Cubana de Higiene y Epidemiología, se concluyó que el estrés desempeña un papel importante en la génesis y evolución de la hipertensión arterial, subrayando la necesidad de abordar el manejo de este factor como parte de las estrategias preventivas (7).

Además, un estudio de cohorte prospectivo de 13 años de duración encontró una asociación significativa entre el estrés crónico y la incidencia de hipertensión arterial. Los participantes con niveles más altos del primer factor tenían un mayor riesgo de desarrollar presión arterial elevada durante el seguimiento, lo que confirma que este factor es un importante riesgo para la aparición de HTA (8).

1.2. Descripción del problema

Es necesario resaltar que la prevalencia de la HTA varía en gran medida, considerándose el hecho de que a medida que aumenta la edad del individuo, mayor será el riesgo de que llegue a desarrollar este padecimiento (9). Por ello, en países desarrollados, alrededor de más de dos tercios de personas adultas padecen de hipertensión arterial (9).

En Ecuador, la HTA se considera un problema prioritario de salud pública, con una prevalencia estimada del 37.7% en la población adulta. Está asociada con enfermedades coronarias, accidentes cerebrovasculares, insuficiencia cardíaca y enfermedad renal crónica (10).

La exposición al estrés podría conducir a una mayor incidencia de hipertensión, ya que es

común responder a este factor con afectos negativos (11). Por ello, se ha establecido que la depresión, ansiedad, ira y hostilidad forman lo que se denomina personalidad hipertensiva, basada en la evidencia de que estas experiencias frecuentes se asocian con un mayor riesgo de desarrollar HTA (12). Aunque la evidencia es mixta, múltiples estudios, como el de Davidson, han demostrado que el afecto deprimido se asocia con un mayor riesgo de hipertensión (5).

Además, otros estudios, como el de Jonas, han encontrado que la combinación de depresión y ansiedad puede llevar a desarrollar HTA grave en el futuro. Asimismo, se ha observado que los diagnósticos comórbidos de trastorno depresivo mayor y trastorno de ansiedad generalizada se asocian con un mayor riesgo de hipertensión en comparación con cualquiera de los dos diagnósticos por separado (5). También hay evidencia que relaciona la experiencia de ira y hostilidad con una presión arterial elevada, aunque la consistencia de estos hallazgos no es tan fuerte como en el caso de la ansiedad y la depresión (13).

A partir de lo presentado, surge el interés de evaluar si existe relación entre el aumento en los niveles de estrés con los de la presión arterial. Para ello, se desarrollará un dispositivo de bajo costo que permita medir la frecuencia cardíaca y la presión arterial de un individuo antes y después de someterse a un test de Escala de Estrés Percibido (PSS)

1.3. Importancia y alcances

El presente estudio piloto posee relevancia para la salud pública y la mejora de la calidad de vida de las personas con hipertensión arterial; en especial, en Ecuador, donde esta condición afecta a 2 de cada 10 adultos según la Encuesta STEPS 2011-2023 (14).

Si bien es cierto, se han desarrollado trabajos similares en años anteriores, como el caso de uno que examinó el efecto del estrés agudo sobre la variabilidad de la frecuencia cardíaca y la presión arterial en adultos sanos, sometiendo a los pacientes a una tarea estresante y realizando las mediciones después de ello (15); es importante resaltar que los trabajos enfocados en este tema en el país han sido de un reducido número.

Además, el estudio propuesto puede servir como punto de partida para el desarrollo de investigaciones más amplias sobre la HTA y el estrés emocional en Ecuador, incluyendo investigaciones intervencionales y longitudinales.

1.4. Objetivos

1.5. Objetivo General

Diseñar un dispositivo que permita la monitorización continua de la frecuencia cardíaca para compararla con la variabilidad de la presión arterial al someter a un individuo ante estrés emocional.

1.6. Objetivos Específicos

- Investigar los procesos necesarios para la realización del estudio, así como las formas éticas en las que se puede someter a un individuo ante estrés emocional de manera controlada.
- Diseñar un dispositivo de bajo costo para monitorear la frecuencia cardíaca y presión arterial.
- Implementar un dispositivo de bajo costo que permita monitorear la frecuencia cardíaca y la presión arterial.
- Realizar tests de evaluación del estrés emocional como el de la Escala del Estrés Percibido (PSS) en las personas que participarán en el estudio.
- Analizar los resultados obtenidos para determinar la correlación entre las variables mediante técnicas estadísticas como los coeficientes de Pearson o Spearman.

2. Capítulo 1: Estado del arte

2.1. Estudio piloto

Existen diversas definiciones para un estudio piloto, coincidiendo estas en catalogarlo como una investigación pequeña de factibilidad, el cual es llevado a cabo con la finalidad de intentar aspectos metodológicos de un trabajo a mayor escala, evitando así que se susciten apariciones de defectos que podrían ser nefastos en un estudio posterior (16).

Dentro de la investigación biomédica, se lo considera como el primer paso para la ejecución de un proyecto, centrándose su uso en probar en menor escala las cuestiones logísticas, favoreciendo así a la optimización de procesos de investigación en el área de la salud (16).

2.2. Estrés

El término estrés fue empleado por primera ocasión en 1926 por el doctor Hans Selye, analizándolo como los efectos de una fuerza al momento de actuar en contra de una resistencia (1). Fue en 1973 cuando este médico lo definió como la respuesta no específica del cuerpo a cualquier demanda que sobre él ejerce (1) siendo este significado el que se continúa difundiendo hoy en día.

Cabe destacar que, a pesar de que se ha identificado que la respuesta de estrés ejerce una influencia nociva en el organismo, se debe mencionar que se lo puede diferenciar entre un estrés positivo o productivo que favorece a reacciones eficaces, potentes y que garantizan el bienestar del individuo; y uno destructivo, que yace acompañado por sufrimiento junto a tensiones al igual que de escasa eficacia, estando enfocada en este tipo de estrés el presente estudio (1).

2.3. Reacciones fisiológicas asociadas al estrés

Es importante destacar que los estilos de vida actuales, junto con eventos negativos como la pérdida de un familiar, el desempleo o la ruptura de relaciones, pueden desencadenar respuestas inadecuadas. Si estas se prolongan en el tiempo, generan una sobrecarga en el

organismo, conocida como distrés (17).

Además, según la duración de la respuesta fisiológica, el estrés se puede clasificar en los siguientes tipos:

1. Agudo: se suscita al experimentar una respuesta intensa y de breve duración, parecido a cuando un coche frena de repente para evitar un accidente.
2. Subagudo: se cataloga como una respuesta moderada aunque su duración es mayor que en el caso anterior (1).
3. Crónico: se diferencia de los anteriores mencionados en que este permanece durante un periodo prolongado, a pesar de ser una respuesta leve.

Frente a exposiciones de estrés como las descritas, el organismo puede mostrar diferentes respuestas a nivel de sus órganos y sistemas. Por ejemplo, los músculos pueden realizar un trabajo excesivo y emplear gran fuerza, resultando en rigidez en el cuello y calambres, entre otros. En el caso de la lengua, la falta de movimiento cuando la persona está estresada y su posición elevada en el cuello provocan tensión en las áreas del cuello y la garganta, lo que afecta la melodía y el vibrato normal de la voz (1).

En cuanto al cerebro, la constante alerta inducida por las hormonas liberadas durante el estrés causa una incapacidad para relajarse, generando jaquecas e insomnio, entre otros síntomas (18). Incluso en los órganos responsables de la distribución de energía, como los pulmones y el corazón, el estrés puede provocar alteraciones. Por ejemplo, la respiración se vuelve rápida, dificultosa y superficial, con una inspiración brusca y amplia, y una espiración masiva. En el corazón, el estrés puede causar taquicardia e incluso aumentar el riesgo de infarto.

En los vasos sanguíneos, el estrés puede inducir vasoconstricción, resultando en vértigo y frialdad en pies y manos, entre otros síntomas. Asimismo, en el estómago, el estrés puede causar gastritis y úlceras.

2.4. Incidencia del estrés en la frecuencia cardíaca

La relación entre el estrés emocional y la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) es un campo de investigación relevante en la psicofisiología y la medicina, con implicaciones

importantes para la salud cardiovascular. La VFC, que describe las variaciones temporales entre los latidos cardíacos, se considera un indicador crucial de la regulación autonómica del sistema cardiovascular (18).

Entre las formas en que el estrés emocional afecta la variabilidad de la frecuencia cardíaca se incluyen las siguientes:

1. Activación del sistema nervioso autónomo: Produce diversas respuestas fisiológicas que desencadenan, por ejemplo, la activación del sistema nervioso simpático y la supresión del parasimpático, ocasionando por ello una disminución de las variaciones de los intervalos de tiempo entre los latidos cardíacos (18).
2. Alteraciones en la regulación cardiovascular: Se debe resaltar que afecta la regulación cardiovascular adecuada, produciendo una reducción de la VFC junto a un incremento de la rigidez arterial, aumentando por ende el riesgo de enfermedades cardiovasculares, como la HTA(18).
3. Impacto en la salud mental: Impulsa el desarrollo de trastornos de salud mental, como la ansiedad y la depresión, que poseen incidencia la variabilidad de la frecuencia cardíaca, siendo un ejemplo de ello el primer padecimiento antes aludido, que se asocia con un aumento de la actividad del sistema nervioso simpático y una disminución de la VFC (18).

2.5. Escala de estrés percibido

Es necesario mencionar que el estrés se puede comprender desde tres perspectivas: la primera se enfoca en los eventos vitales catalogados como estresantes; la segunda, se relaciona con el ámbito psicológico, considerando la experiencia subjetiva y la respuesta emocional ante agentes estresores; y la tercera, desde la perspectiva biológica, analiza tanto la reacción como los sistemas fisiológicos vinculados con el afrontamiento de los asuntos vitales (19).

Como consecuencia de ello, hoy en día existen numerosos instrumentos autoadministrados destinados a cuantificar el estrés percibido tanto en el contexto clínico como en investigaciones epidemiológicas (20). Entre las escalas más conocidas se encuentra la Escala de Estrés Percibido (PSS), que mide las respuestas psicológicas de los individuos frente a los estresores (19). Esta escala evalúa el grado en que los individuos perciben su vida como impredecible, sobrecargada o incontrolable, siendo estos tres aspectos componentes clave de la experiencia

del estrés (19).

Cabe resaltar que este instrumento tiene tres versiones: la original consta de 14 ítems divididos en 7 apartados positivos y negativos según la escala de Likert (19). Cinco años después, apareció la versión PSS-10, desarrollada a través de un análisis factorial basado en 2,387 residentes de Estados Unidos (21). Diversos estudios han demostrado que esta segunda posee mejores propiedades psicométricas que la inicial, debido a que los 4 ítems descartados tenían una baja carga factorial (20). Además, se introdujo una versión aún más reducida, conformada por solo 4 preguntas, consolidándose como una versión breve para situaciones que requieren una escala muy corta o entrevistas telefónicas (20).

2.6. Métodos de inducción al estrés

Con la finalidad de desarrollar estudios en torno a los efectos del estrés en la cognición al igual que en el comportamiento, se ha llevado a cabo tanto el diseño como la implementación de protocolos de inducción que garantizan la manipulación de este factor como una variable independiente que permite el definir relaciones de tanto influencia como de casualidad dentro del marco abordado por una investigación (22). Cabe destacar que en estos protocolos se garantiza de que los experimentos llevados a cabo en sujetos sean no invasivos, que sus efectos sean limitados y no permanezcan a largo plazo, sumado a que los niveles de estrés que ocasionan deben mantenerse en niveles catalogados como moderados para así apreciar las consecuencias de este factor sin perjudicar a los participantes de los estudios (22).

Dentro de los diversos protocolos que se han usado a lo largo de los años para inducir el estrés, se encuentra el denominado como Cold Pressor Task (CPT) el cual, además de haber sido validado, ha demostrado que genera la liberación de cortisol que se cataloga como la hormona del estrés (22). Este proceso experimental consiste en que se inmerse la mano del participante en agua fría que yace entre una temperatura de entre 0-4 grados centígrados en un periodo de tiempo que se encuentra en un rango de 1-3 minutos continuos (22). Se debe mencionar que la condición de control yace en aplicar el mismo proceso, pero con agua tibia a una temperatura de 38 grados, siendo sumergida la mano dominante (22). Como tal, esta tarea genera la activación del sistema nervioso simpático, dando paso así al incremento de la presión sanguínea junto a la conductancia de la piel; no obstante, no en todos los casos producían un aumento en los niveles de cortisol, razón por la que este procedimiento ha recibido críticas en torno a su rol en la inducción del estrés, sumado a que no se tiene en claro si este método modela una amenaza o activa el mecanismo homeostático de regulación de la temperatura, además que es empleada esta técnica para inducir el dolor, por lo que produce confusión en torno al verdadero efecto que genera en el organismo (22).

El Trier Social Stress Test (TSST) es un protocolo validado para inducir estrés psicosocial en un laboratorio (22). Consiste en una preparación para una presentación oral, seguida de la exposición y un desafío aritmético, cada uno de cinco minutos, frente a un jurado o audiencia. En algunas variaciones, se graba la sesión para aumentar el estrés (22). Aunque es utilizado en gran medida, el TSST ha sido criticado por dudas sobre si en realidad provoca estrés o si los efectos observados se deben al esfuerzo cognitivo. Además, es difícil mantener condiciones constantes, ya que la severidad del jurado puede variar (22).

Debido a los inconvenientes mencionados, se han desarrollado protocolos alternativos que utilizan imágenes, películas, videojuegos, realidad virtual y aumentada, o tareas específicas (22). Uno de estos métodos es el Socially Evaluated Cold Pressor Test (SECPT), una combinación del CPT y el TSST, que activa tanto el sistema nervioso simpático como el eje HPA (hipotálamo-hipófisis-adrenal) (22). Antes del experimento, se informa a los participantes que el proceso será grabado en video. Durante este, se les pide sumergir la mano derecha en agua fría (0-4 grados) el mayor tiempo posible mientras miran a la cámara durante tres minutos, siendo observados por el experimentador (22). Este procedimiento ha demostrado aumentar la frecuencia cardíaca y los niveles de cortisol en saliva, indicando que los efectos sobre el eje HPA dependen de estresores físicos y sociales (22). Sin embargo, ha recibido las mismas críticas que los métodos anteriores, cuestionando si la respuesta fisiológica se debe al estrés o al dolor por la temperatura del agua, y considerando la vulnerabilidad del participante al tipo de estresor (22).

Así mismo, otro de los métodos que surgió fue el de Maastricht Acute Stress Test (Mast) que resalta por también combinar estresores físicos con evaluaciones sociales, de modo que combina también los protocolos CPT y TSST (22). Este experimento comienza con un periodo de preparación de 5 minutos en el que se les indican a los participantes las instrucciones, llevándose a cabo después de ello cinco ensayos de SECPT a una temperatura que se mantiene a 2 grados durante un periodo de tiempo de entre 60 a 90 segundos (22). En el espacio intermedio entre cada ensayo, el sujeto de pruebas debe secarse sus manos y desarrollar con rapidez una tarea aritmética de sustracciones sucesivas, obteniendo una realimentación negativa en el hipotético caso que fallase en la resolución (22). Cabe mencionar que se ha demostrado que este método provoca un aumento de cortisol superior al de CPT; sin embargo, al compararlo con TSST, se determina que se suscitan cifras equivalentes de activación simpática.

Además de ello, se han desarrollado protocolos que involucran la ejecución de tareas específicas como en Sing-a-Song-StressTest (SSST) que, como su nombre lo indica, consiste en escoger un participante y dos miembros del grupo de investigación para ingresar a una sala en donde el sujeto de pruebas deberá leer los mensajes que aparecen en la pantalla a la par que son grabados por una cámara (23). Se debe destacar que alguna de las frases que

aparecen contienen tareas que el participante deberá realizar, sin conocer de antemano que habrá una actividad de canto al final.

Por otro lado, es necesario destacar protocolos que se encuentran basados en la aplicación de material audiovisual como el Set of Fear Inducing Pictures (SFIP) en donde se tiene 400 fotografías a color que se encuentran divididas en cinco secciones entre las que se incluyen: inyección o sangre, exposición social, animales pequeños junto a rostros enojados y neutrales, estando diseñado el procedimiento para analizar las reacciones provocadas por el miedo a la par que profundiza el estudio en torno a las fobias (22). Con respecto a protocolos en los que se hicieron uso de tecnologías emergentes como ha sido caso del empleo de videojuegos, que se han constituido en eficaces inductores de estrés y más desde la incorporación de la realidad virtual, gracias a la que se ha podido someter a los participantes del experimento a un viaje a través de callejones oscuros con libertad de exploración en el que aparecen diversos elementos inductores de estrés como luces intermitentes, monstruos sedientos de sangre o una sala de cirugía abandonada (22).

2.7. Presión arterial

La presión arterial hace alusión a la tensión generada por la sangre dentro de la pared de las arterias, encontrándose determinado por el producto de la unión de dos factores: el gasto cardíaco, que posee dependencia al volumen que circula a nivel intra-torácico y a la contractilidad miocárdica; y la resistencia periférica total que se ve influenciado por las características de la estructura de la pared y del tono del árbol arteria (9).

Cabe mencionar que este parámetro se divide en dos valores, siendo el primero correspondiente a la sistólica (PAS), que es aquella que se genera en la pared de los vasos sanguíneos en el instante en el que los ventrículos se comprimen y envían la sangre al resto del cuerpo (24). Por otro lado, la diastólica (PAD) se constituye como la presión mínima que se suscita en el momento en el que la sangre fluye a partir de las aurículas con rumbo hacia los ventrículos (24).

- Hipotensión arterial.

Este padecimiento acontece cuando la presión arterial yace por debajo del valor catalogado como normal (120/80 mmHg) implicando, por ende, que el corazón junto al cerebro y otros órganos no reciben la sangre necesaria para que lleven a cabo sus funciones. (25)

Partiendo de lo anterior descrito, cabe mencionar que, las principales clasificaciones de la hipotensión arterial en base a sus patrones ambulatorios son:

1. Espontánea: aquella que se produce sin causa aparente aunque puede estar relacionado con aspectos como la deshidratación (26).
2. Postural: acontece cuando una persona se levanta con demasiada rapidez (26).
3. Postprandial: puede suscitarse después de una comida debido a una redirección del flujo sanguíneo al sistema digestivo. (26)

A continuación se presenta una tabla con los valores asociados a la hipotensión arterial:

Clasificación	Presión arterial sistólica y diastólica, mmHg
Presión arterial baja	90/60
Presión arterial demasiado baja	60/40
Presión arterial demasiado baja (peligro)	50/33

Tabla 2-1.: Niveles de hipotensión (25)

- Hipertensión arterial y sus efectos en la salud

Se debe considerar que, cuando se produce una presión arterial elevada sostenida en el sistema circulatorio, se pueden diagnosticar dos tipos de hipertensión: esencial, que no posee una causa reconocible; y secundaria, derivada de una afección subyacente como una enfermedad renal o trastornos metabólicos, por lo que tiende a aparecer de forma repentina (5).

El diagnóstico de hipertensión depende de los niveles de presión arterial sistólica (PAS), la más alta durante un ciclo cardíaco típico cuando el corazón se contrae, y de la presión arterial diastólica (PAD), la más baja cuando el corazón se llena de forma gradual con sangre entre contracciones.

Una presión catalogada como normal se encuentra indicada por una PAS menor a 120 mmHg y una PAD de 80 mmHg. Por otro lado, una prehipertensión se sitúa entre valores de 120-139/80-89 mmHg. Ahondando más en esto, es necesario considerar que la hipertensión puede ser de tipo 1 si sus cifras están entre 140-159/90-99 mmHg, a diferencia de la de clase 2, donde exceden 160/100 mmHg (5).

Clasificación	Presión arterial sistólica y diastólica, mm Hg
Colegio Americano de Cardiología-Asociación Americana del Corazón	
Normal	<120 y <80
Aumentada	120-129 y <80
Nivel 1	130-139 o 80-89
Nivel 2	≥140 o ≥90
Sociedad Europea de Cardiología-Sociedad Europea de Hipertensión	
Óptimo	<120 y <80
Normal	120-129 y/o 80-89
Alta normalidad	130-139 y/o 85-89
Hipertensión grado 1	140-159 y/o 90-99
Hipertensión grado 2	160-179 y/o 100-109
Hipertensión grado 3	≥180 y/o ≥110
Hipertensión sistólica aislada	≥140 y <90
Sociedad Internacional de Hipertensión	
Normal	<130 y <85
Alta normalidad	130-139 o 85-89, o ambos
Hipertensión grado 1	140-159 o 90-99, o ambos
Hipertensión grado 2	≥160 o ≥100, o ambos

Tabla 2-2.: Clasificación de la presión arterial en base a su nivel (27)

Es necesario resaltar que la causa de la hipertensión se cataloga como multifactorial, debido a que aspectos como los determinantes ambientales, genéticos y sociales tienen potencial para contribuir a su desarrollo.

- Fisiopatología

Un aspecto por resaltar es que el sistema nervioso central ejerce control sobre otros sistemas implicados en la regulación de la presión arterial, como el circulatorio, nervioso autónomo y renal, a través de procesos de retroalimentación. Por ejemplo, los barorreceptores, ubicados en la arteria carótida y las paredes aórticas, detectan cambios de presión en las arterias y le indican al cerebro que active el sistema nervioso simpático o parasimpático para aumentar

o disminuir la presión arterial, de ser necesario (5).

Por otro lado, elevaciones sostenidas de este factor en pacientes con hipertensión esencial son capaces de dañar varios sistemas de órganos del cuerpo, especialmente el corazón (pudiendo ocasionar hipertrofia), cerebro (produciendo accidentes cerebrovasculares) y riñón (generando enfermedades renales crónicas e insuficiencia renal). Estas afecciones tienden a producirse como resultado de cambios en la elasticidad de los vasos sanguíneos. A través de la exposición a presiones crónicas elevadas, las paredes de los vasos pierden elasticidad, lo que las hace más susceptibles a sufrir lesiones celulares. A medida que el cuerpo intenta reparar estas lesiones, el colesterol y los depósitos de grasa interactúan con respuestas inflamatorias para restringir el flujo sanguíneo u obstruirlo por completo (5).

Los efectos negativos de la hipertensión se extienden al funcionamiento cognitivo, ya que las personas que la padecen tienen más probabilidades de desarrollar demencia o deterioro cognitivo que los individuos con una presión arterial normal (5). En particular, la hipertensión se asocia con un mayor riesgo de desarrollar demencia vascular, debiéndose mencionar que formas más leves de deterioro cognitivo también son evidentes entre los pacientes con HTA, quienes exhiben un menor rendimiento en tareas que miden la atención, el tiempo de reacción, la fluidez verbal y la función ejecutiva en comparación con individuos con presión arterial normal (5).

- Medición y diagnóstico

Existen dos métodos principales para medir la presión arterial: el auscultatorio, que implica oír tanto el primer sonido (PAS) como el último (PAD) de Korotkoff detectados cuando se reanuda el flujo sanguíneo en una extremidad donde se ha ocluido temporalmente con un manguito de presión arterial; y el método oscilométrico, que emplea señales de forma de ondas de pulso para realizar la medición (9).

El protocolo estándar para medir la tensión arterial consiste en evitar consumir cafeína, hacer ejercicio o fumar durante 30 minutos antes de realizar dicho proceso. Además, se requiere que la persona esté sentada durante 5 minutos con el brazo apoyado a la altura del corazón, recomendándose que los profesionales de salud realicen al menos dos mediciones para obtener un valor promedio y preciso de la tensión (5).

Por otro lado, se debe mencionar que la monitorización ambulatoria de la presión arterial (ABPM) proporciona mediciones de este factor durante días enteros o periodos de tiempo más largos y está indicada en varias situaciones clínicas. Un aspecto a considerar es que la presión aumenta y disminuye según el ritmo cardíaco, con valores más bajos durante el reposo y el sueño y más altos durante la actividad de vigilia. Las cifras de ABPM suelen ser

inferiores en comparación con las lecturas de presión arterial obtenidas en entornos clínicos, debido a la influencia de aspectos como el síndrome de la bata blanca, donde un paciente experimenta episodios de hipertensión al encontrarse en una consulta médica (9).

- Estrategias de intervención

Las modificaciones en el estilo de vida representan la primera línea de tratamiento para la mayoría de las personas con hipertensión arterial (HTA). Estas estrategias pueden ser efectivas para disminuir la presión arterial y mejorar la salud cardiovascular en general. Entre los métodos no farmacológicos para manejar esta condición se encuentran:

1. **Dieta:** Una dieta beneficiosa para la presión arterial incluye abundantes frutas, verduras, legumbres y cereales integrales; mientras que, limita el consumo de sal, grasas saturadas y colesterol.
2. **Ejercicio:** La práctica regular de actividad física, como caminar o nadar durante al menos 30 minutos la mayoría de los días de la semana, contribuye a reducir la presión arterial.
3. **Manejo del estrés:** Utilizar formas saludables para gestionar el estrés, como técnicas de relajación o ejercicio.
4. **Dormir lo suficiente:** La carencia de sueño puede aumentar la presión arterial. La mayoría de los adultos necesitan aproximadamente 7-8 horas de sueño por noche.

2.8. Estrés emocional y presión arterial

Como se mencionó antes, existen múltiples factores de riesgo asociados a la HTA, entre los cuales se encuentran variables psicológicas, sobre todo, las emocionales. A partir de los años 80, los estudios de Spielberger entre 1988 y 1996 empezaron a enfocar en el papel que emociones como la ira podían desempeñar en individuos con síndrome de conducta A. Estas personas se caracterizan por llevar una vida competitiva, con mucha implicación en el trabajo y una sensación de urgencia en las actividades que realizan. Se descubrió que la ira constituía un componente letal que inducía enfermedades cardiovasculares; en especial, hipertensión (28).

En la actualidad, se afirma que más del 90 % de las enfermedades tienen un origen psicosomático, influenciado por aspectos como las características de la personalidad del individuo, su control emocional y, sobre todo, sus estrategias de afrontamiento ante el estrés, los conflictos y las frustraciones que experimenta. Por esta razón, el estrés se considera uno de los

elementos más relacionados con la patogenia de la HTA (29). La reactividad cardiovascular ante este factor se ha consolidado como el causante de variaciones interindividuales en parámetros cardiovasculares específicos.

La relación entre estos factores ha sido analizada de minuciosa forma en diferentes contextos, como los siguientes:

1. Conflicto social: El aumento de la presión arterial puede ocurrir en situaciones donde una persona necesita demostrarse dominante o tener el control. Por ejemplo, en un experimento en una prisión, la presión sistólica de los presos que debían interactuar entre ellos fue de 131 mmHg, comparado con 115 mmHg en aquellos que permanecieron aislados(30).
2. "Proceso de desarrollo cultural: Estudios han demostrado que sujetos que emigran de una sociedad tradicionalista a una occidental experimentan un aumento en su presión arterial."
(30).
3. Estrés laboral: Según el modelo de tensión laboral de Karasek, dos componentes importantes son la demanda psicológica en el trabajo y la capacidad de tomar decisiones. Durante las horas de trabajo, la presión arterial tiende a ser más alta, influenciada también por factores como las horas de sueño.

Se debe resaltar que, cuando una persona se ve expuesta a estímulos estresantes a nivel físico o psicológico, se activa de inmediato el eje hipotálamo-hipófisis-suprarrenal junto al simpático adrenal, provocando la liberación de hormonas como adrenalina, cortisol y noradrenalina. Esto proporciona energía para la defensa, resolución de un problema o huida (31). Sin embargo, la activación excesiva de estos sistemas genera un incremento en las catecolaminas y corticoides, lo que a su vez aumenta la vasopresina, opioides endógenos, orexina y citoquinas (31). Estudios como el realizado por el equipo de investigación de Murray Esler, que midió el cortisol en individuos con HTA sin tratamiento y en sujetos con trastornos de pánico, comparándolos con personas sanas con características similares, concluyeron que el estrés sí se constituye como una causa probada de hipertensión arterial, ya que el nivel de cortisol era mucho más alto en el primer grupo (74 +/- 7 ng/ml) en comparación con el segundo (47 +/- 7 ng/ml) (31).

2.9. ECG

Es un gráfico por medio del cual se realiza el estudio de las variaciones de voltaje con relación al tiempo, consistiendo en el registro en un formato adaptado; es decir, en papel milimetrado o en una pantalla, de la actividad eléctrica correspondiente al corazón en un intervalo de tiempo determinado, sin soler exceder de 30 segundos (32).

Se debe resaltar que presenta una línea guía o basal que se identifica en como aquella que se sitúa de manera horizontal entre cada latido. Cabe mencionar que, en un ECG normal, se aprecian distintas ondas al llevarse a cabo una lectura desde la izquierda a la derecha, siendo estas las ondas P, el segmento P-R, complejo QRS, el segmento P-R, segmento ST y onda T (32).

1. Onda P: Es la primera onda en presentarse en el electrocardiograma, constituyendo el instante en el que las aurículas se contraen y envían la sangre directo a los ventrículos (32).
2. Segmento P-R: Tramo de la señal que se ubica entre la terminación de la onda P y la posterior deflexión, pudiendo ser positiva o negativa. Es aquí cuando las aurículas culminan de vaciarse y se suscita una desaceleración en la transmisión que se lleva a cabo de la corriente eléctrica a través del corazón, aconteciendo esto previo al comienzo de la contracción de los ventrículos (32). (30).
3. Complejo QRS: Este aparece en el instante en el que los ventrículos se contraen y expulsan la sangre que contienen. Cabe destacar que está formado por las ondas Q,R Y S aunque la primera aludida no suele estar presente en todas las ocasiones, siendo esta la primera deflexión negativa despu
4. Complejo QRS: Este aparece en el instante en el que los ventrículos se contraen y expulsan la sangre que contienen. Cabe destacar que está formado por las ondas Q,R Y S aunque la primera aludida no suele estar presente en todas las ocasiones, siendo esta la primera deflexión negativa después del segmento P-R. Por otro lado, la parte positiva es correspondiente al último segmento mencionado, siendo parte de la onda R. Posterior a ello, la onda S aparece después de la R desde el punto en el que esta se vuelve negativa (32).
5. Complejo QRS: Este aparece en el instante en el que los ventrículos se contraen y expulsan la sangre que contienen. Cabe destacar que está formado por las ondas Q,R

Y S aunque la primera aludida no suele estar presente en todas las ocasiones, siendo esta la primera deflexión negativa (32).

6. Segmento ST: La elevación o descenso de este representa una insuficiencia en relación al riesgo del corazón, de modo que se considera como una herramienta diagnóstica (32).
7. Onda T: Es una deflexión positiva que representa el instante en el que el corazón yace en una etapa de relajación una vez que se ha sacado la sangre que se encontraba en los ventrículos (32).

2.10. Algoritmo de Pan-Tompkins

Se cataloga como un algoritmo que define un método destinado a la detección del complejo QRS de la onda proveniente del ECG en un ritmo sano, permitiendo gracias a ello la extracción de características propias de esta sección de la onda, tales como su amplitud, ancho y pendiente (33).

Ahondando más en ello, se debe resaltar que este sistema implementa un filtro pasa banda (aquel que se encuentra conformado por un filtro pasa bajas y uno pasa altas), consiguiéndose gracias a ello la reducción del ruido al igual que de las señales de interferencia. Posterior a ello, se le aplica un derivador con la finalidad de poder enfatizar los picos pertenecientes a la onda, aumentándose aún más las altas frecuencias tras elevarse la señal resultante al cuadrado, finalizando con una integración que permite el alcanzar una representación más estable de los complejos QRS (34).

2.11. Fotopletismografía

Es una técnica que posee diversas utilidades en la medición de parámetros fisiológicos de forma no invasiva, encontrándose basada en lo que se constituye como un sistema opto-electrónico que yace compuesto por un diodo que emite luz y un implemento receptor; es decir, un fototransistor. Ambos elementos están destinados a iluminar la piel y realizar detecciones de las variaciones lumínicas que se suscitan a causa de los efectos tanto de reflexión como de absorción de la luz por la sangre en las arterias (35).

Es gracias a ello que la fotopletismografía ayuda en la observación de los cambios que acontecen en el volumen sanguíneo ocasionados por la actividad cardíaca por medio del registro

de la onda proveniente del pulso sanguíneo, adquiriéndose a partir de ello información de variables vinculadas con el sistema cardiovascular, tales como la frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno, frecuencia respiratoria y la tensión arterial (35).

Cabe resaltar que los registros alcanzados mediante esta técnica son sensibles al encontrarse limitados por aspectos relacionados con el correcto posicionamiento de los dispositivos de medición al igual que la presión llevada a cabo en el dedal al comprimir las arterias, sin contar que el ruido puede inducirse en las mediciones por acciones como el movimiento del paciente (35).

2.12. Trabajos similares

Dentro de las investigaciones que se han realizado en torno al tema planteado se encontraron los siguientes:

1. Estudios de evaluación momentánea ecológica (EMA): Estos trabajos han utilizado la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) y la presión arterial ambulatoria (ABP) para analizar cómo los eventos estresantes afectan la regulación a corto plazo de la presión arterial. La HRV se mide de continua forma con dispositivos portátiles como electrocardiogramas (ECG); mientras que, la ABP se mide con un monitor automático. Estos estudios han demostrado que el estrés laboral y otros estresores ambientales pueden alterar la HRV y aumentar la presión arterial (36).
2. Monitoreo continuo de signos vitales: Diversas investigaciones han avanzado en la tecnología de monitoreo continuo de signos vitales empleando métodos no invasivos como cámaras y textiles electrónicos. Estas técnicas permiten la medición continua de la frecuencia cardíaca y la presión arterial sin necesidad de contacto directo con la piel, lo que es útil para estudios en entornos reales. Las técnicas basadas en cámaras, por ejemplo, detectan cambios en el color de la piel debidos al flujo sanguíneo pulsátil, proporcionando una medida de la frecuencia cardíaca y la presión arterial (37).
3. Estudios con presión arterial no invasiva: Se han desarrollado sistemas de monitoreo de presión arterial no invasivos y continuos que usan técnicas como el tiempo de tránsito del pulso (PTT) y materiales textiles integrados en la ropa. Estos estudios permitieron una evaluación continua y menos intrusiva de la respuesta fisiológica al estrés (38).
4. Análisis de estrés en pilotos de aviación: Un estudio publicado en 2022 se centró en cómo el estrés durante vuelos simulados afectaba la presión arterial y la frecuencia cardíaca de

pilotos. Empleando monitoreo continuo, se observó que situaciones estresantes, como maniobras de emergencia, provocaban aumentos inmediatos en los dos parámetros fisiológicos (38).

El aporte de este trabajo se constituye en la creación de un dispositivo de bajo costo que cumpla las mismas funciones de monitoreo continuo aplicadas en los trabajos mencionados, además que brinda información sobre cuánto afecta el estrés en la presión arterial en ciudadanos del país.

3. Capítulo 2: Metodología

3.1. Diseño del dispositivo de monitoreo

Con lo relacionado al diseño del dispositivo, cabe mencionar que el principal reto fue el obtener los valores correspondientes a la presión arterial, sobre todo, por la escasa disponibilidad en el mercado de módulos capaces de medir dicho parámetro y que fuesen compatibles con Arduino.

Ante ello, se plantearon dos posibles alternativas para conseguir dicho objetivo, siendo la primera el construir un esfigmomanómetro digital desde cero para llevar a cabo las mediciones mediante el método oscilométrico, aunque esto presentaba diversas dificultades; en especial, relacionadas al tiempo en que se tardaría el simular y desarrollar el circuito, la compra de materiales y su respectiva implementación y pruebas de funcionamiento.

La segunda opción se constituyó en un procedimiento también definido como no invasivo, que se encuentra basado en la estimación de los valores correspondientes a la presión arterial diastólica y sistólica por medio de las señales obtenidas por electrocardiografía y fotople-tismografía, tal y como se demostraron en los trabajos desempeñados por Mico Wong (39), Julio Villanuevas (24) y Jesús Cano (40), debiéndose señalar que el método aludido es aplicado hoy en día en dispositivos como el apple watch, siendo por ello que se dedicó el emplear esta segunda técnica para llevar a cabo dichas mediciones.

- Formulación matemática

A lo largo de los años se desarrollaron diversos estudios en los que se aplicaron la técnica mencionada (40), motivo por el que se han planteado varias fórmulas por medio de las cuales se puede llevar a cabo una estimación de la presión sistólica, debiéndose destacar el hecho de que, para calcular el valor de la PAD, no existe un método definido como ideal o preciso, por lo que el porcentaje de error entre las cifras obtenidas mediante las fórmulas propuestas y las medidas reales, tiende a ser mayor en comparación con los de la PAS.

A partir de las ecuaciones encontradas tras una exhaustiva búsqueda, se escogió una en específico al ser la más empleada en otros estudios en torno al tema como el de Mico Wong y su equipo de trabajo(39):

$$PA = a \times PTT + b \quad (3-1)$$

Profundizando más en esta, se debe resaltar que se encuentra basada en un modelo de regresión lineal, en donde los coeficientes a y b se calculan por medio de la calibración de 2 puntos seleccionados; mientras que, PTT corresponde al promedio de la diferencia entre los tiempos de ECG y los de PPG.

En investigaciones como la llevada a cabo por Wong, se consiguió el alcanzar un valor de presión sistólica con un error de entre 0.0 a 4.9 mmHg, existiendo una correlación fuerte entre la PAS y la PTT ($r=0.92$); no obstante, para la PAD, dicho porcentaje fue de entre 0.0 a 3.5 mmHg, poseyendo una correlación débil con la PTT ($r=-0.38$). Cabe mencionar que se ha tratado de mejorar la precisión de esta estimación por medio de mecanismos como el añadir un parámetro adicional o calcular la PTT de diferente forma; sin embargo, no se ha suscitado una mejora significativa.

A pesar de aquel inconveniente, se optó por aplicar esta fórmula para el dispositivo que se implementaría al constituirse entre los métodos más sencillos para estimar la presión arterial, dando como resultado las siguientes ecuaciones en base a una medición realizada:

$$PAS = -123,46X + 128,42 \quad (3-2)$$

$$PAD = -49,505X + 77,594 \quad (3-3)$$

Cabe mencionar que, al aplicarse estas fórmulas obtenidas para hacer las estimaciones, se calculó un valor de 108.99 para la PAS y 69,80 para la PAD, poseyendo un error de 0.923 % y 2.657 % al ser comparado con lo medido por un equipo comercial (108/68 mmHg). El análisis de estos errores será llevado a cabo más a detalle en el capítulo 4.

- Diseño del circuito

Para adquirir la información necesaria para realizar la regresión lineal necesaria para la estimación de la presión arterial y medir la frecuencia cardíaca, se decidió por hacer uso de los módulos AD8232 dotado de la capacidad de medir la actividad eléctrica del corazón y el MAX30100, que se constituye como un sensor de pulsioxímetro a la par de un monitor de frecuencia cardíaca, incorporándose ambos a un Arduino Uno para que este pueda procesar

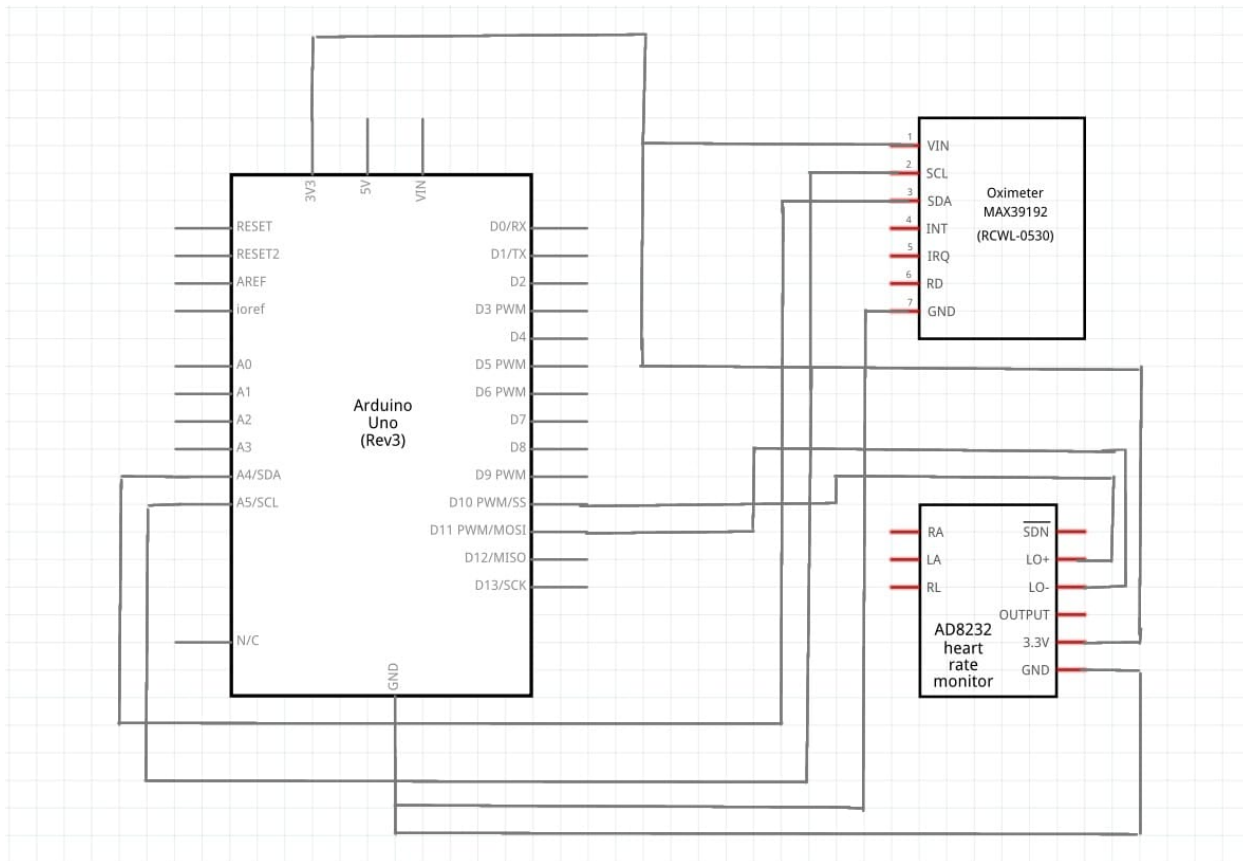


Figura 3-1.: Diseño del circuito hecho en Fritzing

y transmitir los datos y las señales.

En la imagen presentada (**3-1**), se aprecia el diseño del circuito que fue llevado a cabo en el programa de Fritzing, el cual permite el documentar prototipos basados en Arduino y el desarrollar esquemas de circuitos impresos. Se debe resaltar que, a pesar de poseer la desventaja de que no permite el realizar simulaciones, se hizo uso de este programa al ser de los pocos en los que se podían incorporar los módulos AD8232 y el MAX30100.

Se muestra a continuación un diagrama de flujo en el que se sintetiza el funcionamiento del implemento, transmisión de datos por el microcontrolador, visualización en la interfaz gráfica y el posterior procesamiento de las señales, explicándose a detalle el funcionamiento de cada sección a lo largo de este capítulo.

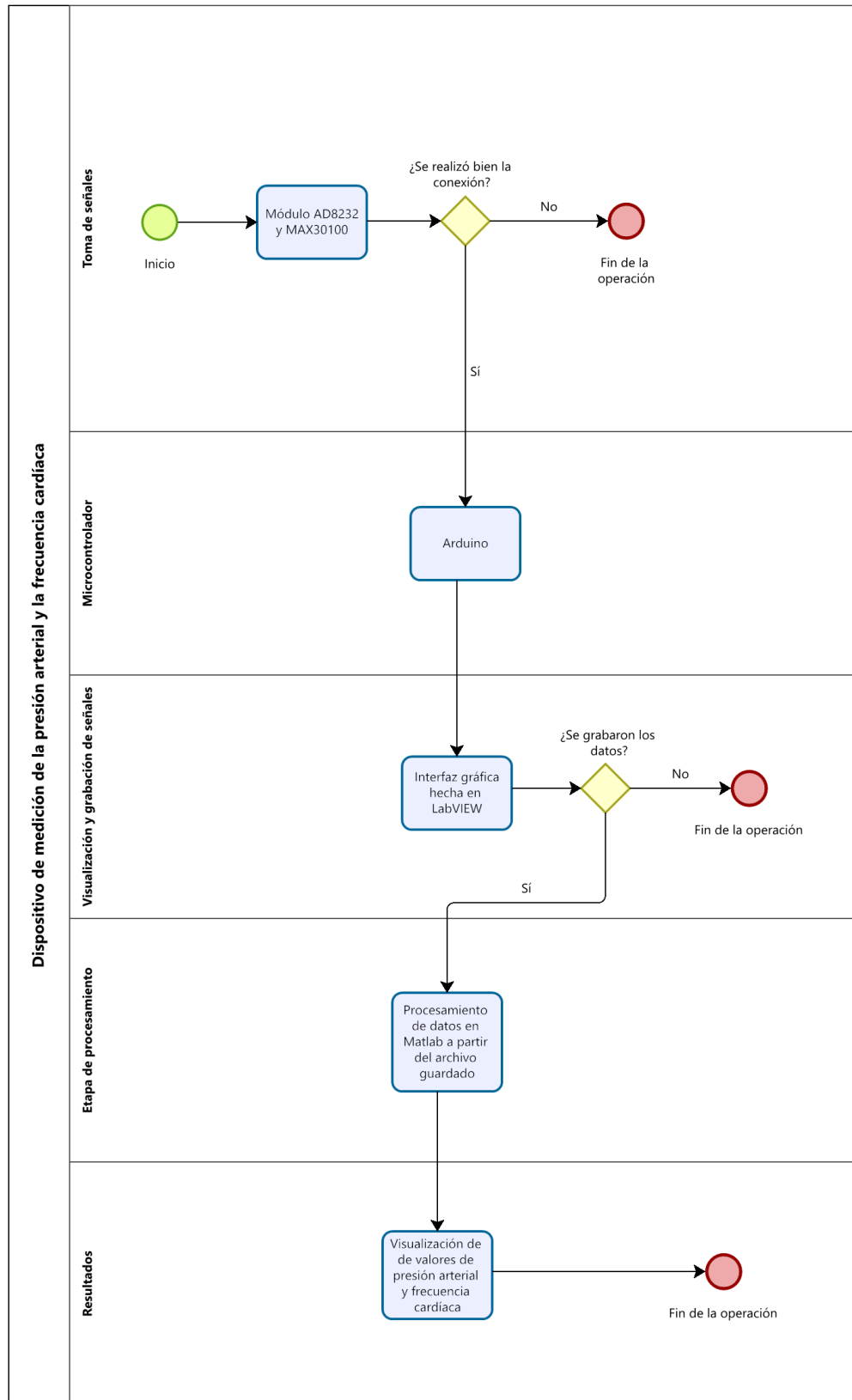


Figura 3-2.: Diagrama de flujo del dispositivo y sistema

- Programación en Arduino

Con respecto a la programación del circuito, esta fue desarrollada en Arduino al emplearse este microcontrolador. Previo a ello, se definió una frecuencia de muestreo en base a las señales que se transmitirían, considerándose que la máxima frecuencia para la onda PPG era de 16 Hz y 150 Hz para la del ECG. Partiendo de esto y con la finalidad de que no existiese inconvenientes con la transmisión y guardado de los datos, se calculó la medida por medio del teorema de Nyquist en base a la cifra de frecuencia más alta, siendo la correspondiente al ECG:

$$F_{max} = 150Hz \quad (3-4)$$

$$F_{muestreo} \geq 2F_{max} \quad (3-5)$$

$$F_{muestreo} \geq 2 \times (150Hz) \quad (3-6)$$

$$F_{muestreo} = 300Hz \quad (3-7)$$

$$Periodo\ de\ muestreo = \frac{1}{300Hz} \quad (3-8)$$

$$Periodo\ de\ muestreo = 0,003s\ o\ 3ms \quad (3-9)$$

Gracias a ello, se obtuvo una frecuencia de muestreo de 300 Hz junto a un periodo equivalente a 3 milisegundos aunque se decidió por emplear una de 330 Hz por experiencia en trabajos previos.

Siguiendo con lo otro, Arduino fue utilizado para la adquisición de los datos a modo de interfaz de lectura de los mismos, sin hacer ningún procesamiento como tal, actuando también como un conversor de análogo a digital.

Además de ello, para la programación se empleó la librería propia para el sensor Max30100 (MAX30100.h) para poder captar la señal de fotopletimografía, definiéndose para este módulo los pines análogos 4 y 5; mientras que, a la correspondiente al ECG, se le asignó en el

análogo 3.

En cuanto a la impresión de los valores, se debe mencionar que se estableció un delay de 3 ms y se configuró para que los resultados fuesen presentados en una sola línea y estando separados en comas, mostrándose primero la cifra del PPG y después el correspondiente al ECG, siendo esto llevado a cabo con la finalidad de que no hubiese inconvenientes al visualizarse en la interfaz.

3.2. Implementación

Una vez definido el diseño, se optó por adquirir cada uno de los implementos necesarios para la elaboración del circuito los cuales son presentados en la siguiente tabla junto a sus respectivos costos.

- Equipo empleado junto a sus respectivos costos

Equipo	Precios
Módulo AD8232	18.45\$
Módulo MAX30100	6.21\$
Electrodos	7.00\$

Tabla 3-1.: Implementos utilizados para el dispositivo

Además de lo mencionado, también fue necesario el hacer uso de otros elementos, siendo estos mostrados a continuación en otra tabla:

Equipo
Arduino uno
Cables macho y hembra
Cautín
Estaño
Soldadura

Tabla 3-2.: Elementos adicionales empleados para el dispositivo

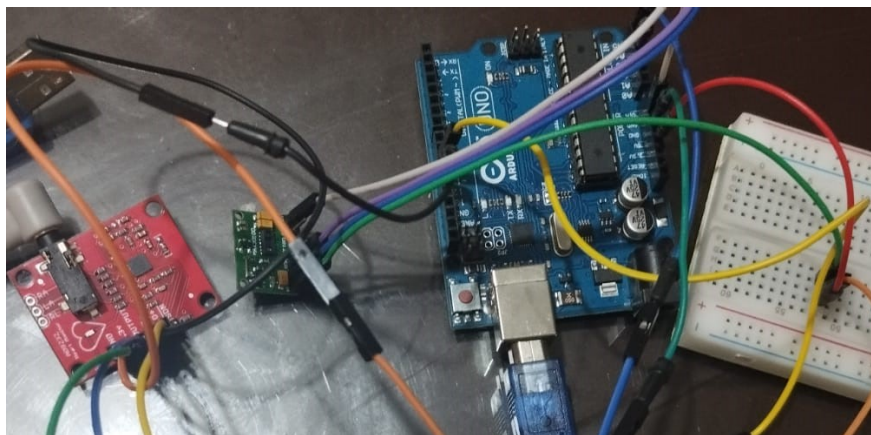


Figura 3-3.: Circuito implementado

- Procedimiento llevado a cabo

Lo primero que se hizo fue la corrección del error de fábrica que posee el módulo MAX30100 que está relacionado con sus resistencias pull-up. Estas son responsables de mantener los niveles lógicos adecuados en las líneas de comunicación (como I2C) de modo que, de estar mal dimensionadas o dañadas, pueden afectar el funcionamiento del sensor. Para solucionar aquello, se recurrió a cortar las resistencias de la placa y reconectarlas a 3.3V, consiguiéndose así que el módulo operase de correcta forma.

Hecho aquello, se procedió con el armado del circuito en base a los pines analógicos establecidos en la programación del Arduino Uno, asegurándose de que la alimentación de cada sensor fuese la indicada. Posterior a ello, se hicieron varias pruebas de funcionamiento con la finalidad de verificar que la operación del código fuese la esperada. Además de ello, se comprobó que los valores de las mediciones de ambos módulos fuesen transmitidos sin inconvenientes. El circuito armado se aprecia en la imagen **3-3**.

3.3. Interfaz gráfica

- Diseño estético

En primer lugar, dadas las ventajas brindadas por el entorno de programación gráfica denominado como LabVIEW en aspectos como en la creación de interfaces de usuario, su fácil integración con dispositivos al igual que equipos de medición por medio de bibliotecas y controladores, además del hecho de que permite la comunicación con implementos de manera serial para adquirir y visualizar datos en tiempo real, se optó por desarrollar la interfaz

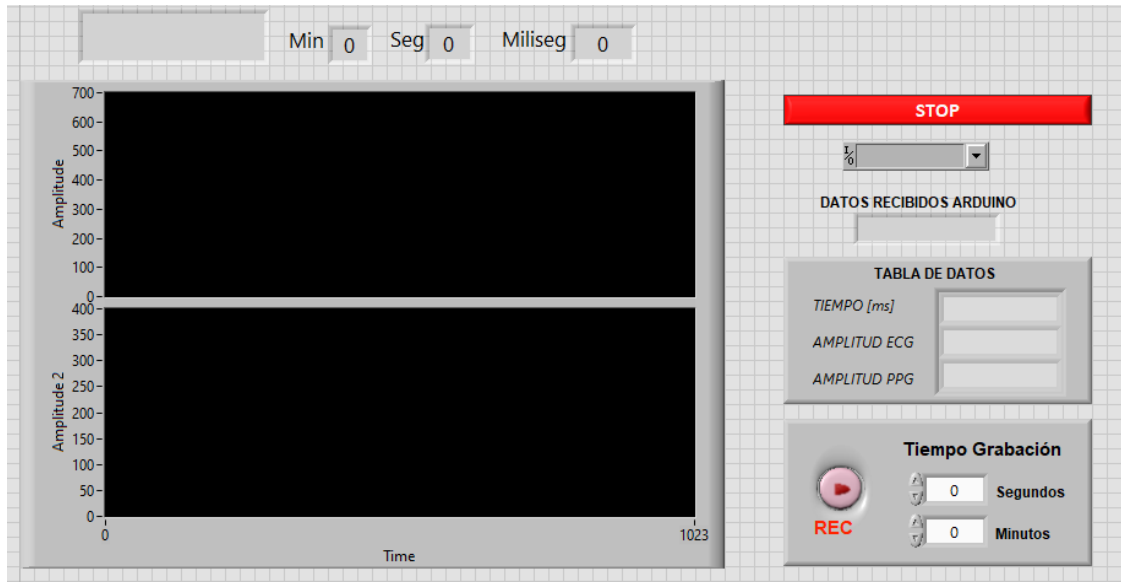


Figura 3-4.: Interfaz gráfica

gráfica en este entorno, priorizando cuestiones como el que se pudieran apreciar las señales correspondientes al ECG y al PPG en el mismo instante sin interferencias.

En la imagen 3-4 se observa el diseño estético de la interfaz, en la que se destacan diversos aspectos como la inclusión de elementos catalogados como indicadores por LabVIEW, siendo en este caso tanto las pantallas en las que se pueden visualizar las señales (cabe mencionar que el primer recuadro es empleado por la de la fotopleletismografía y el segundo por la del electrocardiograma), como los cuadros y tablas de datos que permiten el obtener los valores correspondientes al tiempo y amplitud de las ondas, pudiéndose también ver la hora real a la que se realiza el proceso de monitorización.

Se agregaron elementos denominados controles, siendo estos los que permiten al usuario interactuar con la aplicación como es el caso del botón que al presionarlo, se encarga de registrar los datos correspondientes a las amplitudes de las señales, pudiéndose definir el tiempo en que dicha grabación puede durar ya sea en segundos o minutos. Además de ello, se cuenta con una opción para seleccionar el puerto COM adecuado para la comunicación serial junto a un botón para detener la transmisión.

- Programación

Para brindarle cada una de las funcionalidades esperadas a la interfaz, fue necesario hacer una programación en bloques al ser la empleada por el entorno de LabVIEW.

Profundizando más en ello, se definieron tres bloques con el afán de mantener una programación en paralelo debido a que, si se mantenía uno solo y se buscaba que opere de manera secuencial, podrían haber problemas en torno a la adquisición de señales y su respectiva visualización ya que, al enviarse miles de datos en un segundo, consumiría mucho tiempo por lo que no sería posible el observar las ondas en el mismo momento en que estas son transmitidas.

1. Bloque de comunicación: Lo primero que se llevó a cabo fue la creación de un puerto de comunicación mediante los bloques especiales brindados por el programa, haciéndose uso de un control y constantes, definiéndose así que por medio del serial se leerían datos del tipo carácter, mandándose esto hasta un bloque de clear en el que procede a eliminar el buffer con la finalidad de evitar que al iniciarse la lectura de la información aparezcan los datos anteriores.

Posterior a ello, se agregó un retardo de 3 segundos (3000 milisegundos) con la finalidad de asegurar que se suscite una buena conexión con el puerto. Una vez hecho esto, se ingresó a un ciclo while donde se da la lectura de la comunicación, asignándose un valor de 20 bytes para no saturar el puerto y eliminar datos. Cabe resaltar que la información se manda en un solo vector aunque, para la interfaz, se requirió dividirlos para que se aprecien en las dos pantallas, necesitándose antes de eso un bloque para convertir una hoja de cálculo del tipo string a array, señalándose el separador ya fuese coma o punto y coma.

Una vez que se sale de esta sección, se debió indicar qué elementos se utilizarían en base a los vectores dados, señalándose que los denotados por 00 serían para la ECG; mientras que, los 01. para la parte del PPG, separándose entonces los datos.

A continuación, se presenta una imagen en la que se ve el primer bloque definido para la interfaz:

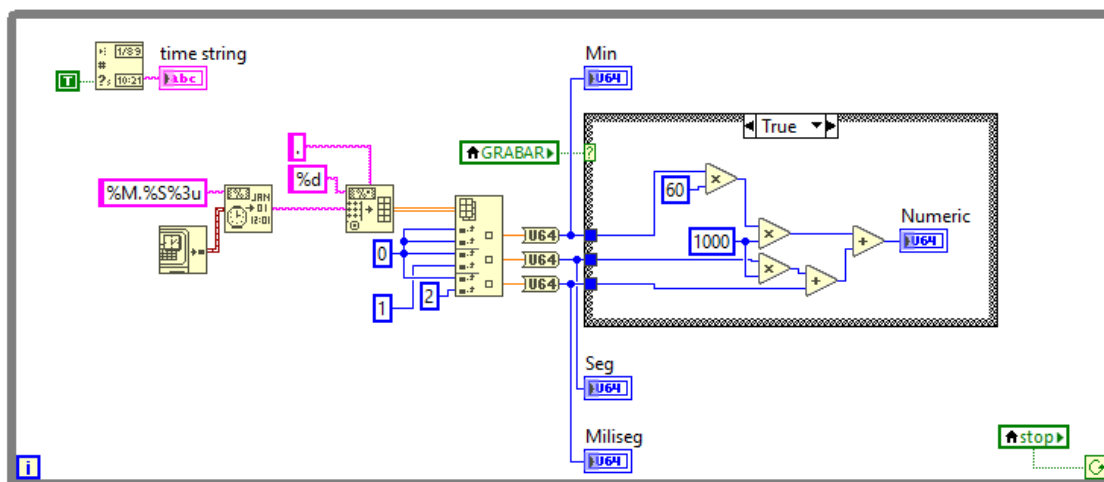


Figura 3-5.: Bloque 1: comunicación

2. Bloque de interfaz: Esta parte se centra en la construcción de la interfaz, requiriéndose de un elemento para poder presentar las dos señales al mismo tiempo denominado Waveform Chart, en donde se hizo uso de un solo bloque de este al cual se le dividió la pantalla, evitando así el consumir demasiados recursos. Una vez que se comienza con la adquisición, se procede con la presentación de los datos sin poseer una tasa de muestreo definida ya que se encarga de imprimir cada información proveniente de la comunicación serial.

Realizado aquello, la siguiente parte está destinada a la grabación de la señal para su posterior procesamiento, separándose primero a parte de los datos para poder mandar en un archivo txt. Además de eso, se requiere construir la sección de la onda con lo relacionado, cada cuanto tiempo va a ser, la conversión del formato de la información, entre otros. En el primer bloque para la grabación se emplea un elemento tipo string para el tiempo, pudiéndose, gracias a ello, el visualizar la hora real perteneciente a la computadora en la interfaz.

A continuación ocurre la parte de construcción del array al cual se subdivide de nuevo en elementos con una separación de un punto, estableciéndose un indicador para poder observar los datos que se envían, consiguiendo así el optimizar a cada uno de ellos. Una vez hecho esto, se procede a realizar otra conversión de datos de tipo flotante a entero, haciéndose después de eso un bloque correspondiente a la grabación, requiriéndose que se establezca a partir de qué minuto o segundo se procederá a filmar. Para esto, se emplea un botón para grabar que, tras ser presionado, se coloca un set point; es decir, un punto inicial de tiempo, sumándose este a los segundos o minutos definidos por el usuario. En la imagen 3-6 se visualiza el bloque de programación de la interfaz.

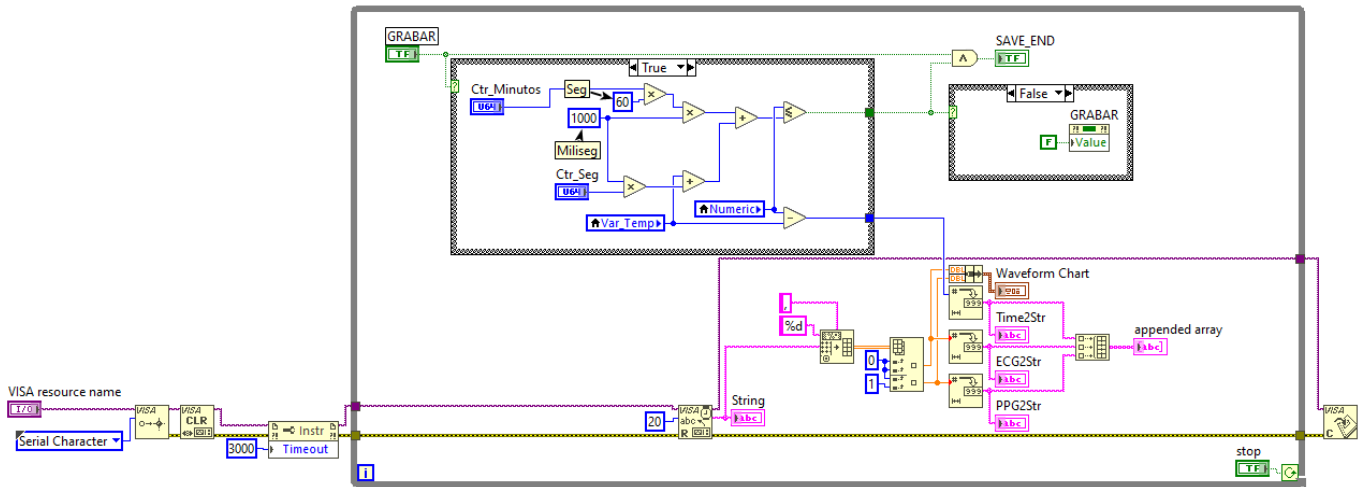


Figura 3-6.: Bloque 2: interfaz

3. Bloque de guardado de archivo: En esta sección se procede a crear el archivo o si ya existe se lo reemplaza, definiéndose parámetros iniciales con lo relacionado al tiempo y las señales. Profundizando más en esto, se comienza por agregar la dirección en donde se guardará el documento para, después de ello, colocar el nombre correspondiente al archivo.

El siguiente bloque está destinado a la creación del último mencionado, haciéndose que fuese posible el construirlo o reemplazarlo por si se necesita volver a leer los datos, incorporándose también un bloque destinado a la escritura. Con respecto a esto, se cuenta con un indicador que se enfoca en señalar el instante en el que ya se acabó la parte de grabación, procediéndose luego de ello a agregar los datos en el archivo, necesitándose el ver en qué tiempo se añadió ese dato junto a los valores correspondientes a las amplitudes de las ondas del ECG y la PPG, definiéndose como índices a los segundos en los que se adquirió la información.

Posterior a ello, se procedió a la construcción del array y se puso como delimitador un slash para poder separar sin dificultad los elementos en columnas. Con lo referente a la escritura, este tiene incorporado la dirección en donde debe escribir el archivo y los datos. A continuación se presenta una imagen en el que se visualiza el bloque explicado:

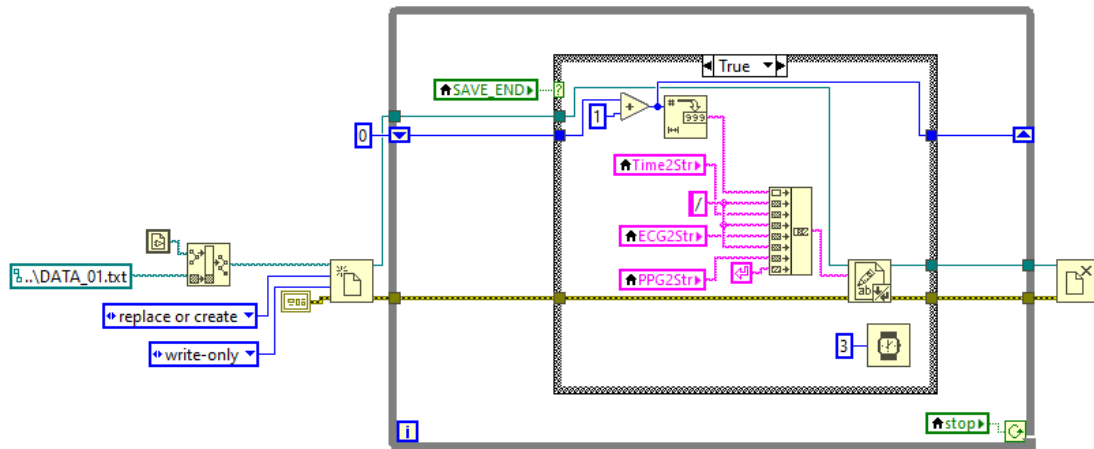


Figura 3-7.: Bloque 3: guardado de archivo

■ Funcionamiento

Considerando todo lo descrito con anterioridad, se debe resaltar que la interfaz realizada en LabVIEW posee la capacidad de presentar las dos señales correspondientes al ECG y al PPG al mismo momento y en tiempo real, recibiendo los datos de directa forma a través del serial, siendo necesario por ello primero el escoger el puerto adecuado en el que se encuentre conectado el arduino.

Sumado a ello, permite el realizar grabaciones de los datos visualizados, los cuales se almacenan en un archivo de formato txt, incluyendo los valores correspondientes al tiempo y las amplitudes de las dos ondas. Cabe mencionar que la etapa de procesamiento de las señales no se lleva a cabo a la par de la visualización ni en el mismo entorno gráfico, siendo esto debido a que, de haberse hecho esto, se hubiesen suscitado inconvenientes en torno a la pérdida de información sin contar que a la computadora le costaría más el procesar ambas acciones a la vez, de modo que se recurrió a realizar el procesamiento directo al archivo exportado por el programa tras hacer una grabación, ejecutándose esta etapa en Matlab.

A continuación, se aprecia una imagen que muestra el funcionamiento de la interfaz, pudiéndose observar las dos señales provenientes de los módulos empleados:

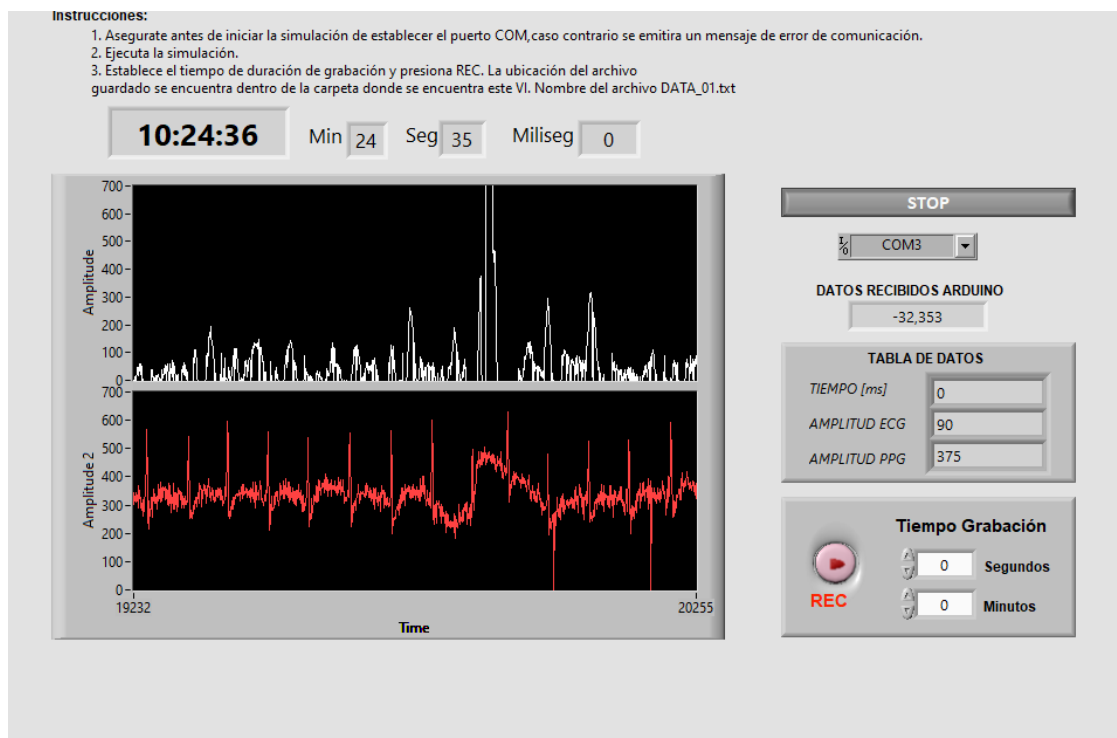


Figura 3-8.: Funcionamiento de la interfaz

3.4. Etapa de post procesamiento de las señales

Se desarrolló un código en Matlab con la finalidad de poder llevar a cabo el post procesamiento de los datos de las señales adquiridas por los módulos AD8232 y el MAX30100, que fueron registrados en un documento de formato txt tras hacerse la grabación en la interfaz gráfica.

Profundizando más en el código elaborado, lo primero que se hizo fue abrir el archivo generado con anterioridad denominado como DATA01.txt en la carpeta en donde fue guardado, importándose de esta manera los datos. Luego de ello, se requirió el realizar una transpuesta del vector extraído del documento debido a que este se presentaba en columnas, siendo más sencillo el analizar los valores si se encontraban en filas debiéndose, después de ello, obtener la longitud del array unidimensional, calcular el número de filas que se situarían en un array bidimensional para que cada 4 valores se cambie de ubicación sin tener ya separación por slash e inicializarse la matriz y llenarla con las cifras encontradas en el array.

Se agregó una variable a la que se asignó el tiempo en segundos que duró la grabación de los datos, definiéndose también otras para que tomen las cifras correspondientes a los voltajes del ECG y el PPG, designándose un vector de tiempo con la finalidad de que se grafiquen las ondas de adecuada forma, siendo este desde cero hasta los segundos que se establecieron

con anterioridad, dividiéndose este en base a la cantidad de datos.

Luego de agregar el periodo de muestreo calculado en las secciones anteriores de este capítulo de 3 ms, se procedió a plotear la señal del ECG, realizándosele una transformada rápida de Fourier con la finalidad de llevar un cabo un análisis para situar en qué cifa o cifras existe algún pico de ruido y, en función de eso, se establecen las frecuencias que deben eliminarse. Una vez identificadas, la onda pasa por un filtro rechazabanda de entre 57 a 59 Hz con el objetivo de quitar el ruido que podría aparecer por el ruido eléctrico.

Después de esto, se procedió a aplicar el algoritmo de Pan Tompkins para poder detectar el complejo QRS, empezándose con un filtro pasabanda de entre 5 a 15 HZ, derivando posterior a ello la señal para resaltar dicha sección de la onda, identificando de esta manera los puntos iniciales y finales del complejo QRS. Luego de ello, se elevó la señal del ECG al cuadrado para que todas las partes negativas se vuelvan positivas, realizándose después de ello ventanas de integración móvil, con el objetivo de alcanzar el área bajo la curva, permitiéndose así la detección del complejo QRS, definiéndose un valor de offset para poder identificar los picos en base a un umbral definido que varí dependiendo de como se presente la señal, guardándose la ubicación de los picos en un vector, alcanzándose así los valores de los tiempos el ECG.

A continuación, se procedió a estimar los tiempos en los que se presentaría la onda R por medio de la función `findpeaks` entrega en uno de sus parámetros de retorno la posición de los valores de tiempo en los cuales se presenta un pico perteneciente a esta parte de la señal, llevándose a cabo una resta entre dos valores consecutivos de tiempo para obtener el intervalo RR.

Tras tener la ubicación en el tiempo de los picos R de la onda perteneciente al ECG, se procedió a alcanzar los valores correspondientes a la frecuencia cardíaca en base a un promedio obtenido de las mediciones llevadas a cabo durante el experimento y en relación con el tiempo de los picos. Posterior a eso, se realizó el post procesamiento de la señ PPG, la cual emplea la misma frecuencia de muestreo que la del ECG al estarse transmitiendo la información de ambas por medio de un mismo Arduino. En este caso, se hizo pasar la onda por un filtro pasabandas para eliminarle el ruido, aplicándosele también una ventana de integración para obtener el área bajo la curva, encontrándose después de ello los picos y se guarda su ubicación, creándose un vector y obteniéndose las cifras de los tiempos de la PPG.

Por último, se calculó la diferencia entre los datos de los vectores conseguidos del ECG y la PPG para alcanzar los valores asociados a la presión arterial, teniéndose en cuenta que no en todas las ocasiones ambas señales aparecerían al mismo tiempo, por lo que el código está configurado para que se realice el proceso de las restas a partir de una segunda posición, en donde se espera que las dos ondas ya puedan visualizarse juntas. Tras ello, se obtiene un



Figura 3-9.: Dispositivo comercial modelo Equate 8000 series

promedio de las mediciones de la presión sistólica y diastólica en función del tiempo en que se lleva a cabo la monitorización, imprimiéndose después estos valores junto al correspondiente a la presión arterial.

Un aspecto a destacar es que todo lo realizado con anterioridad fue comparando con un dispositivo comercial que permitía el obtener los valores de la presión arterial y la frecuencia cardíaca al mismo tiempo, siendo elegido el modelo Equate 8000 cuyo precio ronda entre los 60 a 80 dólares en el mercado, apreciándose la apariencia del equipo en la imagen **3-9**. Emplea tecnología de oscilación con la finalidad de proporcionar lecturas precisas y confiables para la presión arterial, indicando mediante mensajes si la medición fue normal o no, poseyendo una memoria que le permite almacenar hasta 99 lecturas para dos usuarios. Además de ello, se puede conectar a un teléfono por medio de bluetooth y transmitir los datos captados a una aplicación.

4. Capítulo 3: Pruebas a grupo de estudio

Una vez desarrollado e implementado el dispositivo de monitoreo y, tras las pruebas de funcionamiento, se realizaron las pruebas a un grupo de estudio conformado por 27 personas con el dispositivo elaborado y el comercial para comparar el porcentaje de error. Entre los aspectos que se tuvieron en consideración para ello se encuentran los siguientes:

4.1. Mecanismo de evaluación del estrés

Dadas sus propiedades, se decidió por evaluar el nivel inicial del estrés de los participantes mediante la aplicación de la escala del estrés percibido de 10 ítems al ser considerado más efectivo que su versión de 14 preguntas.

4.2. Método de inducción del estrés

Se optó por aplicar la técnica de inducción del estrés en el que los participantes realizaban un ejercicio matemático contrarreloj, optándose por hacer que a la par escuchen con audífonos sonidos irritantes capaces de contribuir a su estrés como sonidos de alarmas, ruido de tráfico y gritos.

4.3. Consideraciones éticas

Debido a que el estudio realizado fue experimental y se requirió tomar datos de parámetros fisiológicos (frecuencia cardíaca y presión arterial) de un grupo de participantes, se optó por redactar un documento catalogado como consentimiento informado, en el que se explicó a detalle el trabajo a desarrollarse, destacándose aspectos como el objetivo del estudio al igual que los posibles riesgos que podían afectar a los individuos, entregándose una copia de este escrito a todos los participantes para que, en base a ello, aceptasen o no de voluntaria forma el ser parte del estudio. El consentimiento informado elaborado se encuentra en la sección de anexos.

4.4. Cantidad de participantes

Considerando el hecho que se desarrollaría un estudio piloto, se optó por hacer una exhaustiva búsqueda para encontrar otras investigaciones en torno al tema que hayan empleado un número reducido de participantes.

Hecho aquello y en base a lo encontrado en el artículo por David Rodríguez y su equipo de trabajo (41), se decidió por escoger una cantidad de 27 individuos entre hombres y mujeres, definiéndose un intervalo de edad de entre 18-50 años.

4.5. Protocolo llevado a cabo

A continuación, se detallará el protocolo realizado para desarrollar las pruebas en los participantes para la recopilación de datos para el presente estudio.

- Selección de participantes.
 1. Se reclutó un grupo de individuos (27 en total) de sexo masculino y femenino de un rango de edad de entre los 18-50 años.
 2. Se obtuvo el consentimiento informado de cada uno de ellos, asegurándose que no tengan problemas de salud que puedan agravarse por el estrés.
- Preparación de participantes.
 1. Lo primero que se llevó a cabo fue el explicarle el propósito de las pruebas a los participantes.
 2. Luego de ello, se pidió que llenaran el cuestionario basado en la Escala de estrés percibido con la finalidad de conocer el nivel de estrés básico de los participantes.
 3. Posterior a eso, se midió y registró la presión arterial y la frecuencia cardíaca a los sujetos previo de iniciar con el ejercicio matemático.
- Realización del ejercicio matemático.
 1. Se dejó que los participantes resuelvan el ejercicio contrarreloj durante 3 minutos.
- Evaluación.
 1. En medio de la sesión, se procedió a medir la presión arterial y la frecuencia cardíaca.

4.6. Medición de prueba

Considerando el protocolo propuesto, se optó por hacer una medición de prueba para evaluar los valores alcanzados y si hubo alguna alteración en los parámetros, habiéndose alcanzado lo presentado en las siguientes dos tablas:

Presión arterial	Frecuencia cardíaca
Inicial:	Inicial:
109/66 mmHg	97 bpm

Tabla 4-1.: Medición llevada a cabo antes del experimento

Presión arterial	Frecuencia cardíaca
Final:	Final:
116/83 mmHg	94 bpm

Tabla 4-2.: Medición después del experimento.

De esa forma, se comprobó que el protocolo llevado a cabo de inducción al estrés es efectivo, provocando alteraciones en la presión arterial, notándose un notorio incremento de este parámetro una vez que el sujeto llevó a cabo la actividad, pasando de 109/66 mmHg a 116/83 mmHG. Por otro lado, cabe mencionar que se suscitó una disminución de la frecuencia cardíaca del participante, teniendo 97 bpm en un inicio y 94 pm durante el desarrollo del ejercicio.

4.7. Resultados adquiridos

Luego de realizarse el proceso de experimentación con los dos dispositivos en un total de 27 participantes quienes aceptaron esto de voluntaria forma, se obtuvieron los resultados presentados en las tablas que se visualizan a continuación:

En esta primera tabla, se aprecian las mediciones llevadas a cabo con el dispositivo comercial previo a la realización del experimento, incluyendo los valores alcanzados por cada participante en la escala del estrés percibido, siendo estos un indicativo del estrés base de los individuos de modo que, las cifras superiores a 21, demostraban un elevado nivel de este parámetro.

Tabla 4-3.: Mediciones previas al experimento realizadas con un dispositivo comercial

Escala del estrés percibido	Frecuencia Cardíaca	Presión sistólica	Presión diastólica
24	97	109	66
29	105	85	56
20	112	99	66
21	77	135	91
18	53	112	68
25	66	137	92
17	94	101	66
24	99	97	65
24	63	99	62
16	78	107	72
15	71	123	74
20	66	125	79
24	77	109	68
17	111	127	90
24	84	118	63
19	71	110	75
19	78	125	90
18	81	104	66
22	74	114	75
25	71	121	76
20	108	134	87
22	81	114	73
24	88	127	83
23	77	142	93
23	56	112	72
21	63	113	70
23	64	131	73

Estando por culminarse el experimento, se hizo la segunda medición con el dispositivo comercial para todos los participantes, apreciándose los cambios de cada parámetro en la tabla mostrada.

Tabla 4-4.: Mediciones obtenidas posterior al experimento con el dispositivo comercial

Frecuencia Cardíaca	Presión sistólica	Presión diastólica
94	116	83
107	88	66
92	105	81
92	136	89
66	111	85
64	143	91
99	112	87
94	112	69
72	99	62
75	112	61
63	138	80
72	113	74
78	106	65
115	117	89
90	111	66
68	103	77
73	129	87
83	106	49
83	106	76
75	121	89
106	156	94
82	121	83
94	141	94
91	145	105
72	111	69
67	108	74
67	126	75

Por otro lado, con la finalidad de evaluarse el grado de precisión del equipo realizado y compararlo con el modelo Equate 8000, se llevaron a cabo las mediciones iniciales también con este dispositivo, demostrándose los resultados en la siguiente tabla:

Tabla 4-5.: Mediciones previas al experimento realizadas con el dispositivo implementado

Frecuencia Cardíaca	Presión sistólica	Presión diastólica
94,27	110,01	67,75
102,04	85,79	57,48
108,85	99,92	67,75
74,83	136,25	93,41
51,51	113,04	69,80
64,14	138,27	94,44
91,35	101,93	67,75
96,21	97,90	66,72
61,23	99,92	63,64
75,80	107,99	73,91
69,00	124,14	75,96
64,14	126,16	81,09
74,83	110,01	69,80
107,87	128,17	92,39
81,63	119,09	64,67
69,00	111,02	76,99
75,80	126,16	92,39
78,72	104,96	67,75
71,92	115,05	76,99
69,00	122,12	78,01
104,96	135,24	89,31
78,72	115,05	74,93
85,52	128,17	85,20
74,83	143,31	95,46
54,42	113,04	73,91
61,23	114,05	71,86
62,20	132,21	74,93

Por último, se muestran las mediciones llevadas a cabo con el equipo desarrollado tras haber realizado el experimento.

Tabla 4-6.: Mediciones obtenidas posterior al experimento con el dispositivo implementado

Frecuencia Cardíaca	Presión sistólica	Presión diastólica
91,35	117,07	85,20
103,99	88,81	67,75
89,41	105,97	83,15
89,41	137,26	91,36
64,14	112,03	87,25
62,20	144,32	93,41
96,21	113,04	89,31
91,35	113,04	70,83
69,97	99,92	63,64
72,89	113,04	62,62
61,23	139,28	82,12
69,97	114,05	75,96
75,80	106,98	66,72
111,76	118,08	91,36
87,47	112,03	67,75
66,09	103,95	79,04
70,94	130,19	89,31
80,66	106,98	50,30
80,66	106,98	78,01
72,89	122,12	91,36
103,02	157,44	96,49
79,69	122,12	85,20
91,35	142,30	96,49
88,44	146,34	107,78
69,97	112,03	70,83
65,11	109,00	75,96
65,11	127,17	76,99

5. Capítulo 4: Análisis estadístico:

5.1. Cálculo de errores

Luego de hacer el experimento y las mediciones con el dispositivo comercial y el elaborado, se calculó el porcentaje de error existente entre los resultados de los dos equipos, aplicándose para ello la siguiente fórmula:

$$\text{Error porcentual} = \frac{|VA - VE|}{VE} \times 100 \% \quad (5-1)$$

En donde VA es el valor aproximado; es decir, una estimación que se compara con una cifra definida como exacta que yace representada por VE. Se usó esta fórmula para obtener el porcentaje de error de la frecuencia cardíaca junto a la presión sistólica y diastólica, tal y como se presenta a continuación:

$$\text{Error porcentual de la presión sistólica} = \frac{|110,01 - 109|}{109} \times 100 \% \quad (5-2)$$

$$\text{Error porcentual de la presión sistólica} = 0,926 \% \quad (5-3)$$

$$\text{Error porcentual de la presión diastólica} = \frac{|67,75 - 66|}{66} \times 100 \% \quad (5-4)$$

$$\text{Error porcentual de la presión diastólica} = 2,657 \% \quad (5-5)$$

$$\text{Error porcentual de la frecuencia cardíaca} = \frac{|69 - 71|}{71} \times 100 \% \quad (5-6)$$

$$\text{Error porcentual de la frecuencia cardíaca} = 2,816 \% \quad (5-7)$$

Es importante mencionar que, en el caso de la presión arterial sistólica, el porcentaje de error alcanzado fue de 0.926 % implicando que la diferencia entre el dispositivo comercial y el desarrollado en esta medición fue mínima.

En el caso de la presión diastólica, el porcentaje de error presentado fue más elevado (2.67 %), siendo esto causado por el hecho de que este parámetro fisiológico no cuenta con un método específico para su cálculo.

Con relación a la frecuencia cardíaca, para el respectivo cálculo del error porcentual se tomó como valor exacto el del sensor (MAX30100), debido a que este realiza mediciones con cada pulso; mientras que, el dispositivo comercial hace estimaciones de este parámetro. Siguiendo con este análisis, se determinó que el porcentaje de error fue de 2.816 %, siendo mínima la diferencia entre los dos equipos.

5.2. Coeficiente de correlación de Pearson

Se obtuvieron los valores de los coeficientes de correlación de Pearson de las mediciones, que se constituye como una prueba enfocada a medir la relación estadística entre dos variables continuas, encontrándose esta cifra en un rango de entre -1 a +1. Un resultado de 0 equivale a que no existe una asociación entre los parámetros; mientras que, un valor superior a este, indica una correlación positiva y, de pasar el caso contrario; es decir, uno menor a 0, la asociación es negativa (42).

Mediante el empleo de Excel, se calcularon los coeficientes de correlación de las mediciones registradas por el equipo comercial, alcanzándose los siguientes resultados:

1. Coeficiente de correlación de Pearson obtenido entre la frecuencia cardíaca inicial y la presión arterial sistólica inicial: -0.225.
2. Coeficiente de correlación de Pearson obtenido entre la frecuencia cardíaca inicial y la presión arterial diastólica inicial: -0.050.
3. Coeficiente de correlación de Pearson obtenido entre la frecuencia cardíaca final y la presión arterial sistólica final: 0.036.
4. Coeficiente de correlación de Pearson obtenido entre la frecuencia cardíaca final y la presión arterial diastólica final: 0.218.

Analizando los resultados obtenidos, las correlaciones existentes entre la frecuencia cardíaca inicial con tanto a la presión arterial sistólica (-0.225) y diastólica (-0.050) fueron menores de cero, estableciéndose por ello como negativa. No obstante, esto es distinto para las correlaciones de las mediciones posteriores al experimento en donde, para ambos casos, se presentaron valores superiores a cero (0.036 y 0.218).

Sin embargo, a pesar de la correlación positiva de las variables, los resultados demuestran que esta es mínima, pudiendo deberse a la reducida cantidad de muestras (27) al ser este un estudio piloto.

De igual manera, se calcularon los coeficientes de correlación de las mediciones hechas con el sistema desarrollado, llegándose gracias a esto a las siguientes cifras:

1. Coeficiente de correlación de Pearson obtenido entre la frecuencia cardíaca inicial y la presión arterial sistólica inicial: -0.238.
2. Coeficiente de correlación de Pearson obtenido entre la frecuencia cardíaca inicial y la presión arterial diastólica inicial: -0.053.
3. Coeficiente de correlación de Pearson obtenido entre la frecuencia cardíaca final y la presión arterial sistólica final: 0.041.
4. Coeficiente de correlación de Pearson obtenido entre la frecuencia cardíaca final y la presión arterial diastólica final: 0.217.

Como se puede apreciar, los coeficientes de correlación alcanzados con el equipo desarrollado son similares a los del comercial; es decir, que en los datos iniciales se suscitaron asociaciones negativas entre las variables (-2.38 y -0.053). Para las mediciones finales, también se presentó una correlación positiva a pesar de sus reducidos valores.

De esta forma, se demuestra que el estrés representado por la frecuencia cardíaca, influye en las cifras medidas de tanto la presión sistólica como diastólica.

5.3. Diagrama de barras

A partir de las técnicas estadísticas aplicadas en el estudio piloto desarrollado por David Rodríguez y su equipo de trabajo con respecto a la relación del estrés psicológico y la presión arterial media (PMA), se decidió hacer una comparación de este último parámetro gracias al empleo de diagramas de barras.

Para obtener los valores correspondientes a la PMA, se usó la siguiente fórmula:

$$\textit{Presión arterial media} = \frac{2PDA + PAS}{3} \quad (5-8)$$

En donde PDA y PAS son la presión diastólica y sistólica. Por la cantidad de datos, se calcularon primero los respectivos valores de las medianas para que no se alterasen los resultados por cifras atípicas que pudieran aparecer.

A partir de la gráfica obtenida (**5-1**) al igual que de los valores calculados de las medianas (86.67 mmHg y 92.00 mmHg), se evidencia que la presión arterial media de los participantes en el estudio aumentó durante la experimentación estableciéndose que la inducción de estrés afectó a la presión de los individuos.

Tal y como en la gráfica anterior, se determinó que existió un incremento de la PMA medida por el equipo desarrollado, obteniéndose ahora como resultados de las medianas 88.32 mmHg y 92.22 mmHg (**5-2**).

Así mismo, se realizó una comparación entre los valores de las medianas alcanzadas con ambos equipos, calculándose en base a ello los siguientes errores porcentuales:

$$\textit{Error porcentual de la medianas de la PMA inicial} = \frac{|88,32 - 86,67|}{86,67} \times 100\% \quad (5-9)$$

$$\textit{Error porcentual de la medianas de la PMA inicial} = 1,90\% \quad (5-10)$$

$$\textit{Error porcentual de la medianas de la PMA final} = \frac{|92,22 - 92|}{92} \times 100\% \quad (5-11)$$

$$\textit{Error porcentual de la medianas de la PMA final} = 0,24\% \quad (5-12)$$

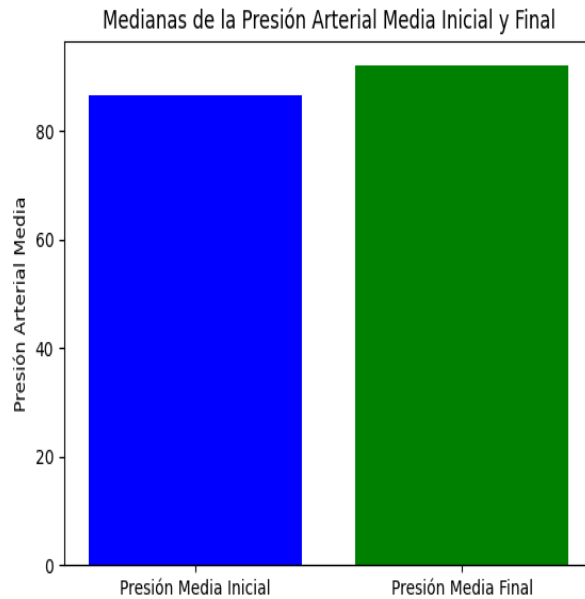


Figura 5-1.: Diagrama de barras de las medianas correspondientes a la presión arterial media inicial y la final obtenidas de las mediciones hechas con el dispositivo comercial

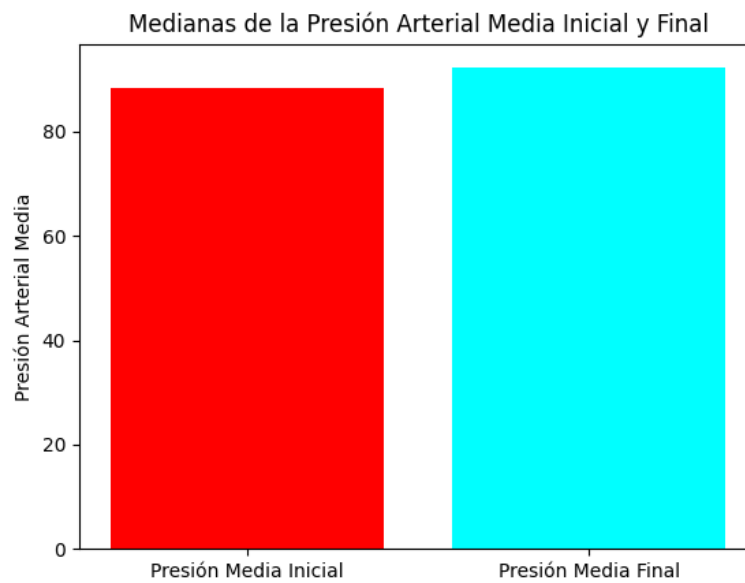


Figura 5-2.: Diagrama de barras de las medianas correspondientes a la presión arterial media inicial y la final obtenidas de las mediciones hechas con el dispositivo desarrollado

Con relación a estos resultados, se determina que la diferencia entre las medianas tanto iniciales como finales correspondientes al dispositivo comercial y el desarrollado es mínimo, coincidiendo esto con los otros bajos porcentajes de errores obtenidos al inicio de este capítulo respecto a la presión arterial sistólica y la diastólica.

5.4. Regresión lineal múltiple

En este caso, dados los datos que se obtuvieron por medio de la experimentación y considerando la información en torno a análisis estadísticos realizados en otros estudios desarrollados en torno al tema como el llevado a cabo por Linda Bolin y su equipo de trabajo (43), se optó por realizar regresiones lineales múltiples al ser estas técnicas que se emplean para predecir una variable dependiente a partir de dos o más independientes.

Con respecto a la gráfica (**5-3**) se debe resaltar que, se tomaron como variables independientes a la frecuencia cardíaca inicial junto a la presión sistólica inicial, debido a la comprensión de que la PAD puede ser influenciada por múltiples factores fisiológicos como los dos parámetros mencionados con anterioridad. Ahondando más en el análisis, se debe resaltar que se obtuvieron los siguientes resultados:

1. R-squared: 0.460
2. p-value (HRVInicial): 0.017
3. p-value (PASInicial): 0.000

Interpretando los resultados, tanto la frecuencia cardíaca como PAS juntas medidas previo al experimento explican una parte significativa de la variabilidad en PAD inicial, con un R-squared de 0.460. Ambos coeficientes son significativos, lo que indica que poseen un impacto en la presión diastólica base de los participantes.

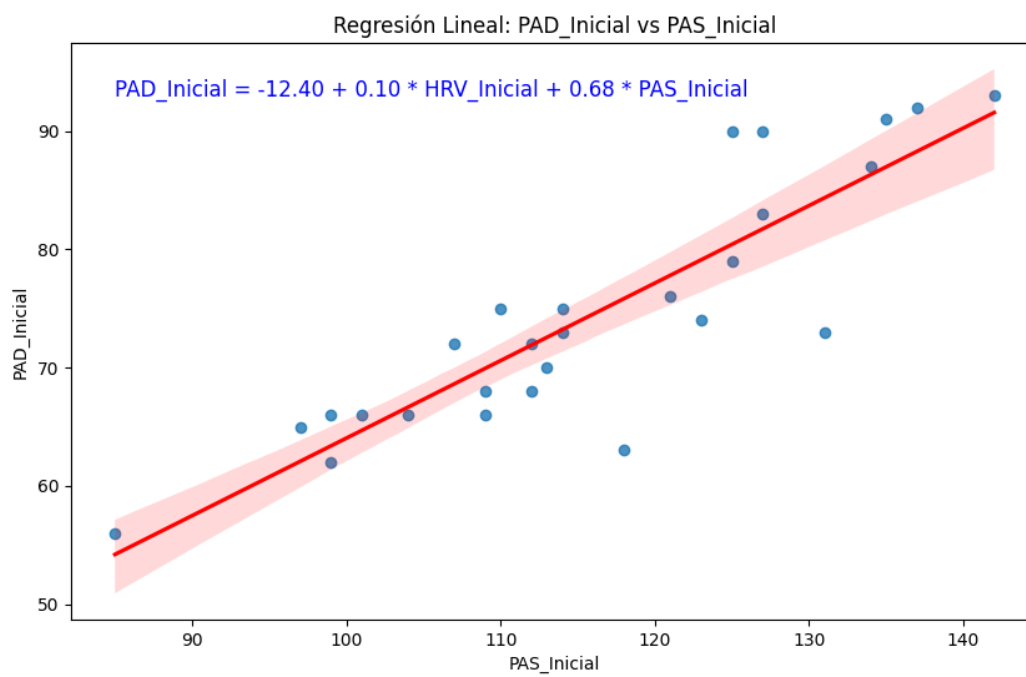


Figura 5-3.: Regresión lineal múltiple de los valores iniciales medidos con el dispositivo comercial

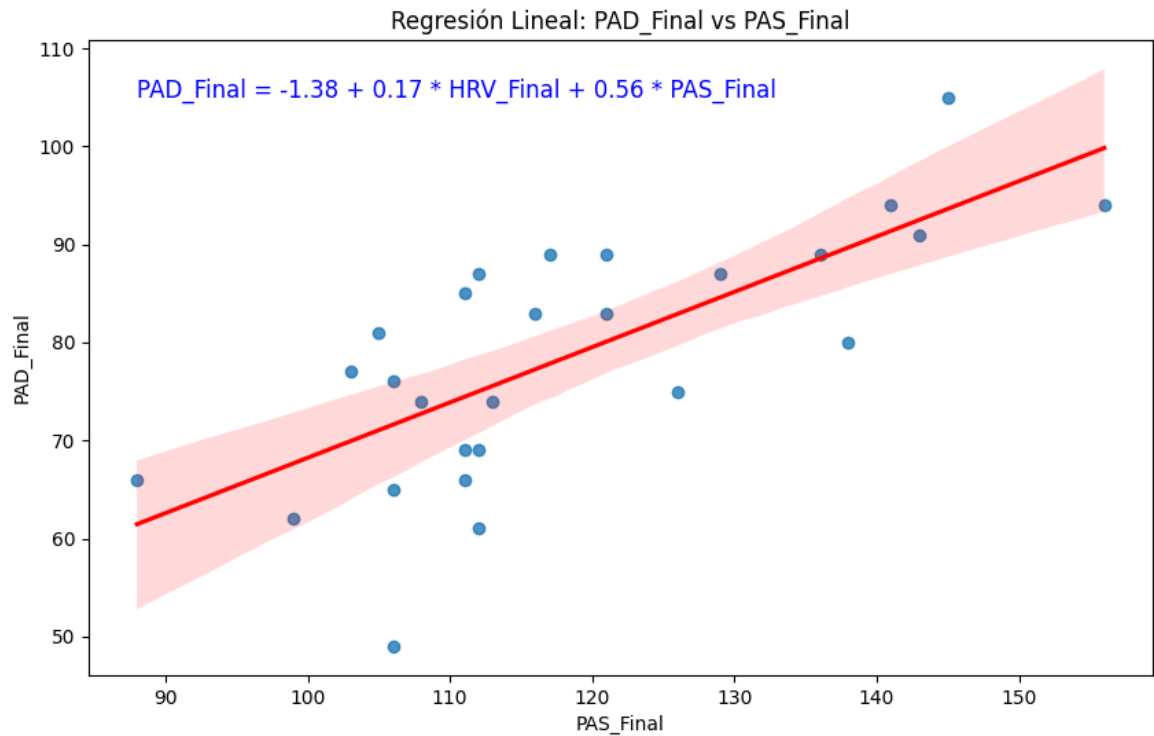


Figura 5-4.: Regresión lineal múltiple de los valores medidos después del experimento con el dispositivo comercial

Posterior a esto, se procedió a obtener la regresión lineal múltiple con los valores de las mediciones finales, apreciándose los resultados de esta a continuación:

1. R-squared: 0.420
2. p-value (HRVFinal): 0.028
3. p-value (PASFinal): 0.001

Por otro lado, en el caso de las mediciones hechas después del experimento, los dos parámetros influyeron en la variabilidad de la presión diastólica, demostrándose esto por medio del valor de R-squared de 0.420, dando como resultado la imagen 5-4.

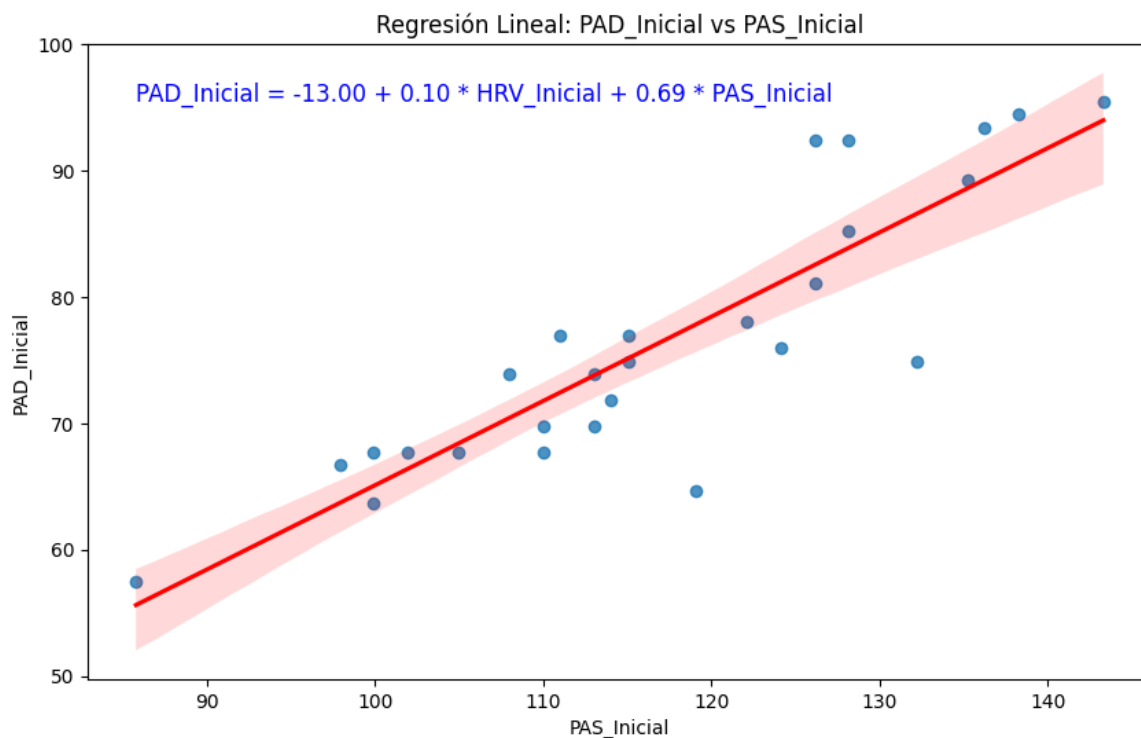


Figura 5-5.: Regresión lineal múltiple de los valores iniciales medidos con el dispositivo desarrollado

Así mismo, se realizaron las regresiones múltiples de las mediciones hechas por el equipo elaborado para distinguir alguna diferencia entre los valores conseguidos con anterioridad, obteniéndose lo siguiente:

1. R-squared: 0.802
2. p-value (HRVInicial):0.105
3. p-value (PASInicial): 0.000

En base a los resultados y la gráfica (**5-5**), se establece que el modelo explica el 80.2% de la variabilidad de la presión diastólica inicial, determinándose que existía una influencia directa de los otros dos parámetros en esta.

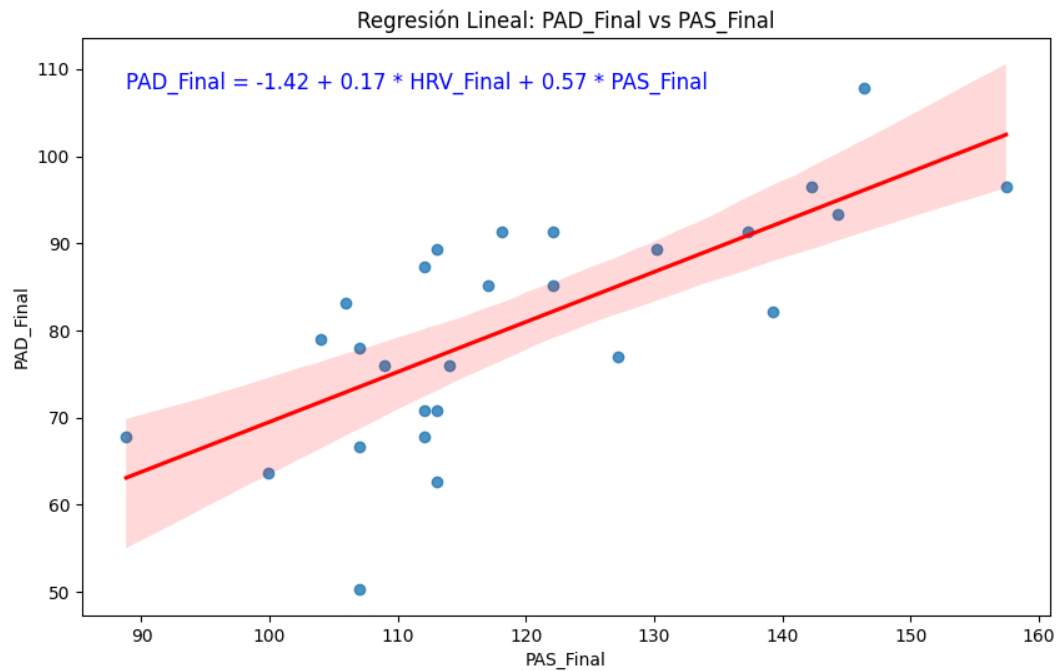


Figura 5-6.: Regresión lineal múltiple de los valores medidos después del experimento con el dispositivo desarrollado

1. R-squared: 0.420
2. p-value (HRVFinal): 0.168
3. p-value (PASFinal): 0.000

Por otro lado, al igual que con el dispositivo comercial se evidenció, que en los resultados obtenidos post-experimento, se mantuvo una relación entre las dos variables independientes con la PAD, desembocando en una cifra de R-squared de 0.420, mostrándose esto en la gráfica **5-6**.

6. Capítulo 5: Conclusiones y recomendaciones

6.1. Conclusiones

Tras completarse este proyecto se puede concluir lo siguiente:

1. Con relación al primer objetivo se hizo una investigación de diversos a métodos de inducción al estrés incluidos aquellos que empleaban medios audiovisuales, para desarrollar un sistema factible que permita obtener los datos necesarios por parte de los participantes para llevar a cabo este proyecto
2. A pesar de las dificultades presentadas para poder realizar la medición de la presión arterial durante el proceso de diseño, el uso de los módulos AD8232 y MAX30100 junto a la realización de cálculos basados en una regresión lineal simple, permitieron obtener los parámetros definidos para el estudio.
3. En lo que se refiere a la implementación, se concluye que el dispositivo de bajo costo permite monitorizar y grabar los datos de las señales correspondientes al ECG y PPG, que mediante sistemas de procesamiento y filtrado de estas, se obtengan los valores de la frecuencia cardíaca al igual que de PAD y PAS, añadiendo el hecho de que al comparar las cifras conseguidas con uno comercial, se obtuvo un porcentaje de error de 0.926 % para la presión sistólica, 2.657 % para la diastólica y 2.816 % para la frecuencia cardíaca, de manera que, la diferencia entre las mediciones llevadas a cabo por los dos dispositivos, es mínima.
4. Al momento de realizar los test para la recolección de datos, los participantes experimentaron un incremento de su presión arterial tras realizar el ejercicio matemático propuesto.
5. Con respecto al análisis estadístico, los coeficientes de correlación de Pearson se mostraron negativos para los datos recapitulados previo al experimento. No obstante, tras haberse llevado a cabo, se evidenció una asociación positiva débil entre los parámetros

mencionados, influyendo en esto la reducida cantidad de muestras con las que se contaba al ser este un estudio piloto limitado a 27 participantes.

6. El estrés emocional posee un notario impacto en la presión arterial de los individuos, provocando que esta tienda en la mayoría de los casos a incrementarse, sin embargo, depende de la manera en cómo cada persona reacciona ante situaciones de estrés, siendo esta la justificación para que, en algunos casos, no se hayan suscitado alteraciones en este parámetro o que en realidad la presión arterial tendiera a disminuir.

6.2. Recomendaciones

Para mejorar la precisión de las estimaciones de los valores de la PAS y PAD, en futuros trabajos en torno al tema podrían aplicarse alguna de las otras fórmulas que se presentan en otras investigaciones para hacer estos cálculos, realizándose posterior a ello una comparación entre las cifras calculadas a partir de esta con las alcanzadas mediante la regresión lineal, pudiéndose así el comprobar cuál sería el método predilecto para llevar a cabo dicha estimación.

A. Anexo: Consentimiento informado



Consentimiento informado

“Estudio del impacto del estrés sobre la presión arterial mediante el monitoreo de la frecuencia cardíaca”

Objetivo de la investigación:

Diseñar un dispositivo que permita la monitorización continua de la frecuencia cardíaca para compararla con la variabilidad de la presión arterial al someter a un individuo ante estrés emocional.

¿Qué se propone con este estudio?

Primero, llenar un cuestionario para conocer el estrés base de la persona, midiéndosele seguido de ello su presión arterial y frecuencia cardíaca para, posterior a ello, el participante realice una actividad que le inducirá estrés de manera temporal, realizándose posterior a eso una segunda medición de los parámetros fisiológicos aludidos con anterioridad.

¿Cómo se seleccionarán a los participantes?

Los participantes podrán ser tanto hombres como mujeres de entre un rango de edad de 18-50 años.

Cantidad de participantes:

La cantidad requerida será de 27 participantes.

Tiempo requerido:

El tiempo estimado para realizar todo este procedimiento es de 15 minutos.

Riesgos:

El participante debe conocer de antemano que en este estudio se le inducirá estrés que podría afectarle de forma temporal después de la medición de datos. Aparte de eso, se resalta que, si el individuo posee antecedentes o tiene problemas cardíacos o algún inconveniente de salud que pueda empeorar ante la exposición al estrés, no debe de aceptar el formar parte de este trabajo.

Compensación:

No se dará ninguna compensación económica por participar.

Confidencialidad:



Cabe destacar que el proceso será confidencial, de modo que su nombre no será plasmado en la tesis a presentarse en torno a este estudio.

Participación voluntaria:

El individuo podrá escoger participar en el trabajo de forma voluntaria.

Derecho de retirarse del estudio:

Los participantes tendrán el derecho de poder retirarse de la investigación en cualquier instante, sin existir ningún tipo de sanción o represalias por ello.

A quién contactar en caso de preguntas:

Viviana Cortez Morán – 0982214786 – vcortezm@est.ups.edu.ec

Nombre del estudiante a cargo del proyecto de tesis:

Viviana Alexandra Cortez Morán

Autorización

Yo,, de
..... años, he leído el procedimiento descrito con anterioridad, por lo
que, de manera voluntaria, doy mi consentimiento para formar parte del
grupo de participantes del proyecto experimental: “**Estudio del impacto del
estrés sobre la presión arterial mediante el monitoreo de la frecuencia
cardíaca**” desarrollado por Viviana Alexandra Cortez Morán.

.....
Firma

Figura A-2.: Consentimiento informado

B. Anexo: Escala del estrés percibido (PSS)

Escala De Estrés Percibido¹- 10 reactivos
 Autor: Dr. Sheldon Cohen, Carnegie Mellon University

Instrucciones: Las preguntas en esta escala son sobre tus sentimientos, pensamientos y actividades durante el último mes, incluyendo el día de hoy. En el último mes, incluyendo el día de hoy, con cuánta frecuencia:

1. ¿Te has sentido alterado porque han ocurrido eventos inesperados?

Nunca	0
Casi nunca	1
A veces	2
Casi siempre	3
Siempre	4

2. ¿Te has sentido incapaz de controlar aspectos importantes de tu vida?

Nunca	0
Casi nunca	1
A veces	2
Casi siempre	3
Siempre	4

3. ¿Te has sentido nervioso y "estresado"?

Nunca	0
Casi nunca	1
A veces	2
Casi siempre	3
Siempre	4

4. ¿Te has sentido confiado en tu habilidad para manejar tus problemas personales?

Nunca	0
Casi nunca	1
A veces	2
Casi siempre	3
Siempre	4

¹ Spanish Version of Perceived Stress Scale by Dr. María del C. Fernández Rodríguez
 Clinical Psychology
 University of Puerto Rico at Cayey.
 Contact information
 787-263-6430
 mfernandez@cayey.upr.edu

CS Escaneado con CamScanner

Figura B-1.: Escala del estrés percibido (PSS)

5. ¿Has sentido que las cosas suceden como tu quieres a que sean?

Nunca	0
Casi nunca	1
A veces	2
Casi siempre	3
Siempre	4

6. ¿Has sentido que no puedes manejar las cosas que tienes que hacer?

Nunca	0
Casi nunca	1
A veces	2
Casi siempre	3
Siempre	4

7. ¿Te has sentido que puedes controlar los malestares de la vida?

Nunca	0
Casi nunca	1
A veces	2
Casi siempre	3
Siempre	4

8. ¿Te has sentido que estás en control de tu vida?

Nunca	0
Casi nunca	1
A veces	2
Casi siempre	3
Siempre	4

9. ¿Te has sentido con coraje porque las cosas están fuera de control?

Nunca	0
Casi nunca	1
A veces	2
Casi siempre	3
Siempre	4

10. ¿Has experimentado dificultades que no puedes sobrellevar?

Nunca	0
Casi nunca	1
A veces	2
Casi siempre	3
Siempre	4

Figura B-2.: Escala del estrés percibido (PSS)

Bibliografía

- [1] J. Barrio, M. García, I. Ruiz, and A. Arce, “El estrés como respuesta,” *International Journal of Developmental and Educational Psychology*, vol. 1, pp. 37–48, 2006. [Online]. Available: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=349832311003>
- [2] M. Munakata, “Clinical significance of stress-related increase in blood pressure: current evidence in office and out-of-office settings,” pp. 553–569, 8 2018.
- [3] R. Lazarus, *Estrés y emoción: manejo e implicaciones en nuestra salud*, desclée de brouwer ed., 1999.
- [4] C. W. Tsao, A. W. Aday, Z. I. Almarzooq, C. A. Anderson, P. Arora, C. L. Avery, C. M. Baker-Smith, A. Z. Beaton, A. K. Boehme, A. E. Buxton, Y. Commodore-Mensah, M. S. Elkind, K. R. Evenson, C. Eze-Nliam, S. Fugar, G. Generoso, D. G. Heard, S. Hiremath, J. E. Ho, R. Kalani, D. S. Kazi, D. Ko, D. A. Levine, J. Liu, J. Ma, J. W. Magnani, E. D. Michos, M. E. Mussolino, S. D. Navaneethan, N. I. Parikh, R. Poudel, M. Rezk-Hanna, G. A. Roth, N. S. Shah, M. P. St-Onge, E. L. Thacker, S. S. Virani, J. H. Voeks, N. Y. Wang, N. D. Wong, S. S. Wong, K. Yaffe, and S. S. Martin, “Heart disease and stroke statistics - 2023 update: A report from the american heart association,” pp. E93–E621, 2 2023.
- [5] K. T. Larkin and C. Cavanagh, *Hypertension*. Elsevier Inc., 2016, pp. 354–360.
- [6] D. Gasperin, G. Netuveli, J. S. D. da Costa, and M. P. Pattussi, “Effect of psychological stress on blood pressure increase: a meta-analysis of cohort studies efeito do estresse psicológico no aumento da pressão arterial: uma metanálise de estudos de coorte,” pp. 715–726, 2009.
- [7] O. M. Pérez, M. A. A. González, I. O. Ramos, and A. Z. Nieves, “El estrés como factor de riesgo de la hipertensión arterial esencial,” *Revista Cubana de Higiene y Epidemiología*, vol. 43, pp. 0 – 0, 04 2005. [Online]. Available: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1561-30032005000100007nrm=iso
- [8] “Association between high perceived stress over time and incident hypertension in black adults: Findings from the jackson heart study,” *Journal of the American Heart Association*, vol. 8, 11 2019.

- [9] R. Tagle, "Diagnóstico de hipertensión arterial," *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 29, pp. 12–20, 1 2018.
- [10] A. M. Navarro, J. M. Navarro, and S. T. Correa, "Frecuencia de hipertensión arterial en personas adultas del barrio méxico, puyo, pastaza, ecuador." *Revista Cubana de Reumatología*, vol. 22, no. 2, p. 115, 2020. [Online]. Available: <https://revreumatologia.sld.cu/index.php/reumatologia/article/view/707>
- [11] N. R. Poulter, D. Prabhakaran, and M. Caulfield, "Hypertension," vol. 386. Lancet Publishing Group, 8 2015, pp. 801–812.
- [12] R. Friedman, J. E. Schwartz, P. L. Schnall, P. A. Landsbergis, C. Pieper, W. Gerin, and T. G. Pickering, "Psychological variables in hypertension: Relationship to casual or ambulatory blood pressure in men," *Psychosomatic Medicine*, vol. 63, pp. 19–31, 2001.
- [13] S. S. Daniel, D. B. Goldston, A. Erkanli, J. C. Franklin, and A. M. Mayfield, "Trait anger, anger expression, and suicide attempts among adolescents and young adults: A prospective study," *Journal of Clinical Child and Adolescent Psychology*, vol. 38, pp. 661–671, 2009.
- [14] A. L. P. Pico, E. Y. R. Reyes, D. A. A. Alvia, and M. de los Ángeles Moreno Cobos, "Comportamiento epidemiológico de la hipertensión arterial en el ecuador," *RECIMUNDO*, vol. 7, pp. 299–307, 10 2023.
- [15] J. Taelman, S. Vandeput, A. Spaepen, and S. V. Huffel, "Influence of mental stress on heart rate and heart rate variability," vol. 22, 2008, pp. 1366–1369.
- [16] G. D.-M. noz, "Metodología del estudio piloto," pp. 100–104, 2020. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/>
- [17] M. Leira, *Manual de bases biológicas del comportamiento humano*, 2011.
- [18] M. A. no, T. Molina, and J. Gonzáles, "Estrés y resiliencia como factores relacionados a la hipertensión arterial sistémica," *Medicina Interna*, vol. 29, 2013. [Online]. Available: www.svmi.web.ve
- [19] A. Larzabal-Fernandez and M. I. Ramos-Noboa, "Propiedades psicométricas de la escala de estrés percibido (pss-14) en estudiantes de bachillerato de la provincia de tungurahua (ecuador)," 2018.
- [20] C. Reyna, D. J. Mola, and P. S. Correa, "Perceived stress scale: Psychometric analysis from ctt and irt," *Ansiedad y Estres*, vol. 25, pp. 138–147, 7 2019.
- [21] S. H. Baik, R. S. Fox, S. D. Mills, S. C. Roesch, G. R. Sadler, E. A. Klonoff, and V. L. Malcarne, "Reliability and validity of the perceived stress scale-10 in hispanic americans with english or spanish language preference," *Journal of Health Psychology*, vol. 24, pp. 628–639, 4 2019.

- [22] S. O. Ferreira, “Emotional activation in human beings: Procedures for experimental stress induction,” *Psicología USP*, vol. 30, 2019.
- [23] J. M. Michalowski, D. Drozdziel, J. Matuszewski, W. Koziejowski, K. Jednoróg, and A. Marchewka, “The set of fear inducing pictures (sfip): Development and validation in fearful and nonfearful individuals,” *Behavior Research Methods*, vol. 49, pp. 1407–1419, 8 2017.
- [24] J. V. C. nas, D. N. Hernández, and C. M. Sánchez, “Estudio sobre métodos para la medida no intrusiva de la presión arterial,” 2021.
- [25] G. Murillo-Godínez, “.esencial” systemic arterial hypotension,” 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.24245/mim.v36i4.3597>
- [26] J. Banegas, “Hypotension in older treated hypertensive patients. epidemiological burden and detection efficiency,” *ANALES RANM*, vol. 139, pp. 128–134, 8 2022.
- [27] S. Brouwers, I. Sudano, Y. Kokubo, and E. M. Sulaica, “Arterial hypertension,” pp. 249–261, 7 2021.
- [28] R. A. Ingaramo, “Estrés mental e hipertensión arterial,” 2003.
- [29] A. M. G. S. Vinaccia and J. M. Q. M. T. N. R. L. J. Francis, “Emociones negativas en pacientes con diagnóstico de hipertensión arterial negative emotions in patients with diagnosis of arterial hypertension,” vol. 5, 2009.
- [30] P. Armario, R. Hernández, and M. Barranera, “Estrés enfermedad cardiovascular e hipertensión arterial,” *Anales de Cirugia Cardiaca y Vascular*, vol. 9, pp. 226–234, 9 2003.
- [31] M. Adairis and B. Alfonso, “The emotions and the high blood pressure, uniqueness in the pediatric age,” pp. 73–79, 2012. [Online]. Available: <http://scielo.sld.cu>
- [32] L. Azcona, *Libro de la salud cardiovascular del hospital clínico San Carlos y la Fundación San CARLOS*, 2009, pp. 49–57.
- [33] J. C. Maldonado, A. R. G. G. G. Médico, en Ciencias de la Salud, and A. L. X. B. Rozo, “Aplicación en matlab para la estimación de la variabilidad de la presión arterial matlab application for the estimation of blood pressure variability,” pp. 57–65, 2012.
- [34] N. F. G. Ayala, M. Elena, N. Céspedes, Y. Daisy, and I. K. Cardozo, “Evaluación del desempeño de filtros digitales para procesamiento de señal ecg fetal,” 2019.
- [35] B. Becerra-Luna, R. Martínez-Memije, R. Cartas-Rosado, and O. Infante-Vázquez, “Increase in the effectiveness of identifying peaks and feet of the photoplethysmographic pulse to be reconstructed it using adaptive filtering,” *Archivos de Cardiología de Mexico*, vol. 87, pp. 61–71, 1 2017.

- [36] J. Weber, P. Angerer, and J. Apolinário-Hagen, “Physiological reactions to acute stressors and subjective stress during daily life: A systematic review on ecological momentary assessment (ema) studies,” 7 2022.
- [37] V. Selvaraju, N. Spicher, J. Wang, N. Ganapathy, J. M. Warnecke, S. Leonhardt, R. Swaminathan, and T. M. Deserno, “Continuous monitoring of vital signs using cameras: A systematic review,” 6 2022.
- [38] S. Rastegar, H. GholamHosseini, and A. Lowe, “Non-invasive continuous blood pressure monitoring systems: current and proposed technology issues and challenges,” 2019.
- [39] M. Y. M. Wong, C. C. Y. Poon, and Y. T. Zhang, “An evaluation of the cuffless blood pressure estimation based on pulse transit time technique: A half year study on normotensive subjects,” *Cardiovascular Engineering*, vol. 9, pp. 32–38, 2009.
- [40] J. C. Serrano, J. Joaquín, and R. I. nez, “Desarrollo de un método de estimación de la presión arterial combinando fotopleletismografía y electrocardiografía,” 2019.
- [41] D. A. Rodríguez-Medina and I. A. Cruz-Albarran, “Relación entre el estrés psicológico y la presión arterial media: un estudio piloto de laboratorio,” *Revista Digital de Psicología y Ciencias Sociales*, vol. 3, pp. 38–51, 2017. [Online]. Available: <http://cuved.unam.mx/revistas/index.php/rdpcs/article/view/56/225>
- [42] J. Dagnino, “Correlación,” 2014.
- [43] L. P. Bolin, A. D. Saul, L. L. B. Scroggs, and C. Horne, “A pilot study investigating the relationship between heart rate variability and blood pressure in young adults at risk for cardiovascular disease,” *Clinical Hypertension*, vol. 28, 12 2022.