



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Sistema para la evaluación del estrés y su reactividad
mediante la medición de variables fisiológicas

TESIS

Para obtener el título de

**Ingeniero en Sistemas
Biomédicos**

P R E S E N T A N

Hernández Silva Isaac
Moreno Mc. Manus Kevin Clyde

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Didier Torres Guzmán



11/10/2024

Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2024



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas

Tesis Digitales

Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Contenido

Agradecimientos	5
Resumen	6
Memoria Descriptiva	7
Índice de figuras	8
Siglas.....	10
Capítulo introductorio.....	11
Introducción.....	11
Aspectos metodológicos	12
Problema científico	12
Preguntas de investigación.....	12
Hipótesis	12
Objetivos.....	12
Objetivo general.....	12
Objetivos específicos	12
Capítulo 1. Estado del arte y de la técnica.....	14
1.1. Introducción.....	14
1.2. Sistemas comerciales.....	14
1.2.1. Sistema de adquisición NeXus-10 MKII	14
1.2.2. Sistema de adquisición BioNex 8-Slot.....	15
1.2.3. Sistema de adquisición PowerLabC.....	16
1.2.4. Sistema de adquisición ProComp Infiniti	17
1.2.5. Sistema de adquisición MP160 SYSTEM	18
1.3. Sistemas propuestos por la academia	20
1.3.1. Sistema INSMA de Yingcheng Sun en Case Western Reserve University	20
1.3.2. Influencia de videojuegos de acción en los cambios fisiológicos en sujetos sanos, por: Palacios Pérez de la universidad de las fuerzas armadas de Ecuador.	20
1.4. Propuesta	21
Capítulo 2. Antecedentes	22
2.1. Definición y consecuencias del estrés.....	22
2.2. Efectos del estrés en variables fisiológicas	25
2.2.1. Afectación de la frecuencia cardiaca	25
2.2.2. Afectación de la frecuencia respiratoria	26
2.2.3. Afectación de la saturación de oxígeno en sangre	27
2.2.4. Alteración de la temperatura.....	28

2.2.5. Alteración de la respuesta galvánica	29
2.2.6. Alteración de la electromiografía.....	29
2.3. Tecnologías requeridas	30
2.3.1. Fotopletismografía	30
2.3.2. Sensores de sistema microelectromecánico	33
2.3.3. Termistores	35
2.3.4. Sensores de respuesta galvánica	37
2.3.5. Electrodo de superficie.....	38
2.3.6. Paradigmas de programación.....	39
2.3.7. Estructuras de almacenamiento de datos	40
2.4. Metodologías de diseño	41
Capítulo 3. Metodologías empleadas	44
3.1. Propuesta de solución.....	44
3.1.1. Definición del problema – Matriz AEIOU.....	44
3.1.2. Definición del usuario.....	45
3.1.3. Necesidades y requerimientos.....	47
3.1.4. Desarrollo de concepto.....	49
3.2. Evaluación y selección de hardware.....	51
3.2.1. Exploración de alternativas de sensores.....	51
3.2.2. Selección de componentes	54
3.2.3. Características del equipo propuesto.....	56
3.2.4. Seguridad eléctrica del equipo	60
3.2.5. Costos del Equipo	61
3.3. Matlab y AppDesigner	61
3.3.1. Descripción y características.....	61
3.3.2. Justificación	62
3.4. Almacenamiento de datos	62
3.4.1. Sistema JSON	63
3.5. Algoritmos para adquisición de señales	64
3.5.1. Generación de reportes de estudio	64
3.5.2. Código para obtener frecuencia cardíaca y oxigenación en sangre	65
3.5.3. Código para obtener la temperatura	66
3.5.4. Código para obtener la respuesta galvánica	68
3.5.5. Código para obtener frecuencia respiratoria	69
3.5.6. Código para obtener electromiografía.....	70
3.5.7. Comunicación entre ESP32 y Matlab	72

3.5.8. Diseño de PCB.....	73
3.5.9. Diseño de caja	74
Capítulo 4. Resultados	76
4.1. Prototipo de hardware.....	76
4.2. Prototipo de software	77
Conclusiones.....	85
Trabajo a futuro	86
Referencias	87
Anexos	93
Anexo 1. Diagrama esquemático de la propuesta de Palacios C.	93
Anexo 2. Diagrama de pines de ESP32-S3-DevKitC-1.....	94
Anexo 3. Diagrama de conexión básico entre los componentes básicos del equipo	95
Anexo 4. Código para configuración de ESP32	96
Anexo 5. Código para comunicación ESP32 - Matlab	98
Anexo 6. Diseño de la PCB	100
Anexo 7. Diagrama esquemático de las conexiones en la PCB.....	101
Anexo 8. Planos de caja contenedor	102
Anexo 9. Consentimiento informado.....	108
Anexo 10. Ejemplo de primera página del reporte generado en Excel.....	112

Agradecimientos

Al proyecto DGAPA-PAPIIT TA100822 “Sistema para la evaluación psicofisiológica del estrés” por proveernos los medios económicos e institucionales, a través de la UNAM y a la Facultad de Ingeniería para llevar a término este proyecto.

A nuestros compañeros que colaboraron en el desarrollo de Zenith: Carlos Flores, Fernando Salas, Luis Salinas y Viridiana Badillo. Así como al Dr. Didier por confiar en nosotros e invitarnos a ser parte del desarrollo y la investigación.

A nuestros familiares, que nos apoyaron durante nuestros estudios y el desarrollo de este proyecto.

A nuestros amigos que acompañaron los días de estudio, juego, alegría, fracaso y éxito.

A las personas que marcaron nuestras vidas convirtiéndose en partes esenciales de lo que somos y seremos, gracias por todo.

A mis padres Patricia y Héctor, a mis tías Tere y Carmen y abuelos Javier y Carmen que siempre vieron por mi para darme los medios y abrirme los caminos para lograr mis metas y sueños.

-Isaac Hernández Silva

A mis papás, Lucía y Víctor y mi hermano Ethan, que siempre me han proporcionado el apoyo incondicional y las herramientas para lograr mis metas.

A la UNAM por darme todas las oportunidades de crecimiento, desarrollo y aprendizaje durante mi semestre de intercambio en la Universidad Técnica Checa en Praga, a la par del desarrollo de este proyecto.

- Kevin Clyde Moreno Mc. Manus

Resumen

El estrés es un proceso fisiológico que ayuda a generar mecanismos de respuesta ante estímulos externos o internos que, si bien son útiles en momentos específicos, pueden causar problemas cuando se mantienen de forma repetida o sostenida por mucho tiempo. Estos problemas pueden agravar las consecuencias psicofisiológicas de otras comorbilidades, sobre todo con el estilo de vida actual sobrecargado por estímulos externos. Por ello, el estudio del estrés se ha vuelto un área muy importante dentro de la psicología y la medicina.

Específicamente la psicología, busca estudiar la implementación de estrategias de control para volver a un estado de calma después de estar bajo un estímulo estresante. Para poder tener evidencia científica rigurosa y comparable, es necesario usar sistemas de evaluación cuantitativa que permitan monitorear los cambios fisiológicos causados por el estrés, así como el tiempo y forma en que el organismo vuelve a su estado basal.

Existen algunos dispositivos médicos utilizados en investigación para rastrear los cambios en variables fisiológicas. Sin embargo, la mayoría suelen ser de alto costo, difícil accesibilidad (tanto logística como documental) y muy generales en cuanto a su aplicación. Es decir, tienen potencial para ser usados en un gran número de evaluaciones psicofisiológicas, pero no son específicos para el estrés.

En este proyecto se desarrolló un sistema completo para la evaluación del estrés a través de la medición de variables fisiológicas. Se incluyen varias propuestas de valor que buscan adecuarse de mejor manera a las necesidades de los profesionales de la psicología que buscan hacer investigación alrededor del estrés y su reactividad, que es el tiempo que le toma a un individuo regresar a su estado basal.

Para el desarrollo se utilizaron diversas estrategias y metodologías de diseño para identificar las necesidades y limitaciones actuales. A partir de ello se decidieron las propuestas de valor que debían regir el desarrollo del sistema final.

Se hizo una evaluación y selección de distintos sensores comerciales que ofrecieran las capacidades técnicas requeridas para medir las variables de mayor importancia en cuanto al rastreo del estrés: frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, temperatura distal, respuesta galvánica de la piel, electromiografía y concentración de oxígeno en sangre. Esto también incluyó la selección de un microcontrolador y el desarrollo de código para filtrar y amplificar las señales.

De igual forma, se evaluaron y probaron distintas propuestas de diseño para el contenedor del dispositivo final, así como los conectores y cables de forma que fueran seguros, cómodos, fáciles de utilizar y modulares para que pudieran adaptarse a distintos protocolos de investigación.

Otra parte importante del desarrollo fue la creación de una plataforma de software que permitiera a los profesionales de la psicología diseñar protocolos de evaluación personalizados de acuerdo con sus necesidades. Se buscó que la plataforma fuera amigable, versátil y enfocada en estudios de evaluación del estrés y su reactividad, dando así una solución que no existe en el mercado. Teniendo en cuenta que el uso es para investigación, también incluye funciones para la exportación, almacenamiento y visualización de datos tanto en tiempo real como posterior a la grabación.

El prototipo final fue exitoso permitiendo hacer mediciones de las variables mencionadas durante diversas fases de un tiempo determinado menor a 10 minutos en total. Se identificaron claramente los cambios fisiológicos mientras se aplicaban los estresores y las distintas respuestas posteriores durante la relajación.

Memoria Descriptiva

En el capítulo 1 se aborda el estado del arte describiendo qué sistemas existen actualmente que sean utilizados para este tipo de evaluaciones. Algunos de ellos son desarrollados por empresas internacionales con costos elevados, lo que dificulta su accesibilidad y adopción en ciertas investigaciones a nivel nacional. Adicionalmente, debido a su versatilidad, utilizan software altamente especializado que no es intuitivo para ser utilizado por profesionales del área médica o psicológica que son quienes realmente hacen estas evaluaciones para poder obtener conclusiones clínicas o de investigación.

También se describen un par de sistemas propuestos por la academia, así como sus diferencias y áreas de oportunidad para esta aplicación específica.

En el segundo capítulo se describen los antecedentes de interés tanto clínico como técnico. Se detallan las implicaciones del estrés en el cuerpo humano y la importancia de estudiarlo, así como las variables fisiológicas que se ven afectadas por eventos de estrés.

Por otro lado, se describen tecnologías existentes utilizadas para realizar medir las variables identificadas. También se introducen ciertos conceptos de desarrollo de software como son los paradigmas de programación y las diversas formas de almacenar información.

Por último, se abordan diversas metodologías de diseño que son importantes para el desarrollo de un producto pensando en las necesidades del usuario.

En el capítulo 3 se describen con detalle las metodologías utilizadas para identificar las características esenciales del prototipo y el desarrollo de concepto utilizado como eje rector durante el diseño y construcción.

Se explican los criterios de selección de las diversas alternativas, tanto de hardware como de software, para el desarrollo del prototipo y se describen con detalle los algoritmos utilizados para la medición de las variables identificadas como relevantes para el proyecto.

Por último, en el capítulo 4 se exponen los resultados alcanzados tanto en el prototipo de hardware como en el software y se identifican áreas de mejora para futuros desarrollos.

Índice de figuras

Fig. 1. Sistema de adquisición NeXus-10 MKII recuperado de: https://www.mindmedia.com/en/products/nexus-10-mkii/	15
Fig. 2. Sistema de adquisición BioNex 8-Slot. Recuperado de: https://nbt ltd.com/products/mindware-bionex-8-slot-chassis-assembly/	16
Fig. 3. Equipo de adquisición PowerLabC. Recuperada de: https://www.adinstruments.com/products/powerlab/c	17
Fig. 4. Módulo de adquisición de señales ProCom Infiniti. Recuperado de: https://interferenciales.com.mx/products/procomp-infiniti	18
Fig. 5. Sistema de adquisición de señales MP160. Recuperado de: https://www.biopac.com/wp-content/uploads/MP160-Systems.pdf	19
Fig. 6. Interfaz del software Acqknowledge. Recuperado de: https://www.biopac.com/product/acqknowledge-software/#product-tabs	19
Fig. 7. Estimulación nerviosa durante el ciclo de respiración [25].....	26
Fig. 8. Estudio de densidad de respuesta al estrés de Bhavani [28].....	28
Fig. 9. Lugares donde se puede usar la técnica de PPG. [44]	31
Fig. 10. Coeficiente de absorción de la sangre oxigenada y desoxigenada sometida a diferentes longitudes de onda y comparado por varios autores. [43].....	32
Fig. 11. Diagrama básico de bloques y esquemático de cómo se descompone la señal de PPG para su análisis. [47].....	33
Fig. 12. Estructura básica de un capacitor. Basada del libro “Electricidad y Magnetismo” de Gabriel A. Jaramillo.	34
Fig. 13. Estructura de un acelerómetro MEMS. Recuperado de: https://howtomechatronics.com/how-it-works/electrical-engineering/mems-accelerometer-gyroscope-magnetometer-arduino/	35
Fig. 14. Funcionamiento de un giroscopio MEMS. Recuperado de: https://lastminuteengineers.com/mpu6050-accel-gyro-arduino-tutorial/	35
Fig. 15. Representación del comportamiento de los enlaces de un semiconductor a diferentes temperaturas. Recuperado de: https://www.uv.es/~navasqui/Tecnologia/Tema3.pdf	36
Fig. 16. Diagrama comparando energía requerida para pasar a la banda de conducción en aislantes, semiconductores y conductores. [50].....	36
Fig. 17. Gráficas de la comparación de un GSR original y su procesamiento para obtener diferentes actividades. [55].....	38
Fig. 18. Mapa de empatía. Psicólogo.....	46
Fig. 19. Mapa de empatía. Paciente.....	47
Fig. 20. Diagrama de función del equipo propuesto.....	50
Fig. 21. Diagrama de flujo de la adquisición de señales.....	50
Fig. 22. Diagrama de casos de uso propuesto para el software.	51
Fig. 23. Placa de desarrollo ESP32-S3-DevkitC-1. Recuperado de: https://www.espressif.com/en/products/devKits	57
Fig. 24. Muestra física del sensor de Adafruit. Consultada de: https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/mpu6050-6-dof-accelerometer-and-gyro.pdf	58
Fig. 25. Módulo de medición de GSR. Recuperado de: https://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR_Sensor/ ...	58
Fig. 26. Sensor de PPG. Recuperada de: https://cdn.sparkfun.com/assets/parts/1/3/6/6/4/15219-SparkFun_Pulse_Oximeter_and_Heart_Rate_Sensor_-_MAX30101_Qwiic_-01.jpg	59

Fig. 27. Sensor de EMG. Recuperada de: https://www.seeedstudio.com/Grove-EMG-Detector-p-1737.html?queryID=68fd66dbfddd4e5f7831fb6872612a85&objectID=1173&indexName=bazaar_retailer_products	59
Fig. 28. Diagrama del termistor empleado. Recuperada de: https://www.farnell.com/datasheets/2580765.pdf	60
Fig. 29. Diagrama de bloques del sistema de hardware.....	60
Fig. 30. Prototipo de cinturón para medición de FR con un MPU.	69
Fig. 31. Posición de electrodos para medición de EMG, Consultado en: http://seniam.org/	71
Fig. 32 Grafica de comparación entre la medición con Procom y Zenith	72
Fig. 33 Conector de aviador. Imagen consultada de: https://uelectronics.com/producto/conector-de-aviacion-gx16-macho-hembra/	74
Fig. 34 Diseño final de la placa madre	74
Fig. 35. Prototipo de hardware: PCB ensamblada en caja cubierta con conectores de fácil acceso.....	76
Fig. 36. Prototipo con todos los sensores conectados.....	77
Fig. 37. Pantalla de inicio del software.....	77
Fig. 38. Registro de datos iniciales de perfil nuevo.....	78
Fig. 39. Especificaciones de cada fase del perfil.	79
Fig. 40. Diseño visual de interfaz de grabación y selección de variables.....	79
Fig. 41. Registro de paciente nuevo.....	80
Fig. 42. Cuadro de búsqueda de pacientes registrados.	80
Fig. 43. Primera pantalla al iniciar un nuevo estudio. Escoger aplicador.....	81
Fig. 44. Seleccionar perfil y paciente.....	82
Fig. 45. Validación de selecciones previas y límites de alertas.	82
Fig. 46. Recordatorio de buenas prácticas de conexión. Opción para validar mediciones antes de comenzar el estudio.....	83
Fig. 47. Grabación en tiempo real de una fase.....	83
Fig. 48. Pantalla para generar reporte. Buscador por nombre del paciente.	84

Siglas

OIT	Organización Internacional del Trabajo	
FC	Frecuencia cardiaca	
FR	Frecuencia respiratoria	
SpO2	Saturación de oxígeno por pletismografía	
SI	Sistema inmune	
SNC	Sistema nervioso central	
SE	Sistema endocrino	
SNS	Sistema nervioso simpático	
ECG	Electrocardiografía	
EEG	Electroencefalografía	
EGG	Electroglotografía	
HRV	Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca	
ADC	Del inglés: Analog-Digital Converter	(Conversor analógico digital)
FDA	Del inglés: Food and Drug Administration	(Administración de comida y medicamentos)
CE	Del francés: Conformité Européenne	(Conformidad Europea)
UCI	Unidad de Cuidados Intensivos	
EOG	Electrooculografía	
HPA	Eje hipotalámico.	
SNP	Sistema Nervioso Parasimpático	
EDA	Actividad electrodérmica	
MEMS	Del inglés: Micro Electro Mechanic System	(Sistemas microelectromecánicos)
PTC	Positive Temperature Coefficient	(Coeficiente de temperatura positivo)
NTC	Negative Temperature Coefficient	(Coeficiente de temperatura negativo)
SR	Sistema respiratorio	
DT	Del inglés: Design Thinking	(Metodología de diseño)
UCD	Del inglés: User Centered Design	(Diseño centrado en el usuario)

Capítulo introductorio

Introducción

Este trabajo plantea el diseño y desarrollo de una plataforma tecnológica para la medición, procesamiento, almacenamiento y visualización de variables fisiológicas con un propósito claro: identificar efectos fisiológicos del estrés sobre el cuerpo humano en un ambiente controlado de investigación. Si bien es cierto que existen equipos especializados para lograr este objetivo, presentan varias áreas de oportunidad. Por un lado, suele ser difícil encontrar soporte para estos equipos pues no existe un proveedor nacional que pueda cumplir con las necesidades de los profesionales de la salud. Por otro lado, los costos de estos sistemas suelen estar fuera del alcance de muchos grupos de trabajo en diferentes entornos socioeconómicos.

El estrés, considerado como la enfermedad del siglo XXI [1] por la OIT, tiene múltiples definiciones y clasificaciones que se pueden observar más adelante en la obra. De forma general, se analiza con 2 elementos fundamentales, un estresor, que estimula de alguna manera al individuo, y una respuesta [2] ya sea conductual, fisiológica, emocional o cognitiva. En un entorno de investigación, este análisis permite implementar un estresor como variable controlada externa al individuo y evaluar la respuesta que genera en él, así como identificar la forma y capacidad que tiene el sujeto para lidiar con ese tipo de respuestas [3].

El proyecto propuesto requiere seleccionar las variables fisiológicas a medir y, por ende, entender qué representa cada una, cómo se pueden medir y cómo es que dichas variables se ven alteradas por los cambios en el estado emocional del paciente. Es importante tener en cuenta que cada individuo presenta valores base diferentes en algunas de sus variables fisiológicas, además de que todos reaccionan de diferente forma a los mismos estímulos. Por ello es importante identificar cuáles son los comportamientos esperados a nivel individual y colectivo, con el objetivo de avanzar las investigaciones sobre el estrés y la recuperación de este.

Las técnicas de medición de variables fisiológicas en las personas utilizan diferentes enfoques, instrumentos y métodos, lo que trae consigo una gran variedad de posibilidades para lograr este objetivo. Desde componentes sencillos que se encuentran en cualquier tienda de electrónica hasta equipo sumamente especializado, cuya precisión y exactitud se considerarían exageradas para un uso clínico y se destinan únicamente a investigación. Debido a ello, es necesario analizar detalladamente las ventajas y desventajas que ofrecen cada uno de los transductores disponibles. Las variables analizadas en este trabajo son: temperatura periférica, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, respuesta galvánica de la piel, electromiografía y saturación de oxígeno en sangre.

Otra parte esencial del proyecto es la necesidad de diseñar una interfaz gráfica que permita a los profesionales de la psicología interactuar con los sensores, para que puedan personalizar los parámetros que les interesen en cada estudio o medición dependiendo el protocolo. Esto implica que la interfaz de software deberá ser amigable con los usuarios y lo suficientemente flexible para que pueda ser utilizada para una variedad de protocolos de investigación que involucren el estrés. Es decir, no será un programa rígido que solo permita medir ciertas variables y proyectarlas. Se busca que sea un sistema completo en que los psicólogos determinen, para cada protocolo, qué variables fisiológicas son de relevancia, la duración del estudio y el tipo de información gráfica que requieren de cada una de las variables. También es importante que los psicólogos sean capaces de utilizar el sistema sin depender de algún ingeniero o técnico que haga las conexiones. Así mismo se consideran diversas propuestas para el almacenamiento de la información de los pacientes, el registro de estudios hechos y la generación de reportes en formatos amigables que puedan visualizarse en cualquier equipo y que les sirvan para un análisis más profundo de los datos recabados.

Aspectos metodológicos

Problema científico

Actualmente el estrés es una condición muy común en la población [4], que puede generar otras patologías [5] si no es manejado de la forma correcta. Por ello, se ha vuelto de especial relevancia para los profesionales de la salud encontrar formas de evaluar el estrés y analizar su reactividad, entendida como el tiempo y la forma que en que el cuerpo se recupera de una situación estresante. Sin embargo, los sistemas especializados para esta tarea son extremadamente caros y sus plataformas de software muy cerradas, por lo que el manejo de datos está limitado a las opciones que den las empresas y no a las necesidades reales que tengan los profesionales de la salud.

Preguntas de investigación

1. ¿Qué necesidades tecnológicas tienen los psicólogos que buscan evaluar el estrés y su reactividad?
2. ¿Existen sensores comerciales que permitan medir variables de interés para hacer evaluaciones de estrés?
3. ¿Cuáles son las características esenciales del software para un profesional de la psicología al hacer evaluaciones sobre la reactividad del estrés?

Hipótesis

El desarrollo de un sistema para la evaluación del estrés y su reactividad usando sensores comerciales y desarrollando una interfaz propia que tome en cuenta las necesidades reales de investigadores expertos en psicología, supondrá una ventaja respecto a sistemas comerciales por la flexibilidad añadida que le permitirá adaptarse a diversos protocolos de investigación y la reducción significativa de costos sin sacrificar la validez de las variables fisiológicas medidas para este fin específico.

Objetivos

Objetivo general

Desarrollo de un sistema para la evaluación psicofisiológica del estrés implementando tecnologías de adquisición y procesamiento de señales, diseño de interfaces de usuario y desarrollo de software, que responda a las necesidades reales de profesionales de la psicología.

Objetivos específicos

- 1) Identificar las necesidades específicas de profesionales de la psicología al usar sistemas para evaluar el estrés.
- 2) Identificar y caracterizar sensores comerciales que proporcionen mediciones que cumplan con las necesidades de los usuarios.

- 3) Diseñar una plataforma completa que integre de forma óptima los elementos físicos necesarios para la medición y procesamiento de señales junto con una interfaz gráfica enfocada en el usuario, flexible y que sea capaz de cumplir con las necesidades de visualización y almacenamiento planteadas por los usuarios.
- 4) Diseñar y fabricar prototipos para la conexión y posicionamiento de los transductores en el cuerpo del paciente.

Capítulo 1. Estado del arte y de la técnica

1.1. Introducción

En el mercado actual, varias marcas se dedican a la fabricación de equipos para la adquisición de señales fisiológicas con propósitos similares a los del proyecto. Algunas emplean métodos similares a los planteados, mientras que otras ofrecen equipos más especializados y, por ende, más costosos. Dado que no se encontró ninguna marca de origen nacional en este sector de productos, promover este tipo de esfuerzos por parte de los nacionales podría impulsar el desarrollo de instrumental médico e investigativo dentro del mercado mexicano, lo cual añade un gran valor a este tipo de iniciativas.

A continuación, se describen algunos de los dispositivos profesionales que se encuentran en el mercado, Sin embargo, es importante destacar que cada uno de ellos cuenta con características que superan las necesidades planteadas en el problema de esta investigación. Aclarado lo anterior se presentarán las principales características de los productos, sus ventajas, desventaja. Es importante recalcar que los accesorios que necesitan estos equipos (los transductores adecuados y el software necesario) se compran por separado, pero se deben incluir como parte del producto para hacer una comparación adecuada.

1.2. Sistemas comerciales

1.2.1. *Sistema de adquisición NeXus-10 MKII*

Este producto de la marca MindMedia fue diseñado para la obtención simultánea de señales fisiológicas y se emplea en diferentes propósitos, entre ellos el biofeedback, que es un conjunto de técnicas utilizadas para dar información de algún sistema biológico a un paciente a través de mediciones electrónicas de su cuerpo de manera que pueda aprender a identificar correlaciones entre ciertas acciones y sus efectos biológicos [6]. El equipo cuenta 4 canales de actividad cerebral o muscular, y 4 canales más para señales periféricas como GSR, temperatura, FC, flujo sanguíneo, FR, entre otros. Entre las características del sistema se encuentran:

1. ADC de 24 Bits.
2. Certificación Medical CE certified (I) y FDA registered (II).
3. Conexión Bluetooth.
4. Sistema de SD para guardar la información de los registros.
5. Velocidad de muestreo de hasta 8192 Hz.
6. Baterías recargables tipo Lipo con capacidad de hasta 24 horas.
7. Conexión USB para transmisión de datos.



Fig. 1. Sistema de adquisición NeXus-10 MKII recuperado de: <https://www.mindmedia.com/en/products/nexus-10-mkii/>

Este sistema utiliza el software BioTrace+ [7] que es una plataforma principalmente enfocada en biofeedback, neurofeedback y electroencefalografía cuantitativa. El proveedor anuncia las siguientes características más importantes:

1. Aplicaciones de entrenamiento “infinitas”.
2. Control de artefactos en las señales.
3. Base de datos de usuarios.
4. Posibilidad de importar y exportar datos.
5. Pantallas de feedback personalizables.
6. Distintos tipos de feedback multimedia.
7. Posibilidad de uso inalámbrico.
8. Visualización en tiempo real.

1.2.2. Sistema de adquisición BioNex 8-Slot

Este es un sistema pensado para uso tanto en clínica como en laboratorio ya que cuenta con la capacidad de usar tarjetas intercambiables para sus diferentes modos de configuración. Gracias a lo anterior, este equipo puede llegar a tener hasta 32 canales de entrada sincronizados. Sus demás características serán las siguientes:

1. Dos ADC de 16 bit.
2. Opera solo con alimentación de la corriente doméstica.
3. Protección por fusible de 2A y 250V.
4. 16 canales que pueden operar sincronizados.
5. 8 canales asíncronos.
6. Capacidad máxima de 250 000 muestras por segundo por todos los canales. Entre más canales se habiliten menos capacidad de muestreo tendrán cada uno de ellos.
7. Conexión USB- B al ordenador.



Fig. 2. Sistema de adquisición BioNex 8-Slot. Recuperado de: <https://nbtld.com/products/mindware-bionex-8-slot-chassis-assembly/>

Este dispositivo utiliza un software propietario, llamado BioLab [8] [9], que puede adaptarse a cada propuesta de hardware que se ofrezca al cliente. Al revisar la publicidad que ofrecen, podemos identificar las siguientes características:

1. Interfaz gráfica con un diseño anticuado.
2. Posibilidad de leer diversas señales depende de la versión o sección del software que se considere.
3. Parece poco intuitivo debido a la gran cantidad de botones y a que no presentan un diseño diferenciador entre sí.
4. Posibilidad de visualizar muchas señales a la vez o una sola.
5. Posibilidad de adaptarse a todos los equipos de la marca, incluso los inalámbricos.

1.2.3. Sistema de adquisición PowerLabC

Este es un dispositivo pensado para la investigación, pero que también ha sido usado en la clínica debido a su practicidad e interfaz que resulta ideal para adaptarse a cualquier escenario de experimentos. Para poder cumplir con las exigencias de cualquier investigador o profesional de la salud este equipo cuenta con una interfaz modular, por lo que será necesario adquirir los complementos para sacarle el provecho a este sistema. La C en el nombre se debe a que la interfaz para la comunicación usa USB-C. Este es un estándar que cada día más equipos están usando, como lo son las computadoras, teléfonos celulares, tabletas, cargadores de diferentes clases, controles, entre otros. Debido a lo anterior y a su software amigable, que incluye rutinas de filtrado muy específicas, una latencia mínima y una sincronización casi inmediata entre señales paralelas, este equipo se ha posicionado como una opción muy confiable en áreas como la investigación, la adquisición de bioseñales, el biofeedback y el neurofeedback. Algunas de sus características más importantes son:

1. Capacidad para procesar hasta 32 canales al mismo tiempo.
2. Soporta entradas desde ± 20 mV hasta ± 10 V.
3. Resolución máxima de 625 nV.
4. Convertidores ADC de 16- bit.
5. Capacidad de hasta 100 000 muestras por segundo.
6. Alimentación necesaria de 5-15 V con un consumo de 15 W.



Fig. 3. Equipo de adquisición PowerLab C. Recuperada de: <https://www.adinstruments.com/products/powerlab/c>

Este equipo utiliza el software LabChart 8 o LabChart Lightning que es una versión más actualizada. Ambos son desarrollados por ADInstruments y ofrecen las siguientes características (además de otras diferencias específicas y sutiles entre ambos programas):

1. Posibilidad de exportar datos.
2. Obtener variables en tiempo real de diversos sensores.
3. Atenuación de artefactos.
4. Añadir comentarios para hacer notas sobre la amplitud del estímulo ejercido al individuo.
5. Análisis estadísticos de cada señal.
6. Generación en gráficas en tiempo real y para reportes.
7. Cálculos en tiempo real de variables complejas como la presión arterial.
8. Requiere de una licencia renovable.

1.2.4. Sistema de adquisición ProComp Infiniti

Este sistema está diseñado para su uso en entornos clínicos, por lo que se destaca por su tamaño portátil y la capacidad de adquirir varias señales de forma simultánea. Además, este equipo sirvió de referencia para poder hacer el planteamiento del trabajo e identificar las necesidades y sus principales características son:

1. 8 canales de adquisición.
2. 2 canales capaces de adquirir 2048 muestras por segundo y 6 a 256 por segundo.
3. Compatibilidad para usar sensores de EEG, EMG, EKG, RMS, conductancia de la piel, ritmo cardíaco, volumen sanguíneo, respiración, goniometría, fuerza y temperatura.
4. Conexión USB al computador.
5. Alimentación por baterías AA.
6. Voltaje de operación 3.6-6.5 V.
7. Tiempo de operación con alimentación de baterías: 30 horas.
8. Suministro de voltaje para los sensores de hasta 7.26 V.
9. Requiere uso de Software: Biograph infinity.



Fig. 4. Módulo de adquisición de señales ProCom Infiniti. Recuperado de: <https://interferenciales.com.mx/products/procomp-infiniti>

El software BioGraph Infiniti [10] cuenta con las siguientes características:

1. Licencia de costo elevado (950 dólares).
2. 43 pantallas prediseñadas y posibilidad de hacer desarrollo de aplicaciones internas para usuarios expertos.
3. Utilizado en biofeedback, EEG, Neurofeedback y todo tipo de registros fisiológicos manejados por la marca.
4. Interfaz intuitiva y altamente adaptable.
5. Gráficos 3D mejorados.
6. Exportación de reportes con análisis.

1.2.5. Sistema de adquisición MP160 SYSTEM

Este producto especializado comúnmente está pensado para la investigación, además el sistema de adquisición normalmente se usa en laboratorio donde la precisión de las mediciones cobra una mayor importancia, así como la tasa de muestreo se suele poner rangos más elevados en comparación con los que se acostumbra a ver en la clínica.

Este sistema de adquisición es modular, por lo que además del propio sistema se tiene que considerar un sistema de amplificado específico si es que el sensor en uso lo requiere, por lo que el precio medio del sistema se eleva bastante entre sensores y complementos. Sus características básicas son:

1. 16 canales de adquisición.
2. Módulos y sensores para medir EGG, registros con microelectrodos, presión sanguínea, bioimpedancia entre otros.
3. Rutinas preprogramadas para análisis de ECG, HRV, EEG, EMG entre otras.
4. Tasas de muestreo de hasta 400 000 muestras por segundo en cada uno de los canales.
5. Conexión vía ethernet de hasta 10 Mbit por segundo.
6. Resolución de 16 Bits.
7. Salida de tensión de $\pm 10V$.
8. Soporta conexiones de hasta 100 m de distancia vía cable ethernet.
9. Recepción de señales vía alámbrica e inalámbrica.



Fig. 5. Sistema de adquisición de señales MP160. Recuperado de: <https://www.biopac.com/wp-content/uploads/MP160-Systems.pdf>

Este equipo utiliza el software Acqknowledge [11], que entre sus características principales cuenta con:

1. Interfaz que solo utiliza menús y listas de selección para realizar adquisiciones de datos complejos.
2. Herramientas de análisis online y offline.
3. Diferentes posibilidades de graficar o mostrar resultados en tiempo real.
4. Adaptable a más de 40 sistemas de investigación, neuromarketing y aplicaciones comerciales.
5. Compatible con formatos de datos usados por otros fabricantes, es decir, pueden utilizarse equipos de hardware de otra compañía.
6. Diseño de interfaz anticuado.
7. Cálculos de estadística descriptiva en tiempo real.
8. Solo funciona en el sistema operativo Windows.

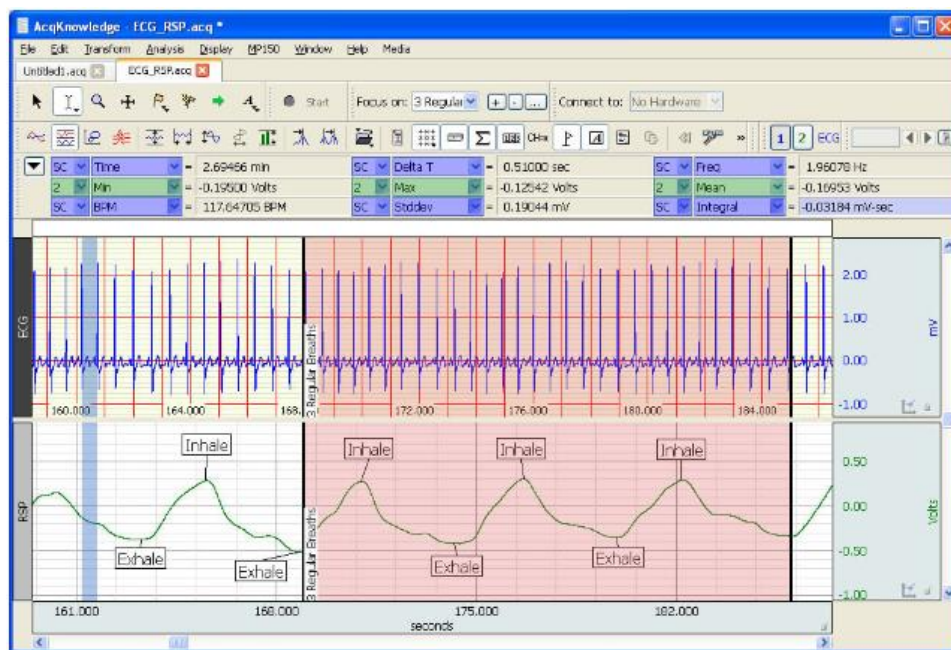


Fig. 6. Interfaz del software Acqknowledge. Recuperado de: <https://www.biopac.com/product/acqknowledge-software/#product-tabs>

Además de las marcas especializadas mencionadas con anterioridad, existen marcas más conocidas como GE (Datex Ohmeda S/5) y Philips (ALS monitor/desfibrilador) que cuentan con monitores de signos vitales los

cuales tienen entre sus capacidades guardar las lecturas de señales fisiológicas, gracias a su software propio. Sin embargo, no se han actualizado a plataformas más modernas y fueron sistemas desarrollados en Windows XP, por lo que el análisis con este tipo de sistemas es ineficiente pues no fue pensado para aplicaciones de investigación y su uso se limita a vigilancia en UCI [12].

1.3. Sistemas propuestos por la academia

Además de los productos especializados, existe la necesidad de medir variables fisiológicas en otros centros académicos alrededor del mundo. Aunque estos centros pueden tener objetivos diferentes al planteado en este proyecto, comparten un interés similar en la creación de hardware. Ejemplos de estos se pueden observar en los trabajos siguientes:

1.3.1. Sistema INSMA de Yingcheng Sun en Case Western Reserve University

Este es un sistema enfocado a la adquisición de señales fisiológicas en UCI para investigación clínica y vigilancia de pacientes [13], por lo que cumple con varios propósitos registrando señales de EEG, ECG, PPG, BP, SpO2 entre algunas otras con una resolución adecuada para su propósito. El sistema requiere de un equipo de cómputo para poder almacenar y correr los programas de análisis de las señales, pero se diseñó para no ser muy demandante con el equipo. En concreto, se prueba en un equipo con procesador Celeron Dual Core y 2 GB de RAM, especificaciones de un equipo de cómputo con varios años en el mercado. Esta prueba le asegura ser compatible con hardware de baja exigencia lo que brinda compatibilidad con gran variedad de dispositivos.

En lo referente a las capacidades de procesamiento lograron tener hasta 500 muestras por segundo en las señales ECG y entre 125 y 62.5 muestras en las demás señales. El sistema se diseñó empleando 3 módulos, uno de adquisición, uno de procesamiento y uno último de visualización de la información, sin embargo, no cuenta con capacidades para funcionar inalámbricamente y mucho menos de forma portátil.

1.3.2. Influencia de videojuegos de acción en los cambios fisiológicos en sujetos sanos, por: Palacios Pérez de la universidad de las fuerzas armadas de Ecuador.

Este ejemplo difiere completamente de todas las demás propuestas, ya que su objetivo no está relacionado con la investigación o el monitoreo clínico. A pesar de esto, el enfoque de este ejemplo está relacionado con el del trabajo actual debido a las mediciones que se realizan. Se buscaba analizar la respuesta fisiológica que causaba un episodio de estrés provocado por cierto videojuego y para ello usaron una serie de sensores y wearables junto a tarjetas de adquisición Arduino nano [14] como se muestra en el Anexo 1.

Las características que se mencionan permitieron mediciones de SpO2, FC, EOG, ECG y GSR, así como las variables ambientales del entorno como la humedad, temperatura, luz ambiental, sonido y presión. Este trabajo usa muchos tipos de comunicación para adquirir datos como comunicación serial, I2C, Bluetooth y WiFi, pero no hace un análisis en tiempo real debido a los múltiples retrasos provocados por las entradas simultáneas de diversos dispositivos.

Con los ejemplos mencionados en los últimos párrafos se identifican un par de cuestiones: en el mercado existen y han existido varias opciones para medir las variables fisiológicas, no siempre con los mismos propósitos, pero si para cumplir una función semejante. La necesidad de un solo instrumento que procese todas

las señales en vez de uno específico para cada señal es un hecho y la versatilidad que tengan estos equipos para colocarse o manejarse son una prioridad para las empresas que comercializan esta clase de equipos. La alternativa propuesta, comparada con las comerciales, presenta inconvenientes como una menor capacidad en los ADC, pero su conectividad, practicidad en tamaño y capacidades de crecer con más variedad de sensores es una nueva opción para la comunidad académica.

1.4. Propuesta

Para poder satisfacer las necesidades reales de profesionales de la psicología, específicamente la de medir variables fisiológicas para la detección y análisis de un episodio de estrés, se propone un sistema con las siguientes características generales:

- Sistema de hardware de dimensiones contenidas.
- Sistema modular con el uso de sensores comerciales.
- Conectores y puertos resistentes y confiables.
- Conexión a un ordenador a través de cable USB A.
- Interfaz de software con las siguientes funciones:
 - Generar perfiles de estudio con diferentes nombres, parámetros, fases e intervalos de tiempo.
 - Mostrar en pantalla en tiempo real las señales utilizadas durante la grabación de un estudio.
 - Almacenamiento a largo plazo de la información de los pacientes, aplicadores, perfiles y estudios grabados.
 - Generación de reportes en Excel con los datos grabados durante un estudio, así como un pequeño análisis de estadística descriptiva de los mismos.

En el capítulo 3 se explicarán con más detalle cuáles fueron las metodologías utilizadas para identificar los requerimientos, así como el análisis de necesidad realizado para proponer estas características.

Capítulo 2. Antecedentes

Los avances tecnológicos han democratizado el acceso a instrumentos de medición de variables fisiológicas, como los termómetros y baumanómetros, haciendo que la población en general esté más familiarizada con su uso diario. Sin embargo, la comprensión profunda de cómo se obtienen, interpretan y utilizan estos valores sigue siendo un desafío para la mayoría. En el contexto de la ingeniería y la investigación, es fundamental no solo conocer las variables fisiológicas y su evolución tecnológica, sino también comprender cómo se evalúan para aplicarlo en el diseño y desarrollo de sistemas médicos y de investigación. En este capítulo, se exploran con detalle cuáles son las variables de interés para el proyecto, cómo se relacionan con el estrés y cuáles son los métodos que se utilizan para su adquisición y procesamiento, así como su justificación clínica y algunos datos relevantes sobre cómo han evolucionado históricamente estas mediciones hasta llegar al día de hoy.

2.1. Definición y consecuencias del estrés

El estrés, según la OIT, es un problema que afecta a gran parte de la población a nivel global y sigue en aumento desde los años 90 por diversas razones. Entre ellas destacan la delgada línea entre el ámbito personal y laboral, originada por los medios de comunicación instantáneos, que destruyen sistemáticamente la privacidad de los trabajadores y estudiantes en entornos donde no deberían mezclarse sus actividades académicas o laborales. También se menciona la alta competencia en el ámbito laboral, con hincapié en las elevadas expectativas de rendimiento y conocimientos, así como las jornadas excesivamente largas que perjudican el espacio laboral y personal. Por último, se consideran las crisis económicas, la inflación y el estancamiento de los sueldos como factores contribuyentes al aumento del estrés [15].

En lo referente a la definición no se tiene una lo suficientemente clara, pues dependiendo del autor, interpretación o enfoque desde el que se aborda el problema, existen definiciones con gran discrepancia. Sin embargo, de forma general se acepta que es una respuesta física o mental que un individuo presenta ante el estímulo de un estresor que supera las capacidades del individuo para afrontarlo [16], y a su vez se puede clasificar en varios tipos [17] según trece criterios:

Tabla 1. Criterios de clasificación del estrés. [17]

Criterio	Ejemplos
Momento en que actúan.	Remotos, recientes, actuales, futuros.
Periodos en que actúan.	Muy breves, breves, prolongados, crónicos.
La repetición del tema traumático.	Único o reiterado.
La cantidad en que se presentan.	Únicos o múltiples.
La intensidad de impacto.	Micro estresores, estrés cotidiano, moderado, intenso y de gran intensidad.
La naturaleza del agente.	Físicos, químicos, fisiológicos, intelectuales, psicosociales.
La magnitud social.	Microsocial o macrosocial.
El tema traumático.	Sexual, marital, familiar, ocupacional.
La realidad del estímulo.	Real, representado, imaginario.
La localización de la demanda.	Ambiental, endógena o intrapsíquica.
Sus relaciones intrapsíquicas.	Sinergia positiva, sinergia negativa, antagonismo, ambivalencia.
Los efectos sobre la salud.	Positivo, negativo.

La fórmula diátesis / estrés.	Factor formativo o casual de la enfermedad, factor mixto, factor precipitante o desencadenante de la enfermedad.
-------------------------------	--

Así como las causas del estrés son diversas, lo son sus consecuencias y síntomas. Los últimos se clasifican de la siguiente manera:

- Emocionales: Ansiedad, miedo, irritabilidad, mal humor, frustración, agotamiento, inseguridad, desmotivación, intolerancia.
- Conductivas: Disminución de productividad, tendencia a consumo de sustancias que alteran el estado de conciencia, risa nerviosa, dificultad para el habla.
- Cognitivos: Dificultad para la concentración, confusión, olvidos, reducción de la capacidad resolutive y de aprendizaje.
- Fisiológicos: Músculos contraídos, problemas de espalda y/o cuello, malestar estomacal, fatiga, infecciones, presión sanguínea elevada, respiración agitada, deterioro de la memoria y problemas del sueño.

Los síntomas que se mencionan no se presentan siempre ni con la misma severidad todas las veces, pero se pueden tomar como una señal de alerta para percatarnos de esta enfermedad tan presente en México [16].

La generación de cortisol en el cuerpo se da como respuesta inmediata a un escenario de estrés, por ello, una de las formas más usadas para poder medir los niveles de estrés en un individuo es la medición de cortisol en la saliva ya que es un método no invasivo [18]. Por otro lado, el cortisol es uno de los desencadenantes de la respuesta del sistema nervioso autónomo, brindando la posibilidad de medir distintas variables fisiológicas que de forma indirecta se activan, haciendo evidente la elevación del estrés en el individuo. Las variables que se buscan analizar para este trabajo son:

- Frecuencia cardíaca.
- Frecuencia respiratoria.
- Oxigenación en sangre.
- Temperatura distal.
- Respuesta galvánica de la piel.
- Electromiografía.

Cabe destacar que los valores observados en cada una de estas variables fisiológicas no siempre se encontrarán dentro del mismo rango, pues dependerá del grupo poblacional al que pertenezca el sujeto de estudio y si posee alguna condición mental, comorbilidad u otra afectación que pueda alterar los valores “normales” y rangos convencionales de medición para ese individuo.

Una de las ramas más importantes del análisis del estrés es la psicología ocupacional. En esta rama, se usa un análisis económico donde se evidencia que un trabajador con altos niveles de estrés se vuelve improductivo, además que el estrés puede llegar a ser contagioso [19], lo que provoca un incremento de los casos en un lugar de trabajo significando una pérdida de productividad y, por tanto, de ingresos, para los empleadores.

La psiconeuroinmunología es otra disciplina donde se encontró una relación entre el sistema nervioso central, el sistema endocrino y el sistema inmune [20]. La producción de cortisol en dosis continuas provoca elevación en los niveles de insulina en sangre que genera una disminución en la liberación de interleucinas e

interferones deprimiendo el sistema inmune y haciendo a las personas más susceptibles a enfermedades infecciosas.

Hasta ahora se han mencionado algunas consecuencias directas que tiene el estrés crónico en las personas, pero también hay consecuencias a nivel sistémico como nos puede mostrar la APA [5]. Algunos de los sistemas afectados son:

- Sistema musculoesquelético

Cuando el cuerpo se somete a cargas de estrés, una de las respuestas que se desencadena es la musculoesquelética, en forma de tensión en varios de los músculos del cuerpo. Estos pueden variar, pero un ejemplo es que, cuando se somete a estrés laboral, suele acumularse tensión en los músculos de la espalda baja y las extremidades superiores. En el caso de las migrañas y los dolores de cabeza se suele acompañar de tensión en los músculos del cuello, hombros y cabeza. Esto es un problema de salud a nivel global actualmente pues resulta en episodios crónicos de dolor que merman la calidad de vida de un sinnúmero de personas.

- Aparato respiratorio

El proceso respiratorio sufre alteraciones tanto por emociones positivas como negativas. Estos efectos se presentan en forma de respiraciones más cortas y rápidas, que para una persona normal no deberían suponer un problema, pero para una persona que padezca de enfermedades respiratorias pueden ser perjudiciales. En situaciones como la pérdida de un familiar o ser querido se han llegado a reportar casos de asma por estrés. Otro ejemplo de una situación perjudicial son los episodios de hiperventilación que en personas que no saben manejar el estrés pueden ocasionar ataques de pánico.

- Sistema cardiovascular

El sistema compuesto por venas, arterias y corazón es uno de los que más sufren consecuencias después de un episodio de estrés y más cuando estos episodios son continuos. La manifestación del estrés en este sistema se puede observar con la medición de ritmo cardíaco y presión sanguínea, variables que son alteradas por la liberación de hormonas como la adrenalina, noradrenalina y cortisol. Las dos primeras en particular cumplen con la función de elaborar la actividad muscular del corazón lo que nos brinda una mayor irrigación de sangre y por consiguiente oxígeno y nutrientes a diversos órganos del cuerpo humano; todo como una respuesta de supervivencia. Sin embargo, una prolongada activación de este tipo de hormonas en el cuerpo humano ocasiona una predisposición a enfermedades cardíacas como hipertensión y riesgo de infartos.

- Aparato endocrino

En lo referente a este sistema podemos decir que el eje HPA es el principal conductor de la respuesta al estrés del sistema endocrino ya que se encarga de desencadenar la producción de hormonas esteroideas conocidas como glucocorticoides, entre los cuales se encuentra el cortisol, conocida como la hormona del estrés.

Como se mencionó, la producción de cortisol por parte de las glándulas suprarrenales se ve acelerada en escenarios de mucho estrés, pero también se da de manera normal para poder regular la movilización de energía en el cuerpo (en particular de glucosa y ácidos grasos del hígado) con el propósito de satisfacer la demanda de tareas que pueda tener una persona en cierto momento. Sin embargo, estas hormonas también tienen un papel importante en la regulación del sistema inmune para reducir procesos inflamatorios. Es por ello que una sobre

producción de estas sustancias a largo plazo ocasiona fatiga crónica, desórdenes metabólicos (obesidad y diabetes), depresión y desórdenes del sistema inmune.

- Aparato digestivo

En este sistema al igual que en el SN se encuentra un muy alto número de neuronas, mismas que tienen una alta comunicación con el cerebro, por lo que las alteraciones en el SN pueden afectar de manera directa al sistema gastrointestinal. Durante los episodios de estrés, las consecuencias se ven principalmente en 3 signos, acidez y reflujo en el esófago, el estómago puede presentar dolor, náuseas, inflamación y en casos graves vómito, y por último los intestinos pueden presentar espasmos y cambios en el ritmo de funcionamiento trayendo consigo dolores, diarrea o estreñimiento. En los casos de estrés crónico se puede ver un desorden en la flora intestinal que puede dar el paso a infecciones ocasionadas por la migración de la biota natural de esta zona a otras partes del cuerpo.

- Sistema nervioso

Cuando se habla de las consecuencias del estrés en el sistema nervioso, es adecuado separarlo en dos; el sistema nervioso autónomo y el somático. El autónomo es el que se encarga de dar respuestas a los estresores a los que una persona se ve sometido. El SNS se encargará de dar una respuesta "luchar o huir" en eventos en los que por alguna razón se interprete que la integridad de la persona es puesta en peligro, así que el SNS se encarga de liberar sustancias como epinefrina, adrenalina y cortisol las cuales: aceleran el FC y FR dilatando las arterias de las extremidades, alteran procesos digestivos e incrementan los niveles de azúcar en sangre para poder lidiar con las exigencias de supervivencia que se presenten en ese momento. Por otro lado, el PNS se encarga de devolver las funciones fisiológicas al estado previo a la recepción del estresor. Este sistema suele funcionar bien, pero en los casos de estrés crónico trae consecuencias graves hacia el organismo de las personas como ya se explicó en los diferentes sistemas. Un mal manejo del estrés puede ser un desencadenante para enfermedades crónico-degenerativas.

2.2. Efectos del estrés en variables fisiológicas

2.2.1. Afectación de la frecuencia cardíaca

La FC se define como los ciclos cardíacos por minuto y es un indicador de la actividad de bombeo sanguíneo del corazón, necesario para la irrigación sanguínea de todo el cuerpo humano. Estos movimientos están regulados por los componentes simpáticos y parasimpáticos del sistema nervioso. La función característica del SNS es reaccionar con una respuesta rápida a situaciones inesperadas y estímulos de estrés, por lo que, al activarse, la FC y la presión arterial se incrementan. [21]. Por otro lado, la respuesta parasimpática brinda un estado de relajación que se requiere como consecuencia del estado alterado, para disminuir la FC y la presión arterial y así compensar el esfuerzo realizado por el sistema. Esta compensación entre ambas respuestas forma parte del SNA y los rangos de referencia para esta variable oscilan entre los 60-100 ciclos por minuto, sin embargo, variará en dependencia de las características particulares del paciente como, edad, condición física, enfermedades cardíacas o desórdenes del miedo.

También se ha destacado la función del SNS al liberar hormonas esteroideas que propician una sobreactividad en el sistema cardiovascular con el fin de alimentar de oxígeno y energía a órganos que el cuerpo humano considera esenciales para la supervivencia del individuo. Además de lo que se ha destacado, es

importante observar que la FC es una de las medidas más importantes para identificación y diagnóstico de enfermedades relacionadas al estrés como ansiedad y depresión. Looser [22] identificó que una baja HRV está asociada con una respuesta al estrés deficiente y Chesnut M. [23] identificó que esta es una variable cuyo análisis por sí solo no es capaz de dar fe a un diagnóstico de enfermedades mentales relacionadas con el estrés, pese a que se realice un buen procesamiento y análisis, esta tarea resulta con solo un acierto del 40% por lo que Chesnut M. recomienda incluir otras señales como los son el GSR y análisis de cortisol si se quieren obtener resultados clínicos analizando la FC.

2.2.2. Afectación de la frecuencia respiratoria

La respiración, uno de los procesos esenciales para la vida, se ve afectada por diversas situaciones. En el cuerpo humano, se regula por el SNA y se origina con 2 movimientos; la inhalación y la exhalación. En el primero, los músculos intercostales ubicados en el tórax realizan una elevación del diafragma, provocando un cambio de presiones en el pulmón permitiendo la entrada de aire al SR y originando un intercambio gaseoso a nivel capilar gracias a la estructura de los pulmones [24]. Subsecuentemente, tiene lugar la exhalación que se efectúa relajando los músculos usados en la inhalación, lo que provoca una disminución en el volumen pulmonar trayendo consigo la expulsión de gases del SR. El ciclo de estos dos movimientos se conoce como respiración. La cantidad de estos ciclos por minuto lleva el nombre de FR y oscila entre los 10 y 12 ciclos por minuto.

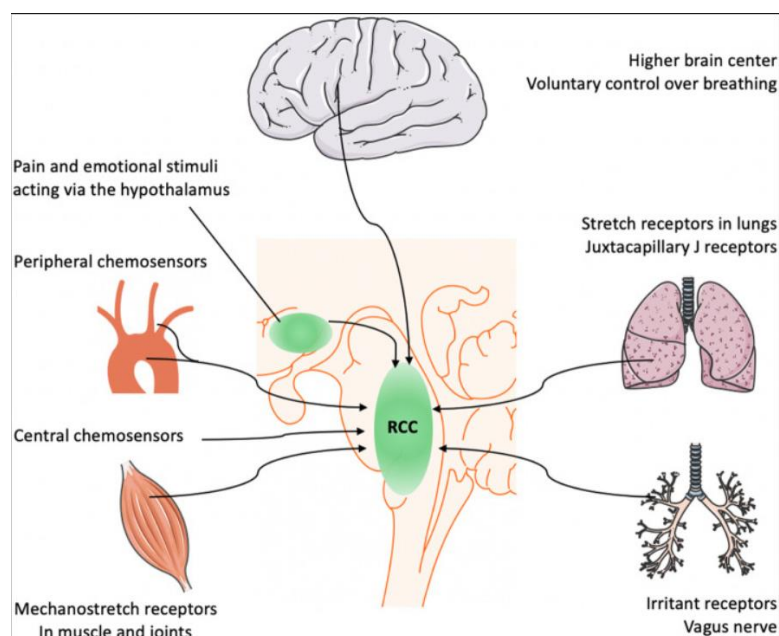


Fig. 7. Estimulación nerviosa durante el ciclo de respiración [25]

La FR puede verse afectada tanto por emociones negativas como positivas [26], por ello es interesante resaltar que emociones contrarias como la euforia y la desesperación pueden tener un mismo efecto en esta señal fisiológica. Sin embargo, para el desarrollo de este trabajo se requiere más enfoque en la variabilidad de esta medición cuando se somete a una carga de estrés, usando un procedimiento estandarizado, como lo son las baterías de prueba para estrés. De acuerdo con R. Wuyts aplicando las pruebas de exposición al estrés, la FR puede elevar su media en ciertos casos; en general hay una tendencia a registrar un incremento en esta variable [27]. En adición, se observa que después de finalizar la actividad, si se realizan ejercicios que requieran relajación de parte del usuario, como yoga, respiraciones profundas, proyección de imágenes agradables o

escucha de música con un compás lento, se logra una disminución de FR, pero esta medición suele mantenerse por arriba de la línea base antes de las primeras pruebas, con las debidas excepciones, pero de forma general es un comportamiento que se puede observar de manera recurrente.

2.2.3. Afectación de la saturación de oxígeno en sangre

Durante el ciclo respiratorio se realiza un intercambio gaseoso con la finalidad de proveer O_2 a los eritrocitos en sangre encargados de transportar este elemento a los demás órganos del cuerpo humano por medio del aparato circulatorio [25]. Por tanto, la sangre puede considerarse un indicador de la oxigenación de los órganos en una persona. El valor de oxigenación en sangre se incrementa en situaciones de estrés, pues al ocasionar esta una respuesta de supervivencia, el SNA incrementa el FR aumentando la cantidad de oxígeno transportado a los órganos vitales para poder asegurar una buena capacidad de respuesta del individuo. La medición de la variable se pondera con un porcentaje para indicar la proporción de eritrocitos que llevan O_2 con respecto a un total de ellos. Los valores de referencia para esta medición suelen estar arriba del 90%. Por debajo de esta cantidad, se considera anormal e incluso un indicador de riesgo.

La medición de la concentración de oxígeno en sangre puede identificarse como SpO₂ o como SaO₂. Ambas reflejan el mismo valor, pero el modo de obtenerlas es diferente; el primero es obtenido a través de un oxímetro de pulso, mientras que el segundo se obtiene a través de una gasometría. El SpO₂ tomó aún más relevancia después de la pandemia de SARS- Cov2 pues se usaba como un biomarcador importante en la detección, se obtiene de forma no invasiva y sumado a la accesibilidad del equipo para realizar esta medición lo convirtieron en un criterio de evaluación muy recurrido. Por otro lado, la relación de esta característica fisiológica con fenómenos como la respuesta "fight or flight" al acelerar el ritmo cardiaco, la vasodilatación en las extremidades y la respiración acelerada, genera la hipótesis de poder tomar esta medida para obtener datos relevantes sobre la respuesta al estrés en el cuerpo humano.

De acuerdo con estudios publicados por Bhavani [28] es posible detectar estados de estrés mediante esta técnica e incluso identificar el tipo de estrés, como lo son mental, emocional o cognitivo. Se realizó un registro de datos a lo largo de un día entero con una frecuencia de muestreo de 1 Hz en múltiples sujetos de estudio. Al final se analizaron los datos y estimó la densidad de mediciones de acuerdo con cada clasificación de estrés identificada (ver Figura 9). Si bien no puede utilizarse la concentración de oxígeno en sangre como uno de los valores más representativos de estrés en una medición a corto plazo, puede ser una variable de interés en este tipo de análisis.

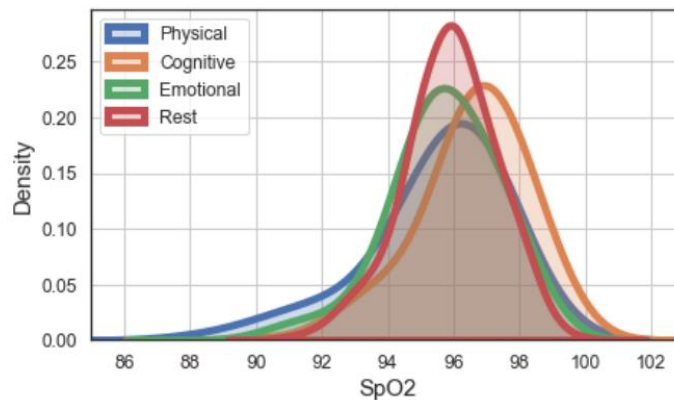


Fig. 8. Estudio de densidad de respuesta al estrés de Bhavani [28]

2.2.4. Alteración de la temperatura

La temperatura corporal en los seres humanos suele rondar entre los 36.5 °C y los 37.5 °C. Si llega a tener grandes variaciones, puede ser causa o consecuencia de graves problemas de salud. Es por ello que la capacidad de homeostasis del cuerpo humano actúa en respuesta a los cambios que puedan alterar la temperatura central del individuo. Por otro lado, la temperatura en las extremidades tiene un rango mucho más grande de tolerancia, pues la piel al estar expuesta a factores externos como la radiación solar, temperatura ambiental, viento, sudor y humedad por mencionar algunos, tiende a cambiar constantemente su valor.

La homeostasis es la encargada de regular las alteraciones en las periferias del cuerpo, sin embargo, tiene como principal objetivo asegurar que en el interior se mantenga una temperatura invariable. Dicho lo anterior, las variaciones de temperatura distal (periférica) son las más apropiadas para obtener información de interés por su mayor rango de valores y reactividad a estímulos. Además, se ha demostrado que al compararla con la temperatura central es fácil evidenciar alteraciones cuando se somete el cuerpo a situaciones estresantes [29].

Existe la evidencia de que cambios en las emociones, en especial debido a situaciones o entornos con mucho estrés, se pueden ligar a cambios en la temperatura corporal de las personas [30], como respuesta del SNA. Pero también se aclara que esto va a diferir debido a diversos factores. Las variaciones incontrolables del medio son los principales generadores de artefactos, mientras que el sexo, el área muestreada y la edad son las variables más controlables al momento de escoger la población a analizar.

Con los resultados de [31], se puede afirmar que existen casos en los que las variaciones son apenas visibles, pero es relevante mencionar, por ejemplo, los dedos, ya que, durante carga de estrés de una alteración emocional, la temperatura de la punta y las yemas disminuye. Otro caso en el que se identificó un cambio a la baja fue en la muñeca de los examinados. En este estudio, también se identificaron zonas donde la temperatura puede aumentar, como el brazo superior y las mejillas; este último caso es aplicable únicamente a los hombres, ya que las mujeres no presentaron un cambio significativo en esta medición.

2.2.5. Alteración de la respuesta galvánica

El estudio de GSR consiste en estimular a un individuo con escenarios que lo pongan en una situación de estrés ocasionando la sudoración en las manos, siendo esta una de las primeras respuestas en aparecer. Este fenómeno es aprovechado para medir la resistencia eléctrica presente entre 2 dedos de la mano y registrar las alteraciones que tenga esta debido a los efectos fisiológicos del estímulo. Abordando el mismo principio de párrafos anteriores, se sabe que el SNA desencadena varias respuestas fisiológicas, entre las cuales se puede destacar una respuesta en las glándulas sudoríparas. De manera concreta se sabe que la respuesta del SNA al activar las glándulas sudoríparas provoca un incremento en la conductancia de la piel debido a los electrolitos presentes en el sudor [32]. Por otro lado, la medición de conductividad puede variar debido a dos factores principales: las diferentes sustancias presentes en la piel, como el sudor, y la actividad eléctrica muscular en esa zona. Para el estudio, se decidió considerar únicamente las alteraciones debidas a las secreciones de la piel, ya que estas variaciones suelen ser significativamente superiores que las causadas por la actividad eléctrica muscular. Esta elección se basa en la necesidad de aislar y estudiar con mayor precisión los efectos del estrés en la respuesta fisiológica de la piel. [33]. Adicionalmente, hay evidencia de que ejercicios de relajación como el escuchar música relajante o practicar la respiración del yoga logran disminuir al GSR [34].

El análisis de esta variable de medición no solo permite observar una respuesta a los estímulos estresores, también se ha usado para observar la respuesta del cuerpo humano a las terapias de relajación. Tal es el caso del trabajo presentado por Joshi y Kiran [35], en el que analizaron el comportamiento de varios estudiantes sometidos a estresores sensoriales como ruido de taladros, música con compás apresurado, ruido de tráfico y se compararon los valores medidos con los de un grupo control y otros grupos donde se practicaron técnicas de relajación como respiraciones de yoga, escuchar cánticos budistas y escuchar música de flauta. Con los datos adquiridos se pudo concluir que la recuperación de un episodio de estrés es mucho más efectiva cuando se practica alguna técnica de relajación, facilitando la recuperación del estado de relajación en comparación a si solo se elimina el estresor.

2.2.6. Alteración de la electromiografía

La señal de EMG describe la activación de las fibras musculares al recibir un estímulo eléctrico originado en el sistema nervioso. Los estudios donde se recurre a esta señal normalmente se complementan con uno de conductividad de los nervios y en la clínica suele estudiarse mediante el uso de electrodos de aguja para identificar con más precisión la señal de cada fibra muscular. Pese a la funcionalidad de las agujas subdérmicas para funcionar como electrodos, tienen una baja tasa de uso en clínica e investigación, debido a que usan una medición indirecta de la capacidad conductiva de las fibras musculares y el ineludible hecho de que son un método sumamente invasivo [36], además que suelen dejar secuelas temporales en los sujetos de estudio. Otro problema de la técnica con aguja es que requiere de un músculo lo suficientemente grande para alojar la aguja ya que músculos que estén demasiado pegados a los huesos u órganos y que tengan poca profundidad son difíciles de estudiar y más sabiendo que para poder registrar la señal es necesario que el individuo realice movimientos de contracción y relajación en el músculo objetivo.

El segundo método para hacer esta clase de estudio son los electrodos de superficie, que se colocan sobre la piel del sujeto. Comparado con el método de electrodos de aguja, los de superficie resultan tener una menor precisión, ya que reciben lectura de la actividad de varias fibras musculares al mismo tiempo y no solo de una en específico, lo que trae consigo una señal con mucho más contenido y artefactos no deseados. Por

ello, es necesaria su filtrado y procesamiento [37]. No obstante, esta técnica es ampliamente usada por su naturaleza, ya que resulta más viable clínica, técnica y económicamente que el uso de una aguja subdérmica.

La EMG está fundamentada en los avances presentados por Kugelberg, Petersen, Buchthal, Guld, Gydikov, Kosarov, Pinelli, Rosenfalck, and Stalberg cuando incorporaron tubos de vacío para poder hacer un mejor análisis y procesamiento de esta señal, posteriormente usando chips de estado sólido en dichas tareas [38]. Los valores registrados para esta señal suelen estar entre los -5 mV y los 5 mV, con lo cual se refuerza la necesidad de utilizar procesos de amplificación y filtrado.

Volviendo a la interacción con el SNS, en este caso se identifica una activación involuntaria de los músculos como parte de una respuesta “lucha o huida”. Los músculos que de forma involuntaria se activan son los faciales y los de la espalda por lo que en estas zonas se espera una rápida respuesta muscular al someterse a algún estresor. Sumado a lo anterior, Wei [39] muestra que es más confiable una identificación de episodio de estrés mediante EMG que por el análisis de FR.

2.3. Tecnologías requeridas

La medición de las variables fisiológicas se puede realizar de diversas maneras, directa o indirectamente y usando una diversidad de propiedades físicas, debido a los materiales usados en los transductores y a las propiedades fisiológicas del cuerpo humano. Para cada variable se escogieron métodos específicos de acuerdo con sus características:

2.3.1. Fotopletismografía

La PPG es una técnica puramente fotoeléctrica, donde se emite una luz con características definidas a una zona específica de la piel esperando recibir por medio de la reflexión, una señal de luz con valores algo diferentes. En los últimos años se ha diseminado ampliamente en el sector médico debido a que utiliza instrumentos no invasivos, es portátil y de costo accesible. Debido a ello, en el mercado de dispositivos médicos, podemos encontrar gran número de marcas, diseños, modelos y calidades de sensores que usan esta tecnología para medir SpO_2 y frecuencia cardíaca.

Su desarrollo data de 1936 cuando dos grupos de investigadores describieron los primeros instrumentos que usarían este tipo de tecnología. El primer grupo del “Institute of Therapeutic Research” en Nueva Jersey y otro en la escuela de medicina de la universidad de Cambridge, siendo los norteamericanos los primeros en reportar mediciones en pacientes humanos usando el dispositivo en los dedos de las manos. En 1937 Alrick Hertzman, del departamento de fisiología de la universidad de medicina de St. Luis, fue el primero en publicar un artículo donde describía el uso de la PPG para medir los cambios en el volumen sanguíneo colocando el dispositivo en las yemas de los dedos. En 1940, Hertzman logró descomponer la señal en sus componentes “AC y DC” y con eso logró hacer un mejor análisis de la técnica y al mismo tiempo identificó algunos inconvenientes de esta [40].

La señal obtenida se puede dividir en 2 grandes secciones: la AC (componente pulsátil) y la DC (componente variable). La primera tiene normalmente una frecuencia fundamental que, por lo general, está alrededor de 1 Hz, pero la segunda componente es la que más contenido tiene y por lo general eclipsa a AC al

tener un comportamiento cuasiestático, ya que está relacionada con los tejidos y el volumen sanguíneo. Sin embargo, entre sus componentes puede haber información acerca de la FR, movimientos de vasos sanguíneos y termorregulación que le dan ligeros cambios a través del tiempo [41].

La componente DC está ligada al tejido sobre el que se realicen las mediciones, debido a las propiedades ópticas de los tejidos, como la dispersión, absorción, reflexión y fluorescencia [42]. Estas características se han investigado durante muchos años en diversas regiones del cuerpo, con diferentes propósitos y en diferentes escenarios. Comúnmente se someten los tejidos a diferentes fuentes de luz con una longitud de onda específica, encontrando una discrepancia considerable entre diversos autores. Se determinó que hay diversos factores que afectan estas mediciones provocando que las muestras sean irrepetibles entre ellas, por la cantidad de agua, sangre, melanina, el porcentaje de grasa [43], entre algunos otros factores que ocasionan que los autores sean incapaces de llegar a un consenso sobre las propiedades ópticas de los tejidos en el cuerpo humano, tales como la piel.

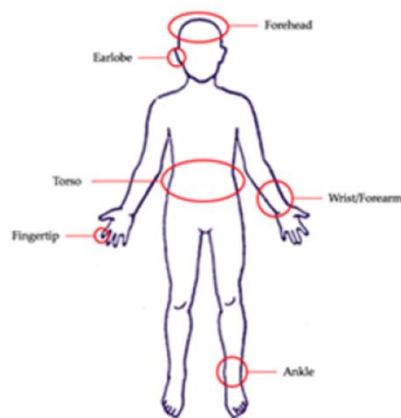


Fig. 9. Lugares donde se puede usar la técnica de PPG. [44]

Para obtener una buena medición usando PPG se evita medir en zonas donde exista mucho tejido adiposo y se prefieren lugares con fácil acceso a vasos sanguíneos superficiales. En particular cuando se usa en las yemas de los dedos es de vital importancia que las uñas no tengan esmalte para asegurar que este no bloquee el paso de la luz. Tomando en cuenta las 2 primeras consideraciones, las zonas preferidas en la clínica suelen ser los dedos de las manos, el cartílago y lóbulo del oído [44], pero existen otras zonas que se pueden llegar a usar como se describe en la anterior imagen. Adicionalmente, la fuente de iluminación que se usa tiene que estar cerca del espectro infrarrojo 0.8 a 1 μm [45] pues, como se puede observar en la siguiente figura, la literatura ha llegado a un consenso sobre que ese es el rango de absorción apropiado para realizar las mediciones.

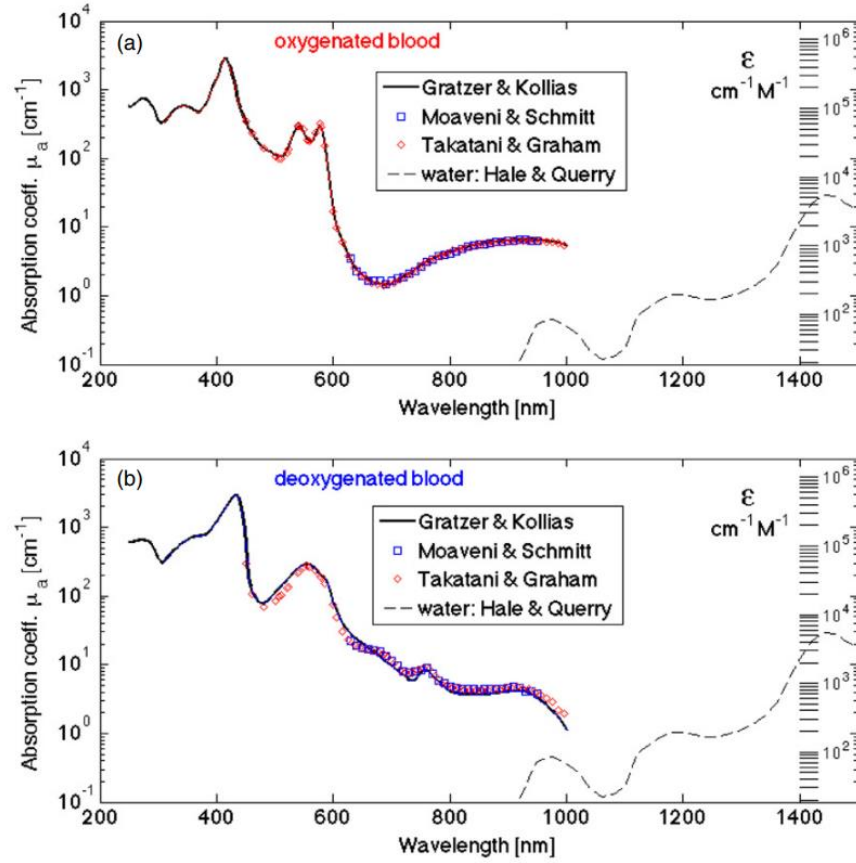


Fig. 10. Coeficiente de absorción de la sangre oxigenada y desoxigenada sometida a diferentes longitudes de onda y comparado por varios autores. [43]

Con respecto a la instrumentación necesaria, además de una fuente de luz, se requiere un fotorreceptor [46] encargado de adquirir la señal reflejada en el punto de estudio. Una vez obtenida la señal cruda, debe filtrarse para eliminar la mayor parte de artefactos sin afectar la señal y después separarla en sus componentes (AC y DC), de las que se puede extraer la información deseada siguiendo el diagrama de bloques de la siguiente ilustración.

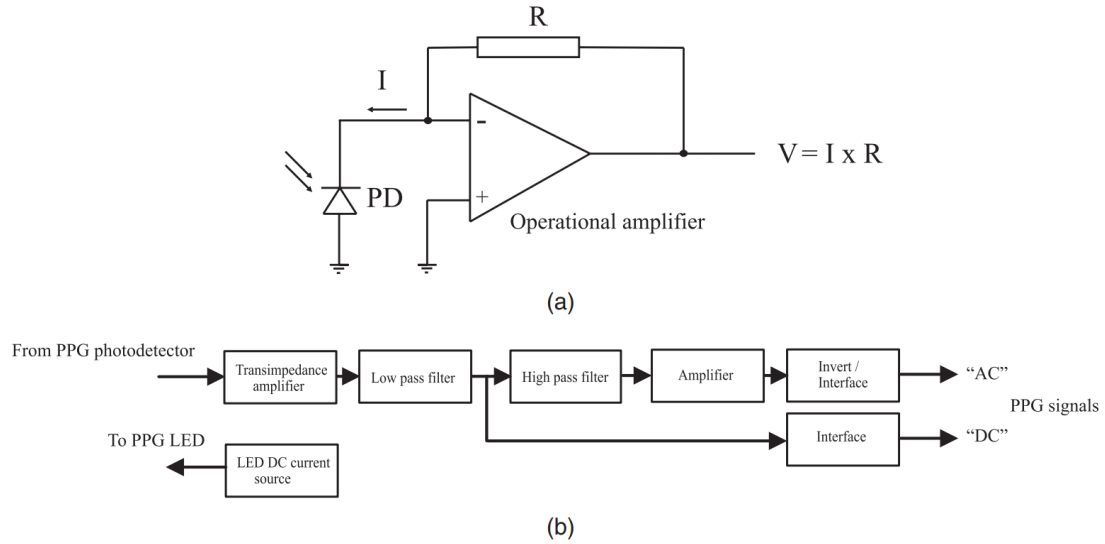


Fig. 11. Diagrama básico de bloques y esquemático de cómo se descompone la señal de PPG para su análisis. [47]

La facilidad y versatilidad de esta técnica junto a los avances tecnológicos de nuestros días; como los LEDs que permiten, con un bajo consumo energético, tener una fuente de luz con un ancho de banda definido y constante, los fotodiodos, fototransistores de tamaño reducido que permiten tener mediciones con buena sensibilidad, reproducibilidad y fiabilidad, además de chips de procesamiento que permiten realizar filtrado e interpretación de la señal en tiempo real, ha permitido que se implemente con gran facilidad en dispositivos portables como los smartwatches, donde ha tenido un gran recibimiento. Sin embargo, es importante recalcar que no todos los sensores ni diseños son igual de precisos que un equipo especializado. El problema principal con la PPG en los dispositivos portables es que la medición es fácilmente afectada por artefactos de movimiento o por factores externos como la luz del ambiente.

2.3.2. Sensores de sistema microelectromecánico

MEMS es un tipo de tecnología a microescala con piezas mecánicas capaces de reaccionar a su entorno con suficiente precisión para convertir el movimiento de sus partes mecánicas en una señal digital usando el fenómeno de la capacitancia y su relación con la diferencia de potencial para poder generar una lectura capaz de interpretarse.

La capacitancia es una característica física que define a los capacitores; componentes electrónicos con la capacidad de almacenar energía en un material dieléctrico y suministrarla a un sistema de manera muy rápida. Estos componentes constan de 3 partes, dos terminales, una por donde se suministra la energía y otra por donde se drena, y un material dieléctrico (aislante) que almacena la energía. Esta característica guarda una relación con la tensión eléctrica entre las terminales, que se puede medir en Volts además de variar en relación con la distancia entre las placas de las terminales y el tipo de material dieléctrico, como se muestra en la Figura 12 [48].

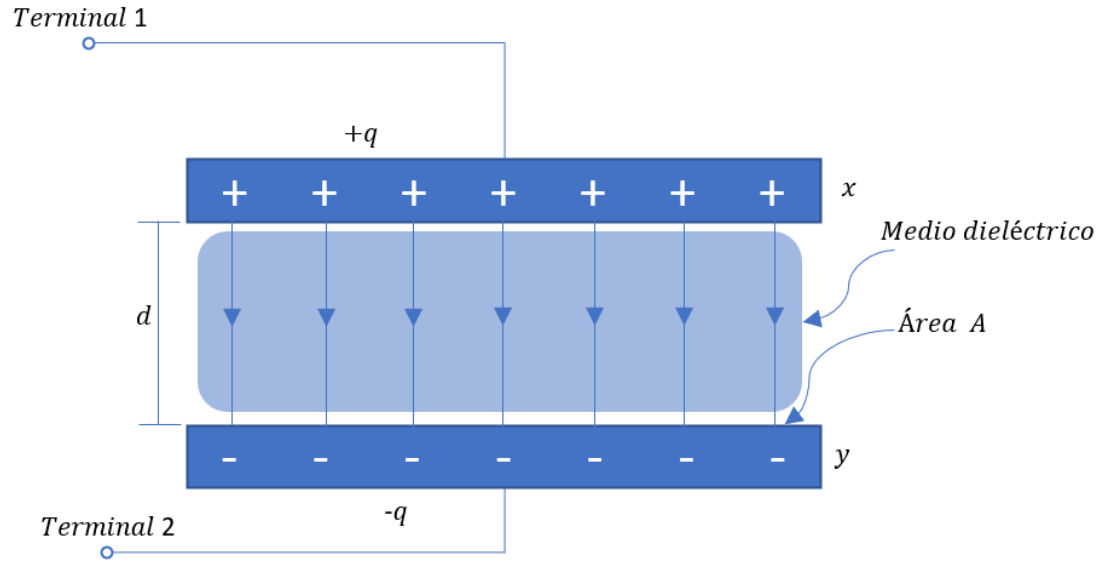


Fig. 12. Estructura básica de un capacitor. Basada del libro “Electricidad y Magnetismo” de Gabriel A. Jaramillo.

La relación entre la capacitancia y la tensión se da con:

$$V = \frac{Q}{C} \quad (1)$$

Siendo:

V : Tensión entre las terminales

Q : Carga en las placas del capacitor

C : Capacitancia del capacitor

La capacitancia se obtiene usando la siguiente expresión:

$$C = \frac{\epsilon_M A}{d} \quad (2)$$

Siendo:

A : Área de las placas

d : Distancia entre las placas

ϵ_M : Permeabilidad eléctrica del medio dieléctrico

Resultan de utilidad para este trabajo dos tipos de tecnologías que aprovechan este mecanismo: los acelerómetros MEMS y los giroscopios MEMS. Los acelerómetros constan de una estructura con diversas terminales que se encuentran suspendidas en un medio de silicón para permitir registrar movimientos en un solo eje. Este movimiento moverá las estructuras internas del transductor provocando un cambio en la capacitancia entre terminales permitiendo registrar e interpretar una señal de aceleración sobre un eje en particular como se puede observar en la Figura 13.

Para los giroscopios, el sistema que se usa cambia ligeramente pues en vez de basarse en la inercia para poder tomar una medida, usan el efecto Coriolis para poder convertir un evento de momento en una medición

de fuerza de giro. Estos sistemas constan de un arreglo de placas unidas por una lámina muy fina como se muestra en la Figura 14, que permite que se muevan libremente al ejercer fuerzas de giro sobre ellas. Esto causa una diferencia de capacitancia, que es medida por el transductor y convertida a una señal de tensión.

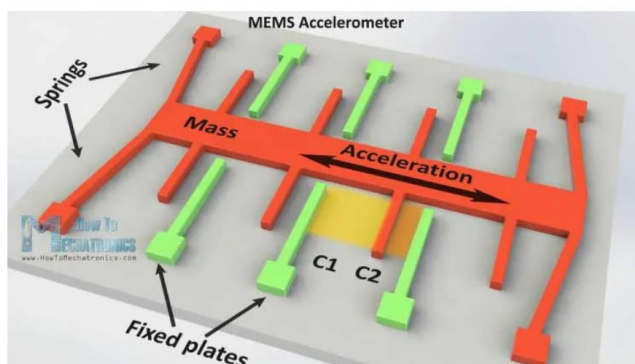


Fig. 13. Estructura de un acelerómetro MEMS. Recuperado de: <https://howtomechatronics.com/how-it-works/electrical-engineering/mems-accelerometer-gyroscope-magnetometer-arduino/>

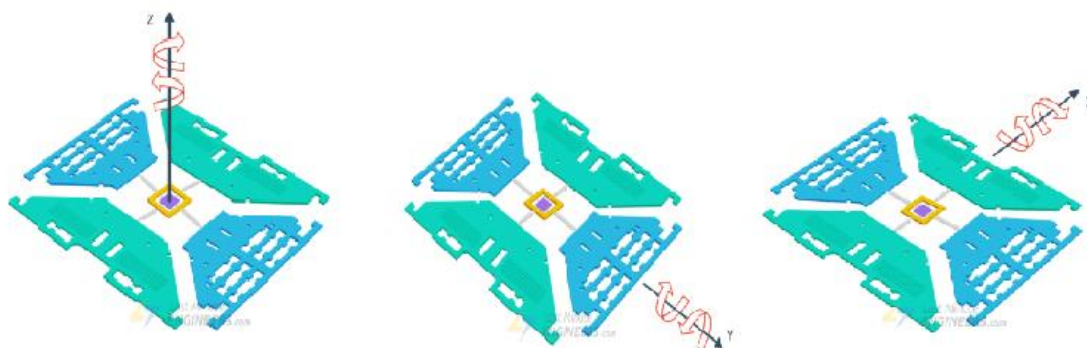


Fig. 14. Funcionamiento de un giroscopio MEMS. Recuperado de: <https://lastminuteengineers.com/mpu6050-accel-gyro-arduino-tutorial/>

2.3.3. Termistores

Estos dispositivos están basados en el comportamiento de los semiconductores como el silicio y el germanio, que al tener estructuras de enlaces covalentes a bajas temperaturas presentan un comportamiento aislante pues no es posible mover los electrones en su última capa energética, aunque se someta el material a una corriente eléctrica externa.

Pese a lo anterior, estos materiales tienen un comportamiento muy característico, ya que al incrementar la temperatura a temperatura ambiente (25°C), los electrones dentro de los átomos ganan más energía y en ocasiones pueden llegar a superar la llamada banda prohibida y acceder a la banda de conducción lo que le permite a un electrón viajar libremente por el material (generando una corriente eléctrica). De esta forma, cuando se imprime el material con corriente eléctrica, se llenan los huecos con nuevos electrones como en Figura 15, pero al mismo tiempo otros se irán desprendiendo.

Este fenómeno se da de forma equivalente a temperaturas constantes y está relacionado a la clasificación de materiales por su conductividad. En la Figura 16 se observa que la cantidad de energía requerida por un electrón para llegar a la banda de conducción es considerablemente grande para un aislante, prácticamente

inexistente para un conductor y moderada para los semiconductores. Debido a que esta característica cambia con la temperatura, es posible aprovechar este hecho para medir la temperatura de forma indirecta.

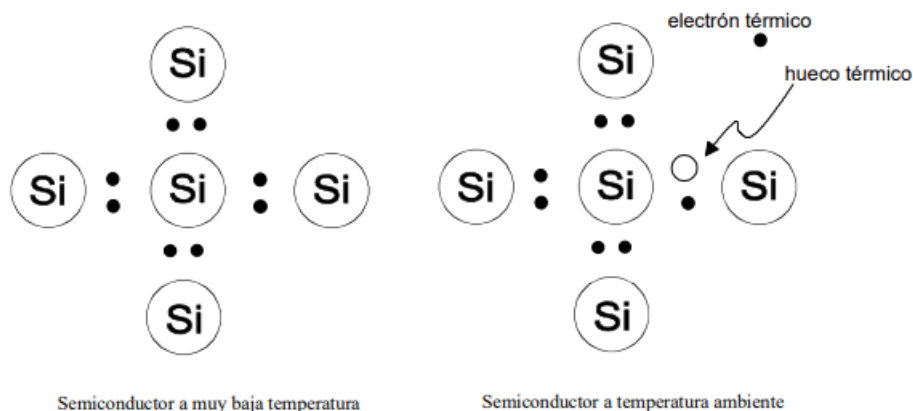


Fig. 15. Representación del comportamiento de los enlaces de un semiconductor a diferentes temperaturas. Recuperado de: <https://www.uv.es/~navasqui/Tecnologia/Tema3.pdf>

Existen 2 tipos de termistores: los PTC y los NTC. Los primeros son usualmente empleados como fusibles ya que, al incrementar su temperatura, también incrementa su resistividad, impidiendo así el flujo de corriente en un circuito. Por otra parte, los NTC son más comunes pues disminuyen su resistividad al incrementar la temperatura a la que son sometidos por lo que adquieren un rango de operación específico [49]. Debido a esto es que están presentes en una multitud de aplicaciones para medir temperaturas en sistemas integrados como son los microprocesadores, circuitos impresos, bombas de enfriamiento en automóviles u hornos de cocina por mencionar algunos ejemplos cotidianos.

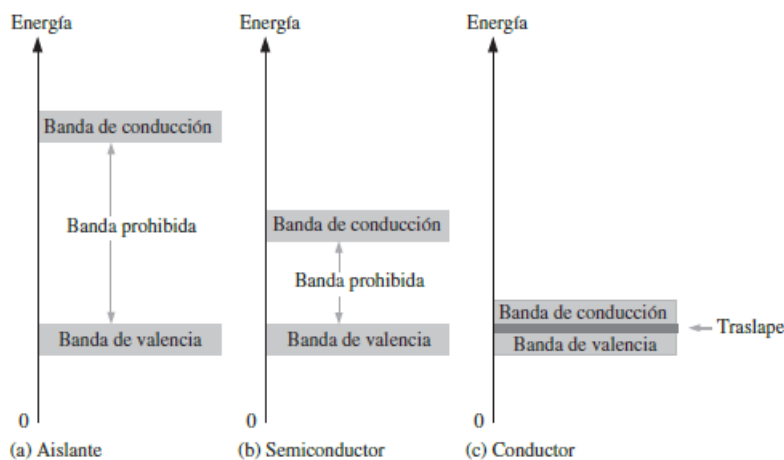


Fig. 16. Diagrama comparando energía requerida para pasar a la banda de conducción en aislantes, semiconductores y conductores. [50]

Para obtener un valor de temperatura con un termistor, hay que conocer su comportamiento bajo diferentes ambientes; sin embargo, esta tarea en realidad es bastante exhaustiva y necesita equipo especializado que controle diversas variables ambientales para caracterizarlo. Por ese motivo, se deja en manos de los fabricantes, quienes comparten una serie de constantes físicas usadas en modelos matemáticos con la capacidad de describir el comportamiento de los termistores en una curva de calentamiento, relacionando su resistencia con la

temperatura que están midiendo. Uno de los modelos más usados para calcular el valor de la temperatura, es la ecuación de Steinhart descrita a continuación:

$$\frac{1}{T} = A + B(\ln R) + C(\ln R)^3 \quad (3)$$

Donde:

T : Es la temperatura en K

A, B y C : son las constantes de Steinhart

R : es el valor de la resistencia que posee el termistor en Ω

Otro modelo usado para procesar los datos obtenidos con termistores NTC es [49]:

$$R_T = R_0 e^{\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)} \quad (4)$$

Donde:

R_T : Es la resistencia en una temperatura absoluta T

R_0 : Es la resistencia en una temperatura absoluta fija T_0

β : Constante de respuesta térmica del termistor (proporcionado por el fabricante)

Adicionalmente, es necesario aclarar que estos termistores se deben emplear en conjunto con un circuito que permita hacer la lectura. Convencionalmente se emplea un circuito de división de voltaje pues con el sensor en este sistema y alimentado con una fuente alimentación estable, la medición que se tomará será la del voltaje. Los cálculos para pasar de un voltaje a una resistencia y después a una temperatura serán explorados capítulos más adelante.

2.3.4. Sensores de respuesta galvánica

El GSR es una tecnología utilizada para la medición de EDA que varía en función de los estímulos que se le recibidos por el sujeto. Esto hace que sea comúnmente usado para monitorear las emociones humanas [51], ya que la EDA no solo es una respuesta interna, de hecho, genera un cambio analizable en la piel y las glándulas sudoríparas, lo que permite la medición de GSR. Esta característica fisiológica este destinada a tener un rol de importancia en la termorregulación [52], lo que genera esta respuesta. Esta técnica busca grabar los eventos de una respuesta fisiología, en registros como se muestra en la Figura 17. Es importante recordar que para cada persona los valores netos registrados pueden ser diferentes e incluso una misma persona pueden variar en función de las condiciones ambientales o fisiológicas del momento [53]. Se puede añadir que la señal esperada por lo regular tiene un tiempo de retraso de algunos segundos con respecto a los estímulos (1 - 4 s) [54].

La instrumentación para llevar a cabo la medición es relativamente sencilla, pero requiere considerar varios factores. El sistema consiste en un divisor de tensión en el que una zona del cuerpo actúa como resistencia del circuito. En concreto, se hará pasar por esta zona, delimitada entre electrodos, una tensión de 0.5 V que puede ocasionar un leve cosquilleo en algunas personas. Además, se debe tomar en cuenta la elección de electrodos, así como el uso de sustancias que ayuden a reducir la polarización de los electrodos, lo cual podría generar lecturas erróneas y llenas de artefactos que impedirían obtener conclusiones válidas del registro [55].

Una vez que se han efectuado los registros, deben pasar por un análisis, que es la parte más importante de esta adquisición. Ya se ha mencionado que se busca obtener información de los eventos generados como respuesta a los estímulos, pero por la naturaleza de la señal, suele estar mezclada entre la repuesta tónica (con variación lenta) y la respuesta de fase (con variación rápida) [54], así como señales compuestas que se estiman generando anomalías en nuestra lectura. De las técnicas más usadas para esta descomposición es la deconvolución no negativa [56] con una función de transferencia que varios autores buscan como canónica y válida para cualquier señal que se pueda registrar como ha intentado [57].

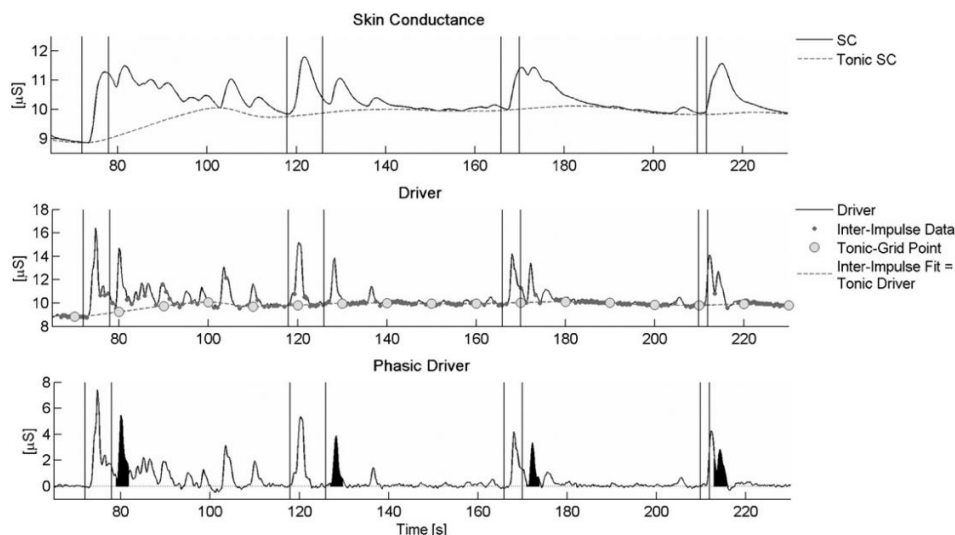


Fig. 17. Gráficas de la comparación de un GSR original y su procesamiento para obtener diferentes actividades. [55]

El análisis por deconvolución se puede apreciar en la Figura 17, donde se aprecia la separación en la señal original en la primera fila, la respuesta tónica (driver) en la segunda línea, que es resultado del proceso de deconvolución de la señal original y se usa para estimar los intervalos de la respuesta tónica y por último la señal en las componentes de fase, tercer línea, que se calcula sustrayendo la señal de la deconvolución de la señal original lo que arroja una señal con línea base en 0 y donde se marcan las reacciones a estímulo en una ventana entre 1-4 s después de este con un área en negro. Los estímulos que se le dan al individuo se muestran como líneas verticales y paralelas a eje de las ordenadas.

2.3.5. Electrodo de superficie

Como ya se mencionó en los párrafos anteriores, se requiere del uso de un tipo de electrodos conocidos como electrodos de superficie. Cuando se habla de electrodos de manera general se hace referencia a un instrumento que es capaz de aplicar o recibir una señal eléctrica, pero cuando se habla del área médica encontramos 2 aplicaciones, recopilar señales bioeléctricas y estimular las fibras musculares. La primera aplicación sirve para realizar estudios como ECG, EMG y EEG, pero la segunda usualmente se encuentra en las terapias de rehabilitación donde se busca, por medio de la estimulación muscular, generar un movimiento en los músculos del paciente que por diversas razones sufre de una pérdida de movilidad o contractura [58].

Para los dos casos anteriores la mejor alternativa son los electrodos de contacto ya que no son invasivos, brindan suficiente resolución para la mayoría de las aplicaciones, no presentan efectos adversos después de su

uso y son fáciles de conseguir. Otra alternativa que suele encontrarse son electrodos de aguja, los cuales son usados cuando se requiere medir la actividad de un musculo más específico y profundo en el cuerpo [59].

La presentación de los electrodos de superficie puede variar en dependencia de la aplicación que se busque, en este sentido se pueden encontrar diversos tamaños y formas; hay circulares, cuadrados, rectangulares, de mariposa por mencionar algunos. Además, hay varios tipos de conexiones para facilitar su uso. Sin embargo, el concepto casi siempre se mantiene: un área de terminal, en la parte superior, al que se conectan los cables para la medición y un área inferior dividida en una parte con pegamento, que brindara un acoplamiento adecuado a la piel, y un área gelificada la cual brinda una reducción al ruido de la señal y también una mejor conexión para el registro de esta, esta área suele ser de una mezcla de plata-cloruro de plata.

2.3.6. Paradigmas de programación

Como se menciona en las primeras páginas de este trabajo, el desarrollo de una plataforma de software intuitiva y adaptada a las necesidades específicas de este tipo de estudios es esencial. Para este desarrollo existen varias alternativas disponibles. Sin embargo, es importante antes identificar los paradigmas de programación más comunes, ya que irán inherentemente ligados a la elección de la plataforma:

- Programación estructurada. Este paradigma consiste principalmente en usar 3 tipos de estructuras de control (secuencia, selección e iteración) que se escriben y ejecutan (dependiendo el lenguaje) de forma descendente y modular. Es decir, cada acción se ejecuta cuando la acción anterior terminó de procesarse. También introduce el concepto de función, que son porciones modulares de código con un objetivo específico.

El gran inconveniente de este estilo de programación es que se requiere ajustar y abstraer el problema a resolver para proponer un algoritmo que permita solucionarlo de manera secuencial, estructurada y en cierto orden fijo, lo cual no siempre es posible y limita la flexibilidad de las soluciones.

- Programación orientada a objetos. En este caso, se busca representar cada entidad del problema como un objeto. Cada objeto pertenece a un cierto tipo o clase y tiene propiedades y métodos. Las propiedades son datos o información asociada a ese objeto en particular y los métodos son acciones que puede hacer ese objeto o que pueden ejecutarse sobre él [60, pp. 11–13].

Esta forma de plantear un problema presenta la ventaja de que las distintas partes del código (objetos, métodos y propiedades) conservan las relaciones que tienen entre sí los entes del mundo real al que representan. Por otro lado, este paradigma tiene 4 características esenciales [61] que presentan sus respectivas ventajas:

- Abstracción: Todo es representable como un objeto. Desde algo tangible como un usuario o un sensor, hasta algo intangible como un set de datos registrados. La abstracción consiste en identificar cuáles son las partes esenciales que forman a ese objeto y sus funciones. Con ello es posible simplificar el problema quitando todos los aspectos que no sean estrictamente necesarios al definir una clase.
- Encapsulamiento: Los objetos pueden interactuar y comunicarse entre sí de formas específicas definidas por el desarrollador, pero un objeto no tiene acceso a la implementación interna de otro. Es decir, cada objeto funciona como un modelo de caja negra que tiene permitido liberar o solicitar solo cierta información.

- Herencia: Como se menciona arriba, cada objeto pertenece a una clase (o tipo) de objeto. Es posible crear clases que sean derivadas de una ya existente y heredarán sus métodos y propiedades esenciales. Por ejemplo, si se crea una clase llamada *sensor* que ya tiene implementadas ciertas propiedades y métodos, podemos crear otra clase llamada *sensorEMG* que heredarán todas las propiedades y métodos de la clase *sensor* que es más general, y además tendrá sus nuevas características.
- Polimorfismo: Continuando con el ejemplo anterior, las clases *sensorEMG*, *sensorTemp*, *sensorSpO2* pueden ser todas derivadas de la clase *sensor*. La clase *sensor* contiene un método llamado *conectarse()*. Sin embargo, cada una de las clases que heredaron las características de la clase *sensor*, tendrán una implementación diferente del mismo método *conectarse()*. A esto se refiere el polimorfismo, la capacidad de que un mismo método tenga implementaciones diferentes dependiendo de la clase heredada a la que pertenezca.

Existen otros paradigmas de programación, pero generalmente son derivados de estos dos principales, o son muy específicos para ciertos lenguajes o problemas. Para entender el funcionamiento esencial del software desarrollado es suficiente tener en cuenta estos dos paradigmas. En el Capítulo 3, donde se explican las metodologías empleadas, se hablará con más detalle de cuáles fueron los lenguajes y tecnologías específicas usadas en el desarrollo de este software.

2.3.7. Estructuras de almacenamiento de datos

Existen varias tecnologías que pueden utilizarse para almacenar los datos que serán leídos por la aplicación de software. Podría decirse que las tecnologías de organización de datos digitales también cambian la forma en la que se analiza el problema y se le da solución en software. Sin embargo, suelen estar aislados del código, lo cual les permite tener integridad, dependencia y movilidad. De forma general, los datos en un sistema se clasifican en función del nivel de rigidez y estructura que presentan. Podemos identificar tres tipos [62]:

- Datos estructurados: Este tipo de datos son generalmente atómicos y pueden ser organizados en una estructura rígida y preestablecida por el diseñador siguiendo las reglas de negocio durante la creación del software. Suelen estar asociados a números, cadenas de texto y fechas organizados en tablas y su tipado y tamaño es fijo. Es decir, cuando se agregan nuevos registros o nuevas entradas de datos al sistema, estos deben ser exactamente del tipo y tamaño que los datos ya existentes.
La ventaja que presentan es que son fáciles de analizar, encontrar y trabajar con ellos porque están claramente definidos a lo largo del sistema.
Su desventaja es que no dejan lugar a cambios en su estructura durante el ciclo de vida del software. De requerir un cambio, es necesaria la intervención de un desarrollador y se debe modificar la estructura de todos los datos ya existentes.
- Datos no estructurados: Son cualquier tipo de archivo o información que no siga ningún tipo de concordancia con otros datos. Cada dato tiene su propia estructura que puede o no estar clara y definida. Como ejemplo, tenemos imágenes, archivos de texto, páginas web, audios o archivos específicos de algún software.

Naturalmente la ventaja que presentan es la versatilidad que tienen para almacenar información de diferentes fuentes y tipos. Sin embargo, esto va ligado con la complejidad de llevar a cabo un análisis automatizado y masivo de los mismos.

- **Datos semi-estructurados:** Este tipo de datos son un híbrido entre los anteriores. Toman una cierta estructura que es auto-descriptiva. Esto quiere decir que cada conjunto de datos en un sistema contiene metadatos específicos sobre el significado y la estructura de esos datos. Esto permite que se pueda usar una estructura multidimensional, es decir, se pueden considerar conjuntos de datos que a su vez contienen a otros conjuntos de datos con una estructura propia. Cuando se añaden datos nuevos al sistema, no deben ajustarse necesariamente a una estructura fija, sino que puede adaptarse. Esa característica provee a los desarrolladores y usuarios de una flexibilidad muy importante para el análisis y almacenamiento pues facilita su manejo con sistemas computarizados sin perder la información y variabilidad natural de los datos recabados.

En el capítulo tres se estudia con más detalle qué estructuras funcionan mejor para los requerimientos del proyecto.

2.4. Metodologías de diseño

Las metodologías de diseño son procesos estructurados y ordenados cuyo objetivo es la resolución de problemas de diseño. Cada metodología tiene sus ventajas y desventajas. Es decisión del equipo de trabajo seleccionar las metodologías que se adapten de mejor forma al proyecto, pero de manera general todas las metodologías del diseño contemplan: definición y abordaje del problema, generación y evaluación de ideas y desarrollo de las soluciones. Debido a que en este trabajo se plantea el desarrollo de un sistema completo que combina desarrollo ingenieril de hardware y software con una aplicación muy específica en el área médica, es importante tener una noción de metodologías de diseño para seguir un proceso estructurado y fácil de validar mientras el proyecto avanza.

Según la revista Harvard Business Review [63], las metodologías de diseño más comunes son:

1. **Design Thinking:** con un enfoque centrado en el usuario y en comprender sus necesidades y deseos para identificar los problemas de raíz y crear soluciones innovadoras y efectivas que provengan de quien realmente utilizará esas soluciones.
2. **Agile:** metodología comúnmente usada en el desarrollo de software cuyo enfoque está en entregar de manera rápida y continua una serie de iteraciones para generar una colaboración estrecha entre los miembros del equipo y un desarrollo incremental y rápido.
3. **Lean Startup:** metodología generalmente empleada en la creación de empresas y productos mediante un enfoque en la experimentación, rápida iteración y validación temprana de hipótesis de negocio.
4. **User-Centered Desing:** en este enfoque el usuario final es el eje de todo el proceso desde la investigación hasta la implementación.
5. **Human-Centered Desing:** este es un enfoque mucho más amplio que los anteriores en donde se contempla no solo las necesidades del usuario, si no que se plantean las necesidades sociales y humanas para enfocar soluciones sostenibles y escalables.

Es muy común que para el desarrollo de un proyecto no se recurra solo a una metodología, más bien se busca adaptar varias de ellas en distintos momentos del proyecto para poder satisfacer las necesidades pensando en el usuario, las capacidades de fabricación, los objetivos entre otros aspectos.

La metodología “Design Thinking” [64] fue uno de los pilares para el planteamiento de este proyecto. Especialmente útil es su filosofía en la que la propuesta planteada debe cumplir con 3 rúbricas importantes. La deseabilidad, ¿para quién y para qué es el producto?; viabilidad, ¿bajo un modelo económico es viable?; y la factibilidad, ¿técnicamente es factible su construcción? [65]

Las etapas de esta metodología son [66]:

1. Empatía.
2. Definición del problema.
3. Ideación.
4. Prototipado.
5. Prueba.

Estas fases permiten tener un mejor entendimiento de las necesidades reales del usuario y dan una perspectiva adecuada para proponer soluciones reales y realizables, como se verá en la propuesta de solución en el próximo capítulo. Al ser un proyecto integrador, fue esencial utilizar, además de Design Thinking, un enfoque de User-centered design y de desarrollo iterativo. La primera comparte muchas características con la metodología Design thinking, y sus características principales son [67], [68], [69], [70]:

1. Enfoque en el usuario: poner al usuario en el centro de la metodología, buscando entender sus necesidades, deseos, habilidades y limitaciones.
2. Investigación de usuarios: usando métodos como entrevistas, encuestas, observaciones entre otros métodos con el objetivo de conocer el comportamiento, necesidades y preferencias del usuario.
3. Prototipado: se utiliza la creación de estos para poder conocer las respuestas del usuario, saber si el avance está bien orientado o si es necesario hacer cambios.
4. Iteración: usando las observaciones que plantee el usuario se pueden iterar nuevas propuestas que satisfagan las necesidades cada vez de mejor manera.
5. Diseño colaborativo: promover la colaboración entre los diferentes miembros del equipo de desarrollo.
6. Diseño accesible e inclusivo: el diseño debe ser elaborado de manera que personas puedan utilizar el producto sin que sus habilidades, genero, edad, o cultura sean un impedimento.
7. Viabilidad del diseño: el diseño se tiene que validar con los mismos usuarios antes de poder pasar a su implementación formal.

La metodología de diseño iterativo cuenta con las siguientes características [71]:

1. Ciclos repetitivos: hacer un prototipo y someterlo a pruebas con los usuarios para obtener comentarios y reacciones.
2. Colaboración y retroalimentación: Estrecha colaboración entre desarrolladores, diseñadores y usuarios, alentando la retroalimentación para la constante mejora de la propuesta.
3. Ajuste de los diseños en cuanto se obtienen comentarios: El diseño debe estar dispuesto a sufrir grandes cambios en concordancia a las respuestas y evaluaciones que se reciban de los usuarios.
4. Búsqueda de la simplicidad: Siempre se rediseña priorizando la usabilidad y la simplicidad.

5. Proceso flexible: No hay una sola forma correcta de aplicar esta metodología.

Con relación a los ejes de la metodología, el proyecto se sustenta en:

- Deseabilidad: los profesionistas de la psicología que necesitan evaluar las variaciones de las variables fisiológicas durante intervenciones donde se estimule al individuo con estresores.
- Viabilidad: como se aborda en el estado del arte, los sistemas de monitoreo de variables fisiológicas en el mercado suelen tener características bastante superiores a las que el usuario objetivo de este proyecto requiere, por lo que suelen estar en un rango de precios bastante elevado y ajustando el producto a las necesidades del usuario se puede colocar en un nivel más accesible.
- Factibilidad: Dados los conocimientos adquiridos por los escritores de este trabajo durante los estudios de la carrera de ingeniería en sistemas biomédicos y con la elección de componentes en la propuesta de solución es correcto decir que no hay razones para que se presenten inconvenientes en la realización del proyecto, tanto en la parte de hardware como en el desarrollo de un software que permita operar con facilidad el sistema.

Capítulo 3. Metodologías empleadas

3.1. Propuesta de solución

Anteriormente se habló de las metodologías del diseño y como estas son esenciales para poder crear y diseñar propuestas de solución más exitosas y que satisfagan de manera adecuada las necesidades de los usuarios. Se mencionó que para este trabajo se emplearían 3 en particular DT, UCD y diseño iterativo.

Primero se abordará el trabajo hecho en la sección de hardware, explorando la definición del problema y las necesidades del usuario, con herramientas como el mapa de empatía y después con el análisis de las propuestas de solución, donde se emplearán herramientas como la casa de la calidad.

Posteriormente se analizarán cuáles fueron las tecnologías empleadas para el desarrollo del software y cómo se sustentan en las conclusiones obtenidas por las metodologías de diseño.

3.1.1. Definición del problema – Matriz AEIOU

Una de las herramientas que se utilizan en las metodologías de diseño es una matriz AEIOU donde se busca reunir información recolectada de la observación a usuarios cuando se busca identificar una necesidad [72]. Usualmente esta información se recopila en entrevistas y actividades de observación.

Tabla 2 Matriz AEIOU

Acrónimo	Dimensión de observación	Explicación
A	Actividades ¿Qué acciones realizan las personas para alcanzar el objetivo que quieren? (En este caso, se escucha cuál es el flujo de trabajo ideal de los psicólogos durante este tipo de estudios).	• Un especialista de psicología prepara un equipo de mediciones fisiológicas para colocar sensores en el cuerpo de un paciente. Las señales fisiológicas del paciente son monitoreadas por el especialista en forma real mediante una previa configuración en el software que permite ejecutar un perfil de evaluación previamente cargado o realizar uno nuevo. • Cuando todo se verifique que funciona con normalidad y se tomen registros para tener una referencia de las señales, se inicia una prueba de estimulación a estresores, de origen sensorial o mental (pruebas matemáticas, por ejemplo). • Al ejecutar las pruebas se busca ver diferencias en las señales de los usuarios, de esta forma validar el estado de estrés. • Se da un periodo de recuperación al paciente para observar sus capacidades de recuperación al estrés. • Se reporta todo lo observado en un formato específico que se realiza con ayuda del software de adquisición.
E	Entornos ¿Cuál es el contexto en el que se desarrollan las actividades?	• Entornos de investigación clínica (consultorio, laboratorio, clínica). • Tiende a ser un lugar pacifico, que genere cierto nivel de intimidad y confianza entre el paciente y el especialista.
I	Interacciones ¿Cuáles son las interacciones mínimas	• De parte del especialista se tiene que solicitar al sujeto de estudio su permiso para ser medido y para manipular las lecturas que se obtengan durante la sesión.

	entre los usuarios, objetos y entorno que ocurren para que se logre el objetivo?	• Se estimula al paciente con estresores externos y ejercicios mentales. • Cada usuario puede tener diferentes reacciones y mayor o peor afinidad a ciertos estímulos, así como a los medios para recuperar su estado de relajación.
O	Objetos ¿Qué objetos conforman el entorno?	• Ordenador con software especializado. • Dispositivo de adquisición. • Sensores de muestreo. • Cables de conexión. • Sillón o silla.
U	Usuarios ¿Quiénes son las personas observadas para el análisis? ¿Cómo se relacionan?	• Especialista de psicología lidera el estudio y explica la situación al paciente. • Paciente participa voluntaria e informadamente.

3.1.2. Definición del usuario

Los sistemas de evaluación del estrés tienen 2 usuarios finales. Por un lado, el profesional de la psicología, que es quien manipula los instrumentos y lidera las pruebas y por otro, el paciente que es conectado a los diversos sensores y sometido al estudio de estrés. Es importante que se identifiquen las necesidades y expectativas de ambos usuarios en lo que se refiere al sistema; para ello es útil usar mapas de empatía.

Un mapa de empatía es una herramienta visual que nos ayuda a identificar cuáles son las necesidades, deseos, motivaciones y experiencias que viven los usuarios, potenciales o no, alrededor de una cierta necesidad o producto [73]. Los mapas de empatía se usan en fases tempranas del desarrollo de un producto para recabar información de los usuarios a través de la observación o de entrevistas directas. En las siguientes figuras pueden apreciarse los mapas de empatía elaborados a partir de varias entrevistas con profesionales de la psicología y algunos sujetos de estudio que han participado en mediciones similares.

Mapa De Empatía

Usuario: Investigador en psicología



Fig. 18. Mapa de empatía. Psicólogo.

Mapa De Empatía

Usuario: Paciente

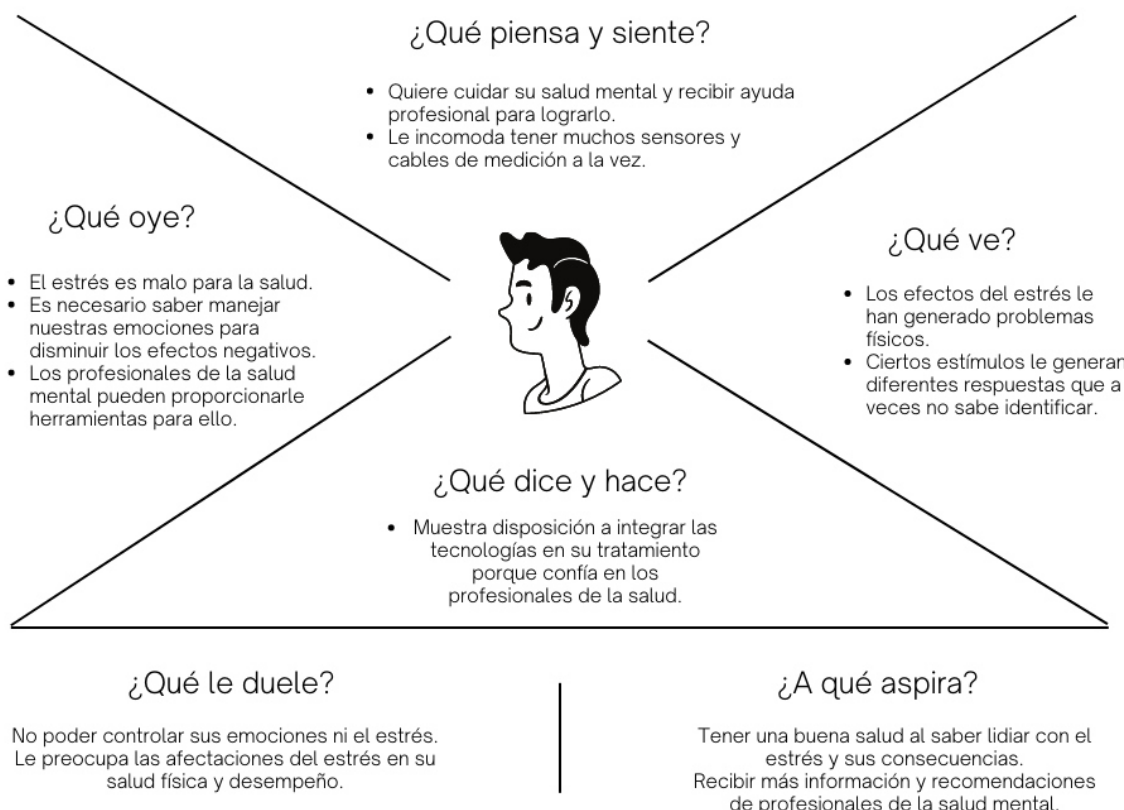


Fig. 19. Mapa de empatía. Paciente.

3.1.3. Necesidades y requerimientos

De la información recolectada en las herramientas anteriores se acotaron las siguientes necesidades de los 2 tipos de usuarios del sistema. La Tabla 3 recolecta los puntos esenciales que son la guía para el diseño de la propuesta.

Tabla 3. Lista de requerimientos por psicólogo y paciente

Psicólogo	Paciente
Dispositivo compacto autocontenido. Compatible con cualquier computadora. Que genere reportes en Excel. Que tenga fácil conexión. Sensores poco estorbosos. Mediciones confiables. Conexiones resistentes. Medir FR abdominal. Medir SpO2. Medir FC.	No sentirse incómodo con los sensores colocados. Que no lo lastime la toma de las mediciones. Poderse quitar los sensores fácilmente. Que no sea invasivo. Seguridad eléctrica.

Medir GSR. Medir EMG. Medir temperatura distal.	
---	--

Usando la lista de necesidades se deben obtener las especificaciones que son requeridas por los usuarios. Los llamados requerimientos estos tienen que satisfacer cada una de las necesidades ya planteadas, además de eso es preferible que sean medibles para poder evaluar si se alcanzaron en cualquier punto del desarrollo.

- Compatibilidad con varios SO.
- Creación de informes.
- Proyección de datos en tiempo real.
- Diseño de perfiles.
- Cumple con la norma IEC 60364-7-710.
- Varios puertos de sensores.
- Conectores de uso rudo.
- Sensor PPG.
- Sensor de temperatura.
- Sensor de GSR.
- Sensor de EMG.
- Sensor de FR.
- Navegación (ruta de trabajo del software).
- Sistema de manejo de cables.
- Costo de adquisición.

Estas características se pueden implementar en otra herramienta visual llamada casa de la calidad. Dicha herramienta resulta útil para evaluar cuáles son los puntos más importantes por considerar en el diseño o propuesta, y al mismo tiempo compararla con otras opciones existentes [74]. En este caso particular se trabajó de la siguiente manera:

Se desglosa la lista de características deseadas por los usuarios y se pondera la importancia que tiene cada una de ellas con una escala del 1 al 5. Una vez hecho esto se propone una lista de requerimientos que ayudarán a cumplir estas características. Dicha lista se pondrá sobre el otro eje de la tabla y se le asignarán 2 valores. Primero, se asignan valores objetivo que se colocaran en la parte inferior de la tabla, dichos valores ayudan a saber cuáles son las aspiraciones que se tienen con respecto a cada requerimiento y cómo se evaluaría si se llega a cumplir o no. Segundo, en la parte superior de los requerimientos técnicos se coloca una simbología (flechas hacia arriba, hacia abajo o puntos). Esto indica un posible margen de mejora con respecto a los valores meta ya planteados. En otra sección se realiza una evaluación de competidores comparando la propuesta que se tenga contra otras, pero tomando como valor medio de la comparación la propuesta propia.

Al realizar la evaluación se necesita correlacionar el nivel de significancia que tiene un requerimiento con la satisfacción de las características deseadas. Esto se realiza con una escala, en este caso del 0 al 5, con el objetivo de llenar la tabla de correlación. Por último, con los datos ya correlacionados se valora la importancia de cada requerimiento ponderando las correlaciones con la calificación de cada característica y sumando los valores obtenidos. Ese número entero se reescribe como un porcentaje del posible máximo valor que pudo haber arrojado el ejercicio y con ello se obtiene una mejor idea del grado de importancia que posee esta

análisis posteriores dentro o fuera del sistema. En la siguiente figura se ilustra un diagrama con los componentes esenciales del sistema.

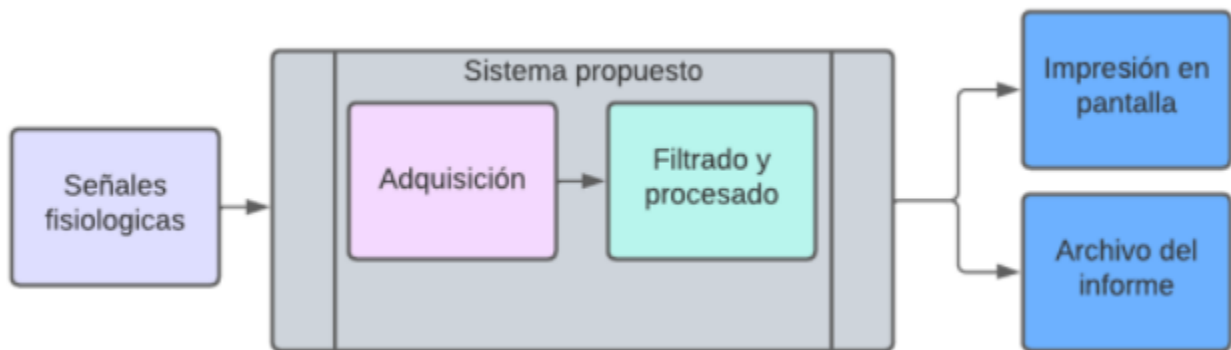


Fig. 20. Diagrama de función del equipo propuesto.

La adquisición de las señales se puede abordar de acuerdo con el siguiente diagrama. Se requiere el uso de diversos sensores para leer las distintas variables fisiológicas descritas anteriormente. Además, se requiere el uso de un microcontrolador encargado de procesar, organizar y administrar el flujo de datos hacia una computadora en la que el software podrá mostrar y almacenar las señales.

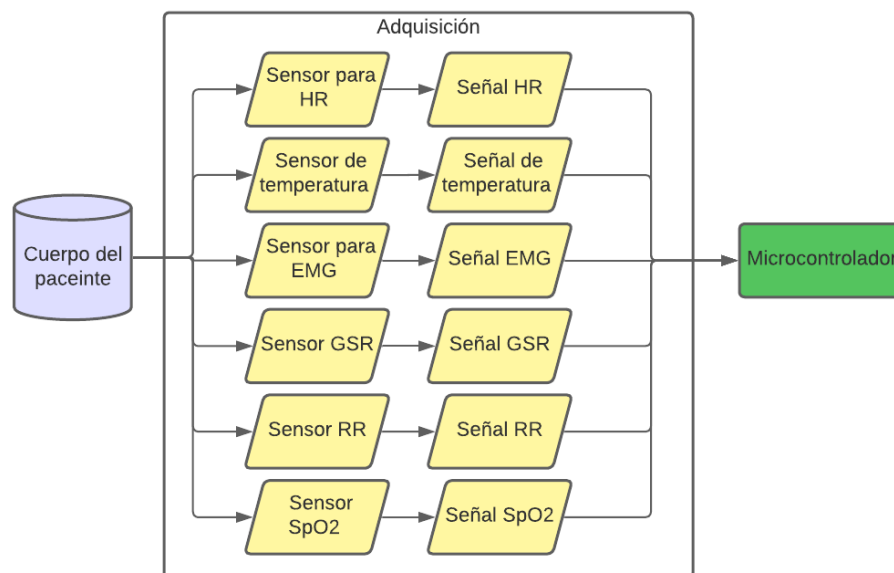


Fig. 21. Diagrama de flujo de la adquisición de señales.

En cuanto al software, la Figura 22 es un diagrama de casos de uso que considera todas las acciones que puede realizar el usuario principal (profesional de la psicología). Este diagrama es útil para considerar las ventanas e interacciones mínimas necesarias con las que debe cumplir el software.

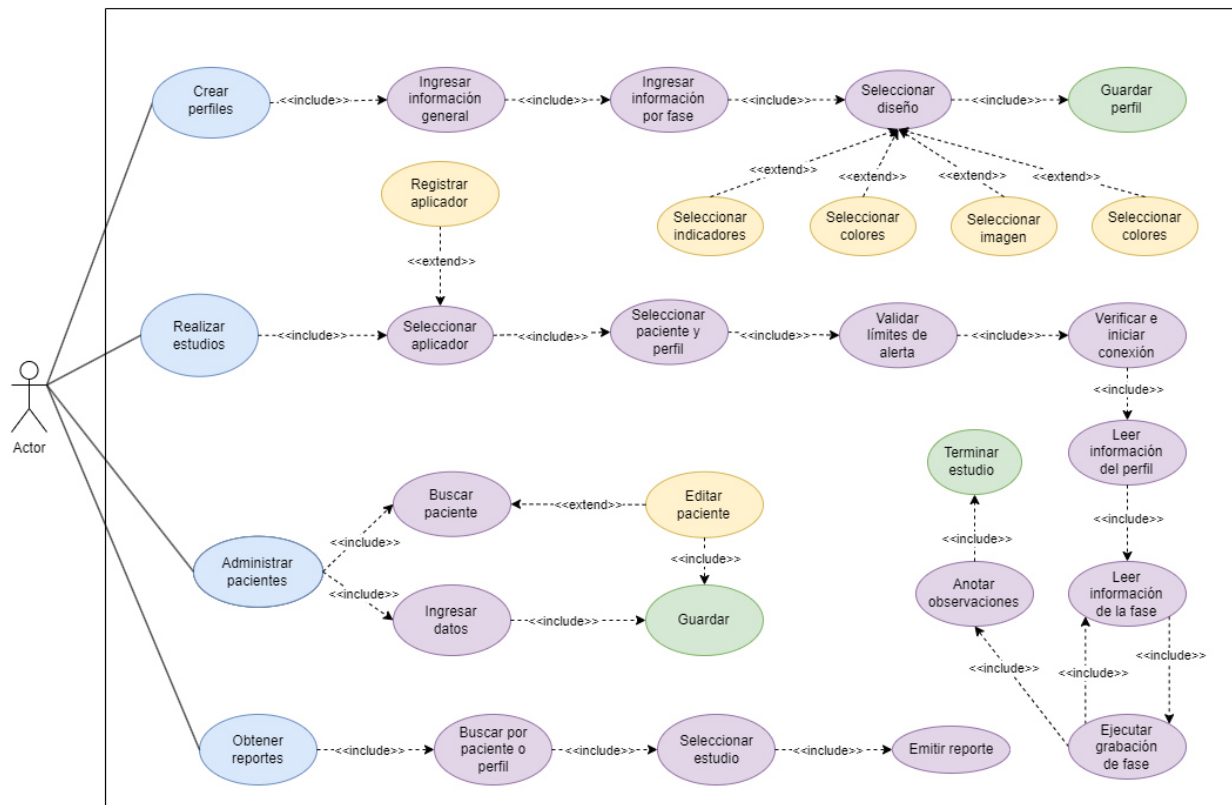


Fig. 22. Diagrama de casos de uso propuesto para el software.

3.2. Evaluación y selección de hardware

3.2.1. Exploración de alternativas de sensores

Como se hizo mención anteriormente, es necesario contar con varios sensores que sean capaces de adquirir las señales que nos interesan y además puedan conectarse a través de un microcontrolador que pueda realizar las tareas de procesamiento requeridas en cada señal. Para esta tarea se buscaron transductores que sean compatibles con protocolos de comunicación como I2C, bluetooth y comunicación analógica, por ejemplo. Con esto en mente, en las siguientes tablas se enlistan los tipos de sensores y componentes considerados para la adquisición de cada variable, así como una comparación de sus ventajas y desventajas.

- Sensor de temperatura

Tabla 5. Exploración de alternativas para sensor de temperatura

Propuesta	Ventajas	Desventajas
Cámaras infrarrojas	• Alta precisión. • Medición no invasiva. • Identificación de contraste entre diversas zonas.	• Altos costos. • Requiere mayor poder de procesamiento.
Termistores	• Respuesta rápida. • Tamaño reducido. • Alta precisión.	• Requieren un circuito de acoplo para su lectura en microprocesador. • Comportamiento no lineal.

	• Alta resolución. • Poco procesamiento. • Precio accesible.	
Termopares	• Precio accesible. • Amplio rango de medición. • Respuesta rápida.	• Resolución limitada. • Comportamiento no lineal. • Deriva térmica.

- Sensor de FR

Tabla 6. Exploración de alternativas para sensor de FR

Propuesta	Ventajas	Desventajas
Sensor de movimiento	• Rápida respuesta. • Alta sensibilidad a los cambios. • Alta resolución. • Costo accesible.	• Susceptible a estímulos externos. • Mediciones inservibles ante movimientos muy agresivos.
Galgas extensiométricas	• Alta sensibilidad. • Alta precisión. • Fácil medición.	• Instalación poco práctica para el problema planteado. • Frágiles.
Sensor de flexión	• Costo accesible. • Fácil medición.	• Baja resiliencia. • Baja resistencia. • Sensibles al ruido.

- Sensor de FC

Tabla 7. Exploración de alternativas para sensor de FC

Propuesta	Ventajas	Desventajas
Modulo ECG	• Gran resolución. • Alta precisión.	• Requiere más análisis de la señal. • Requiere electrodos de contacto.
Sensor PPG	• No invasivo. • Buena resolución. • Puede medir al mismo tiempo SpO2 en caso necesario.	• Requiere una carcasa para operarse con facilidad.
Baumanómetro	• Buena resolución. • Ajuste a la medida del paciente. • Buena precisión.	• Requiere un brazalete para hacer presión en la muñeca. • No se encuentra de forma comercial, requiere diseño, prototipado, implementación y caracterización. • No hay emisión de señal en tiempo real.

- Sensor de SpO2

Tabla 8. Exploración de alternativas para sensor de SpO2

Propuesta	Ventajas	Desventajas
-----------	----------	-------------

Reloj inteligente	• Practicidad • Gran variedad de opciones • Amplio rango de precios • Funciones adicionales	• Dificil implementación con tarjeta de desarrollo • No hay acceso a valores crudos
Sensor PPG	• No son invasivos • Gran precisión • Tamaño reducido • Baja demanda energética	• Susceptibles a errores por patologías como EPOC, hipotensión, hipotermia, anemia o vasoconstricción periférica. • Sensibles a luz ambiental • Necesitan un sistema que lo aíse de estímulos de luz externos.

- Microcontrolador

Tabla 9. Exploración de alternativas para microcontrolador

Propuesta	Ventajas	Desventajas
Arduino	• IDE amigable. • Gran cantidad de foros e información. • Buen soporte de librerías. • Varias opciones de tarjetas.	• Dificil de adaptar a un diseño de placa PCB. • Conectividad limitada. • ADC de 10 bits.
PIC	• Varias opciones de microcontroladores. • Versatilidad para diseño en placas integradas. • Bajo consumo energético.	• Entorno de desarrollo más complicado. • Requiere más equipo para programar las tarjetas. • Requiere más componentes para operar correctamente. • Es más complicado enviar los datos del microcontrolador a otro sistema.
ESP32	• Varias opciones de microcontroladores. • Gran cantidad de entradas y salidas. • ADC de 12 bits. • 2 núcleos de procesamiento. • Conectividad Wifi y Bluetooth integradas. • Fácil implementación en placa PCB. • Compatibilidad con los sistemas de Arduino.	• Escaso soporte en foros y páginas web. • Es complicado encontrar proveedores.

- Conectores

Tabla 10. Exploración de alternativas para conectores

Propuesta	Ventajas	Desventajas
Tipo circular	• Gran variedad de opciones. • Alta resistencia. • Conexión amigable y segura.	• Precios altos.

RJ11 (línea telefónica)	- Bajo costo. - Sistema amigable y conocido. - Seguro de bloqueo.	No está diseñado para muchas desconexiones, se puede llegar a dañar si el conector es muy sencillo.
USB-type C	- Conector muy familiar. - Conector reversible. - Conector de tamaño reducido. - Precio accesible.	No cuenta con seguro de anclaje.

3.2.2. Selección de componentes

Las tablas anteriores brindan una mejor idea de las opciones con las que se puede trabajar cada uno de los problemas encontrados en la adquisición de señales. Para evaluar la mejor opción entre varias alternativas, una herramienta muy buena son las matrices Pugh, donde por un lado se escriben las alternativas y por otro los criterios de evaluación que se toman en cuenta para tomar la mejor decisión. En las intersecciones se coloca una evaluación que va de -1 a 1, siendo el -1 el caso donde no se cumple para nada, 0 donde se cumple, pero de una forma limitada y 1 el caso donde el criterio es cumplido de forma excepcional. Con las evaluaciones realizadas se hace la suma de estas y la propuesta mejor calificada es la que procede a implementarse al diseño del producto.

Tabla 11. Selección de propuesta para sensor de temperatura.

Criterio	Cámara termográfica	Termistores	Termopares
Costo	-1	1	1
Precisión	1	1	0
Conectividad	-1	1	1
Velocidad de respuesta	1	1	0
Tamaño	0	1	1
Implementación	-1	0	0
	-1	5	3

Tabla 12. Selección de propuesta para sensor de FC.

Criterio	Baumanómetro	Sensor PPG	Modulo ECG
Costo	-1	0	0
Precisión	1	1	1
Interferencias del medio	1	-1	0
Velocidad de respuesta	-1	1	1

Tamaño	-1	1	0
Versatilidad	1	1	0
Implementación	-1	1	1
	-1	4	3

Tabla 13. Selección de propuesta para micro-controlador.

Criterio	Arduino	PIC	ESP32
Costo	-1	1	1
Precisión del ADC	0	0	1
Capacidad de procesamiento	0	0	1
Número de entradas	-1	1	1
Tamaño	0	1	1
Conectividad	0	0	1
Facilidad de programación	1	-1	1
Facilidad de implementación física	0	1	1
	-1	3	8

Tabla 14. Selección de propuesta para sensor de SpO2.

Criterio	Sensor PPG	Reloj inteligente
Costo	1	0
Precisión	1	1
Velocidad de respuesta	1	1
Tamaño	1	0
Implementación	1	-1
	5	1

Tabla 15. Selección de propuesta para sensor de FR.

Criterio	Sensor de movimiento	Sensor de flexión	Galga extensiométrica
----------	----------------------	-------------------	-----------------------

Costo	1	0	0
Precisión	1	1	1
Dificultad del arreglo	1	1	-1
Velocidad de respuesta	1	-1	1
Tamaño	1	0	1
Fragilidad del sensor	1	-1	-1
	6	0	1

Tabla 16. Selección de propuesta para conector

Criterio	Tipo circular	RJ11 (Línea telefónica)	USB Tipo C
Costo	0	1	1
Fragilidad	1	0	1
Fiabilidad de la transmisión	1	1	1
Familiaridad	-1	1	1
Tamaño	1	1	1
Implementación	1	1	1
	3	5	6

De las matrices reportadas, las propuestas que se señalan con un valor en verde son las que tienen un mejor cumplimiento con los criterios que consideramos, por ello son las propuestas que se escogieron para la implementación en el producto final.

3.2.3. Características del equipo propuesto

Tomando en cuenta los parámetros anteriores, se buscaron sensores comerciales, con prestaciones similares a las presentadas en el equipo “ProCom Infinity”, así como una unidad de procesamiento que sea capaz de adquirir y procesar todas las señales de esos sensores de una manera eficiente. Se eligieron los siguientes componentes:

- ESP32-S3:

Los microprocesadores en la actualidad brindan un amplio abanico de opciones en cuanto a capacidad de procesamiento, conectividad, comunicación y tamaño. En concreto para este proyecto es necesaria una rápida adquisición de datos y un gran número de puertos para conectar varios sensores, así como un método

de programación accesible y rápido. Los microprocesadores de la familia ESP32 son una opción conveniente.

Específicamente la serie ESP32-S3 cuenta con un procesador de 2 núcleos, alimentación de 5 V y 3.3 V, botones específicos para el reiniciar la tarjeta, conexión Wifi y Bluetooth, 2 puertos de entrada micro-USB, uno para programación, alimentación y comunicación serial con el ordenador y otro para conectar medios de almacenamiento de datos, un indicador LED RGB, 2 puertos de conexión I2C, 4 puertos SPI, 3 puertos UART, 512 kB en SRAM además de un tamaño compacto, lo que le permite gran portabilidad. Por último, es importante recalcar que este microprocesador es compatible con el IDE de Arduino que es abierto, ampliamente conocido y fácil de utilizar, lo cual permitirá una gran versatilidad en el desarrollo.

Este microprocesador será el dispositivo intermedio al que se conectarán todos los sensores por un lado y la computadora por otro. Será el encargado de leer la información de los sensores y transmitirla a la computadora, por lo que los sensores a continuación fueron escogidos de forma que sean compatibles con los protocolos de comunicación y número de conexiones que soporta la ESP32.

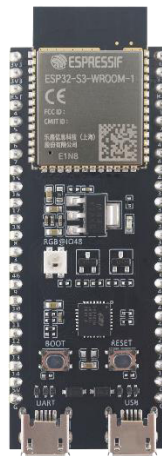


Fig. 23. Placa de desarrollo ESP32-S3-DevKitC-1. Recuperado de: <https://www.espressif.com/en/products/devKits>

- MPU6050:

Es un sensor de movimiento que cuenta con 3 acelerómetros y 3 giroscopios con lo que se puede calcular movimiento y aceleración sin importar la posición en la que esté colocado. Además, cuenta con interfaz I2C, por lo que la conexión es sencilla y práctica. Al ser un sensor comercial ya cuenta con un gran catálogo de librerías apropiadas para poder trabajar con él. Algunas características son:

- Convertidor analógico-digital de 16 bits para los 3 acelerómetros.
- Giroscopios con un rango ajustable de: ± 250 , ± 500 , ± 1000 y $\pm 2000^\circ/\text{sec}$ (dps).
- Acelerómetros cuentan rangos de: $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, y $\pm 16g$.
- Comunicación con todos los registros activos por medio de I2C de hasta 400 kHz.

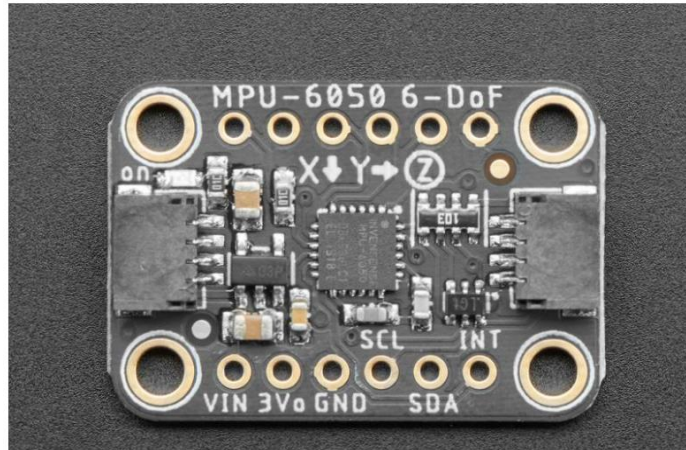


Fig. 24. Muestra física del sensor de Adafruit. Consultada de: <https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/mpu6050-6-dof-accelerometer-and-gyro.pdf>

- LM324:

Para poder registrar la señal GSR, se escogió un sensor de la marca Seeedstudio con la capacidad de medir la resistencia de la piel a través de electrodos propios. Utiliza el circuito integrado LM324 compuesto por cuatro amplificadores operacionales de alta ganancia diseñados para operar con una fuente de alimentación sencilla. La lectura del sensor puede ser obtenida mediante Arduino sin la necesidad de librerías adicionales.

Otras características importantes son:

- Sensibilidad ajustable con un potenciómetro.
- La señal de entrada es la resistencia.
- La señal de entrada es una lectura analógica de voltaje.
- Electrodos no desechables fabricados con níquel.

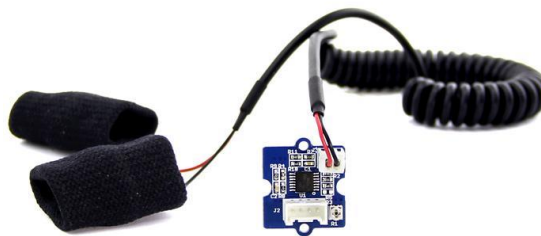


Fig. 25. Módulo de medición de GSR. Recuperado de: https://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR_Sensor/

- SparkFun Pulse Oximeter and Heart Rate:

Es un sensor de PPG ensamblado por SparkFun que cuenta con dos chips: El MAX30101 que realiza la emisión y detección de luz y el MAX32664 que realiza un filtrado digital, detecciones avanzadas de ondas R y cálculos algorítmicos. Este sensor fue elegido porque SparkFun tiene una gran variedad de librerías

específicas para usarlo de forma rápida y segura. Algunas de estas, por ejemplo, incluso calculan valores de confianza en las mediciones. Entre sus características se encuentran:

- Comunicación I2C.
- Hasta 3200 muestras por segundo.
- Permite obtener datos sin procesar y procesados.



Fig. 26. Sensor de PPG. Recuperada de: https://cdn.sparkfun.com/assets/parts/1/3/6/6/4/15219-SparkFun_Pulse_Oximeter_and_Heart_Rate_Sensor_-_MAX30101_Qwiic_-01.jpg

- Grove-EMG detector:

Este sensor se encarga de recabar información de la actividad eléctrica de los músculos usando 3 terminales: una tierra y dos terminales que miden la diferencia de potencial entre ellas. El sensor de elección para el prototipo es uno diseñado por la marca Seeedstudio, al igual que el de GSR, por lo que comparten varias características como:

- Señal de salida analógica.
- Trabaja con alimentación entre 3.3 y 5 V.
- Salida basal de 1.5 V y máxima de 3.3.
- Filtro y amplificador de señal integrados.
- Conector 3.5 mm para los electrodos.



Fig. 27. Sensor de EMG. Recuperada de: https://www.seeedstudio.com/Grove-EMG-Detector-p-1737.html?queryID=68fd66dbfddd4e5f7831fb6872612a85&objectID=1173&indexName=bazaar_retailer_products

- Termistor modelo SC30F103WN:

Es un termistor tipo NTC con especificaciones médicas, entre ellas, su rango de operación recomendado es muy cercano a las temperaturas corporales normales.

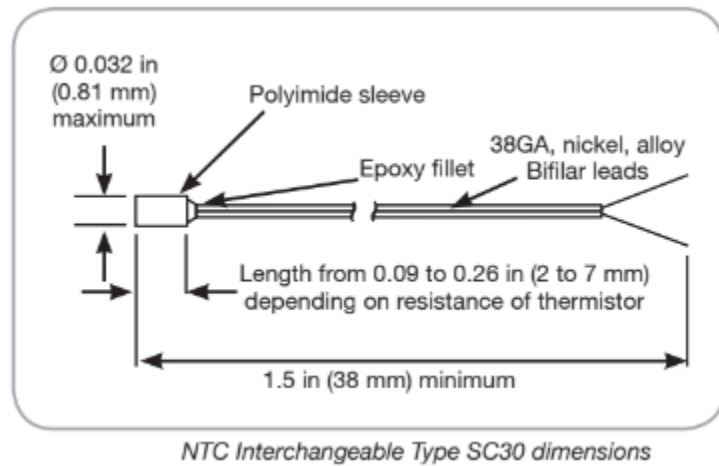


Fig. 28. Diagrama del termistor empleado. Recuperada de: <https://www.farnell.com/datasheets/2580765.pdf>

Teniendo en cuenta todos los sensores escogidos y los protocolos que usa la ESP32, se puede obtener el siguiente diagrama de flujo, donde se aprecia cómo se colocarían los diferentes sensores en el cuerpo humano con el fin de adquirir las señales de interés. El ESP-32 recibe la información de todos los sensores, procesa aquellas que lo requieran y las envía a la interfaz gráfica dentro de la computadora para lograr las visualizaciones y almacenamiento requeridos.

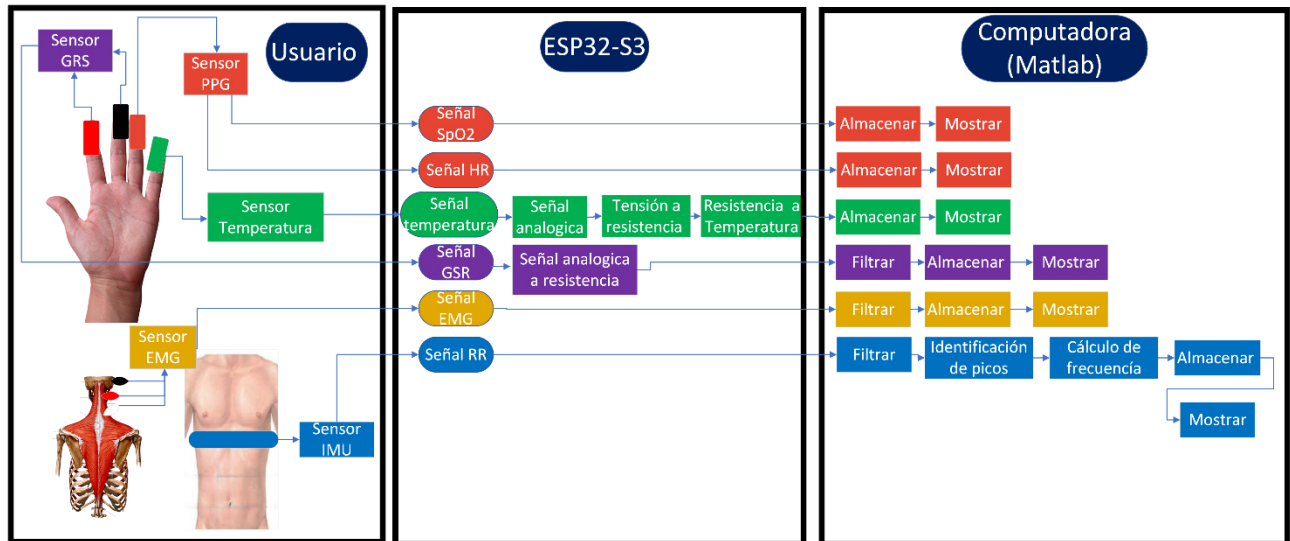


Fig. 29. Diagrama de bloques del sistema de hardware.

3.2.4. Seguridad eléctrica del equipo

En conformidad con las recomendaciones propuestas en la IEC 60601[75], todo equipo que es alimentado por CD no es obligado a contar con una fase de protección eléctrica para el usuario, ya que la corriente eléctrica fue regulada durante las etapas de conversión de CA a CD. De igual forma en caso de ser alimentado por baterías no existe ninguna variación de corriente que pueda ser perjudicial para el usuario.

Información consultada de la IEC 60601-3-xx: 2005

En este proyecto los sensores estarán conectados a la ESP32 que es quien recibirá la alimentación. Si bien podría diseñarse un circuito de alimentación específico, no es necesario debido a dos motivos: el primero es que la ESP32 inevitablemente debe estar conectada en todo momento hacia una computadora para poder transmitir los datos de los sensores hacia la interfaz gráfica y a través de esta computadora puede obtener su alimentación. El segundo motivo fue explicado en el párrafo anterior; dado que la energía la obtiene de la computadora, que ya está utilizando CD, no es necesario tener un circuito extra de alimentación.

3.2.5. Costos del Equipo

En agosto de 2002 se hizo una cotización para saber el precio aproximado de los componentes mínimos para ensamblar un prototipo con las capacidades necesarias para cumplir con el objetivo.

Tabla 17. Información de compra del equipo usado.

Sensor	Enlace del proveedor	Costo
SparkFun Pulse Oximeter and Heart Rate MAX 30101 (FC y SpO2)	https://www.digikey.com.mx/es/products/detail/sparkfun-electronics/SEN-15219/10483252?s=N4IgTCBcDaIMoAcCGAnA1gMQK4DsAEAClgDYDOApngPIAeAlgLbkAu5KeSOAJngBLmpmeAEpJWeOORykA9ihABdAL5A	USD 39.95
SC30F103WN (Temperatura)	https://mexico.newark.com/amphenol-advanced-sensors/sc30f103wn/thermistor-ntc-10k-wire-leaded/dp/77Y4954?ost=sc30f103wn	USD 3.47
LM324 (GSR)	https://www.digikey.com.mx/es/products/detail/seeed-technology-co-ltd/101020052/5488086	USD 10.9
MPU6050 (FR)	https://www.digikey.com.mx/es/products/detail/adafruit-industries-llc/3886/10709725	USD 6.95
GROVE EMG	https://mexico.newark.com/seeed-studio/101020058/sensor-board-emg-detector/dp/29AK9696?ost=grove+emg&cfm=true	USD 43.48
ESP32-S3-DevKitC-1	https://www.digikey.com.mx/en/products/detail/espressif-systems/ESP32-S3-DEVKITC-1-N8/15199021	USD 15.0

Los precios mostrados solo son referentes a los sensores y a la placa de desarrollo. Para tener un costo integral del proyecto, falta agregar el costo de las conexiones, de la placa de circuitos impresa, el estuche o contenedor del prototipo, y sistemas de acoplamiento al cuerpo, por ejemplo, electrodos desechables para EMG. Por esto, el precio final estará alejado de los 76.27 USD que se podrían suponer de la Tabla 17. Información de compra del equipo usado.

3.3. Matlab y AppDesigner

3.3.1. Descripción y características

MATLAB es un entorno de desarrollo ampliamente utilizado en la investigación y el análisis de datos. Su principal característica es que el lenguaje de programación fue diseñado para facilitar el manejo de operaciones matemáticas con matrices y arreglos. De ahí su nombre: "mat" (matrices) y "lab" (laboratorio).

Debido a la naturalidad y especificidad con la que trata arreglos y matrices de datos, MATLAB es una excelente alternativa cuando se busca hacer un desarrollo enfocado en el procesamiento de datos correspondientes a una señal en el tiempo.

AppDesigner es un entorno de desarrollo interactivo basado en MATLAB que permite diseñar, crear y programar interfaces gráficas de usuario totalmente interactivas. Va más allá de las capacidades del lenguaje de matrices de MATLAB al proporcionar elementos gráficos que pueden ser arrastrados a una ventana para generar un diseño visual. Posteriormente, es posible darles un funcionamiento específico a estos elementos utilizando el lenguaje de programación de MATLAB, con todas las ventajas que este presenta en el trabajo con matrices de datos.

3.3.2. Justificación

Para el desarrollo de este sistema se decidió utilizar AppDesigner debido a que permite utilizar las funciones avanzadas de MATLAB para el tratamiento de matrices de datos y procesamiento de señales sobre una interfaz amigable con el usuario. Además, permite un desarrollo enfocado en los datos y en las diferentes funciones de la aplicación sin invertir demasiado tiempo en el diseño visual de la aplicación a través de código puro, como sucedería en otros entornos de desarrollo de software.

También es importante recalcar que los autores de este trabajo y las demás personas involucradas en el desarrollo están altamente familiarizadas con MATLAB, lo cual disminuye la curva de aprendizaje inicial y por tanto el tiempo de desarrollo.

3.4. Almacenamiento de datos

Como se identificó en el análisis de necesidades, es altamente relevante que los datos obtenidos por los sensores sean almacenados de manera ordenada para poder hacer análisis posteriores e incluso utilizarlos en otro tipo de estudios que sean de interés para los profesionales de la psicología. Dicho esto, es importante que los datos puedan ser almacenados de manera eficiente y que el sistema de almacenamiento pueda adaptarse a los diferentes tipos de estudios que se realicen. Es decir, que sin importar si se miden una o seis variables a lo largo de diversas duraciones de tiempo, el sistema sea capaz de almacenar los metadatos referentes a esto para poder llevar a cabo una lectura posterior.

Otro aspecto importante del almacenamiento es que exista una alternativa que permita exportar los datos a formatos universalmente aceptados fuera del sistema. Especialmente para hacer metaanálisis o comparaciones entre diversas grabaciones. Además, esto dará un mayor control a los psicólogos para poder filtrar, estudiar, controlar y seleccionar los datos que necesiten.

Retomando la noción introducida en el capítulo anterior sobre las diversas estructuras de almacenamiento de datos, se identifica que una solución de datos semi-estructurada será capaz de proveer la versatilidad necesaria para los estudios sin perder el orden y la compatibilidad con varios sistemas, así como la posibilidad de migración de datos.

3.4.1. Sistema JSON

Específicamente para el almacenamiento de datos semiestructurados, el estándar JSON, JavaScript Object Notation por sus siglas en inglés, es muy utilizado [76]. Un conjunto de datos almacenado usando esta notación es llamado objeto JSON. Uno de los motivos de su popularidad es que este formato permite almacenar eficazmente en forma de cadena de texto toda la información referente a un objeto. Su estructura puede contener arreglos de datos, representados en texto de la siguiente forma: [valor1, valor2, valor3] y también pares nombre-valor (u objetos) representados de la siguiente manera: { propiedad1: valor1, propiedad2: valor2 } [60, p. 1303]. Cada uno de los valores contenidos en esos arreglos u objetos pueden ser de diversos tipos: de cadena de caracteres, números, arreglos, objetos JSON, booleanos o nulos.

JSON permite una anidación infinita de objetos y arreglos. Debido a esto es posible guardar estructuras de datos muy específicas y escalables utilizando poca memoria. Además, debido a su popularidad, la mayoría de los lenguajes de programación y entornos de desarrollo tienen integrada alguna forma de manejar objetos JSON [77]. Es decir, funciones que permitan convertir la cadena de texto en formato JSON a objetos dentro del software para operar con ellos usando las reglas de la programación orientada a objetos.

Para el desarrollo de este sistema es importante guardar información sobre 4 tipos de objetos:

- Aplicadores: Nombre y cargo de los usuarios que apliquen un estudio.
- Pacientes: Nombre, edad, sexo, datos de contactos y notas relevantes sobre cada paciente sometido a un estudio.
- Perfiles: Información referente a cada protocolo utilizado como número de variables, tiempo de medición, visualización.
- Estudios: Cada grabación que se haga con un paciente. Debe tener una asociación con Perfiles, Pacientes y Aplicadores, así como la fecha y hora del estudio y todos los datos registrados de todas las variables durante una medición.

Como ejemplo, esta es la estructura base que se utilizó para guardar la información de estudios como un objeto JSON:

```
[
  {
    "id": 1,
    "aplicador": 1,
    "perfil": 1,
    "paciente": 1,
    "fechaHora": "19-Aug-2023 11:36:20",
    "limitesAlerta": [
      [
        55,
        12,
        0,
        0,
        36,
        90
      ]
    ]
  }
]
```

```
[
  120,
  18,
  100,
  100,
  37,
  99
],
"data": "./data/dataEstudios/15_2023-08-19",
"observaciones": ""
},
]
```

De esta forma, existe un arreglo de objetos, donde cada objeto corresponde a un estudio y tiene como parte de sus elementos un ID de paciente, de perfil, de aplicador, una fecha y hora de realización y una ruta al archivo que contiene los datos crudos obtenidos por los sensores, así como un campo de observaciones en caso de ser necesario.

Obteniendo los IDs es posible correlacionar los distintos objetos JSON para desplegar en una interfaz la información completa de los pacientes, perfiles y aplicadores. La gran utilidad, como puede observarse aquí es que no hay un límite en el número de objetos y campos que se puedan añadir a la estructura de datos, ya que es almacenada como una cadena de texto. Esto añade una gran versatilidad e incluso la posibilidad de hacer cambios en la estructura sin que eso implique un rediseño, lo cual sí sucedería al usar una base de datos estructurada, por ejemplo.

3.5. Algoritmos para adquisición de señales

Cada uno de los sensores seleccionados tienen documentación específica sobre su caracterización e incluso bibliotecas que pueden utilizarse dentro del IDE de Arduino para programar la ESP32 de forma que sea capaz de adquirir valores de los sensores y convertirlas a señales digitales en las unidades correctas para ser mostradas en la interfaz. A continuación, se explican las consideraciones tomadas en cuenta para cada sensor, así como los algoritmos utilizados para obtener lecturas de cada uno de ellos.

3.5.1. *Generación de reportes de estudio*

Otro factor importante en el almacenamiento de los datos es la capacidad de exportarlos a un formato o visualización que sea fácilmente legible por un humano y que incluso pueda utilizarse como reporte de resultados en diversos ambientes.

Para ello, se consideró una función en el software que permite generar reportes de cada estudio y exportarlos como una hoja de cálculo en Excel. Este documento de Excel tiene dos secciones importantes. La primera es una versión lista para imprimir que contiene un resumen y algunos cálculos de estadística descriptiva de todas las mediciones hechas en ese estudio. La segunda son los datos en crudo de todas las variables

desplegados en hojas de Excel para que sea fácil copiarlos, exportarlos o modificarlos según sea conveniente para el protocolo en uso en ese momento.

3.5.2. Código para obtener frecuencia cardiaca y oxigenación en sangre

Estas dos variables se registran con un mismo sensor fabricado por Sparkfun, que cuenta con librerías probadas que permiten hacer una implementación rápida al sistema propuesto. Para este sensor en específico se usan 4 cables de conexión ya que se usa una interfaz de I2C.

El primer paso para el uso de sensor dentro del IDE de Arduino fue cargar las librerías adecuadas para manejar esta tarjeta del sensor de PPG.

```
#include <SparkFun_Bio_Sensor_Hub_Library.h>
#include <Wire.h>
```

```
// Variables para la configuración del I2C
```

```
#define SDA_PIN 15
#define SCL_PIN 16
uint32_t frequency = 100000;
```

La primera es la librería para manejar el sensor y tiene las funciones que permiten conocer el FC y el SpO2. La segunda librería permite hacer la configuración de comunicación I2C para lograr la comunicación de la tarjeta con el sensor. Con esto se definen las variables necesarias para la configuración del protocolo I2C siendo el pin 15 la línea de transmisión de datos y el pin 16 el reloj que usará la comunicación. Adicionalmente se define la frecuencia de 100 000 Hz para la comunicación, este número se elige siguiendo la recomendación de Espressif para las aplicaciones donde se requiera una transferencia continua de datos.

```
int resPin = 4;
int mfioPin = 5;
long timer = 0;
int algoRange = 80; // ADC Range (0-100%)
int algoStepSize = 20; // Step Size (0-100%)
int algoSens = 20; // Sensitivity (0-100%)
int algoSamp = 10; // Number of samples to average (0-255)

// Configuración de direcciones de los pines de reseteo y MFIO.
SparkFun_Bio_Sensor_Hub bioHub(resPin, mfioPin);
// Nombramiento al objeto con el que trabajara
bioData body;
```

En este fragmento se declaran variables necesarias para la correcta implementación de las funciones de la librería SparkFun_Bio_Sensor_Hub_Library.h y se crea el objeto con el que se trabajará para obtener los datos del sensor de PPG. Además, se usa una variable de tipo long, que servirá de contador para regular la frecuencia de muestreo del sensor.

```
void setup() {

    Serial.begin(115200);
    Wire.begin(SDA_PIN, SCL_PIN, frequency); // Configuración de la interfaz I2C
    para el ESP32
```

```

    bioHub.begin();
    bioHub.configSensorBpm(MODE_ONE);
    bioHub.setPulseWidth(width);
    pulseWidthVal = bioHub.readPulseWidth();
    bioHub.setSampleRate(samples);
    sampleVal = bioHub.readSampleRate();
    delay(4000);
}

// Configuración de direcciones de los pines de reseteo y MFIO.
SparkFun_Bio_Sensor_Hub bioHub(resPin, mfioPin);
// Nombramiento al objeto con el que trabajara
bioData body;

```

La configuración realizada en el void setup es la que corresponde a la inicialización del sensor y a la conexión. Serial.begin sirve para establecer la velocidad del baudaje que se empleara, la elección de 115200 baudios es por sugerencia del desarrollador del sensor y el Wire.begin inicia la comunicación I2C con las variables previamente mencionadas. En las líneas subsecuentes se inicia la transmisión de datos con el sensor de PPG y se comprueba que no existan errores en la comunicación y recepción de datos, así como los parámetros de operación que se establecieron en la declaración de variables y por último se da una ventana de 4 segundos para comenzar con la transmisión formal de datos.

```

void loop() {

    // Llamada e impresión de la información con el objeto de trabajo
    body = bioHub.readBpm();
    Serial.println(body.heartRate);
    Serial.println(body.oxygen);
}

```

La función bioHub.readBpn establece la lectura de la señal enviada del sensor y con las funciones body.heartRate y body.oxygen se consulta los valores de las señales de SpO2 y FC.

3.5.3. Código para obtener la temperatura

Esta medición es realizada con un termistor por lo que se conecta a la placa mediante el uso de un arreglo divisor de tensión. El objetivo de lo anterior es convertir la señal analógica registrada en un voltaje que se pueda manipular matemáticamente en el IDE siguiendo el arreglo que se puede ver en el Anexo 3.

```

void loop() {

    // Llamada e impresión de la información con el objeto de trabajo
    body = bioHub.readBpm();
    Serial.println(body.heartRate);
    Serial.println(body.oxygen);
}

```

Los valores declarados en esta sección servirán para realizar los cálculos que se requieren en el procesamiento de la señal analógica a una medición de temperatura

```

int rt;    //Variable donde se guarda la lectura cruda del termistor

```

```
//Variables usadas en el cálculo
float vs ;    //Voltaje registrado en el termistor.
float rntc;   //Valor de la resistencia que toma el termistor
float T ;     //Variable de la lectura de temperatura en K
float TC;     // Variable de la lectura de temperatura en °C.
```

Las variables declaradas en esta sección serán usadas para almacenar los cálculos necesarios en el procesamiento de la señal.

```
// Variables para filtro de media móvil
const int winsize = 20;
float cuenta;
float protem;
float lecturasT[winsize];
int indice2 = 0;
```

Se establecen los valores y variables necesarios para realizar un filtro de media móvil con el fin de eliminar un poco del ruido que se obtiene de la lectura.

```
void loop() {
    rt = analogRead(sensorT);
    vs =(rt*vcc/ 4095.0);
    rntc = (vs*rAux)/(vcc-vs);
    T = (temp0*beta)/(temp0*log(rntc/r0)+beta);
    TC = T-273.15;
    smooth();
    Serial.println(prottem);
    Serial.println(" °C");
}
```

Dentro del void loop se obtiene la señal del puerto analógico, para después normalizarla y convertirla en una señal con un valor de tensión entre 0 y 3.3 V, una vez lograda esta medición es necesario emplear este valor para calcular cuál es la resistencia que posee el termistor en ese momento, para eso se utiliza un divisor de tensión, con el valor de la resistencia colocada en el circuito que se ensambló siguiendo el Anexo 3. Con el valor de la resistencia en el termistor se recurre a la ecuación de Steinhart-Hart para poder calcular la temperatura real, puesto que se ha demostrado que esta es la ecuación que da mejores resultados en las aproximaciones de la temperatura usando termistores NTC [28].

```
float smooth() {
    cuenta = cuenta- lecturasT[indice2];
    lecturasT[indice2] = TC;
    cuenta = cuenta + lecturasT[indice2];
    indice2 = indice2 + 1;
    if (indice2 >= winsize) {
        indice2 = 0;
    }
    prottem = cuenta / winsize;
    return prottem;
}
```

Por último, al ser una señal analógica y tener un termistor con una reactividad muy elevada al cambio de temperatura es conveniente recurrir a un filtro, en este caso uno de media móvil con una ventana de 20 muestras, y realizado dentro de una función (smoth).

3.5.4. Código para obtener la respuesta galvánica

El sensor GSR emplea una conexión analógica, por lo que la resolución de la señal depende del ADC de la tarjeta ESP32. Además, para entregar una señal en las unidades comúnmente usadas en este tipo de estudios (micro siemens), se emplea un algoritmo de conversión para poder calcular los valores reales de la señal fisiológica.

Para la obtención de la señal se conecta el sensor como en el Anexo 3 y se carga el siguiente código:

```
// Variables para el GSR
const int GSRpin=6;
double sensorValue;

double f ;
int buffer2[TAM_VENTANA]; // Buffer para almacenar los últimos valores de la
señal
int bufferIndex2 = 0;
double GSR_signal;
double uS;
double resistencia;
```

En esta sección se declaran las variables en las que se guardará la lectura cruda del sensor GSR, la dirección del pin al que será conectado, las variables necesarias para un filtro de media móvil y las variables en las que se calcula el algoritmo para convertir los datos crudos a unos con la dimensionalidad correcta.

```
sensorValue = analogRead(GSRpin);
buffer2[bufferIndex2] = sensorValue;
bufferIndex2 = (bufferIndex2 +1) % TAM_VENTANA;
int cont = 0;
for (int j = 0; j < TAM_VENTANA; j++) {
    cont += buffer2[j];
}
GSR_signal = cont / TAM_VENTANA;
resistencia = ((4096 + (2 * GSR_signal)) * 10000) / (2048 - GSR_signal);
uS= (1/resistencia)*1000000;
}
```

Se lee el valor analógico del sensor para después ser filtrado con un filtro de media móvil para obtener una señal mucho más limpia. Una vez realizado este proceso se convierte a una señal con valores en Ω con un algoritmo propio del fabricante. Como último paso se calcula el valor inverso y se multiplica por 10^6 con el objetivo de convertir las unidades de Ω a μS ya que estos últimos son los valores estándar para el reporte de esta variable.

Dentro del void loop se establece el ciclo dentro de un contador para poder configurar una frecuencia de muestreo, después se realiza la lectura de la señal y se almacena en la primera variable, a continuación, se llama la función de filtrado para obtener una señal más estable. Ya en posesión de una mejor señal se ejecuta la función que convertirá los valores, que se explica cómo se modelo más adelante y por último se imprime esta señal.

$$Conductividad = \frac{1000\ 000}{f(x)} [\mu S] \quad (5)$$

3.5.5. Código para obtener frecuencia respiratoria

Para esta medición el sensor MPU6050 proporciona una lectura indirecta de la respiración diafragmática, debido a que al efectuarse el diafragma desplaza los órganos de la zona abdominal generando un movimiento de retracción y expansión en la caja torácica. Debido a lo anterior el sensor de movimiento es adecuado para realizar la medición por sus acelerómetros en 3 ejes distintos.

Con el objetivo mencionado se coloca el sensor en un cinturón de nylon con un ajuste de resorte, mismo que es colocado a la altura de las ultimas costillas y cuenta con sistema de ajuste para una diversidad complejones como se muestra a continuación:



Fig. 30. Prototipo de cinturón para medición de FR con un MPU.

Usando el arreglo anterior se carga en la tarjeta de desarrollo el siguiente código para poder muestrear el movimiento del diafragma durante la respiración:

```
#include <Wire.h>
#include <MPU6050_tockn.h>
```

En esta sección se declaran las librerías para manejar la tarjeta MPU6050, una es para la comunicación con la misma (Wire.h) y otra para la adquisición de datos (MPU6050_tockn.h).

```
// Definimos las variables para la configuración del I2C
#define SDA_PIN 15
#define SCL_PIN 16
//Variables para FR
double lecturaFR;
MPU6050 mpu6050(Wire);
```

Ahora se declaran las constantes necesarias para la conexión I2C, crear el objeto con el que se nombrara el censo. En este caso no se incluye un filtro de media móvil ya que se estudió el comportamiento de la adquisición con y sin el filtro, observando que no existía una diferencia considerable en la calidad de los datos. Sin embargo, al tener en cuenta la carga puesta en el microprocesador al adquirir diversas señales, se optó por usar la señal cruda.

```
void setup() {
  Serial.begin(115200);
```

```

Wire.begin(SDA_PIN, SCL_PIN, frequency); // Configuración de la interfaz I2C
para el ESP32
mpu6050.begin();
}

```

En el Void set up se realizan 3 tareas, la inicialización del puerto serial, la configuración de la conexión I2C y la inicialización del sensor de movimiento.

```

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  Wire.begin(SDA_PIN, SCL_PIN, frequency); // Configuración de la interfaz I2C
para el ESP32
  mpu6050.begin();
}

```

Dentro del void loop se usa la función, update(), para actualizar la información de los 14 registros, después se colocan las demás partes del loop dentro de un ciclo que controlara la tasa de muestreo. Dentro del ciclo se asigna el valor del registro del acelerómetro del eje z a una variable y se multiplica por 10 ya que de forma normal este valor oscila entre 0 y 1. Una vez con esta medición lo que sigue es filtrar la señal con la función smooth() por el ruido que se genera naturalmente como ya se había mencionado.

```

float smooth() {
  total = total- lecturas[indice];
  lecturas[indice] = lecturaFR;
  total = total + lecturas[indice];
  indice = indice + 1;
  if (indice >= winsize) {
    indice = 0;
  }
  promFR = total / winsize;
  return promFR;
}

```

Al ser una señal sin procesar, y puesto que la variable a medir es FR y no el movimiento diafragmático, usando Matlab se realiza el procesamiento de las señales, donde se separa por bloques donde se puede observar un incremento y decremento de la señal y se localiza el máximo local dentro de estos bloques, con esta información se puede calcular el espacio entre ambos puntos lo que nos da el aproximado de FR de la siguiente manera:

$$RR = 60 \div \frac{\text{No de muestras entre puntos}}{\text{taza de muestreo}} \quad (6)$$

3.5.6. Código para obtener electromiografía

El sensor de EMG adquiere señal eléctrica de los músculos mediante electrodos de superficie. En concreto el sensor que se empleó en la propuesta tiene una salida analógica por lo que el código requiere de una conversión de los datos a variables dimensionadas a unidades convencionales. En este caso, a diferencia del GSR, el fabricante no indica ningún algoritmo para poder saber las unidades reales de la medición por lo que se realizó un proceso de caracterización descrito a continuación.

Con el apoyo de un equipo de medición Procom Infinity y el equipo Zenith se tomó un registro en paralelo de EMG en el trapecio sección descendiente, en las posiciones siguientes:

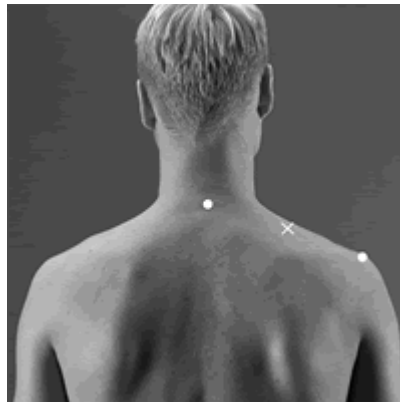


Fig. 31. Posición de electrodos para medición de EMG, Consultado en: <http://seniam.org/>

Se realizó un ejercicio de movimiento para saber los valores promedio en reposo, durante movimiento de cabeza, levantamientos de brazo y abducciones de hombro, comparando las mediciones en la siguiente tabla:

Tabla 18 Comparación de medición entre Procom y Zenith sin caracterizar

Estado	Valores de Procom	Valores de Zenith
Reposo	4,33	1817,00
Movimiento de cabeza	22,25	1884
Levantamiento de brazo	74,39	2019
Abducción de hombro	134,156	2232

Usando una interpolación lagrangiana se puede reconstruir la señal, para obtener valores con unidades de μV , con lo que se desarrolla la siguiente ecuación:

$$\mu V = -\frac{67078771 * t^3}{31224419973000} + \frac{201023992033 * t^2}{15612209986500} - \frac{263483107964801 * t}{10408139991000} + \frac{1894137509883717}{115645999900} \quad \text{Ecuación (8)}$$

Esta ecuación permite modelar siguiendo la siguiente curva de caracterización:

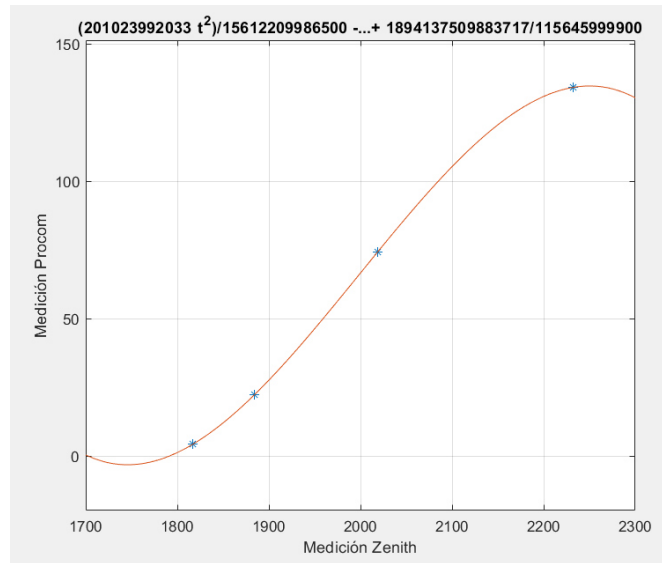


Fig. 32 Grafica de comparación entre la medición con Procom y Zenith

```
//Variables para EMG
const int EMGpin = 17;
double EMG_signal = 0.0;
double a = -2.1482e-6 ;
double b= 1.287e-3;
double c= 25.315;
double d = 16378.75;
```

Para el proceso de esta señal están declaradas las terminales para la lectura del sensor, la variable donde se guardarán los datos y las constantes necesarias para la función que convertirá los datos crudos en valores de μV .

```
double EMGsensor = analogRead(EMGpin);
EMG_signal= a*pow(EMGsensor,3)+b*pow(EMGsensor,2)+c*EMGsensor+d;
Serial.println(EMG_signal);
```

Esta sección establece la lectura de la señal y la conversión con la función polinomial que convierte los valores crudos a μV . Por último, solo es necesario la impresión de los resultados en pantalla para la comprobación por parte del usuario.

3.5.7. Comunicación entre ESP32 y Matlab

La comunicación entre las dos plataformas se logra gracias a que la tarjeta ESP32 puede hacer una comunicación de tipo serial para los datos de salida. En este sentido, la tarjeta puede trabajar como lo haría un Arduino o cualquier otro microcontrolador. Con lo anterior, en conocimiento hay dos códigos que se necesitan para lograr una comunicación exitosa. El primero es un código general que capture todas las señales fisiológicas de los sensores y un segundo código que permita establecer la comunicación dentro de Matlab, guardar los registros, procesarlos y graficarlos en tiempo real.

El primer paso fue la programación en el microcontrolador para realizar mediciones y regular los intervalos de muestreo, gestionando las actividades de ambos núcleos presentes en el microcontrolador, usando

interrupciones y banderas. Las declaraciones de constantes para los pines siguen lo abordado anteriormente y lo especificado en el diagrama de conexiones (Anexo 3). Por lo que en el código usando (Anexo 4) se declara los parámetros de tiempo, banderas, las variables de las tareas que se usan, una interrupción y se especifica el funcionamiento de cada núcleo de acuerdo a las necesidades.

En el código se establecen varias funciones, las principales, excluyendo las que se encargan de muestrear las señales, serán:

- Task1code
- Task2code
- IRAM_ATTR

Donde las primeras 2 se encargan de asignar las tareas que realizan cada uno de los núcleos de la tarjeta ESP32 con el fin de administrar de mejor manera el manejo de recursos. La tercera función está encargada de hacer la adquisición de datos cada que se realiza una interrupción y se levanta una bandera, esta función se activa en un tiempo determinado previamente en la declaración de las constantes.

Los datos que se registran con el ESP son adquiridos en la computadora, pero no se almacenan ni se procesan de forma automática. Para eso es necesario establecer una comunicación entre nuestro microprocesador y la interfaz de usuario que se usará, que como ya se mencionó, está desarrollada en Matlab.

Los procesos del código (Anexo 5) de comunicación con Matlab son:

- Limpiar la ventana de comandos
- Limpiar el work space
- Cerrar todas las pestañas gestionadas por Matlab
- Verificar que no exista ningún dispositivo teniendo comunicación con la computadora usando Matlab
- Abrir un puerto de comunicación con el ESP32
- Declarar todas las variables que se van a adquirir
- Declarar las ventanas y manera de imprimir los datos que procesaran
- Hacer un contador
- Realizar la lectura de los datos (formato string)
- Convertir la lectura de String a double
- Hacer las impresiones con ayuda de un contador
- Guardar la información

3.5.8. *Diseño de PCB*

La motivación para realizar un diseño e impresión de placa PCB es evitar la presencia de falsos contactos, así como lograr la estandarización del modelo que se seguirá para el prototipo final. Tiene otras ventajas añadidas como la optimización del espacio en el manejo de los componentes, la optimización y normalización del rendimiento eléctrico, así como dar fiabilidad y durabilidad al prototipo final.

En este caso se utilizó el software de diseño EAGLE de Autodesk para crear una placa que pudiera albergar conexiones de borneras para comunicarse con cada uno de los sensores previamente seleccionados. La selección de borneras obedece a la necesidad de tener conectores de gran resistencia y fácil conexión, apartado

que se satisface con el empleo de conectores de aviador, los cuales comercialmente se encuentran en configuraciones desde 2 pines hasta 8, siendo una opción ideal pues debido a los diversos sensores se requieren conexiones de entre 2 y 4 pines.



Fig. 33 Conector de aviador. Imagen consultada de: <https://uelectronics.com/producto/conector-de-aviacion-gx16-macho-hembra/>

Para asegurar la larga vida útil de los sensores y su correcta conexión aparte de los conectores de aviador se empleó cable de 4 vías, con medida de 18 awg ya que esta tenía que ser compatible con el grosor que se podía permitir el agarre de los conectores. Con las elecciones tomadas se tenía que crear un medio que pudiera albergar todos los componentes, así como tener la capacidad para trasportarlos siendo un solo elemento.

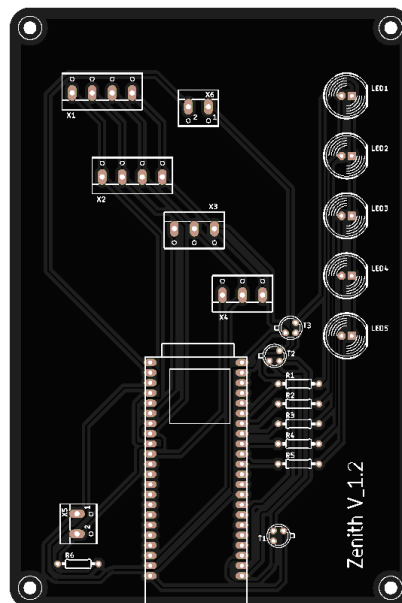


Fig. 34 Diseño final de la placa madre

3.5.9. Diseño de caja

Establecidas las dimensiones y disposición de los elementos en la PCB se requiere un medio para poder almacenar todo eficientemente. La solución propuesta fue una caja diseñada e impresa en 3D mediante manufactura aditiva. El diseño tenía que considerar espacio para la alimentación, los puertos donde acoplar los conectores y espacio para la correcta sujeción de la placa PCB, además de había que cumplir las necesidades sobre la resistencia.

Referente a lo anterior, se proponen las acciones:

- Uso de filamento ABS ya que tiene las mejores propiedades mecánicas
- Usar el menor número de piezas para reducir las uniones que serían susceptibles a puntos de ruptura
- Poner soportes para acople mecánico con tornillos.
- Dar elevación a los soportes para que las soldaduras tengan un espacio adecuado, para evitar falsos o cortocircuitos.
- Agregar un soporte para la salida del cable de alimentación/ datos.

Durante el primer prototipo se encontraron varios inconvenientes como el material de elección ya que, si bien mecánicamente presenta ventajas con respecto a otros, por durabilidad, la impresión realizada generó errores de unión en las capas de filamento por lo cual se descartó el primer modelo. Adicionalmente debido a las tolerancias de la boquilla extrusora los agujeros donde se montarían las terminales no eran utilizables.



Fig. 35 Errores de impresión presentados en primer prototipo

El segundo prototipo se planteó con el uso de PETG que presenta características mecánicas similares a las destacadas por el ABS, sin embargo este tipo de filamento es mucho más trabajable en una impresora convencional, con lo cual se eliminan los inconvenientes de las uniones mal realizadas entre las capas del modelo, la segunda corrección fue un incremento en las tolerancias de los agujeros de las terminales, la tercera corrección se centró en el diseño de construcción pasando de una sola pieza a 6 para lograr una impresión más controlada y en un diferente ángulo lo cual brinda más resistencia a la manipulación.

Capítulo 4. Resultados

Utilizando las metodologías descritas se obtuvo un producto funcional, llamado Zenith que, de forma general, cuenta con las siguientes características:

- Caja de procesamiento que contiene los circuitos necesarios para la operación de los sensores.
- Conectores y cables robustos, estables y fáciles de utilizar.
- Diversos mecanismos para acoplar los sensores a los puntos de medición en el paciente.
- Plataforma de software ejecutable que permite diseñar protocolos de medición, registrar pacientes, realizar mediciones y exportar reportes en formato Excel.

A continuación, se describen con mayor detalle los productos logrados.

4.1. Prototipo de hardware

El microprocesador y los circuitos necesarios para la interacción de los sensores con el software fueron montados sobre una Placa de Circuito Impreso PCI diseñada en el software EAGLE de Autodesk.

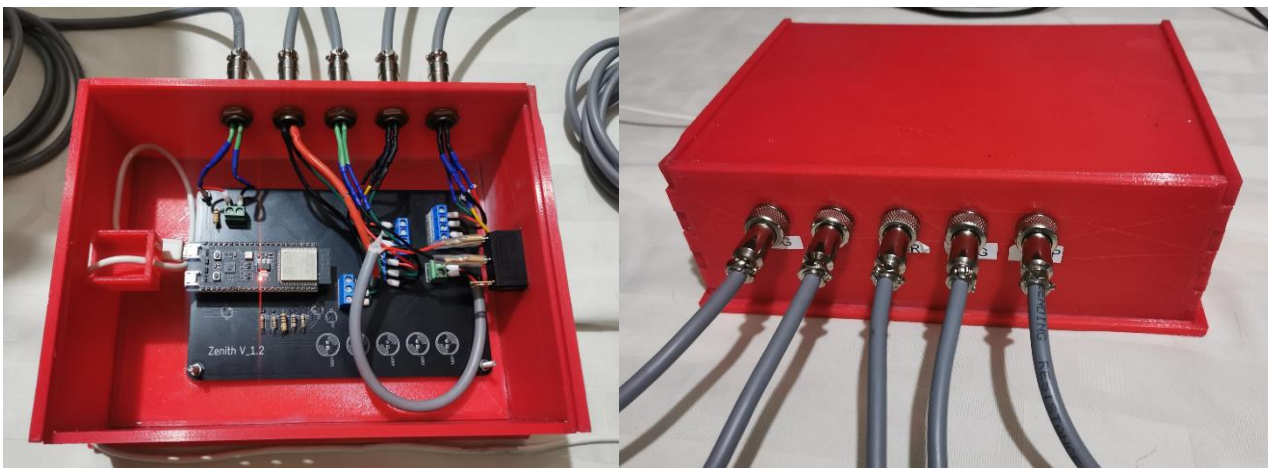


Fig. 37. Prototipo de hardware: PCB ensamblada en caja cubierta con conectores de fácil acceso.

Los componentes fueron soldados a la PCI y posteriormente introducidos en una caja realizada con manufactura aditiva. El diseño de la caja se realizó tomando en cuenta la posición y tamaño de los conectores para los sensores. De esta manera, se garantiza que el usuario, en este caso el psicólogo, no tenga a la vista ningún tipo de circuito o conexión especial que deba realizar. De la caja sobresalen únicamente los conectores para cada sensor y el cable USB que se conecta a la computadora donde se ejecuta el software.

Como se puede apreciar en las fotografías, el prototipo cumplió con los parámetros identificados como necesidades del profesional de la psicología. Es un equipo de dimensiones autocontenidas (dicho de otra forma, tiene un contenedor cuyo interior queda oculto al espectador), es modular y resistente, especialmente en los cables y conectores. En cuanto a las necesidades del paciente, se redujo al mínimo posible la incomodidad del usuario al colocar los sensores sobre su cuerpo.



Fig. 38. Prototipo con todos los sensores conectados.

4.2. Prototipo de software

En las siguientes Figuras se pueden apreciar capturas de pantalla del software elaborado en AppDesigner de MATLAB. En la pantalla principal, el software muestra un menú con las cuatro áreas del software a las que puede acceder el usuario.

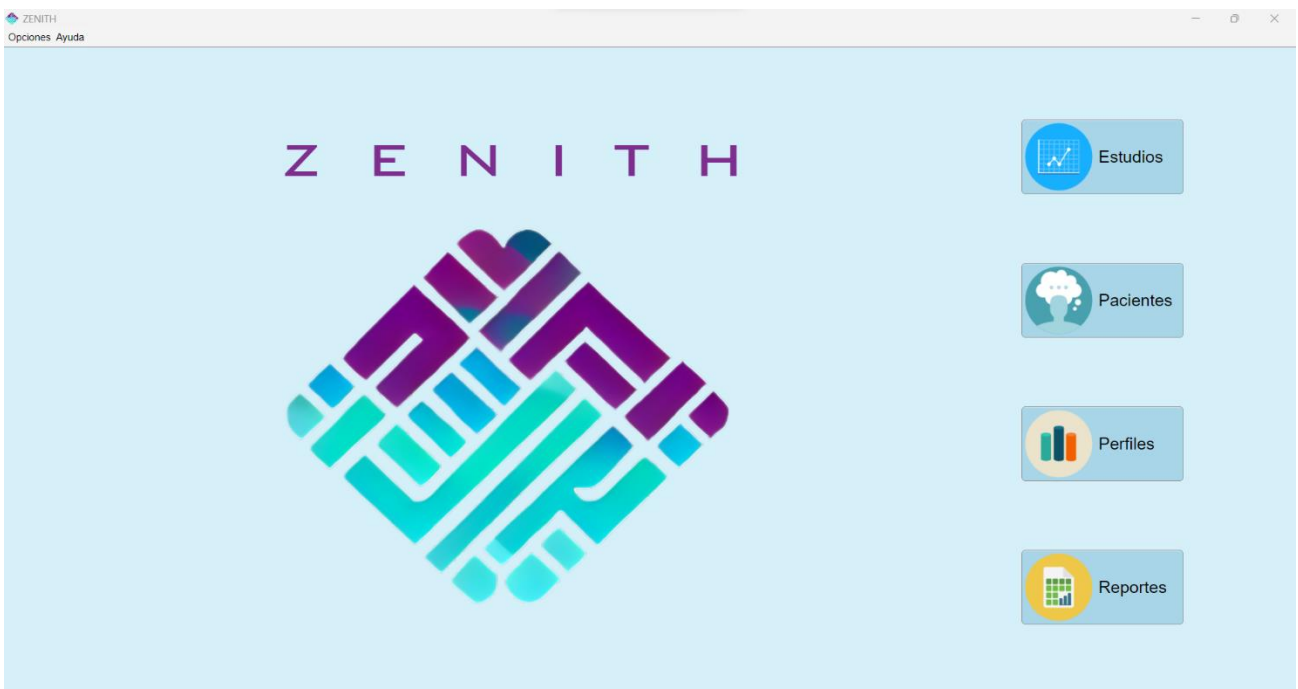


Fig. 39. Pantalla de inicio del software.

En un flujo normal de trabajo, la primera acción consiste en diseñar un perfil de acuerdo con el protocolo que se desee evaluar en un dado momento. Para ello la sección Perfiles es la indicada. En la primera pantalla se puede asignar un nombre al perfil, una descripción y pide escoger un número de fases.

Es importante indicar que estos estudios suelen tener distintas fases o etapas en las que se somete al paciente a diversos estímulos o estresores. Pero no hay un número predeterminado, pues eso depende de la situación específica que se busque evaluar en cada protocolo. El software Zenith permite escoger entre 1 y 8 fases por cada Perfil de una duración específica en segundos.

En la siguiente pestaña se permite asignar un nombre y descripción a cada fase que se mostrarán durante el estudio como guía al aplicador.

Por último, en la tercera pestaña se puede escoger el diseño de visualización que estará presente durante la grabación de los estudios. Cada una de las gráficas y cuadros de valores pueden activarse o desactivarse, así como escoger el color, asignar una variable específica e incluso poner una imagen en la ventana de visualización.

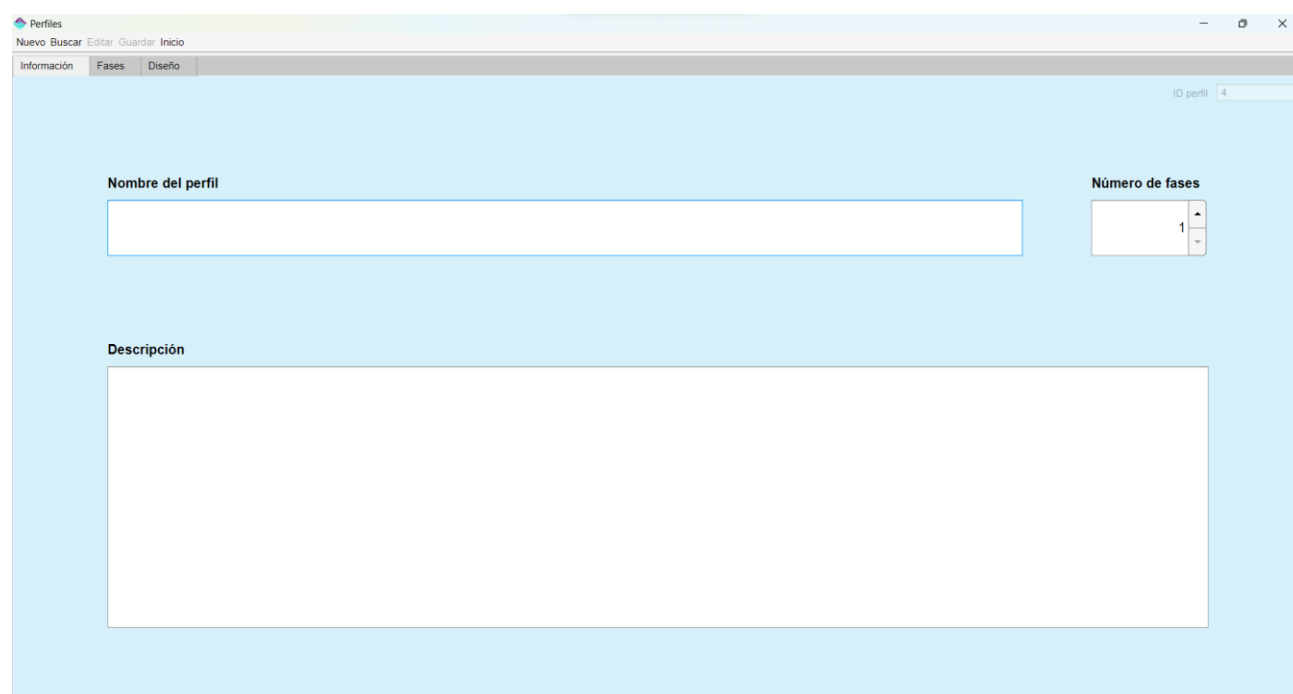
The image shows a screenshot of a software application window titled 'Perfiles'. The window has a menu bar with 'Nuevo', 'Buscar', 'Editar', 'Guardar', and 'Inicio'. Below the menu bar is a tabbed interface with three tabs: 'Información', 'Fases', and 'Diseño'. The 'Fases' tab is currently selected. In the top right corner of the window, there is a small input field labeled 'ID perfil' with the value '4'. The main area of the window is light blue and contains three form elements: a text input field labeled 'Nombre del perfil', a numeric spinner control labeled 'Número de fases' with the value '1', and a large text area labeled 'Descripción'.

Fig. 40. Registro de datos iniciales de perfil nuevo.

Perfiles
Nuevo Buscar Editar Guardar Inicio

Información Fases Diseño

ID Perfil 4

Duración de fases [s] 0

Fase	Nombre	Descripción
1		

Fig. 41. Especificaciones de cada fase del perfil.

Perfiles
Nuevo Buscar Editar Guardar Inicio

Información Fases Diseño

ID Perfil 4

Vista Edición Usuario

Sección de edición

Izquierda Derecha

Variable Frec Cardíaca
Color de curva Selección
Color de fondo Selección

Variable Frec Resp
Color de curva Selección
Color de fondo Selección

Variable EMG
Color de curva Selección
Color de fondo Selección

Variable Conductancia
Color de curva Selección
Color de fondo Selección

0 PPM
0 RPM
0 mV
0 uS

Fig. 42. Diseño visual de interfaz de grabación y selección de variables.

A través del menú superior se puede volver al inicio. En la sección Pacientes se pueden registrar pacientes nuevos con sus datos personales y notas importantes sobre su condición o salud que puedan afectar las mediciones del estudio. En el menú superior también hay una pestaña para buscar pacientes previamente registrados y en caso de necesitarlo, editar sus datos.

Pacientes
Nuevo Buscar Editar Inicio

Crear

ID paciente: 5

Nombre(s)

Apellido(s)

Fecha de nacimiento 01/01/1998 **Edad** 0

Sexo Seleccione ▼

Teléfono

Correo

Observaciones

Guardar

Fig. 43. Registro de paciente nuevo.

Pacientes
Nuevo Buscar Editar Inicio

Crear

ID paciente: 5

Ingrese nombre del paciente

ID	Nombre	Apellidos	Género
1	Fernando	Salas Carmona	Hombre

Fig. 44. Cuadro de búsqueda de pacientes registrados.

Para realizar una grabación de un estudio, es necesario ir a la sección Estudios, donde se desplegarán ventanas para realizar las siguientes acciones:

1. Asignar un aplicador al estudio. Si se desea, desde esta ventana también se puede agregar un nuevo aplicador al sistema.

2. Escoger el perfil que se aplicará al estudio y escoger al paciente que se someterá al estudio.
3. Revisar los valores seleccionados y validar los valores límites de cada variable. Estos valores son usados como referencia en el reporte final, únicamente para tener en consideración qué valores serían demasiado altos o bajos para cada paciente. Dependiendo de las condiciones del paciente, estos valores pueden editarse en esta ventana.
4. Recordar instrucciones para posicionar los sensores en el paciente. En esta ventana, hay un botón, Validar, que permite hacer una grabación de prueba de 60 segundos. La intención es que, con esta validación, el aplicador pueda identificar si todos los sensores están leyendo valores aceptables y estables. Si no es así, pueden ajustar la colocación y repetir la validación cuantas veces sean necesarias antes de comenzar el estudio como tal.
5. Grabar el estudio. Antes de cada fase, se muestra el título y descripción de cada una y al aceptar se inicia la grabación y se espera que el sujeto sea sometido al estímulo requerido. Durante la grabación, el aplicador puede ver los valores numéricos y las gráficas de cada variable cambiando en tiempo real de acuerdo con cómo lo haya seleccionado en la creación del perfil. También se puede ver una cuenta regresiva dependiendo de cuánto tiempo reste durante la grabación de esa fase.

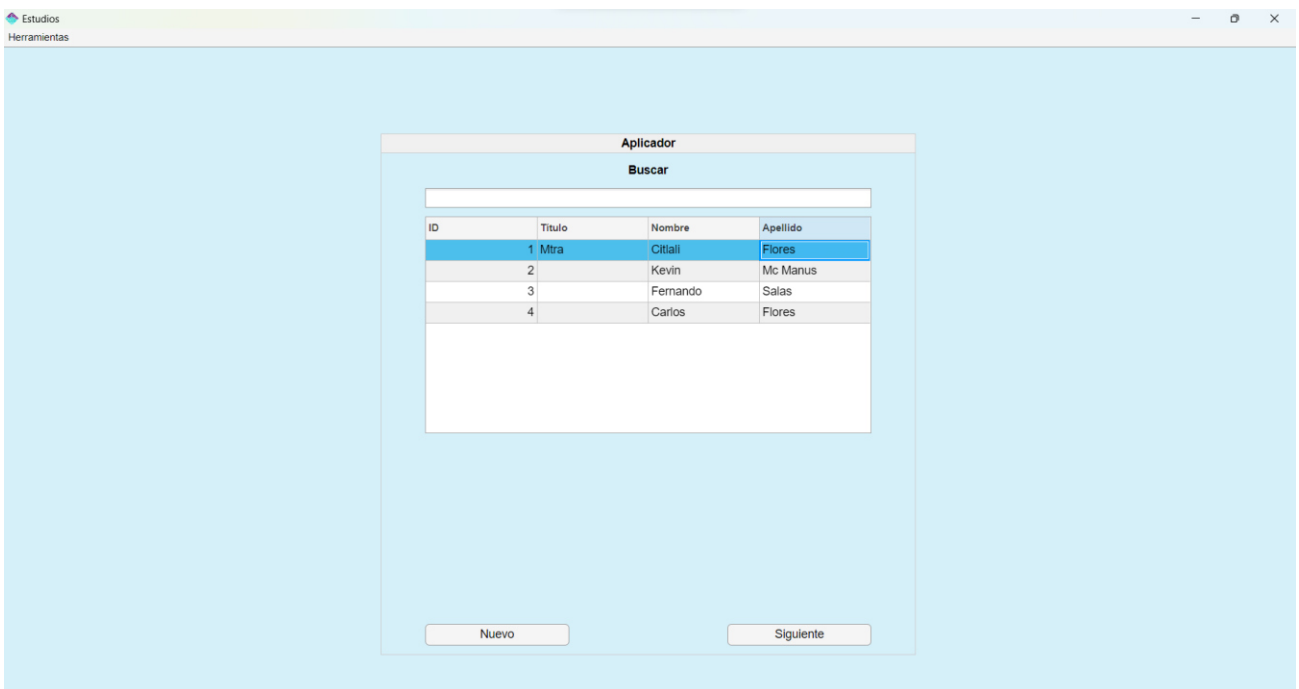


Fig. 45. Primera pantalla al iniciar un nuevo estudio. Escoger aplicador.

Estudios

Herramientas

Asignación del estudio

Estás por iniciar un nuevo estudio

Elegir paciente

s

ID	Nombre	Apellido	Género
1	Fernando	Salas Carmona	Hombre
2	Luis	Jimenez Salinas	Hombre
3	Kevin	Mc Manus	Hombre
4	Isac	Hernandez	Hombre

Elegir perfil

c

ID	Nombre Perfil	Número de fases	Duración de fase [seg]
1	Prueba CIA	3	90
2	Prueba a distancia	3	180
3	Prueba clinica uno	3	150

Atrás

Siguiente

Fig. 46. Seleccionar perfil y paciente.

Estudios

Herramientas

Confirmación de límites

Etapas de verificación y límites de alertas

Perfil: Prueba clinica uno

Número de fases: 3

Duración de fase: 150 segundos.

Paciente: Fernando Salas Carmona

Por favor valide los límites de alerta de cada variable. Si quiere editar algún límite, dé doble click sobre ese campo.

Variable	Límite inferior	Límite superior	Unidades
Frec Cardíaca	55	120	LPM
Frec Resp	12	18	RPM
EMG	0	100	uV
Conductancia	0	100	uS
Temperatura	36	37	°C

Atrás

Siguiente

Fig. 47. Validación de selecciones previas y límites de alertas.

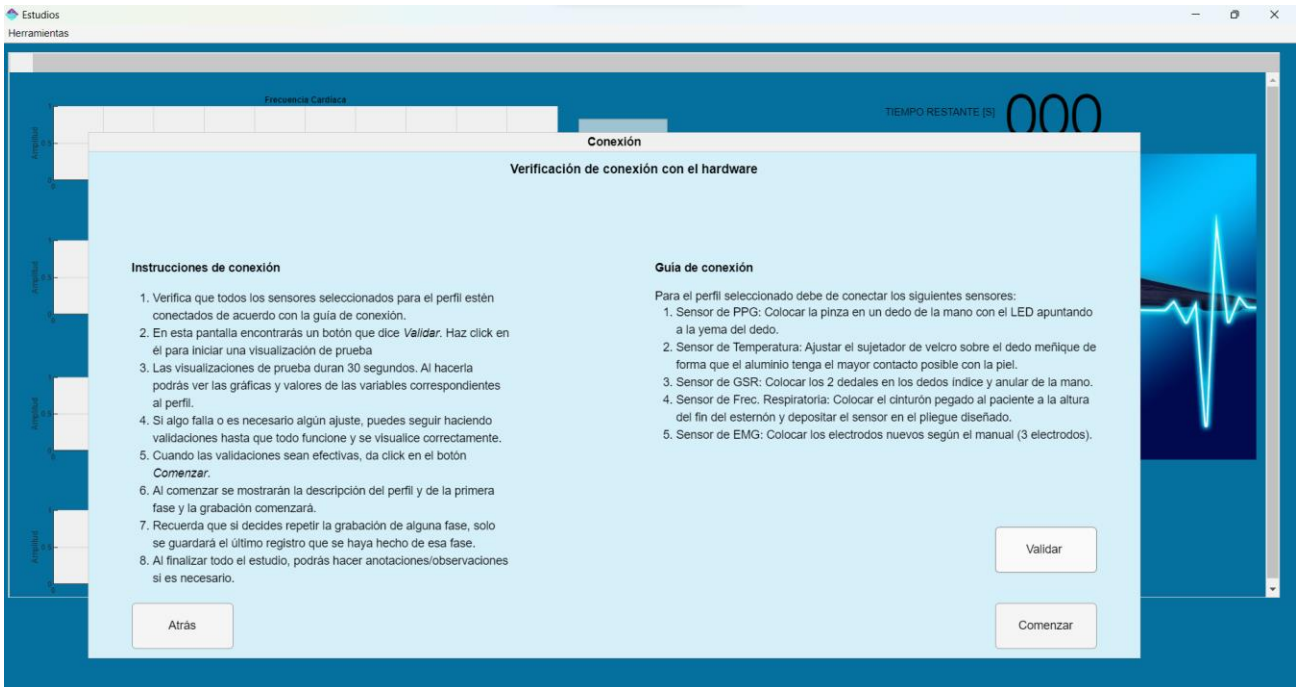


Fig. 48. Recordatorio de buenas prácticas de conexión. Opción para validar mediciones antes de comenzar el estudio.

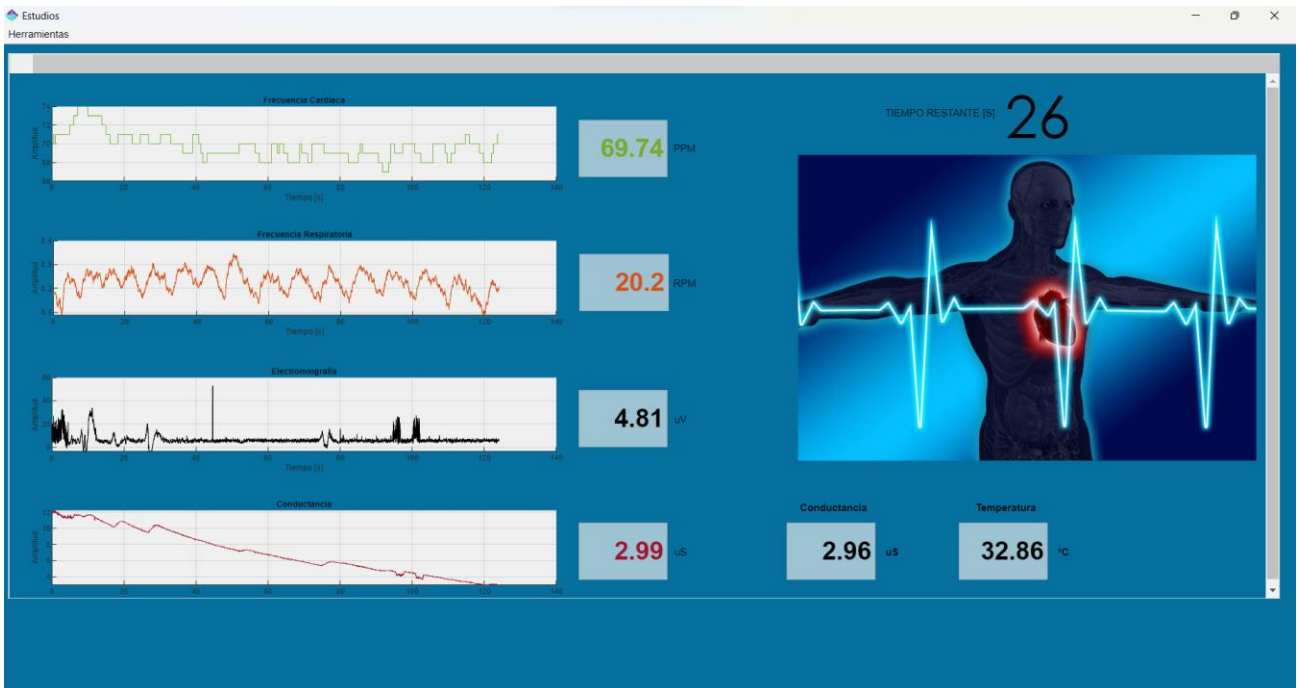


Fig. 49. Grabación en tiempo real de una fase.

Por último, después de grabar un estudio, en la sección de Reportes, se puede escoger de la lista cada uno de los estudios que se han hecho y generar un reporte en Excel (ver Anexo 10).

Reportes
Inicio

Ingrese nombre o apellido del Paciente

fer

ID	Nombre	Apellidos	Perfil	Fecha de aplicación
1	Fernando	Salas Carmona	Prueba CIA	19-Aug-2023 11:36:20
2	Fernando	Salas Carmona	Prueba CIA	16-Sep-2023 20:16:40
3	Fernando	Salas Carmona	Prueba CIA	25-Oct-2023 20:52:41
4	Fernando	Salas Carmona	Prueba CIA	25-Nov-2023 12:42:03
5	Fernando	Salas Carmona	Prueba a distancia	03-Mar-2024 18:24:20
6	Fernando	Salas Carmona	Prueba a distancia	03-Mar-2024 18:38:16
7	Fernando	Salas Carmona	Prueba a distancia	03-Mar-2024 18:41:40
8	Fernando	Salas Carmona	Prueba a distancia	03-Mar-2024 20:29:10
9	Fernando	Salas Carmona	Prueba a distancia	03-Mar-2024 20:35:25

Generar Reporte

Fig. 50. Pantalla para generar reporte. Buscador por nombre del paciente.

El software Zenith fue registrado en el Instituto Nacional del Derecho de Autor con el número de registro 03-2023-121412410300-01.

Conclusiones

El estudio del estrés es de suma relevancia en la sociedad actual, especialmente en pacientes con comorbilidades que pueden dificultar su capacidad para regular la respuesta fisiológica al estrés. El desarrollo de equipos especializados para investigar esta respuesta puede proporcionar datos valiosos en entornos clínicos.

Debido a la dificultad de acceder a equipos especializados que sean fáciles e intuitivos de usar, se ha desarrollado esta propuesta que cumple con los requisitos identificados a través de diversas metodologías de diseño de productos. Es importante destacar que el prototipo se desarrolló en continua comunicación con profesionales de la psicología, quienes brindaron retroalimentación en todo momento.

A través de la investigación y el desarrollo realizado en este proyecto, se identificó que existen sensores comerciales capaces de proporcionar la calidad necesaria para evaluar diferentes variables para objetivos de estudio en la psicología. Sin embargo, consideramos que es fundamental tener en cuenta las necesidades de los usuarios para poder integrar todas las tecnologías disponibles y crear la mejor solución posible. Por ello, se adoptó un enfoque fuerte en las metodologías de diseño, lo que permitió llevar a cabo un desarrollo iterativo de forma estructurada y centrada en las características más relevantes para ofrecer una propuesta que realmente resuelva la necesidad identificada.

Con esto, se considera validada la hipótesis inicial de este trabajo, dado que fue posible desarrollar un sistema completo desde fases iniciales enfocado y especializado en la medición del estrés para fines de investigación en la psicología. Si bien aún hay varias áreas de mejora en el proyecto para que pueda tener un uso más intensivo y competitivo, se demostró la viabilidad de su construcción con herramientas disponibles tanto de hardware como de software. También se validó de forma cualitativa el hecho de que efectivamente presenta diversas ventajas respecto a otros sistemas existentes en el mercado y en la academia, sobre todo en cuanto a costos y su adaptabilidad para diversos protocolos de investigación enfocados en la reactividad del estrés.

Trabajo a futuro

Como todo producto en desarrollo, es importante realizar iteraciones para hacer mejoras y que el sistema se adapte cada vez de mejor forma a las necesidades de los usuarios. Las mejoras identificadas que podrían trabajarse a futuro en el desarrollo de Zenith son:

- Incluir más sensores para medir otras variables.
- Implementar un sistema de alertas en tiempo real durante la medición.
- Evaluar la posibilidad de desarrollar la plataforma en otro lenguaje de programación que permita mayor versatilidad en la interfaz gráfica sin perder las ventajas de procesamiento de señales.
- Realizar pruebas de validación y comparación entre resultados obtenidos por Zenith y por algún otro equipo comercial como ProComp de Infiniti.

Referencias

- [1] “ESTRÉS, La Enfermedad del Siglo XXI | #EnTrending – tvunam”. Consultado: el 21 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://tv.unam.mx/portfolio-item/estres-la-enfermedad-del-siglo-xxi-entrending/>
- [2] J. E. Osorio y L. Cárdenas Niño, “Estrés laboral: estudio de revisión”, *Diversitas*, vol. 13, núm. 1, p. 81, mar. 2017, doi: 10.15332/s1794-9998.2017.0001.06.
- [3] I. Khazan, “Psychophysiological stress assessment using biofeedback”, *Journal of Visualized Experiments*, núm. 29, 2009, doi: 10.3791/1443.
- [4] “Encuesta Nacional de Salud y Nutrición”. Consultado: el 7 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://ensanut.insp.mx/encuestas/ensanut2016/informes.php>
- [5] APA, “Stress effects on the body”. Consultado: el 28 de diciembre de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.apa.org/topics/stress/body>
- [6] J. A. Carrobes, “Bio/neurofeedback”, *Clin Salud*, vol. 27, núm. 3, pp. 125–131, nov. 2016, doi: 10.1016/j.clysa.2016.09.003.
- [7] Mindmedia, “BioTrace+ Software | Biofeedback, neurofeedback and qEEG - Mind Media”. Consultado: el 11 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.mindmedia.com/en/products/biotrace-software/>
- [8] MindWare Technologies LTD, “BioNex Systems”. Consultado: el 11 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: http://www.limef.com/downloads/bionex_flier.pdf
- [9] MindWare Technologies LTD, “Physiological Signal Processing Hardware and Software”. Consultado: el 11 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <http://www.limef.com/Downloads/MWProductsOverview.pdf>
- [10] “BioGraph+Infiniti v6.0 Suite”. Consultado: el 11 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://bio-medical.com/biographinfiniti-v50-suite.html>
- [11] Biopac Systems Inc., “Acqknowledge software”. Consultado: el 15 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.biopac.com/product/acqknowledge-software/#product-tabs>
- [12] Y. Sun, F. Guo, F. Kaffashi, F. J. Jacono, M. DeGeorgia, y K. A. Loparo, “INSMA: An integrated system for multimodal data acquisition and analysis in the intensive care unit”, *J Biomed Inform*, vol. 106, p. 103434, jun. 2020, doi: 10.1016/J.JBI.2020.103434.
- [13] Y. Sun, F. Guo, F. Kaffashi, F. J. Jacono, M. DeGeorgia, y K. A. Loparo, “INSMA: An integrated system for multimodal data acquisition and analysis in the intensive care unit”, *J Biomed Inform*, vol. 106, p. 103434, jun. 2020, doi: 10.1016/J.JBI.2020.103434.
- [14] C. Palacios y Palacios Francisco, “Diseño de un sistema de adquisición y procesamiento de señales biomédicas para el análisis de la influencia de videojuegos de acción en los cambios fisiológicos en sujetos sanos”, Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniero en Electrónica,

Automatización y Control, Universidad de las fuerzas armadas, Sangolquí, 2021. Consultado: el 15 de enero de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/25324/1/T-ESPE-044640.pdf>

- [15] L. I. and O. S. and H. Branch. International Labour Office. Labour Administration, *Estrés en el trabajo : un reto colectivo*. OIT, 2016.
- [16] IMSS, “El 75% de los mexicanos padece fatiga por estrés laboral, superando a países como China y Estados Unidos.”, <http://www.imss.gob.mx/salud-en-linea/estres-laboral>.
- [17] A. Orlandini, *El estrés: Qué es y como evitarlo*. Buenos Aires: Fondo de cultura económica, 2012.
- [18] D. H. Hellhammer, S. Wüst, y B. M. Kudielka, “Salivary cortisol as a biomarker in stress research”, *Psychoneuroendocrinology*, vol. 34, núm. 2, pp. 163–171, feb. 2009, doi: 10.1016/j.psyneuen.2008.10.026.
- [19] J. Patlan, “¿Qué es el estrés laboral y cómo medirlo?”, *Revista Salud Uninorte*, vol. 35, pp. 156–184, 2019.
- [20] M. Sánchez Segura, R. M. González García, V. Marsán Suárez, y C. Macías Abraham, “Asociación entre el estrés y las enfermedades infecciosas, autoinmunes, neoplásicas y cardiovasculares”, Ciudad de la habana , septiembre de 2006. Consultado: el 28 de diciembre de 2022. [En línea]. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-02892006000300002&lng=es&tlng=es
- [21] M. Lecuoma, “Sistema Nervioso. Biología Celular y Tisular”, http://www.facmed.unam.mx/deptos/biocetis/Doc/Repaso_II/Clases/SISTEMA_NERVIOSO_2009-2010 . Facultad de Medicina, UNAM, Ciudad de Mexico, pp. 4–9, 2010.
- [22] R. R. Looser *et al.*, “Cortisol is significantly correlated with cardiovascular responses during high levels of stress in critical care personnel”, *Psychosom Med*, vol. 72, núm. 3, pp. 281–289, 2010, doi: 10.1097/PSY.0B013E3181D35065.
- [23] M. Chesnut *et al.*, “Stress Markers for Mental States and Biotypes of Depression and Anxiety: A Scoping Review and Preliminary Illustrative Analysis”, *Chronic Stress*, vol. 5, abr. 2021, doi: 10.1177/24705470211000338/ASSET/IMAGES/LARGE/10.1177_24705470211000338-FIG2.JPEG.
- [24] C. Chourpiliadis y A. Bhardwaj, “Physiology, Respiratory Rate”, *StatPearls*, sep. 2022, Consultado: el 28 de diciembre de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537306/>
- [25] S. Dhont, E. Derom, E. Van Braeckel, P. Depuydt, y B. N. Lambrecht, “The pathophysiology of ‘happy’ hypoxemia in COVID-19”, *Respir Res*, vol. 21, núm. 1, pp. 1–9, jul. 2020, doi: 10.1186/S12931-020-01462-5/FIGURES/2.
- [26] F. A. Boiten, “The effects of emotional behaviour on components of the respiratory cycle”, *Biol Psychol*, vol. 49, núm. 1–2, pp. 29–51, sep. 1998, doi: 10.1016/S0301-0511(98)00025-8.
- [27] R. Wuyts, E. Vlemincx, K. Bogaerts, I. van Diest, y O. van den Bergh, “Sigh rate and respiratory variability during normal breathing and the role of negative affectivity”, *Int J Psychophysiol*, vol. 82, núm. 2, pp. 175–179, nov. 2011, doi: 10.1016/J.IJPSYCHO.2011.07.021.

- [28] T. Bhavani, P. VamseeKrishna, C. Chakraborty, y P. Dwivedi, “Stress Classification and Vital Signs Forecasting for IoT-Health Monitoring”, *IEEE/ACM Trans Comput Biol Bioinform*, 2022, doi: 10.1109/TCBB.2022.3196151.
- [29] S. Okur, Değirmençay, M. G. Senocak, U. Ersöz, L. E. Yanmaz, y A. Gölgeli, “The agreement of rectal temperature with gingival, ocular and metacarpal pad temperatures in clinically healthy dogs”, <https://doi.org/10.1080/00480169.2021.2017373>, vol. 70, núm. 3, pp. 159–164, 2022, doi: 10.1080/00480169.2021.2017373.
- [30] T. Oka y K. Oka, “Age and gender differences of psychogenic fever: A review of the Japanese literature”, *Biopsychosoc Med*, vol. 1, núm. 1, pp. 1–5, may 2007, doi: 10.1186/1751-0759-1-11/FIGURES/1.
- [31] C. H. Vinkers *et al.*, “The effect of stress on core and peripheral body temperature in humans”, <http://dx.doi.org/10.3109/10253890.2013.807243>, vol. 16, núm. 5, pp. 520–530, sep. 2013, doi: 10.3109/10253890.2013.807243.
- [32] K. Juniper, D. E. Blanton, y R. A. Dykman, “PALMAR SKIN RESISTANCE AND SWEAT-GLAND COUNTS IN DRUG AND NON-DRUG STATES”, *Psychophysiology*, vol. 4, núm. 2, pp. 231–243, oct. 1967, doi: 10.1111/J.1469-8986.1967.TB02762.X.
- [33] M. González y C. Jiménez, “Medición de estrés a partir de la frecuencia cardíaca y la respuesta galvánica de la piel”, *Pistas educativas*, vol. 38, pp. 156–184, 2016.
- [34] A. Joshi y R. Kiran, “Gauging the effectiveness of music and yoga for reducing stress among engineering students: An investigation based on Galvanic Skin Response”, *Work*, vol. 65, núm. 3, pp. 671–678, ene. 2020, doi: 10.3233/WOR-203121.
- [35] A. Joshi y R. Kiran, “Gauging the effectiveness of music and yoga for reducing stress among engineering students: An investigation based on Galvanic Skin Response”, *Work*, vol. 65, núm. 3, pp. 671–678, ene. 2020, doi: 10.3233/WOR-203121.
- [36] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, y F. Mohd-Yasin, “Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications”, *Biol Proced Online*, vol. 8, núm. 1, pp. 11–35, dic. 2006, doi: 10.1251/bpo115.
- [37] S. Pourmohammadi y A. Maleki, “Stress detection using ECG and EMG signals: A comprehensive study”, *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 193, p. 105482, sep. 2020, doi: 10.1016/j.cmpb.2020.105482.
- [38] T. Moritani, D. Stegeman, y R. Merletti, “Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Generation”, *Electromyography*, pp. 1–25, ene. 2005, doi: 10.1002/0471678384.CH1.
- [39] C. Z. Wei, “Stress Emotion Recognition Based on RSP and EMG Signals”, *Adv Mat Res*, vol. 709, pp. 827–831, 2013, doi: 10.4028/WWW.SCIENTIFIC.NET/AMR.709.827.
- [40] A. V. J. Challoner y C. A. Ramsay, “A photoelectric plethysmograph for the measurement of cutaneous blood flow”, *Phys Med Biol*, vol. 19, núm. 3, pp. 051–125, may 1974, doi: 10.1088/0031-9155/19/3/003.

- [41] A. C. Burton y R. M. Taylor, “A STUDY OF THE ADJUSTMENT OF PERIPHERAL VASCULAR TONE TO THE REQUIREMENTS OF THE REGULATION OF BODY TEMPERATURE”, *American Journal of Physiology-Legacy Content*, vol. 129, núm. 3, pp. 565–577, may 1940, doi: 10.1152/ajplegacy.1940.129.3.565.
- [42] R. R. Anderson y J. A. Parrish, “The optics of human skin”, *Journal of Investigative Dermatology*, vol. 77, núm. 1, pp. 13–19, 1981, doi: 10.1111/1523-1747.ep12479191.
- [43] S. L. Jacques, “Erratum: Optical properties of biological tissues: A review (Physics in Medicine and Biology (2013) 58)”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 58, núm. 14, pp. 5007–5008, el 21 de julio de 2013. doi: 10.1088/0031-9155/58/14/5007.
- [44] M. Ghamari, “A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care”, *Int J Biosens Bioelectron*, vol. 4, núm. 4, 2018, doi: 10.15406/ijbsbe.2018.04.00125.
- [45] F. Duck, *Physical Properties of Tissue-a Comprehensive Reference*, 1a ed., vol. 1. York: Institute of Physics and Engineering in Medicine, 1990.
- [46] C. D, E. A, G. M, S. C, y N. H, “A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care”, *Int J Biosens Bioelectron*, vol. 4, núm. 4, 2018, doi: 10.15406/IJBSBE.2018.04.00125.
- [47] J. Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement”, *Physiological Measurement*, vol. 28, núm. 3. Institute of Physics Publishing, el 1 de marzo de 2007. doi: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
- [48] G. Jaramillo y A. Alvarado, *Electricidad y Magnetismo*, 2016a ed. Ciudad De Méxco: Editorial Trillas, 1997.
- [49] E. Alzate, “Medición de temperatura: sensores termoelectricos”, 2007. [En línea]. Disponible en: <https://www.researchgate.net/publication/26544249>
- [50] T. Floyd, *Dispositivos electrónicos*. Estado de México: Pearson, 2008. [En línea]. Disponible en: www.FreeLibros.org
- [51] S. Dutta, B. K. Mishra, A. Mitra, y A. Chakraborty, “An Analysis of Emotion Recognition Based on GSR Signal”, *ECS Trans*, vol. 107, núm. 1, pp. 12535–12542, abr. 2022, doi: 10.1149/10701.12535ecst.
- [52] M. Sawka, C. Wenger, y K. Pandolf, “Handbook of Physiology ”, en *Thermoregulatory responses to acute exercise-heat stress and heat acclimation*. In: *Handbook of Physiology Section 4: Environmental physiology*, 1a ed., vol. 1, F. M y B. C, Eds., New York: Oxford University Press, 1996, pp. 157–185.
- [53] C. Breault y R. Ducharme, “Effect of intertrial intervals on recovery and amplitude of electrodermal reactions”, *International Journal of Psychophysiology*, vol. 14, núm. 1, pp. 75–80, ene. 1993, doi: 10.1016/0167-8760(93)90085-4.
- [54] M. Benedek y C. Kaernbach, “A continuous measure of phasic electrodermal activity”, *J Neurosci Methods*, vol. 190, núm. 1, pp. 80–91, jun. 2010, doi: 10.1016/j.jneumeth.2010.04.028.

- [55] D. C. Fowles, M. J. Christie, R. Edelberg, W. W. GRINGS, D. T. Lykken, y P. H. Venables, “Publication Recommendations for Electrodermal Measurements”, *Psychophysiology*, vol. 18, núm. 3, pp. 232–239, 1981, doi: 10.1111/j.1469-8986.1981.tb03024.x.
- [56] M. Benedek y C. Kaernbach, “Decomposition of skin conductance data by means of nonnegative deconvolution”, *Psychophysiology*, vol. 47, núm. 4, pp. 647–658, jul. 2010, doi: 10.1111/J.1469-8986.2009.00972.X.
- [57] D. M. Alexander, C. Trengove, P. Johnston, T. Cooper, J. P. August, y E. Gordon, “Separating individual skin conductance responses in a short interstimulus-interval paradigm”, *J Neurosci Methods*, vol. 146, núm. 1, pp. 116–123, jul. 2005, doi: 10.1016/J.JNEUMETH.2005.02.001.
- [58] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, y F. Mohd-Yasin, “Techniques of EMG signal analysis: Detection, processing, classification and applications”, *Biol Proced Online*, vol. 8, núm. 1, pp. 11–35, mar. 2006, doi: 10.1251/BPO115/METRICS.
- [59] H. G. Rossi, “Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado.”, Universidad Nacional de San Martín, Buenos Aires, 2019. Consultado: el 29 de diciembre de 2022. [En línea]. Disponible en: <http://ri.unsam.edu.ar/handle/123456789/1323>
- [60] P. Deitel y H. Deitel, *Cómo Programar en Java*, 9a ed. Ciudad de México: Pearson Educación, 2012.
- [61] J. Bailón y J. M. Baltazar, “Características de la POO”. Consultado: el 6 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://portalacademico.cch.unam.mx/cibernetica1/algoritmos-y-codificacion/caracteristicas-POO>
- [62] Hitachi Vantara, “¿Cuáles son los diferentes tipos de datos?: preguntas frecuentes | Hitachi Vantara”. Consultado: el 22 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.hitachivantara.com/es-latam/insights/faq/what-are-different-data-types.html>
- [63] U. Johansson-Sköldberg, J. Woodilla, y M. Çetinkaya, “Design Thinking: Past, Present and Possible Futures”, *Creativity and Innovation Management*, vol. 22, núm. 2, pp. 121–146, jun. 2013, doi: 10.1111/caim.12023.
- [64] Dinngo, “Design Thinking ¿Qué es?” Consultado: el 9 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://designthinking.es/que-es-design-thinking/>
- [65] “Design Thinking en Español”. Consultado: el 21 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.designthinking.es/inicio/index.php>
- [66] IDEO U, “What is Design Thinking?”, <https://www.youtube.com/watch?v=QWdgcpAHRIM&t=88s>.
- [67] “The Design of Everyday Things, Revised and Expanded Edition – Don Norman’s JND.org”. Consultado: el 21 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://jnd.org/books/the-design-of-everyday-things-revised-and-expanded-edition/>
- [68] “User Centered System Design: New Perspectives on Human-Computer Interaction – Don Norman’s JND.org”. Consultado: el 21 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://jnd.org/books/user-centered-system-design-new-perspectives-on-human-computer-interaction/>

- [69] “User-centered design: Process, Definition and Example - IONOS”. Consultado: el 21 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.ionos.com/digitalguide/websites/web-development/user-centered-design/>
- [70] “User-Centered Design Basics | Usability.gov”. Consultado: el 21 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.usability.gov/what-and-why/user-centered-design.html>
- [71] “Iterative design process - Design strategies - Edexcel - GCSE Design and Technology Revision - Edexcel - BBC Bitesize”. Consultado: el 21 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.bbc.co.uk/bitesize/guides/zjjkw6f/revision/4>
- [72] Universidad San Sebastián, “A.E.I.O.U”. Consultado: el 9 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://designthinking.es/que-es-design-thinking/>
- [73] Dinngo, “Mapa de empatía”. Consultado: el 9 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://designthinking.es/mapa-de-empatia/>
- [74] IONOS, “La casa de la calidad (House of Quality) en el desarrollo de productos”, Digital Guide IONOS. Consultado: el 9 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.ionos.mx/digitalguide/online-marketing/analisis-web/house-of-quality/>
- [75] International Electrotechnical Commission, “Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance”, *IEC 60601-1 (Third edition – 2005) I-SH 01*. 2005.
- [76] N. Orlove y F. Lan, “BigQuery now natively supports semi-structured data | Google Cloud Blog”. Consultado: el 22 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://cloud.google.com/blog/products/data-analytics/bigquery-now-natively-supports-semi-structured-data>
- [77] Oracle, “What is JSON?” Consultado: el 22 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.oracle.com/database/what-is-json/>

Anexos

Anexo 1. Diagrama esquemático de la propuesta de Palacios C.

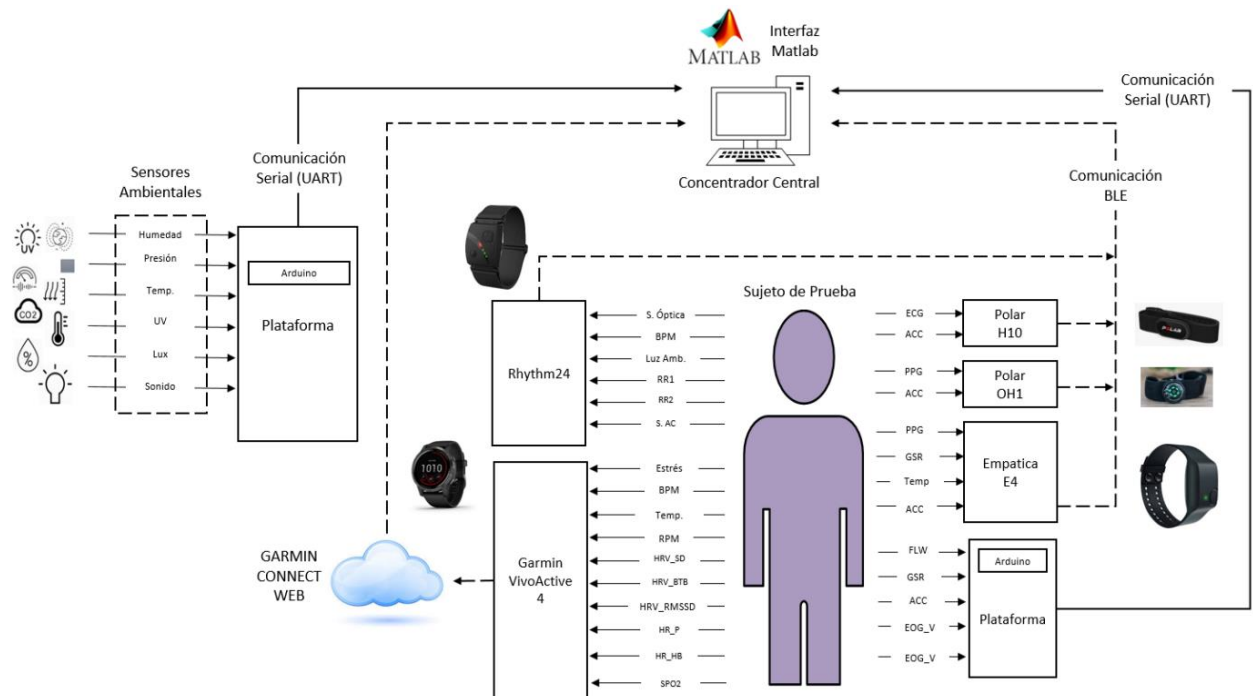


Diagrama esquemático de la propuesta de Palacios C. Recuperado de: <https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/25324/1/T-ESPE-044640.pdf>

Anexo 2. Diagrama de pines de ESP32-S3-DevKitC-1

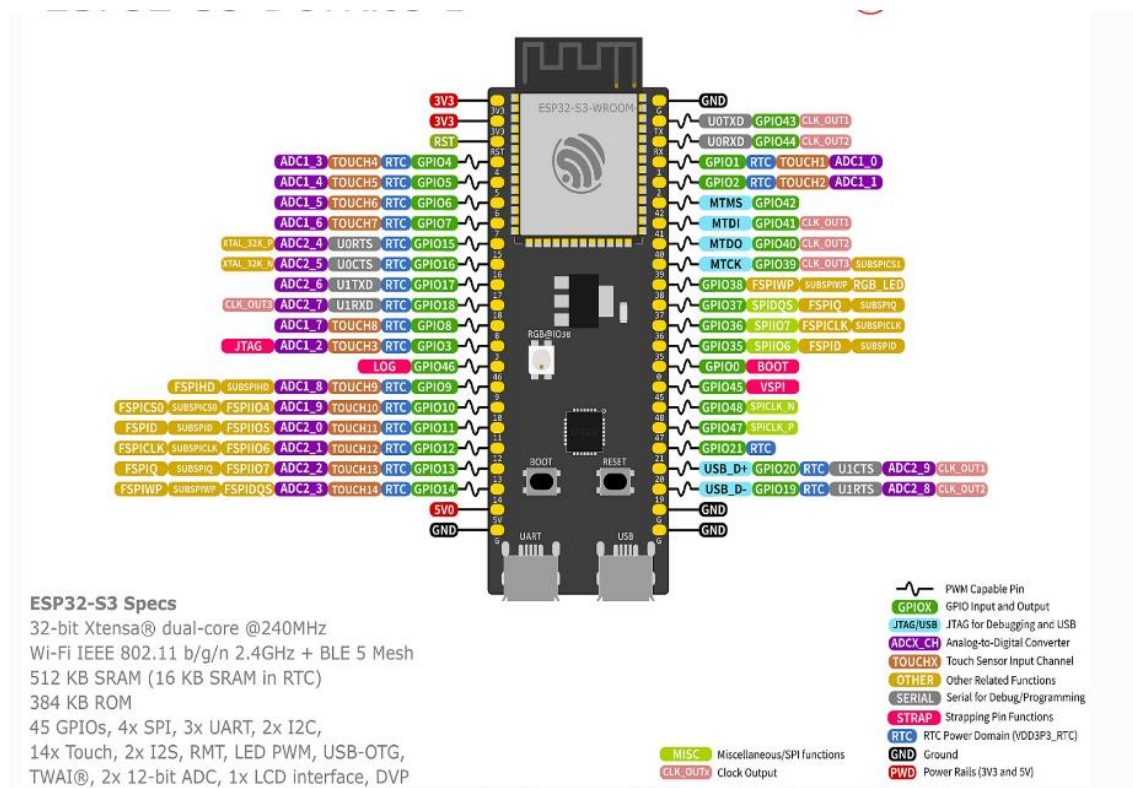
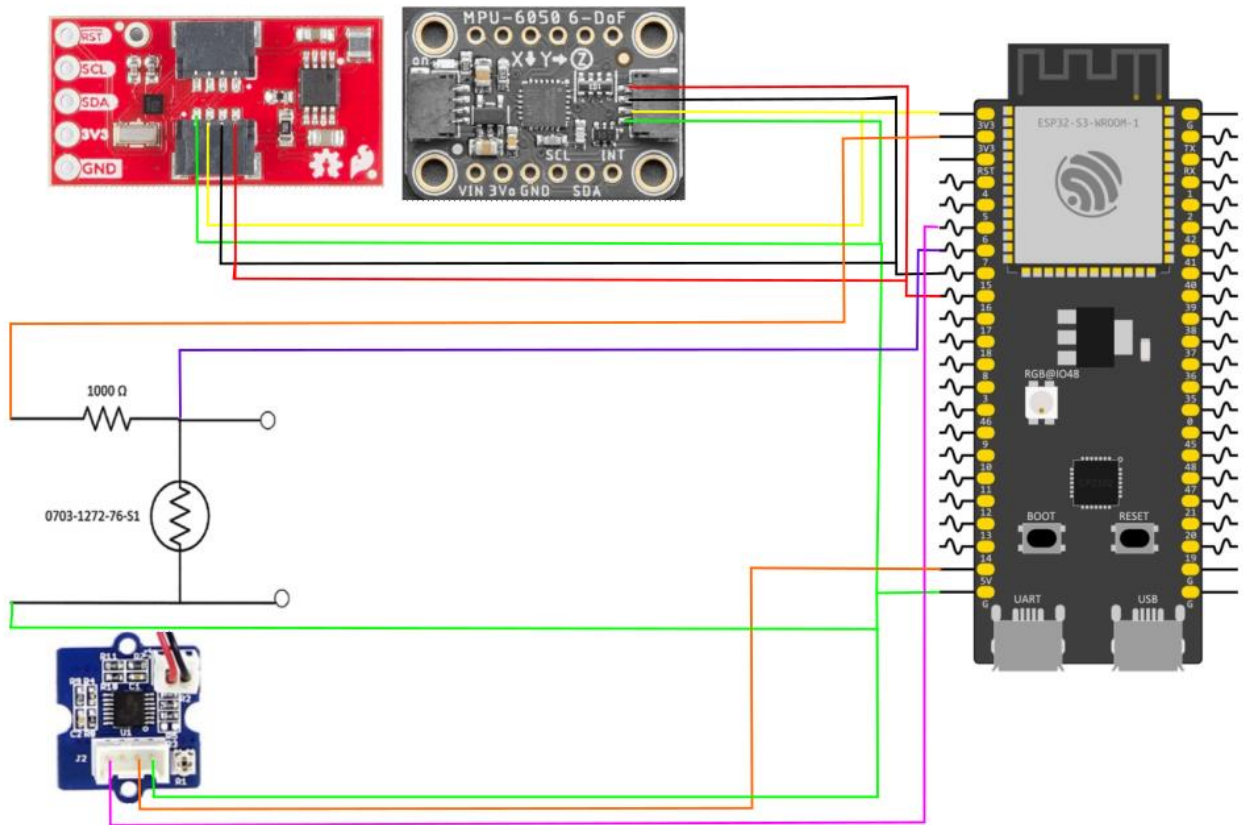


Diagrama de pines de ESP32-S3-DevKitC-1. Recuperado de: <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/latest/esp32s3/hw-reference/esp32s3/user-guide-devkitc-1.html>

Anexo 3. Diagrama de conexión básico entre los componentes básicos del equipo



Anexo 4. Código para configuración de ESP32

```
// Configuración temporal
hw_timer_t *sampling_timer = NULL;
const int frecuencia_salida = 100; // 100 Hz
const int sampling_interval_us = 1000000 / frecuencia_salida;

// Variable de la bandera
volatile bool readi2c = false; // Es falsa en este momento

// Variables para el uso de los dos núcleos
TaskHandle_t Task1;
TaskHandle_t Task2;

//INTERRUPCION
void IRAM_ATTR onSamplingTimer() {
    readi2c = true; // Establecer la bandera para tomar medidas
}

// Función para la tarea 1
void Task1code(void *parameter) {
    portTickType xLastWakeTime = xTaskGetTickCount();
    //xTaskGetTickCount() funciona como un contador del tiempo del sistema. Se mide en ticks
    // xLastWakeTime se inicializa con el valor actual del contador de tiempo utilizado
    for (;;) {
        // Realizar las operaciones de emg, GSR y termistor
        emg();
        GSR();
        termistor();
        vTaskDelayUntil(&xLastWakeTime, 10 / portTICK_PERIOD_MS); //sincronizada con los 100hz
    }
}

void setup() {

    Serial.begin(115200);

    // Inicialización de los temporizadores
    sampling_timer = timerBegin(0, 80, true);
    timerAttachInterrupt(sampling_timer, &onSamplingTimer, true);
    timerAlarmWrite(sampling_timer, sampling_interval_us, true);
    timerAlarmEnable(sampling_timer);

    // Funciones para asignar la tarea al núcleo específico
    xTaskCreatePinnedToCore(Task1code, "Task1", 10000, NULL, 1, &Task1, 0);
    xTaskCreatePinnedToCore(Task2code, "Task2", 10000, NULL, 1, &Task2, 1);

    //deshabilitar el watchdog
}
```

```

void loop() {}

// Función para la tarea 2 del núcleo 1
void Task2code(void *parameter) {
    portTickType xLastWakeTime = xTaskGetTickCount();
    for (;;) {
        if (readi2c) {
            // Realizar las operaciones de lectura de PPG y FR
            PPG();
            FR();
            readi2c = false; // Reiniciar la bandera
        }

        // Impresión de resultados
        Serial.println(T);
        Serial.println(bombear);
        Serial.println(respirar);
        Serial.println(uS);
        Serial.println(lecturaFR);
        Serial.println(EMG_signal);
        Serial.println("#");
        vTaskDelayUntil(&xLastWakeTime, 10 / portTICK_PERIOD_MS);
    }
}

```

Anexo 5. Código para comunicación ESP32 - Matlab

```
%% inicializar
clc
clear all
close all
%Con esto aseguramos que no hayamos dejado abierto ningún dispositivo
if ~isempty(instrfind)
    fclose(instrfind);
    delete(instrfind);
end

%% abrir puerto serial
data=serialport('COM3',115200);
fopen(data);
%% declarar variables necesarias
senalT = [];
senalHR = [];
senalSpO2 = [];
senalGSR = [];
senalFR = [];
senalEMG = [];
cont=1;
%Elementos de la gráfica
subplot(2,3,1)
Temp=line(nan,nan,'linewidth',1);
box on;
xlabel('Samples');
ylabel(' °C');
title('Temperatura');
grid on;
hold on;
%rojo
subplot(2,3,2)
HRvec=line(nan,nan,'linewidth',1,'Color','r');
box on;
xlabel('Samples');
ylabel('Amplitud');
title('Frecuencia cardiaca');
grid on;
hold on
%Tempe
subplot(2,3,3)
GSRvec=line(nan,nan,'linewidth',1,'Color','g');
box on;
xlabel('Samples');
ylabel('kOhms');
title('Señal GSR');
grid on;
hold on;
subplot(2,3,4)
FRvec=line(nan,nan,'linewidth',1,'Color','b');
box on;
```

```

xlabel('Samples');
ylabel('Amplitud');
title('Frecuencia respiratoria ');
grid on;
hold on;
    subplot(2,3,5)
    EMGvec=line(nan,nan,'linewidth',1,'Color','bk');
    box on;
    xlabel('Samples');
    ylabel('Amplitud');
    title('Señal EMG ');
    grid on;
    hold on;
%Corridas para que sean de 30 segundos

tic
while (cont<=1200)

    dataT= fscanf(data); %lectura del puerto serial Temperatura
    dataHR= fscanf(data); %Lectura de FC del sensor de PPG
    dataSpO2 = fscanf(data); %Lectura de SpO2 del sensor de PPG
    dataGSR= fscanf(data); %Lectura del puerto serial GSR
    dataFR= fscanf(data); %Lectura del movimiento diafragmatico con el MPU
    dataEMG = fscanf(data); %Lectura del puerto serial EMG
    % conversión de las lecturas
    senalT(cont)= str2double(dataT);
    senalHR(cont)= str2double(dataHR);
    senalSpO2(cont)= str2double(dataSpO2);
    senalGSR(cont)= str2double(dataGSR);
    senalFR(cont)= str2double(dataFR);
    senalEMG(cont)= str2double(dataEMG);

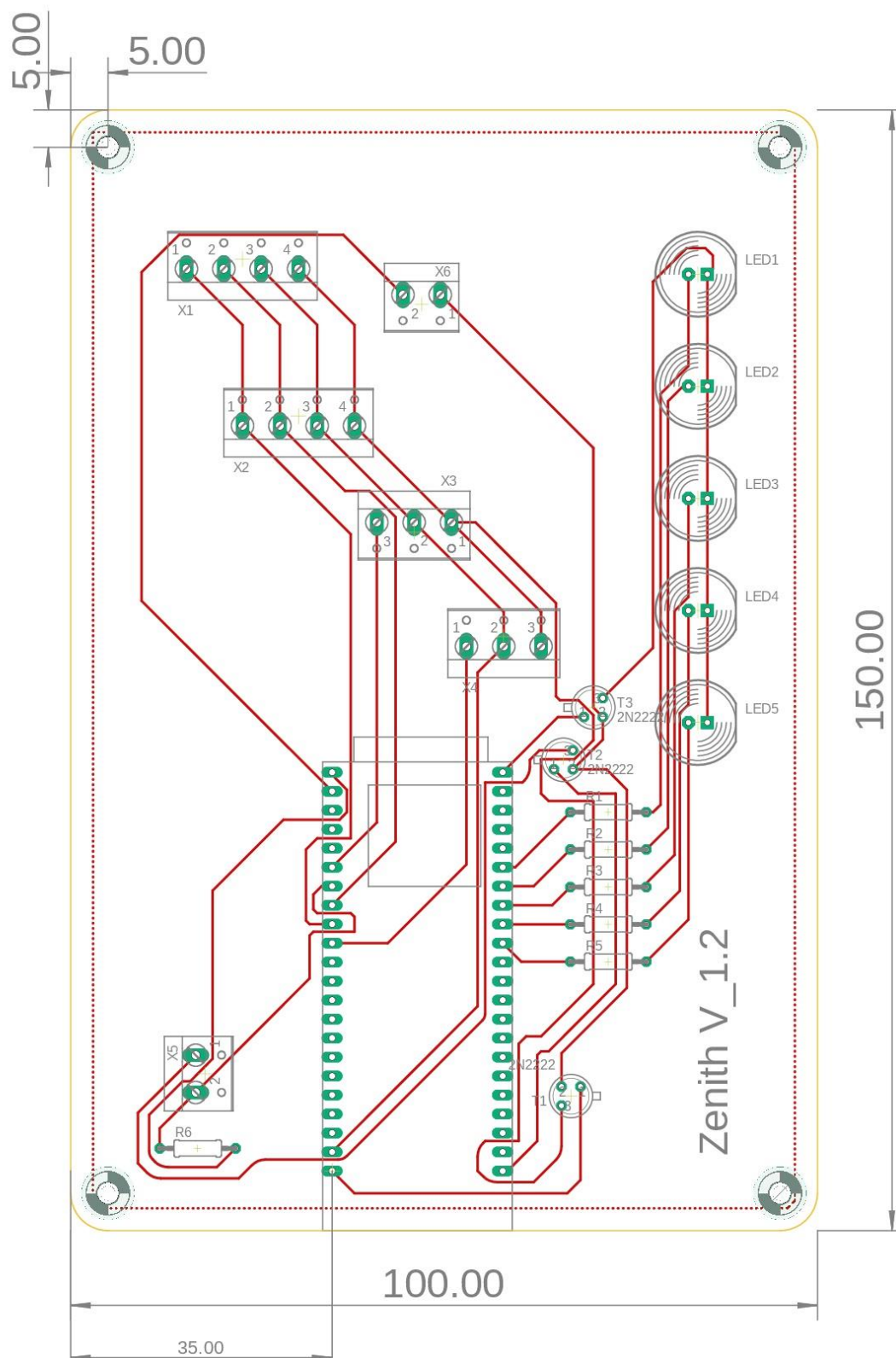
    %Impresión de los datos en tiempo real
    set(Temp,'XData',1:cont,'YData',senalT(1:cont));%Gráfica temperatura
    set(HRvec,'XData',1:cont,'YData',senalHR(1:cont));% Gráfica
frecuecnia cardiaca
    set(GSRvec,'XData',1:cont,'YData',senalGSR(1:cont));%Gráfica
respuesta galvanica
    set(FRvec,'XData',1:cont,'YData',senalFR(1:cont));%Gráfica
    set(EMGvec,'XData',1:cont,'YData',senalEMG(1:cont));%Gráfica

    cont = cont +1 ; %Contador

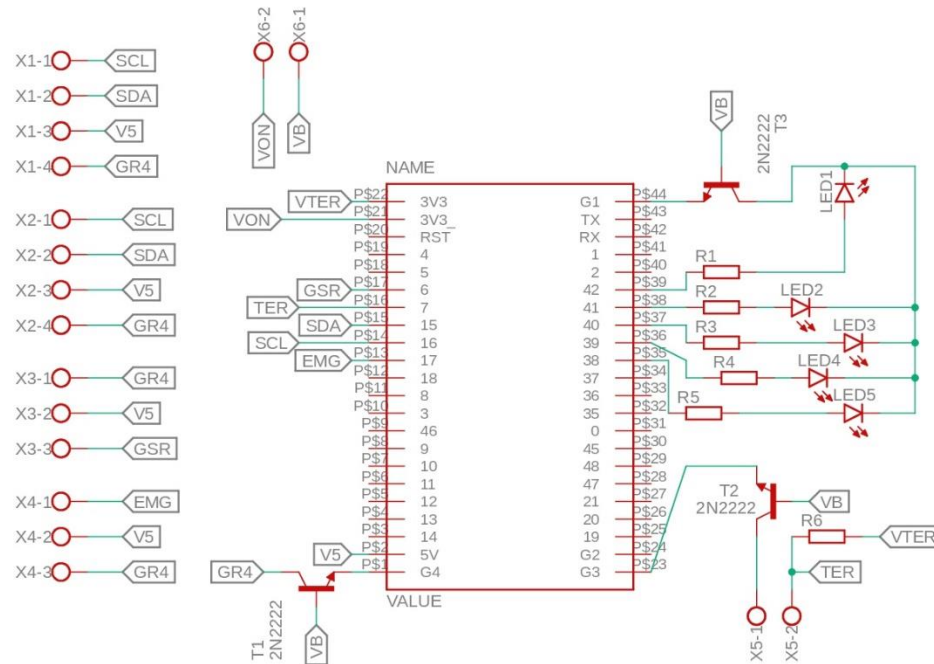
toc
end
save('t1.mat',"senalT","senalHR","senalSpO2","senalstatus","senalGSR","senalFR")

```

Anexo 6. Diseño de la PCB

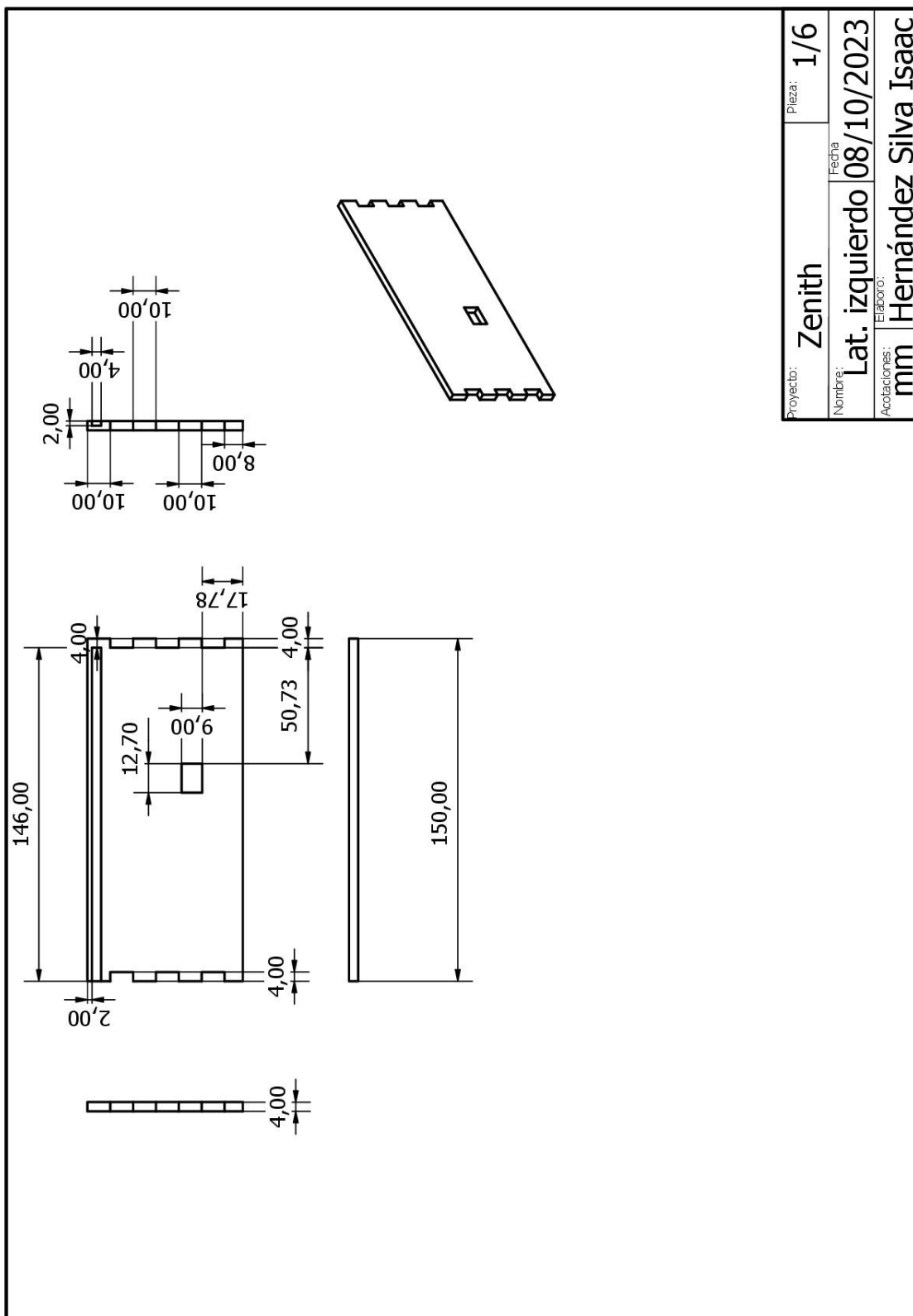


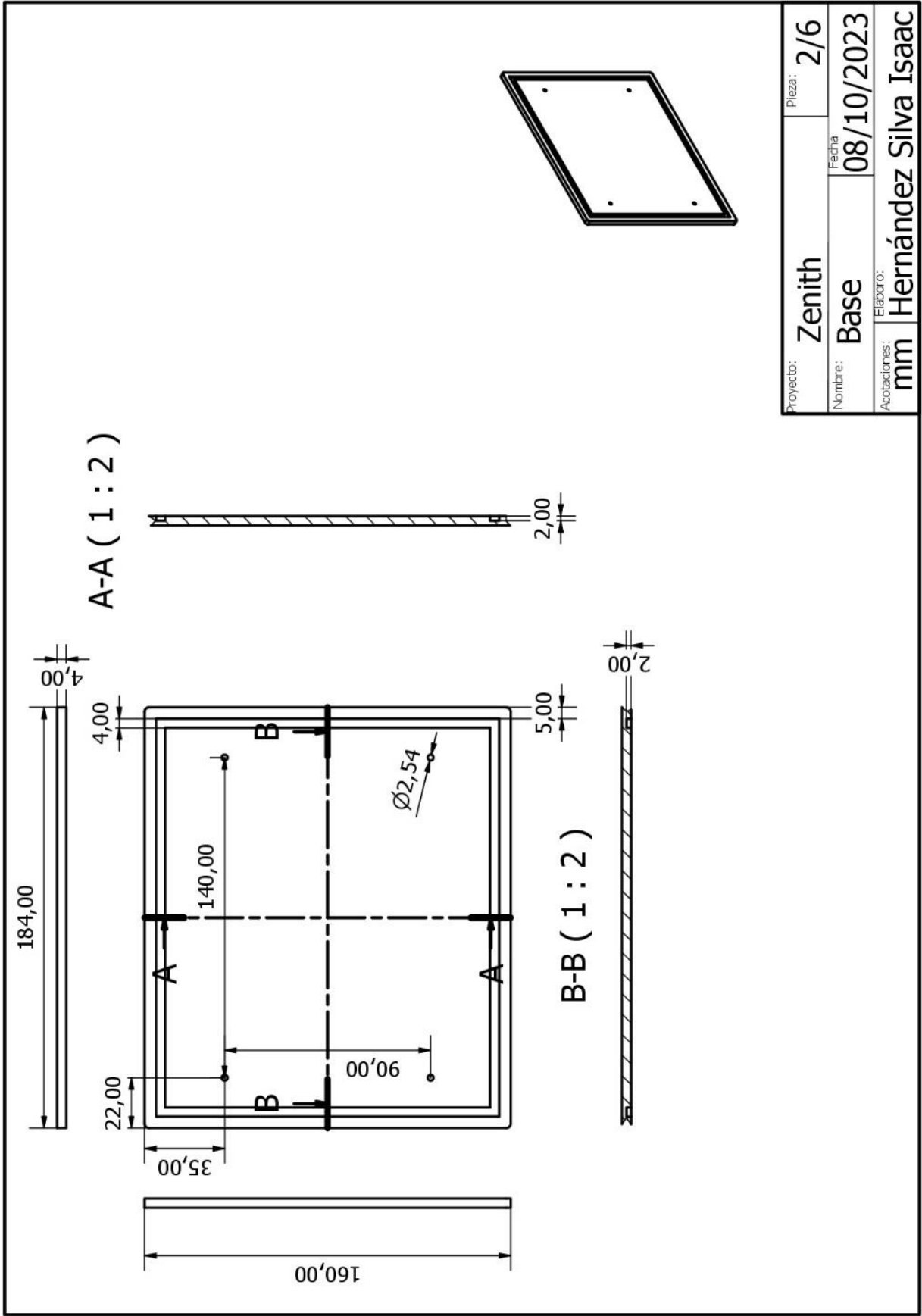
Anexo 7. Diagrama esquemático de las conexiones en la PCB



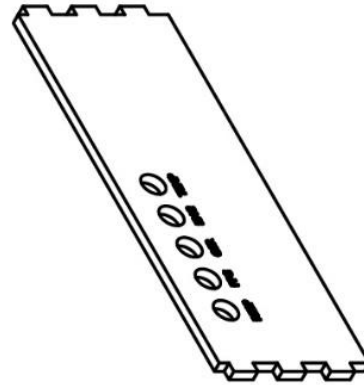
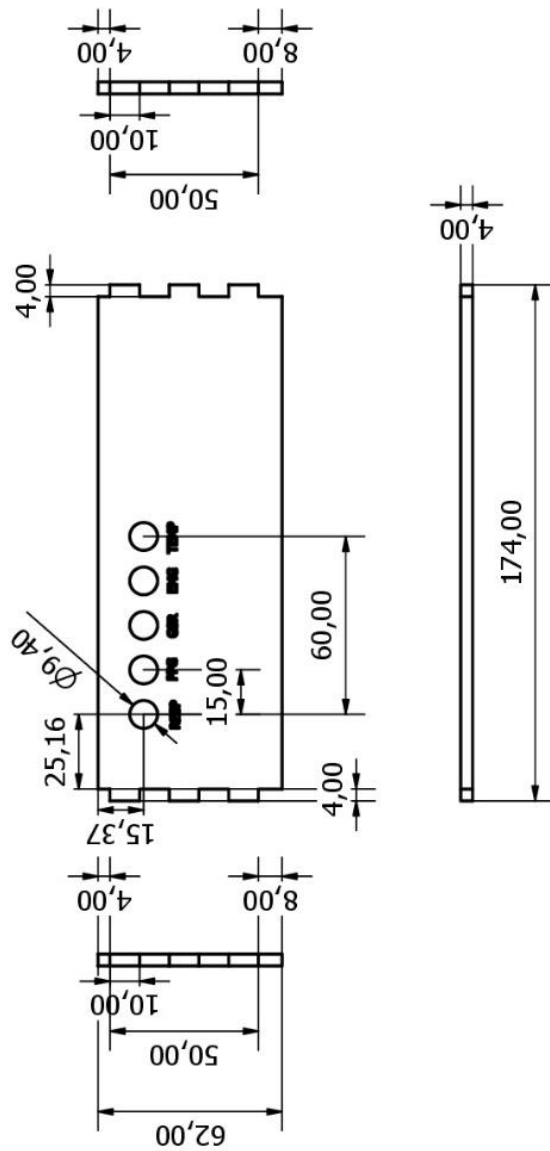
03/03/2024 10:40 p. m. f=1.50 C:\Users\m27is\OneDrive\Documentos\EAGLE\projects\Grove-EMG Sensor v1.1\Señales\Practica1.sch (Sheet: 1/1)

Anexo 8. Planos de caja contenedor

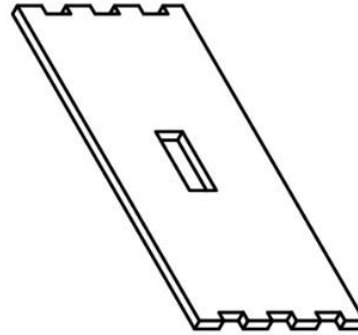
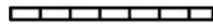
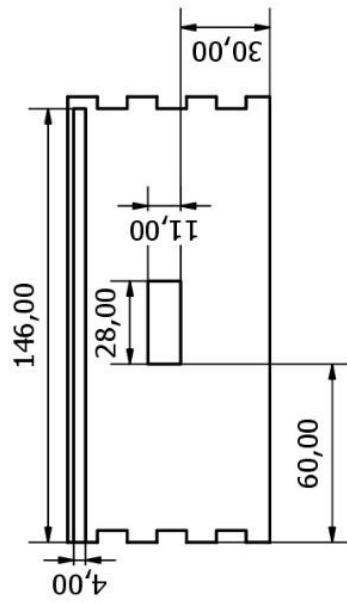
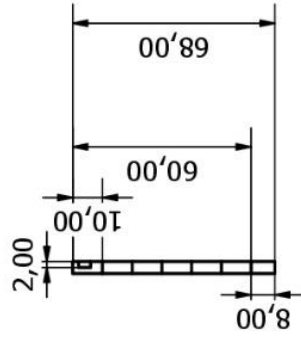




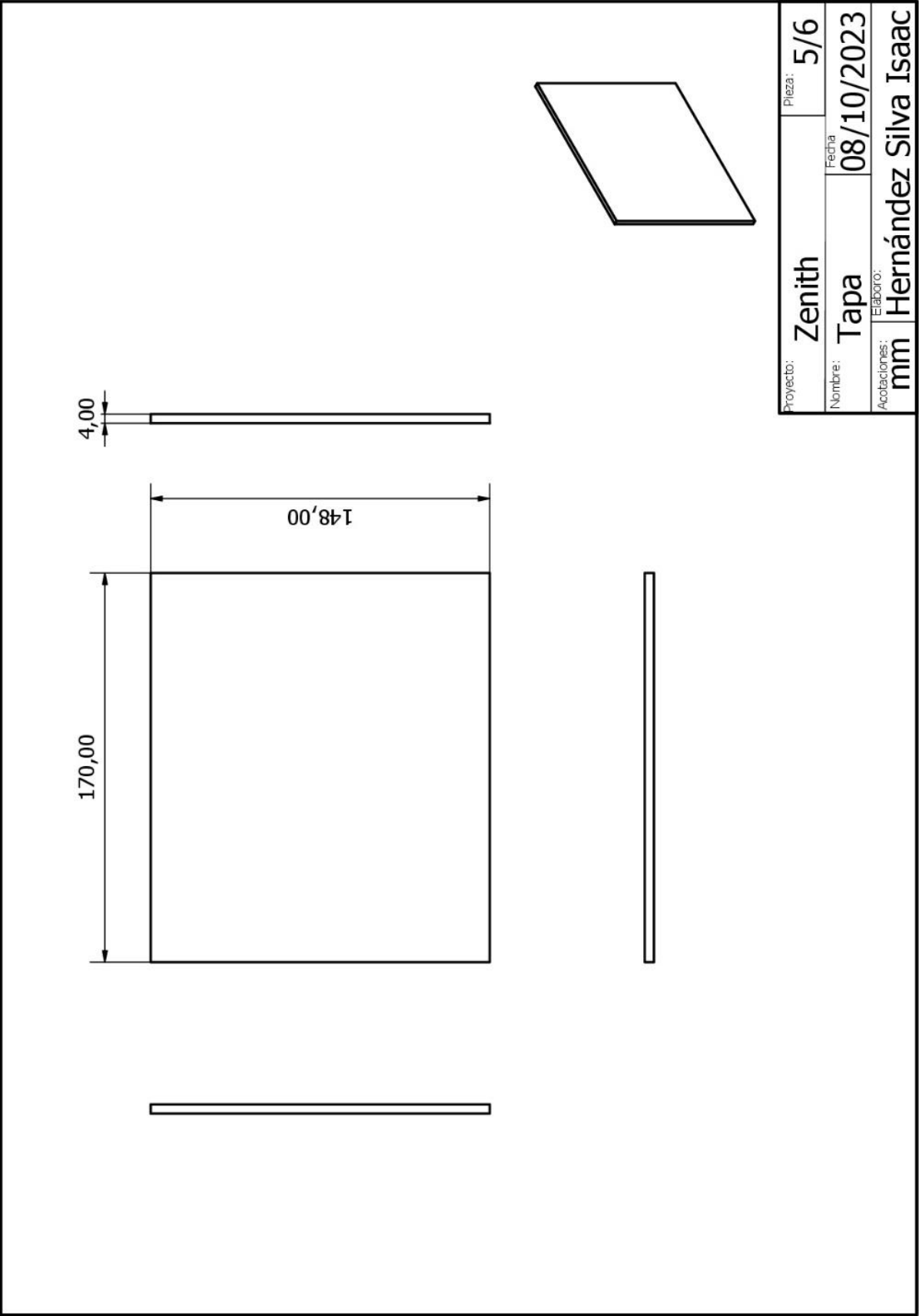
Proyecto:	Zenith	Pieza:	2/6
Nombre:	Base	Fecha:	08/10/2023
Acotaciones:	mm	Elaboró:	Hernández Silva Isaac

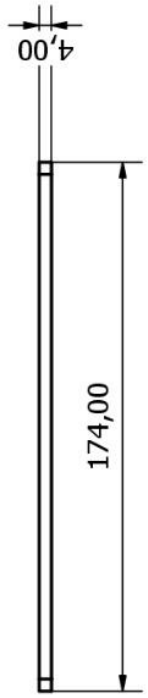
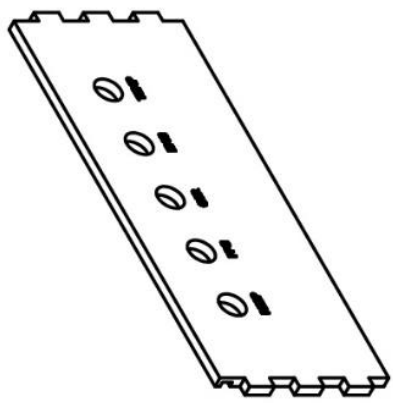
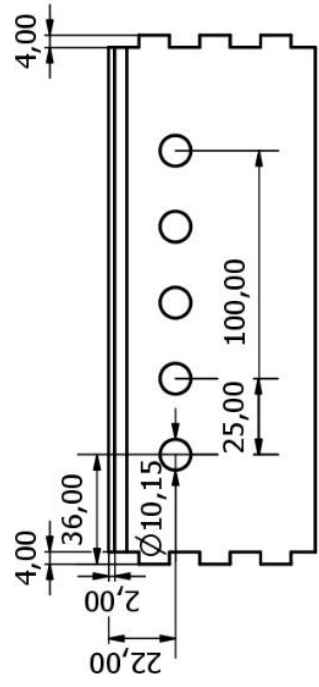
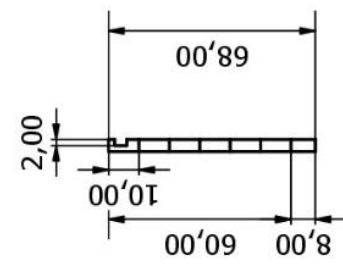


Proyecto:	Zenith	Pieza:	3/6
Nombre:	Frontal	Fecha:	08/10/2023
Acotaciones:	mm	Elaboro:	Hernández Silva Isaac



Proyecto:	Zenith	Pieza:	4/6
Nombre:	Lat. Derecho	Fecha:	08/10/2023
Acotaciones:	mm	Elaboro:	Hernández Silva Isaac





Proyecto:	Zenith	Pieza:	6/6
Nombre:	Posterior	Fecha:	08/10/2023
Acotaciones:	mm	Elaboró:	Hernández Silva Isaac

Anexo 9. Consentimiento informado

Ciudad de México, a ____ de ____ de 20__

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Título de la Investigación: Evaluación del estrés y su reactividad por medio de variables fisiológicas

Tesistas: Hernández Silva Isaac, Moreno Mc. Manus Kevin Clyde

Investigadores a cargo: Dr. Didier Torres Guzmán, Mtra. Citlali, Dra. Karen

Nombre de la persona que participará en la Investigación:

A través de este documento que forma parte del proceso para la obtención del consentimiento informado, me gustaría invitarlo a participar en la investigación titulada: Evaluación del estrés y su reactividad por medio de variables fisiológicas. Antes de decidir, necesita entender por qué se está realizando esta investigación y en qué consistirá su participación. Por favor tómese el tiempo que usted necesite, para leer la siguiente información cuidadosamente y pregunte cualquier cosa que no comprenda. Si usted lo desea puede consultar con personas de su confianza (Familiar y/o Médico tratante) sobre la presente investigación.

¿Dónde se llevará a cabo esta investigación?

Esta investigación se llevará a cabo en las instalaciones del departamento de Ingeniería en Sistemas Biomédicos, Anexo de Ingeniería, Edificio X.

¿Cuál es el objetivo de esta investigación?

Esta investigación tiene como objetivo evaluar la respuesta fisiológica ante situaciones de estrés mediante señales biológicas. De la misma forma, se evalúa el tiempo que toma el cuerpo para regresar a un estado de calma, después del evento estresante. Esto es llamado reactividad del estrés. Las señales biológicas que podrían medirse durante esta prueba son: Frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, respuesta galvánica de la piel, electromiografía y temperatura periférica.

¿Por qué es importante esta investigación?

Estas pruebas forman parte del desarrollo de un prototipo de un sistema para evaluar el estrés y su reactividad. Este tipo de sistemas son relevantes para la investigación en el área psicológica, especialmente para pacientes con cardiopatías que podrían tener más dificultades en el manejo del estrés. Esta etapa de la investigación consiste únicamente en validar el funcionamiento del dispositivo y las pruebas, por ello se hará en pacientes sanos.

¿Por qué he sido invitado a participar en esta investigación?

Ha sido invitado a formar parte de esta investigación, porque cumple con las características enlistadas a continuación (criterios de inclusión):

Los participantes son incluidos si:

- Edad entre 20 y 60 años.
- Personas sanas física y mentalmente.

¿Estoy obligado a participar?

Su participación es **voluntaria, anónima y confidencial**; no tiene que participar forzosamente. No habrá impacto negativo alguno si decide no participar en la investigación, y **no demeritará de ninguna manera la calidad de la atención** que reciba, en término de sus derechos como invitado en la prueba.

¿En qué consistirá mi participación y cuánto durará?

Su participación consistirá en lo siguiente:

- Será dirigido hacia el espacio de pruebas, donde se le explicará detalladamente en qué consiste el estudio, qué variables se registrarán y lo que se reportará sobre las muestras.
- Se hará lectura del consentimiento informado, y de estar de acuerdo, procederá a firmarlo.
- Se colocará en la silla y se ajustarán el equipo de medición principalmente en los dedos de las manos, una cinta alrededor del torso y electrodos alrededor de algún músculo en la cara o el cuello.
- Las pruebas tienen una duración variable no mayor a 20 minutos, tomando en cuenta la colocación de los sensores y las distintas fases de ejecución de estímulos.
- El estresor será explicado con más detalle en el momento de la prueba, pero generalmente son estresores psicológicos, como puede ser el solicitarle hacer operaciones aritméticas a una alta velocidad. Es importante recordar que no se evalúa el resultado de esas operaciones, sino su reacción fisiológica ante la solicitud apremiante.

Si está de acuerdo en participar, le pediremos que escriba su nombre y firme el formato de Consentimiento Informado y firme al final de este.

¿Cuáles son los posibles beneficios de formar parte de esta investigación?

Mediante su participación estará contribuyendo en un proyecto de investigación que busca desarrollar un dispositivo biomédico mexicano de aplicación en el área de la psicología que en algún futuro puede contribuir a la investigación de la relación entre el estrés y otras comorbilidades.

¿Cuáles son los posibles riesgos de formar parte de esta investigación?

No existen riesgos derivados de la aplicación de las pruebas para la evaluación del estrés. Posiblemente pueda experimentar algo de incomodidad o irritación muy leve en los lugares de la piel donde se coloquen los sensores. Esa sensación solo durará unos minutos.

¿Tendrá algún costo para mi participar en esta Investigación?

Se le informa que los gastos relacionados con esta investigación que se originen a partir del momento en que, voluntariamente, acepta participar en la misma, no serán pagados por Usted. En el caso de que existan gastos adicionales originados por el desarrollo de esta investigación, serán cubiertos por el presupuesto de esta.

Una vez que acepte participar, ¿es posible retirarme de la Investigación?

Se le informa que usted tiene el derecho, en cualquier momento y sin necesidad de dar explicación de dejar de participar en la presente investigación, sin que esto disminuya la atención y calidad o se creen prejuicios para continuar con la atención que, como sujeto de estudio le ha sido otorgado. Únicamente avisando a alguno de los investigadores su decisión.

¿Qué sucede cuando la Investigación termina?

Los resultados, de manera anónima, podrán ser incluidos en reportes de proyecto para la UNAM debido a que esta investigación forma parte de un proyecto PAPIIT. De igual forma, podrían verse publicados en la tesis que se está desarrollando sobre este proyecto.

¿A quién puedo dirigirme si tengo alguna complicación, preocupación o problema relacionado con la Investigación?

Cualquier duda, preocupación o queja acerca de algún aspecto de la investigación o de la forma en que he sido tratado durante el transcurso de esta, por favor contacte a los investigadores principales.

Aclaraciones:

- a. Su decisión de participar en la presente Investigación es **completamente voluntaria**.
- b. En el transcurso de la Investigación, usted podrá solicitar información actualizada sobre la misma, al investigador responsable.
- c. La información obtenida en esta investigación, utilizada para la identificación de cada participante será mantenida con estricta confidencialidad, conforme la normatividad vigente.
- d. Se le garantiza que usted recibirá respuesta a cualquier pregunta, duda o aclaración acerca de los procedimientos, riesgos, beneficios u otros asuntos relacionados con la presente investigación.
- e. En caso de que sea usted padre/tutor, o representante legal de un menor de edad o de una persona incapaz de tomar la decisión o firmar este documento, sírvase firmar la presente Carta de Consentimiento Informado dando su autorización.
- f. Si considera que no hay dudas ni preguntas acerca de su participación, puede, si así lo desea, firmar la Carta de Consentimiento Informado.
- g. Se le comunica que esta Carta de Consentimiento Informado se elabora y firma en dos ejemplares originales, se le entregará un original y el otro lo conservará el investigador principal.

FIRMA DE CONSENTIMIENTO

Yo, _____, manifiesto que fui informado (a) del propósito, procedimientos y tiempo de participación y en pleno uso de mis facultades, es mi voluntad participar en esta investigación titulada: Evaluación del estrés y su reactividad por medio de variables fisiológicas.

No omito manifestar que he sido informado(a) clara, precisa y ampliamente, respecto de los procedimientos que implica esta investigación, así como de los riesgos a los que estaré expuesto ya que dicho procedimiento es considerado de ningún riesgo.

He leído y comprendido la información anterior, y todas mis preguntas han sido respondidas de manera clara y a mi entera satisfacción, por parte de _____.

NOMBRE Y FIRMA DEL PARTICIPANTE
PADRE/TUTOR O REPRESENTANTE LEGAL
(según aplique, se requiere identificación)

NOMBRE Y FIRMA DEL
INVESTIGADOR PRINCIPAL

TESTIGOS

NOMBRE Y FIRMA

NOMBRE Y FIRMA

Nota: Los datos personales contenidos en la presente Carta de Consentimiento Informado, serán protegidos conforme a lo dispuesto en las Leyes Federal de Transparencia y Acceso a la Información Pública, General de Transparencia y Acceso a la Información Pública y General de Protección de Datos Personales en Posesión de Sujetos Obligados y demás normatividad aplicable en la materia.

Anexo 10. Ejemplo de primera página del reporte generado en Excel

REPORTE DE ESTUDIO

INFORMACIÓN DEL PACIENTE

ID: 16

NOMBRE: [REDACTED]

APELLIDOS: [REDACTED]

FECHA DE NACIMIENTO: [REDACTED]

OBSERVACIONES:

GÉNERO: [REDACTED]

EDAD: [REDACTED]

TÉLEFONO: [REDACTED]

CORREO: [REDACTED]

INFORMACIÓN GENERAL DEL ESTUDIO

APLICADOR: Kevin Mc Manus

FECHA: [REDACTED] 16:26:48

PERFIL: Prueba clínica uno

OBSERVACIONES:

INFORMACIÓN ACERCA DEL PERFIL

NOMBRE: Prueba clínica uno

NÚMERO DE FASES: 3

DURACIÓN DE FASES: #

DESCRIPCIÓN: Perfil para evaluar la respuesta al estrés a [REDACTED]

RESULTADOS DE FASE 1

Variable	f. m	Mínimo	Promedio	Máximo	Ref. max.
Frec Cardíaca 1	55	76	78.4123333	82	120
Frec Resp 1	12	8.2956	8.48138322	8.5888	18
EMG 1	0	0.38	5.75713333	27.94	100
Conductancia 1	0	25.57	28.1720807	31.85	100
Temperatura 1	36	30.58	32.903276	38.56	37
SpO2	-	98	98	98	-

RESULTADOS DE FASE 2

Variable	f. m	Mínimo	Promedio	Máximo	Ref. max.
Frec Cardíaca 2	55	82	82.8776667	85	120
Frec Resp 2	12	4.5452	7.9937095	8.5864	18
EMG 2	0	-3.91	6.461864	52.4	100
Conductancia 2	0	23.62	25.9858353	27.14	100
Temperatura 2	36	31.55	32.5540787	35.37	37
SpO2	-	96	96	96	-

RESULTADOS DE FASE 3

Variable	f. m	Mínimo	Promedio	Máximo	Ref. max.
Frec Cardíaca 3	55	80	83.1072667	85	120
Frec Resp 3	12	8.0076	8.19670262	8.4228	18
EMG 3	0	-3.63	6.25396867	31.52	100
Conductancia 3	0	19.54	21.7953733	24.39	100
Temperatura 3	36	29.88	32.7635527	33.81	37
vacio	-	0	0	0	-

Legend: Frec Cardíaca 1 (blue), Frec Cardíaca 2 (orange), Frec Cardíaca 3 (grey), F4 (yellow), F5 (light blue), F6 (green), F7 (dark blue), F8 (brown)