

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA ELECTRÓNICO  
PARA PSICOTERAPIA DE BIORETROALIMENTACIÓN**

**RICARDO ANDRÉS GÓMEZ TORRES  
JUAN PABLO NAVARRO RUEDA**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERIAS FÍSICO MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE  
TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA**

**2018**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA ELECTRÓNICO  
PARA PSICOTERAPIA DE BIORETROALIMENTACIÓN**

**RICARDO ANDRÉS GÓMEZ TORRES  
JUAN PABLO NAVARRO RUEDA**

**Trabajo de grado para optar al título De Ingeniero Electrónico**

**Director**

**FRANKLIN ALEXANDER SEPÚLVEDA  
Ingeniero Electrónico, PhD.**

**Codirectores**

**DANIEL ALFONSO SIERRA BUENO  
Ingeniero Electrónico y eléctrico, PhD  
JORGE ANDRÉS NIÑO GARCÍA  
Médico cirujano, Psiquiatra de enlace**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE  
TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA**

**2018**

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco este trabajo de grado en primer lugar a Dios, sabiendo que sin Él habría sido imposible, por darme la vida y por guiar mis pasos en todos los momentos mi carrera.

Agradezco a mi padre Ricardo Gómez Barrera y mi madre Jacqueline Torres Suarez, los cuales con su amor, apoyo, esfuerzos, consejos y enseñanzas me permitieron crecer como persona y formarme como profesional. A mis hermanas Sofía Gómez y Angie Gómez por ser motivación, compañía incondicional y mi voz de aliento.

Al profesor Alexander Sepúlveda y al médico Jorge Niño, por depositar su confianza en nosotros, por apoyarnos y por su valiosa disponibilidad. A Juan Pablo, reconociendo que siempre será un honor trabajar para el mismo fin.

Por último, a mis familiares, amigos, colegas y personas que de una u otra manera estuvieron en diferentes etapas de mi carrera y que contribuyeron a llegar a la meta.

**RICARDO ANDRÉS GÓMEZ TORRES**

## **AGRADECIMIENTOS**

Deseo agradecer primeramente a Dios, porque en él me he apoyado siempre, gracias a mi mamá Olga Cecilia Rueda Quijano por todo el esfuerzo, por todo su apoyo, su paciencia y por estar a mi lado apoyándome en cada momento de mi vida, siempre creyendo en mí y llevándome a cumplir todos mis sueños. Siempre creyendo en todas mis ideas sin importar que tan difíciles fueran.

Gracias a mi abuelita María Alicia Villarreal por su compañía y apoyo incondicional, por siempre darme su cariño y tenerme como su hijo, gracias a ella y mi familia soy quien soy en este momento. Gracias a toda mi familia porque ellos siempre fueron mi apoyo para concluir este camino.

Gracias a Ricardo Andrés Gómez Torres porque más que mi compañero de carrera ha sido mi amigo, estando en las buenas y en las malas.

Gracias a Jorge Andrés Niño García por creer en nosotros siempre, por apoyarnos en cada momento del proyecto y por ser un gran amigo.

Gracias Franklin Alexander Sepúlveda y Daniel Sierra Bueno por ser nuestros tutores, y por todas sus enseñanzas a lo largo de la carrera.

Gracias a Juliana Mojica por siempre estar a mi lado durante etapas difíciles de mi vida, y de mi carrera, por siempre creer en mí, darme fuerzas para cumplir mis sueños, y querer compartirlos conmigo.

**JUAN PABLO NAVARRO RUEDA**

## CONTENIDO

	<b>Pág.</b>
INTRODUCCIÓN .....	16
1. MARCO TEÓRICO .....	22
1.1 VARIABLES FISIOLÓGICAS PARA MEDIR.....	24
1.1.1 Electromiografía (EMG) .....	24
1.1.2 Respuesta galvánica de la piel .....	24
1.1.3 Temperatura corporal.....	27
1.1.4 Electrocardiografía .....	28
1.1.5 Frecuencia cardiaca.....	30
1.1.6 Variabilidad de la frecuencia cardiaca .....	31
1.1.7 Frecuencia cardiaca instantánea .....	31
2. CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA .....	33
2.1 COMPONENTES PRINCIPALES Y SENSORES .....	34
2.1.1 Tarjeta principal .....	34
2.1.2 Conversor analógico digital (ADC).....	35
2.1.3 Sensor de electromiografía .....	36
2.1.4 Sensor respuesta galvánica de la piel .....	40
2.1.5 Sensor de temperatura .....	42
2.1.6 Sensor de electrocardiografía .....	47
2.1.7 Circuito impreso .....	53
2.2 ADQUISICIÓN DE DATOS .....	56
2.2.1 Lectura de datos .....	57
2.2.2 Filtros digitales .....	58
2.2.3 Algoritmo VFC y frecuencia cardiaca instantánea .....	59
2.2.4 Conexión Serial Arduino y Raspberry pi 3 .....	61
2.3 INTERFAZ GRÁFICA .....	62

2.3.1 Modelo de datos .....	63
2.3.2 Herramientas de la interfaz .....	64
2.3.3 Flujo de datos de microcontrolador a interfaz .....	67
3. PRUEBAS Y RESULTADOS .....	69
3.1 PRESUPUESTO E INFORME .....	69
3.2 VALIDACIÓN DE DATOS OBTENIDOS .....	71
3.2.1 Validación señal ECG y algoritmo frecuencia cardiaca.....	72
3.2.2 Validación módulo de temperatura .....	76
3.2.3 Validación sensor GSR .....	78
3.3 APLICACIÓN TERAPIA EN PRIMEROS PACIENTES.....	79
4. OBSERVACIONES.....	83
5. CONCLUSIONES .....	85
6. TRABAJO FUTURO .....	87
BIBLIOGRAFÍA.....	88

## LISTA DE TABLAS

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Comparación sensores EMG disponibles en el mercado.....	36
Tabla 2. Comparación de sensores ECG disponibles en el mercado. ....	47
Tabla 3. Organización de datos de la interfaz gráfica para uso del profesional. ....	64
Tabla 4. Costos de los recursos humanos. ....	70
Tabla 5. Costos materiales e insumos. ....	71
Tabla 6. Errores algoritmo de detección de onda T para diferentes frecuencias cardíacas .....	76
Tabla 7. Errores módulo de temperatura para algunas medidas. ....	77
Tabla 8. Errores medidas resistencia humana.....	78

## LISTA DE FIGURAS

	<b>Pág.</b>
Figura 1. Sistema general de la instrumentación biomédica.....	22
Figura 2. Modelo de circuito equivalente de la piel. ....	26
Figura 3. Señal electrocardiografía <sup>33</sup> . ....	28
Figura 4. Derivaciones bipolares de electrocardiografía. ....	30
Figura 5. Etapas físicas del sistema. ....	33
Figura 6. Conectividad Raspberry pi 3.....	34
Figura 7. Arduino pro mini 5V 16MHz.....	36
Figura 8. Conexión principal sensor de electromiografía. ....	38
Figura 9. Conexión alternativa sensor de electromiografía.....	39
Figura 10. Señal electromiografía adquirida y graficada en Serial Plotter. ....	40
Figura 11. Sensor de respuesta galvánica de la piel. ....	41
Figura 12. Esquemático sensor de respuesta galvánica de la piel. ....	41
Figura 13. Código para adquirir señal GSR. ....	42
Figura 14. Sensor temperatura corporal YSI 409.....	43
Figura 15. Tolerancia del sensor YSI 409 [°C] en función de la temperatura [°C].	44
Figura 16. Caracterización sensor de temperatura, resistencia [Ω] en función de la temperatura [°C].....	44
Figura 17. Diagrama de bloques para adquisición de señal de temperatura corporal.....	45
Figura 18. Esquemático circuito adecuación señal temperatura implementado. ...	46
Figura 19. Simulación filtro pasa bajas, tensión en función de la frecuencia. ....	47
Figura 20. Esquemático del módulo de electrocardiografía. ....	49
Figura 21. Diagrama funcional integrado AD8232 para adecuación de ECG. ....	50
Figura 22. Código adquisición señal electrocardiografía. ....	52
Figura 23. Correcta ubicación de electrodos para el sensor ECG AD8232. ....	52

Figura 24. Señal de electrocardiografía obtenida con Serial Plotter .....	53
Figura 25. Esquemático conexión final del sistema. ....	54
Figura 26. Circuito impreso del sistema cara superior. ....	55
Figura 27. Circuito impreso del sistema cara inferior. ....	56
Figura 28. Código general lectura de datos. ....	58
Figura 29. Algoritmo Frecuencia cardiaca instantánea en función de la variabilidad de la frecuencia cardiaca. ....	60
Figura 30. Muestras de señal ECG para algoritmo VFC .....	61
Figura 31. Circuito de protección pines GPIO Raspberry 3 para conexión serial. .	62
Figura 32. Estructura de archivos usados en registro de datos en interfaz gráfica. ....	63
Figura 33. Interfaz: Ingreso al sistema.....	65
Figura 34. Interfaz: Sitio administrativo.....	65
Figura 35. Interfaz: Tabla consulta de pacientes. ....	66
Figura 36. Interfaz: Formulario de paciente nuevo.....	67
Figura 37. Flujo de datos de microcontrolador-Raspberry-interfaz .....	68
Figura 38. Interfaz simulador de paciente SimMan 3G, anomalías disponibles para generar. ....	73
Figura 39. Registro fotográfico, simulación, adquisición en el sistema y validación profesional. ....	74
Figura 40. Señal ECG generada en SimMan 3G y capturada por el sistema construido. ....	74
Figura 41. Fibrilación auricular y bloqueo segundo grado generados en SimMan 3G y capturada por el sistema construido.....	75
Figura 42. Medidas de temperatura para sensor patrón y sensor del sistema. ....	78
Figura 43. Validación de datos del módulo GSR. ....	79
Figura 44. Interfaz: Visual final de las variables.....	80
Figura 45. Registro fotográfico del circuito final .....	82
Figura 46. Registro fotográfico del chasis construido para el sistema. ....	82

## **LISTA DE ANEXOS\***

Anexo A. Proyecto: Códigos usados interfaz gráfica python.

Anexo B Biorealimentación: Programación usada en el microcontrolador.

---

\* Ver documentos adjuntos en el CD

## RESUMEN

**TÍTULO:** DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA ELECTRÓNICO PARA PSICOTERAPIA DE BIORETROALIMENTACIÓN\*

**AUTORES:** RICARDO ANDRÉS GÓMEZ TORRES†, JUAN PABLO NAVARRO RUEDA\*\*†.

**PALABRAS CLAVES:** BIOMEDICINA, PSICOTERAPIA BIOFEEDBACK, SISTEMA EMBEBIDO.

### DESCRIPCIÓN:

El presente trabajo de grado busca satisfacer una necesidad del departamento de salud mental de la UIS, quienes solicitaron a la escuela de E3T realizar un dispositivo de ayuda a la psicoterapia de biorealimentación. En donde es importante contar con mediciones de variables fisiológicas tales como: electrocardiografía (DII), electromiografía (EMG), frecuencia cardiaca y variabilidad de la frecuencia cardiaca, respuesta galvánica de la piel, temperatura corporal. Para responder a la solicitud, se diseñó y construyó un dispositivo que permitiera realizar las medidas señaladas anteriormente y mostrarlas en un monitor grande para el normal desarrollo de la psicoterapia. Como reto se realizó el dispositivo con un presupuesto de dos millones COP, por lo cual se investigó en el mercado los diferentes componentes que se iban a implementar en el dispositivo. Después de encontrar varios que contarán con los requisitos necesarios, se compararon precios y se procedió a hacer la compra de estos. Con ellos se diseñó la tarjeta central donde estarían todos los dispositivos necesarios, ECG, EMG, GSR, termómetro, microcontrolador con ADC, y computador de placa reducida. Al tiempo se diseñó una aplicación web con el lenguaje de programación Python y su framework Django. Se validaron los datos obtenidos a través de un simulador de paciente, un termómetro clínico y una serie de resistencias como elementos referencia para calcular los errores. Finalmente se probaron en pacientes reales. Se concluyó que se pueden realizar soluciones médicas en tamaño reducido y a bajo costo. En concreto, soluciones para psicoterapias que ayuden a pacientes a superar ciertas psicopatologías con ayuda de una metodología no farmacológica. Este proyecto deja un camino abierto a la mejora del prototipo pensando en incluir más variables y herramientas para el profesional de la salud, con un objetivo a futuro en el campo de la telemedicina.

---

\* Trabajo de grado

\*\* Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas, Escuela de ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Director: PhD Franklin Alexander Sepúlveda. Codirectores: PhD Daniel Alfonso Sierra Bueno, Md Jorge Niño

## ABSTRACT

**TITLE:** DESIGN AND DEVELOPMENT OF AN ELECTRONIC SYSTEM PROTOTYPE FOR BIOFEEDBACK PSYCHOTHERAPY\*\*

**AUTHORS:** RICARDO ANDRÉS GÓMEZ TORRES<sup>†</sup>, JUAN PABLO NAVARRO RUEDA<sup>†\*\*</sup>

**KEYWORDS:** BIOMEDICINE, BIOFEEDBACK PSYCHOTHERAPY, EMBEDDED SYSTEM.

### DESCRIPTION:

This thesis was created with the purpose of aiding the UIS Mental Health department. They asked the Electrical, Electronic and Telecommunication Engineering department to create a device used in psychotherapy, or more specifically Biofeedback. While working in this therapy, doctors need a device to measure the electrical activity of the body. These major activities include Electrocardiography, Electromyography, galvanic skin response, body temperature, heart rate and its variability. Having fulfilled the request, a device was designed and built with the capability to measure the activities and post results on a large screen.

As an additional challenge, the device had to be created with two million pesos. Due to this, a market research was made to reach all the components of the device. After receiving the data a comparison of the results were implemented. This helped find the right price for the components and within the specific requirements that were needed.

With the components the mother board was designed. At the same time the GUI (graphic user interface) was designed as a web app with python and its framework, Django. After success with all parts, tests were generated. The tests started with a simulated patient and the graduated to real patients.

In the project's completion, it was found the fast development of small computers and the growing open source community benefited medical device developments by using smaller sizes and lower costs. It could directly improve psychiatry solutions regarding to different mental diseases and with non-pharmacological methodologies. This thesis provided doors to mastering and improving of the device with things such as including more variables and adding useful tools for doctors looking for telemedicine.

---

\* Thesis, Graduation work

\*\* Faculty of Physical-Mechanical Engineerings, School of electrical, electronic and telecommunication engineerings. Director: PhD Franklin Alexander Sepúlveda. Co-directors: PhD Daniel Alfonso Sierra Bueno, Md Jorge Niño García

## INTRODUCCIÓN

La terapia clínica con bioretroalimentación es una de las aproximaciones actuales en el cuidado de la salud, la cual busca ayudar a las personas a ganar participación activa frente al autocuidado, para así promover un sentido de responsabilidad del sujeto frente a los cambios cognitivos, emocionales y comportamentales que se requieren para lograr cambios fisiológicos saludables<sup>1</sup>. La bioretroalimentación es una técnica que se emplea para enseñar al individuo a identificar la repercusión de las emociones y los pensamientos en algunas funciones fisiológicas mediante la medición a través de sensores y algoritmos de procesamiento de señales<sup>2</sup>. Con el entrenamiento adecuado el paciente podrá desarrollar ciertas estrategias para manejar variables fisiológicas relacionadas con su condición médica, lo que permitirá a la persona empoderarse y participar activamente en la recuperación de su estado de bienestar. Es importante tener en cuenta que si el paciente mejora su capacidad de identificar los factores que alteran su autorregulación, este podrá aumentar su capacidad de resiliencia ante los estresores ambientales, mejorar su rendimiento, y, podrá ser más resistente a las enfermedades<sup>3</sup>. En donde, los factores de autorregulación se pueden identificar con base en la información proveniente de la termorregulación, activación del sistema nervioso autónomo, oscilaciones de la actividad neuronal registrada en el electroencefalograma, variación del patrón respiratorio con repercusión en la oximetría y cinografía.

Con el objeto de evaluar la eficacia de la bioretroalimentación, el grupo de trabajo conjunto de la Asociación de Psicofisiología Aplicada y la Sociedad para la

---

<sup>1</sup> MCKEE MG. Biofeedback: an overview in the context of heart brain medicine. Cleveland Clinic Journal of Medicine. Volume 75. Suplemento 2. March 2008. S31-34

<sup>2</sup> FRANK Dana L et al. Biofeedback in medicine: who, when, why and how?. Mental Health in Family Medicine. Volume 7(2). June 2010.

<sup>3</sup> LEHRER P., Eddie D. Dynamic Processes in Regulation some implications for Biofeedback and Biobehavioral interventions. Appl Psychophysiol Biofeedback. Volume 38(2). June 2013

Regulación Neuronal, desarrollaron unos estándares con base en el tipo de estudio en el cual se basa la observación, estableciendo cuatro niveles: nivel 1, aquel que no está empíricamente respaldado; nivel 2, con posible eficacia; nivel 3, con probable eficacia; nivel 4, eficaz, en donde los resultados de la intervención son estadísticamente significativos y superiores al grupo control; y, nivel 5, cuando se ha demostrado que la intervención es superior a otras terapias establecidas por al menos dos estudios independientes<sup>4</sup>. En el área de salud mental, la bioalimentación ha mostrado ser eficaz (nivel 4) en el abordaje de la ansiedad, depresión, trastornos de la conducta alimentaria, y consumo de sustancias psicoactivas, en donde se observa que la bioalimentación multimodal es más efectiva en reducir las expresiones sintomáticas. Esto sugiere que la bioalimentación de más de una modalidad fisiológica aumenta la eficacia terapéutica<sup>5</sup>.

Los problemas de salud mental como la depresión, ansiedad y consumo de sustancias psicoactivas tienen una alta prevalencia en adolescentes y adultos jóvenes, siendo la mayor preocupación la disminución en la edad de inicio del consumo a 12 años, lo que tiene mayor probabilidad de afectar el neurodesarrollo<sup>6</sup>. Por otra parte, podría incrementar la tasa de suicidio, que en el mundo constituye la segunda causa de muerte en este grupo etario<sup>7</sup>. Por este motivo el Plan de Desarrollo Departamental para el periodo 2016 – 2019, articulado con el Plan Decenal de Salud Pública para el periodo comprendido entre 2012 y 2021, en la dimensión de convivencia social y salud mental, han priorizado la prevención del consumo de sustancias psicoactivas y el comportamiento suicida,

---

<sup>4</sup> LEHRER P., EDDIE D. Dynamic Processes in Regulation some implications for Biofeedback and Biobehavioral interventions. *Appl Psychophysiol Biofeedback*. Volume 38(2). June 2013.

<sup>5</sup> SCHOENBERG, P. L. A., & DAVID, A. S. Biofeedback for psychiatric disorders: a systematic review. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 39(2), 2014 109–135. <https://doi.org/10.1007/s10484-014-9246-9>

<sup>6</sup> MINSALUD, M. de S. y P. S. Encuesta Nacional de Salud Mental 2015. Tomo I. 2015

<sup>7</sup> WASSERMAN D. et al. Global suicide rates among Young people aged 15-19. *World Psychiatry*. Volumen 4(2). June 2005) y (Saxena S., Krug E. Preventing Suicide: A global imperative. World Health Organization 2014.

incentivando en todos los sectores la oferta de programas y el uso de nuevas tecnologías que mejoren los indicadores de salud y bienestar.

La Universidad Industrial de Santander no es ajena a este problema y por ese motivo se han implementado una serie de encuestas de tamizaje que se aplican a los estudiantes que ingresan a la universidad para identificar aquellos que están en riesgo o ya han desarrollado un problema de salud. En un estudio previo realizado por el grupo de investigación en psiquiatría en estudiantes de la UIS que se encontraban repitiendo por cuarta vez una asignatura, se evidenció una prevalencia de ansiedad, depresión y consumo de sustancias cuatro veces mayor a la que se ha reportado en la población general. Con el cambio de paradigma en los modelos de causalidad, la aproximación biopsicosocial propuesta por George Engel, resalta la importancia de comprender la interacción de los factores biológicos, psicológicos, sociales y espirituales como determinantes del continuo salud enfermedad<sup>8</sup>. Concepto que está en consonancia con los resultados de la mayoría de los ensayos clínicos en donde se observan mejores resultados cuando se conjugan intervenciones farmacológicas con psicoterapia.

Para realizar esta psicoterapia, los médicos psiquiatras o psicólogos requieren de varios sensores de variables fisiológicas. En este caso particular se requiere un electrocardiógrafo con la derivación DII, un medidor de variabilidad de la frecuencia cardíaca, un termómetro, un electromiógrafo, y un medidor de la respuesta galvánica de la piel, ya que estas son las variables más afectadas en el caso de adicción a sustancias psicoactivas. Además, el uso de varias variables genera mejores resultados a si se toman por separado<sup>5</sup>. Una de las combinaciones más comunes es el EMG con ECG.

---

<sup>8</sup> ENGEL G. The Need for a New Medical Model: a Challenge for Biomedicine. Science. 1977.

Con base en los argumentos expuestos, el grupo de investigación en psiquiatría GIPs adscrito al Departamento de Salud Mental de la UIS y el grupo CEMOS adscrito a la Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones (E3T), concertaron el desarrollo de un dispositivo de medición de variables fisiológicas seleccionadas, que resultaba indispensable para proveer un tipo específico de psicoterapia específica llamada bioretroalimentación para mejorar la oferta de tratamientos con evidencia científica que contribuyan a resolver los problemas de salud mental, que afectan a los estudiantes que consultan los servicios de consulta externa y el programa ambulatorio de conductas adictivas de la División de Bienestar Universitario. Con el fin de atender esta necesidad se realiza el proyecto de grado titulado “*Diseño y construcción de un prototipo de sistema electrónico para psicoterapia de bioretroalimentación*”. El cual tiene los siguientes objetivos:

#### OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir un dispositivo electrónico que ayude a implementar la psicoterapia conocida como bioretroalimentación, permitiendo la visualización, al psiquiatra y al paciente, de las variables de mayor importancia en las tareas de esta técnica.

#### OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Seleccionar 4 módulos del mercado actual, que ajustado al presupuesto permitan medir las variables más usadas en la psicoterapia de biorretroalimentación: electrocardiografía (ECG), variabilidad de la frecuencia cardíaca obtenida a partir de la derivación Einthoven II, actividad muscular (EMG), respuesta galvánica de la piel (GSR) y temperatura corporal.

- • Seleccionar un computador de placa reducido y elaborar un software que permita la visualización de las señales medidas por los 4 módulos, en una interfaz cómoda y amigable con el paciente y el psiquiatra.
- • Tomando como referencia un monitor de signos vitales calcular el error de las variables ECG, EMG y temperatura

En el mercado actual se encuentran dispositivos electrónicos que realizan la función de adquirir y procesar las ya mencionadas variables que se requieren, así como otras variables usadas en *biofeedback*. La plataforma o tarjeta *My signals*<sup>9</sup> permite medir hasta 20 señales biométricas, con un costo de €1647. Sin embargo, ellos ofrecen un servicio en la nube llamado *Libelium*, mediante la cual brindan seguridad en los datos, encriptándolos y cobrando una suscripción anual para poder acceder a ello. Esto lo hace a través de una aplicación para dispositivos móviles o software para computadores personales, lo cual se convierte en la principal desventaja para el propósito de este proyecto, para el que se requiere acceso libre de los datos en bruto para su posible procesamiento.

Por otro lado, se han realizado dispositivos para desarrollar la psicoterapia en otras patologías como la epilepsia<sup>10</sup>. En este caso usan amplificadores de instrumentación para la adquisición de los datos y amplificadores operacionales para poder amplificar una señal electroencefalografía. Usan un microcontrolador PIC16F877A para poder tener los datos en un computador para su procesamiento en Matlab, adicional a ello, convierten estos datos en señales de audio que ayudan a mejorar o controlar los episodios epilépticos.

---

<sup>9</sup> LIBELIUM Comunicaciones Distribuidas L.S. (n.d.). My signals. Retrieved from <http://www.my-signals.com/>

<sup>10</sup> DIAB, M. O., ISMAIL, G., AI-JAWHA, M., HSAIKY, A., MOSLEM, B., SABBAAH, M., & TAHA, M. Biofeedback for epilepsy treatment. 2012 8th International Symposium on Mechatronics and Its Applications, ISMA 2012, 0–3. 2012 <https://doi.org/10.1109/ISMA.2012.6215160>

Ahora bien, este tipo de dispositivos multi sensores no son solo usados en psicoterapias. En la India diseñaron e implementaron un sistema de adquisición y transmisión de bioseñales de alta calidad para servicios de salud en la población rural<sup>11</sup>. En este caso se usó Arduino para la comunicación de las tarjetas de adquisición con el computador, y como software de procesamiento eligieron LabVIEW 2014. Por ser poblaciones rurales, tienen poco acceso a los servicios de salud. En el mencionado trabajo se plantea un dispositivo como una solución para garantizar mayor atención a los habitantes por medio de la telemedicina. Platean el uso de una nube para almacenar los datos del paciente y que puedan estar disponibles de manera simultánea a todos los médicos que necesiten esta información.

A pesar de existir diversos proyectos similares en algún aspecto a lo solicitado por el departamento de salud mental, no existe alguno que cumpla los requisitos de las medidas de las 5 variables solicitadas a un bajo costo. Por lo tanto, se propone acoplar 4 módulos (ECG, EMG, GSR, Temperatura) a un sistema de adquisición y posteriormente a un dispositivo de procesamiento digital de datos (tales como Raspberry pi 3, BeagleBone Black, Cubieboard entre otras) que se encarga de mostrar la información tal como el especialista la necesita (Señal ECG de fácil visualización, envolvente superior de la señal EMG, valor de temperatura con una resolución mínima de 0.1°C, variabilidad de la frecuencia cardíaca tomada a partir de la estimación teniendo como base la duración en milisegundos entre latido y latido).

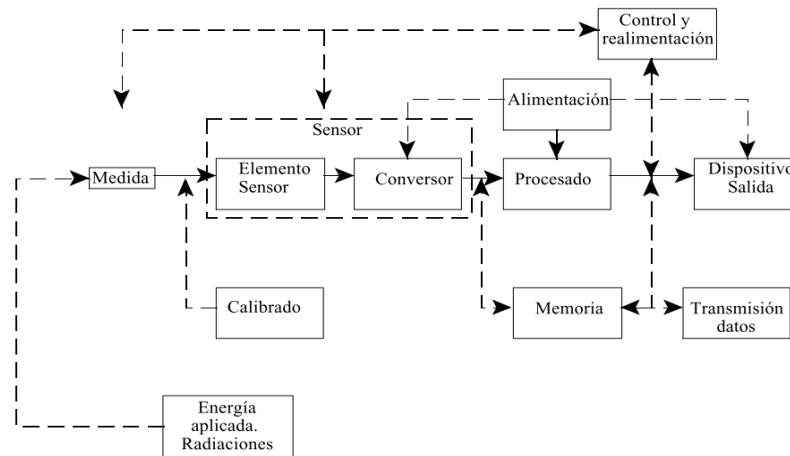
---

<sup>11</sup> Akshay, N., & Krishna, G. V. (2016). Design & Implementation of Real Time Bio-Signal Acquisition System for Quality Health Care Services for the Population of Rural India. IEEE International Conference On Recent Trends In Electronics Information Communication Technology, 1315–1319.

## 1. MARCO TEÓRICO

Todos los equipos o sistemas de instrumentación biomédica tienen un diagrama de bloques similar al de la **Figura 1**. El flujo principal de información va de la medida al equipo.

**Figura 1. Sistema general de la instrumentación biomédica**



Fuente: ALFARO Gustavo Raúl, Sites Google [En línea] Disponible en: <https://sites.google.com/site/biomedicaeinstrumentacion/home/sistemas-de-instrumentacion-generalizado>

La bioingeniería permite a los médicos tener herramientas cada vez con mayor tecnología que les facilita dar un diagnóstico, realizar intervenciones quirúrgicas y clínicas permitiendo el desarrollo de terapias en las diferentes especialidades. La psiquiatría es una de ellas, en donde los psiquiatras realizan una terapia llamada bioretroalimentación<sup>12</sup>. Por medio de esta terapia se obtiene información visual, y/o auditiva sobre el estado interior del organismo y esta información se utiliza para mejorar la salud aprendiendo a reducir el estrés, a controlar la tensión muscular, la

<sup>12</sup> ARGÜELLES MORALES, J. E., & Mondragón Gómez, L. B. Diseño y construcción de un entrenador mioeléctrico. Universidad Nacional Autónoma de México. 2011 Pág 111

sudoración, la temperatura cutánea, el ritmo cardíaco la presión sanguínea y/o la respiración<sup>13</sup>

La bioalimentación se considera como un conjunto de procedimientos terapéuticos que, mediante instrumentos electrónicos, mide, procesa y retroalimenta información a un sujeto acerca de su actividad autónoma y neuromuscular, sea normal o anormal.

Los objetivos terapéuticos implican ayudar a las personas a desarrollar un mayor conocimiento y control voluntario sobre los procesos fisiológicos que generalmente están fuera de la conciencia. Con lo anterior, el sujeto aprende a autorregular sus procesos fisiológicos con la ayuda de la información que recibe, ya que esta facilita, aumenta y realza el aprendizaje cognoscitivo y fisiológico. De este modo, un programa efectivo de bioalimentación debe incluir métodos para ayudar a las personas a transferir y generalizar respuestas de autorregulación aprendidas<sup>14</sup>. Las modalidades de retroalimentación más usadas son: la retroalimentación electromiográfica, la retroalimentación de la temperatura periférica y la retroalimentación de la respuesta electro dérmica<sup>15</sup>.

En este proyecto de grado, a solicitud del departamento de salud mental de la universidad se realizó un dispositivo que combina los siguientes sensores: EMG, GSR, ECG, y temperatura.

---

<sup>13</sup> ARGÜELLES MORALES, J. E., & MONDRAGÓN GÓMEZ, L. B. Diseño y construcción de un entrenador mioeléctrico. Universidad Nacional Autónoma de México. 2011

<sup>14</sup> OLSON, P. R. Definitions of biofeedback and applied psychophysiology. In Biofeedback: A practitioners Guide (Schwartz M). New York: The Guilford Press. 1995

<sup>15</sup> COY, P. C., CÁRDENAS, S. J., CABRERA, D. M., ZIROT, G. Z., & CLAROS, M. S. Tratamiento psicofisiológico y conductual del trastorno de ansiedad. Salud Mental, 28(1), 2005 28–37.

## 1.1 VARIABLES FISIOLÓGICAS PARA MEDIR

**1.1.1 Electromiografía (EMG)** La señal electromiográfica (EMG) es una señal biomédica que mide las corrientes eléctricas generadas en los músculos durante su contracción y que representan actividades neuromusculares. La señal de EMG sin procesar consiste en una serie de picos cuya amplitud depende de la cantidad de fuerza ejercida por el músculo, mientras más fuerte es la contracción del músculo, mayor es la amplitud de la señal EMG. En una contracción del músculo esquelético, los rangos de potenciales van desde los  $50\mu\text{V}$  hasta los  $5\text{mV}$ <sup>16</sup>. Existen dos formas principales de registrar las señales electromiográficas; la electromiografía de superficie o no invasiva y la electromiografía invasiva.

Para la terapia bioalimentación se utiliza la electromiografía no invasiva, en la cual fundamentalmente, se utilizan dos tipos de electrodos: electrodos secos y electrodos gelificados. Los electrodos secos se comunican directamente con la piel del músculo del cual se quiere obtener información. Mientras que los electrodos gelificados son aquellos que requiere un gel electrolítico como interfaz química entre la piel y la parte metálica de los electrodos gelificados<sup>17</sup> para así minimizar el ruido intrínseco que se genera. Esto mejora la conductividad y el flujo de corriente<sup>23</sup>. Los electrodos superficiales son mucho más adecuados para el estudio del comportamiento promedio de la actividad eléctrica de un músculo o grupo de músculos, por lo cual es muy utilizado para detectar fatiga muscular y para monitoreo del rendimiento de deportistas<sup>18</sup>.

**1.1.2 Respuesta galvánica de la piel** También conocida como *Respuesta de Conductividad de la Piel* (SCR) es el fenómeno durante el cual la piel se vuelve un

---

<sup>16</sup> KHANDPUR, R. S. Biomedical Instrumentation: Technology and Applications. McGraw-Hill Education. 2004 Retrieved from <https://books.google.com.co/books?id=mXjUwgg4tD4C>

<sup>17</sup> LEMOYNE, R., & MASTROIANNI, T. Wearable and Wireless Systems for Healthcare I: Gait and Reflex Response Quantification. Pittsburgh: Springer Singapore. 2017 Retrieved from <https://books.google.com.co/books?id=8f06DwAAQBAJ>

<sup>18</sup> CIFUENTES, I. Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas. Universidad autónoma de Yucatán. 2010

mejor conductor eléctrico debido a un estímulo psicológico, ya sea interno o externo. Esta excitación psicológica está ligada a la aparición de emociones y revela que algún proceso mental intenso se está llevando a cabo<sup>19</sup>.

La señal eléctrica del GSR, responde a estímulos generados por eventos ambientales como olor o sonido, estímulos por tocar la piel, o por vivir un episodio de estrés. Está vinculada al procesamiento emocional y cognitivo autónomo, por ello se utiliza como índice sensible al procesamiento emocional y la actividad del sistema nervioso simpático.

La actividad electrodérmica facilita varias características cuantificables que permiten conocer la respuesta de la persona hacia los estímulos. Por un lado, el nivel de conductividad de la piel (SCL, skin conductance level), el cual está asociado al nivel tónico de la piel. Se cree que los cambios de nivel de este índice son un reflejo en los cambios generales de la activación autónoma. Por otro lado, las respuestas de conductividad de la piel, están asociadas al sistema nervioso simpático en sus cambios más rápidos, lo que produce eventos cuantificables en la señal.

Para realizar la medición se usa comúnmente una fuente de tensión que se aplica a la piel a través de una resistencia y dos electrodos de níquel plata. Luego se mide la conductividad en la piel con otra resistencia en serie y el sensor entrega el valor<sup>20</sup>. La respuesta galvánica de la piel ha atraído recientemente la atención de los investigadores como un indicador fisiológico prospectivo de la carga cognitiva y las emociones. La conductividad de la piel varía con los cambios en el nivel de humedad

---

<sup>19</sup> NOURBAKSH, N., WANG, Y., CHEN, F., & CALVO, R. A. Using Galvanic Skin Response for Cognitive Load Measurement in Arithmetic and Reading Tasks, 0–3. 2015

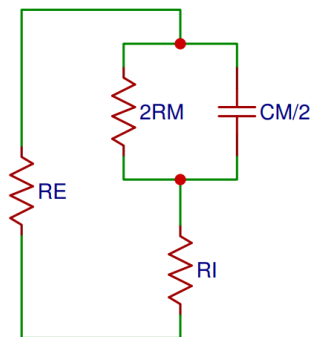
<sup>20</sup> TELLO ALEGRÍA, L. E. Sistema de monitoreo y alivio del stress y la ansiedad. Pontificia Universidad Católica del Perú. 2014

de la piel (sudoración) y puede revelar cambios en el sistema nervioso simpático. GSR ha sido recientemente investigado sobre el estado mental y las emociones<sup>21</sup>.

Los valores que se conocen de impedancia de piel varían desde 100 K[Ω] hasta 1 M [Ω] En frecuencias cercanas a 0 [Hz] los cuales depende el tipo de la piel<sup>22</sup> y del estado emocional. Existen diferentes metodologías para obtener la respuesta de la piel, una de ellas es con control de corriente alterna bajo ciertas frecuencias entre los 5 a los 1000 Hz y amplitud de 5.3 microamperios. Otro método es usar corriente continua para captar emociones fuertes, se implementa a través de la inyección de corriente en el par de electrodos, modificando valores de tensión gracias a la variación de la impedancia de la piel en respuesta a estímulos.

La piel se puede modelar como un circuito en el cual las membranas extracelulares e intracelulares se comportan como una resistencia e impedancia respectivamente como se muestra en la **Figura 2**.

**Figura 2. Modelo de circuito equivalente de la piel.**



<sup>21</sup> NOURBAKSH, N., WANG, Y., CHEN, F., & CALVO, R. A. Using Galvanic Skin Response for Cognitive Load Measurement in Arithmetic and Reading Tasks, 0–3. 2015

<sup>22</sup> HERLINDA, A. L., & R, M. G. Medición de impedancia eléctrica de la piel en el rango de frecuencia de 5 a 1,000 Hz. Revista Mexicana Ingeniería Biomédica, 77–82. 2007, December Retrieved from <http://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=14948>

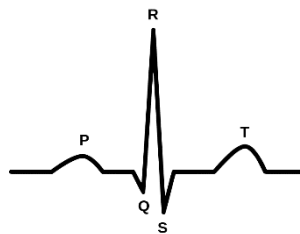
Donde la conductancia de la membrana  $R_m$  es muy baja, y dejando como base la construcción de medidores a partir de corriente continua y corriente alterna. Para DC el capacitor se comporta como circuito abierto dejando finalmente un equivalente resistivo en la conexión paralelo entre la resistencia extracelular (RE) y la resistencia intracelular (RI). En el caso AC se involucra el efecto capacitivo de la membrana intracelular, precediendo la principal diferencia entre los dos métodos.

**1.1.3 Temperatura corporal** El cuerpo de un animal necesita, para su correcto funcionamiento, controlar la temperatura corporal. Los animales que pueden controlar su temperatura sin importar el clima exterior se les conoce como homeotérmicos. El ser humano es uno de estos seres, sin importar si hace frío o calor, tenemos diferentes sistemas que nos permiten crear un intercambio térmico con el ambiente. El cuerpo humano puede ser considerado como un sistema de control dado que tiene la capacidad de mantener la temperatura corporal constante en diversas temperaturas ambiente gracias a procesos metabólicos, esto se conoce como homeotermia o endotérmica. La temperatura corporal normal puede oscilar entre 36,5 y 37,2°C, la variación está sujeta a la actividad reciente de la persona, el sexo, ingesta de alimentos y líquidos, existencia de enfermedades que dificultan la sudoración, diabetes, alteraciones cardíacas, pulmonares entre otras, consumo de ciertos fármacos como sedantes, anfetaminas y antidepresivos, la edad y en mujeres del ciclo menstrual. Existen lugares en el cuerpo humano donde se puede obtener la temperatura de manera confiable estas son oral, rectal y axilar. La toma de temperatura más precisas son la oral y rectal que se producen internamente y están más aisladas de la temperatura ambiente. Sin embargo, tiene sus desventajas en la comodidad e intimidad del paciente, dado que el objetivo de nuestro dispositivo es que sea amigable a todas las personas, se opta por tomar la temperatura en punto axilar, que a pesar de obtener una temperatura 0.5°C inferior con respecto a la oral es aceptada y muy usada clínicamente como una medida confiable y precisa. La temperatura es una variable física que no se obtiene instantáneamente, para lograr una estabilidad en la medición se recomienda empezar a registrar el dato

pasados 5 minutos en que el instrumento sea puesto en la axila del paciente. Otra alternativa menos común pero usada en la terapia es adherir el sensor en la frente, esta solución no es la más confiable dado que el sensor tiene probabilidad que no haga contacto óptimo y las medidas varíen con mucha frecuencia.

**1.1.4 Electrocardiografía** Aunque el corazón se encuentra inervado por el Sistema Nervioso Autónomo, este late sin estímulo alguno porque está conformado por una red de fibras miocárdicas especializadas y auto excitables. Esta actividad eléctrica es medida por el electrocardiógrafo y plasmada en un electrocardiograma (ECG), que normalmente registra una serie de ondas según los distintos potenciales eléctricos que se forman en el corazón durante un latido. El ECG consiste en la grabación de la actividad eléctrica generada por el corazón en la superficie del cuerpo. El ECG describe la actividad eléctrica del corazón, registrada por electrodos colocados sobre la piel<sup>23</sup> esta actividad se ve representada en variaciones de tensión causadas por los potenciales de acción de las células cardíacas<sup>24</sup>

**Figura 3. Señal electrocardiografía<sup>33</sup>.**



En la **Figura 3** se puede observar una señal típica de un ECG con sus respectivos componentes, cada uno de ellos le da información al médico del estado de salud del corazón del paciente.

---

<sup>23</sup> SÖRNMO, L., & LAGUNA, P. Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications (1st ed.). San Diego, USA: Academic Press. 2005

<sup>24</sup> JAVIER, F., & VALLEJOS, R. Técnicas de diseño de redes inalámbricas de sensores corporales inteligentes y energéticamente eficientes. Universidad Complutense de Madrid. 2013

Cuando el corazón late con un ritmo a una frecuencia normal, hablamos de un ritmo sinusal. Una alteración en el sistema eléctrico del corazón puede alterar el ritmo cardiaco normal. Cualquier tipo de ritmo o frecuencia cardiaca anormal se denomina arritmia. Es normal y saludable que su latido se acelere o retarde a lo largo del día en función de los cambios en el nivel de actividad. Sin embargo, no es normal que el corazón lata fuera de su ritmo.

En un ECG, las derivaciones son el registro de la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos. Para el desarrollo de este proyecto se hizo uso de las derivaciones bipolares o de Einthoven. Mostradas en la **Figura 4**. Las derivaciones bipolares registran la diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados en extremos diferentes<sup>25</sup>.

- Derivación 1: Entre brazo izquierdo y brazo derecho
- Derivación 2: Entre pierna izquierda y brazo derecho
- Derivación 3: Entre pierna izquierda y brazo derecho

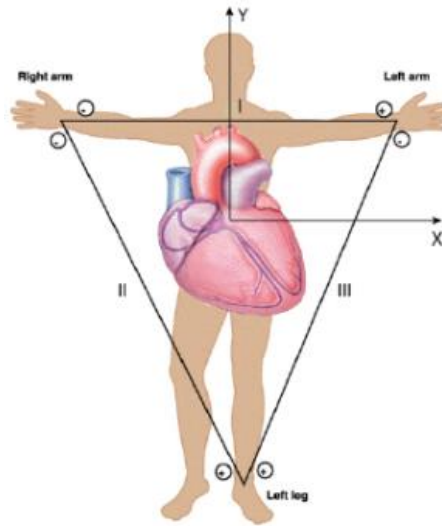
Para medir correctamente la señal ECG podemos guiarnos de la **Figura 4** donde podemos ver donde se ubican comúnmente los electrodos para una medición precisa<sup>26</sup>.

---

<sup>25</sup> FLORES ORTEGA, J. P. Interfaz avanzada de tiempo real para la medición multidimensional del estrés. Centro de investigación y de estudios avanzados del instituto politécnico nacional. 2006

<sup>26</sup> ISLAS CONTRERAS, L. E., ORTIZ ORTIZ, O., & HERNÁNDEZ PÉREZ, I. A. Sistema de adquisición y transmisión inalámbrica de señales electrocardiográficas. Instituto politécnico nacional. 2015

**Figura 4. Derivaciones bipolares de electrocardiografía.**



**1.1.5 Frecuencia cardiaca** En base al concepto de frecuencia, podemos definir la frecuencia cardiaca como la cantidad de latidos que un ser vivo produce en un determinado lapso. El corazón humano en particular se contrae más de 100.000 veces por día, 37 millones de veces por año, y así sucesivamente durante 70 a 80 años. Cada latido tiene un costo de 300 mg de ATP (trifosato de adenosina). Es así como disminuir la frecuencia cardiaca 10 lpm se traduce en ahorrar 5 Kg de ATP cada día<sup>27</sup>. De tal manera que cualquier intervención que reduzca la frecuencia cardiaca (condicionamiento cardiaco por ejercicio, medicamentos, biofeedback, etc), tendrá un impacto en el consumo energético del corazón, de enorme valor e importancia.

La frecuencia cardiaca comúnmente se obtiene a partir del conteo de latidos ocurridos en un minuto y puede ser medida a partir de electrocardiógrafos, técnicas manuales, mediante auscultación, pulsómetro entre otros.

---

<sup>27</sup> MELGAREJO R, E. La frecuencia cardiaca y su intervención en el manejo de la enfermedad isquémica cardiaca Un nuevo abordaje y alternativa. Revista Colombiana de Cardiología, 2009 159–169. Retrieved from <http://www.scielo.org.co/pdf/rcca/v16n4/v16n4a4.pdf>

**1.1.6 Variabilidad de la frecuencia cardiaca** Variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) es la variación de la distancia entre los intervalos RR' en el electrocardiograma (ECG), y depende de fluctuaciones en la estimulación del sistema nervioso autónomo (SNA) sobre el corazón<sup>28</sup>. Este parámetro se da en unidades de milisegundos, y es inversamente proporcional a la frecuencia cardiaca, es decir, a medida que aumenta el tiempo entre latido y latido disminuye la frecuencia cardiaca dado a que ocurren menos latidos por minuto, y viceversa al disminuir la VFC aumenta las pulsaciones por minuto.

Existen diferentes métodos para obtener este valor a partir de la señal de electrocardiografía. Algunas metodologías conocidas y usadas para la detección de la onda R son, análisis de las componentes espectrales en un ancho de banda de 10 y 20 Hz<sup>29</sup>, transformada de wavelet<sup>30</sup>, implementación de primeras derivadas<sup>31</sup>, transformada de curvelet<sup>32</sup> entre otras. La implementación de un algoritmo para obtener la VFC para biorealimentación debe buscar tiempos de cómputo muy cortos, dado que los cambios deben apreciarse inmediatamente.

**1.1.7 Frecuencia cardiaca instantánea** La frecuencia cardiaca instantánea (FCI) se obtiene a partir de estimación con base a un tiempo establecido, es decir, una vez obtenido el dato de VFC se estiman cuantos latidos con esa duración pueden ocurrir en un minuto arrojando como resultado la estimación instantánea de la

---

<sup>28</sup> CABRERA ROJO ILIANA, CABRERA SANTOS ANASTASIO, G. M. DE O. G. Variabilidad de la frecuencia cardíaca en el joven normal. Rev. Cubana Investigaciones Biomédicas, 1997 98–103.

<sup>29</sup> TOMPKINS, W. J. Biomedical Digital Signal Processing. Prentice-Hall. 1993

<sup>30</sup> SZILAGYI S. M. and SZILAGYI L., "Wavelet transform and neural-network-based adaptive filtering for QRS detection," in Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Cat. No.00CH37143), 2000, vol. 2, no. 2, pp. 1267-1270.

<sup>31</sup> ARZENO N. M., DENG Z.-D., and POON C.-S., "Analysis of first-derivative based QRS detection algorithms," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 55, no. 2 Pt 1, pp. 478- 84, Feb. 2008.

<sup>32</sup> LEWANDOWSKI J., AROCHENA H. E., NAGUIB R. N. G., and CHAO K.-M., "A simple real-time QRS detection algorithm utilizing curve-length concept with combined adaptive threshold for electrocardiogram signal classification," in TENCON 2012 IEEE Region 10 Conference, 2012, vol. 1, no. 1, pp. 1-6.

frecuencia cardiaca. Es decir, para un dato ejemplo de variabilidad de frecuencia cardiaca igual a 800[ms] tenemos.

$$FCI = \frac{\text{Milisegundo en un minuto}}{VFC}$$

$$FCI = \frac{60000}{800} = 75 \text{ [lpm]}$$

## 2. CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA

En la presente sección se exponen los criterios tenidos en cuenta para la construcción del sistema en primer lugar se adquieren y evalúan los sensores y componentes requeridos. Seguido a ello, se elabora la estructura de programación del microcontrolador para adquirir las señales y finalmente se construye la interfaz gráfica. En el primer paso de la caracterización del sistema se presenta el resultado de la búsqueda en el mercado nacional como extranjero de los diferentes componentes requeridos para la construcción del dispositivo. La metodología consiste en realizar la selección revisando que cada elemento cumpla con requerimientos mínimos de confiabilidad para cada señal, como para el presupuesto del proyecto. Se tiene en cuenta que el sistema solicitado es un dispositivo de propósito específico, de fácil manipulación, uso y traslado. A demás cabe mencionar que se busca llegar lo más cercano a la presentación de datos en tiempo real, así como también que el dispositivo sea amigable para ser visualizado. Se busca que se facilite la metodología de realimentación de variables durante la terapia.

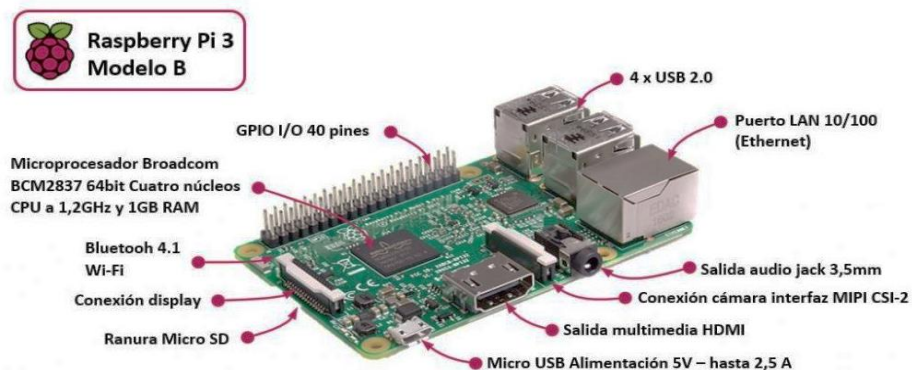
**Figura 5. Etapas físicas del sistema.**



## 2.1 COMPONENTES PRINCIPALES Y SENSORES

**2.1.1 Tarjeta principal** Para la ejecución del programa y visualización se usó una raspberry pi 3 modelo B, se eligió este miniordenador debido a que es uno de los mejores a nivel de gráficos y conectividad. La raspberry pi 3 cuenta con un microprocesador Chipset Broadcom BCM2387 de 1,2 [Ghz] con 4 núcleos ARM Cortex-A53, una unidad de procesamiento gráfico (GPU) Dual core Videocore IV multimedia Coprocesador. Proporciona Open GL ES 2.0, OpenVG acelerado por hardware, y 1080p30 H.264 de alto perfil de decodificación. Capaz de 1 [Gpixel] con filtrado de texturas y la infraestructura DMA. Cuenta también con una memoria RAM de 1 [GB], en cuanto a conectividad, cuenta con una entrada Ethernet, LAN inalámbrica y bluetooth 4.1, salidas de video HDMI y RCA compuesto, un conector de audio jack de 3,5 [mm], 4 conectores USB 2.0, un conector GPIO que proporciona 40 conexiones hembra de 2,54 [mm] donde se pueden encontrar 27 pines GPIO y conexiones de suministro de energía de 3,3[V] o 5 [V], cuenta también con un conector para una cámara de 15 pines, otra conexión para una pantalla de 15 pines y un puerto micro SD para tarjetas hasta de 64 [GB], en nuestro caso contamos con una de 32 [GB]<sup>33</sup>

**Figura 6. Conectividad Raspberry pi 3<sup>34</sup>.**



<sup>33</sup> Cruceira, R. C. (2017). Raspberry Pi: características y aplicaciones. Ingeniérate.

<sup>34</sup> <https://ingenierate.com/2017/10/03/raspberry-pi-caracteristicas-aplicaciones/>

En la **Figura 6** se puede observar el computador de placa simple, como también se le denomina a estos dispositivos, con lo mencionado anteriormente debidamente señalado. La raspberry es el ordenador que ejecuta el software necesario para la visualización de las señales adquiridas por los diferentes sensores. Cuenta con raspbian como sistema operativo, el cual es un linux basado en debian, pero modificado especialmente para este tipo de sistemas embebidos. La raspberry no cuenta con un ADC lo cual hace necesario el uso de un ADC externo para poder adquirir las señales adecuadamente para luego ser visualizados en la interfaz realizada en python 3.

**2.1.2 Conversor analógico digital (ADC)** Se decidió usar como ADC una placa Arduino por su buena documentación y adaptabilidad con componentes externos, permitiendo agregar librerías en los casos que fuesen necesarias. Para reducir el tamaño del circuito se decidió usar el arduino pro mini, que tiene las mismas funcionalidades del arduino uno con la diferencia de que este tiene un tamaño reducido y solo maneja un nivel de tensión de salida, en este caso se usó el arduino pro mini de 5 [V], el chip en el que se basa este arduino es el ATmega 328, Este modelo de arduino puede ser alimentado desde 5 a 12 [V], cuenta con 14 pines digitales que pueden ser usados como entradas o salidas, 1 puerto UART, 1 SPI, 1 I2C, 6 pines analógicos. Cabe resaltar que esto pines analógicos no son 6 si se usa alguna otra entrada como I2C que ocupa 2 de los 6 pines analógicos. En cada pin digital maneja una corriente de entrada o salida de máximo 40 [mA] en DC, posee una memoria flash de 30 [KB] (ya que 2 [KB] son usados en el bootloader), una SRAM de 2 [KB], una EEPROM de 1 [KB] y funciona a una frecuencia de reloj de 16 [MHz]<sup>35</sup>

---

<sup>35</sup> ARDUINO. Arduino Pro mini. Retrieved from <https://store.arduino.cc/usa/arduino-pro-mini> 2018

**Figura 7. Arduino pro mini 5V 16MHz**



Fuente: ARDUINO Arduino Pro mini. 2018 Retrieved from <https://store.arduino.cc/usa/arduino-pro-mini>

**2.1.3 Sensor de electromiografía** Después de un análisis de sensores comerciales en el mercado nacional e internacional mostrados en la **Tabla 1** se escoge la tercera opción mostrada. A pesar de que es el más costoso cuenta con filtro notch ajustable, función envolvente, aislamiento de potencia y señal para disminuir ruido.

**Tabla 1. Comparación sensores EMG disponibles en el mercado.**

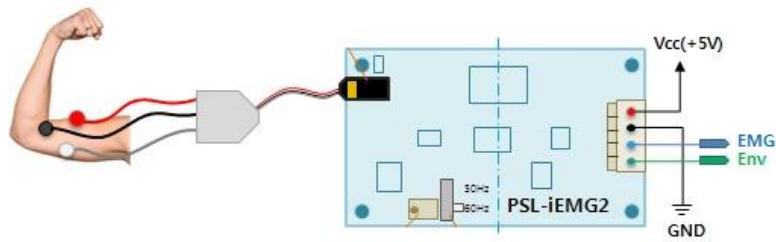
	Proveedor	Ventajas	Desventajas	Precio (Pesos)
	Sparkfun	-Precio -Función envolvente. -Mercado nacional	-Baja estética -Poca aceptabilidad en pacientes -Sin aislamiento de potencia y señal.	\$202.000 + \$100.000
	SEED	-Precio	-No envolvente. -Mercado Internacional - Sin aislamiento de potencia y señal.	\$60.000

	<b>Proveedor</b>	<b>Ventajas</b>	<b>Desventajas</b>	<b>Precio (Pesos)</b>
	PhysioLab Co	-Filtro notch ajustable - Función envolvente - Aislamiento potencia y señal -Incluye cables	-Costo -Envío internacional	\$500.000
	Protocentral	-Precio	- Descontinuado, solo dos unidades stock.	\$189.000

El sensor utilizado para medir la señal electromiográfica fue el PSL-iEMG2<sup>36</sup>, elaborado por PhysioLab Co., Ltd, una empresa coreana líder en la fabricación de dispositivos para la medida de signos vitales. El PLS-iEMG2 es un módulo de bajo consumo de corriente (50[mA]) y se alimenta con una fuente DC de 5 [V]. Cuenta con una amplificación de la señal adquirida de 500 [V/V] y un filtro notch que se puede configurar en 50 [Hz] o 60 [Hz], en el caso de este proyecto se seleccionó en 60 [Hz] para evitar el ruido de la red eléctrica.

<sup>36</sup> PHYSIOLAB [en línea] disponible en: [https://physiolab.en.ec21.com/PSL-iEMG2-Mini-size-2ch--9063127\\_9817032.html](https://physiolab.en.ec21.com/PSL-iEMG2-Mini-size-2ch--9063127_9817032.html)

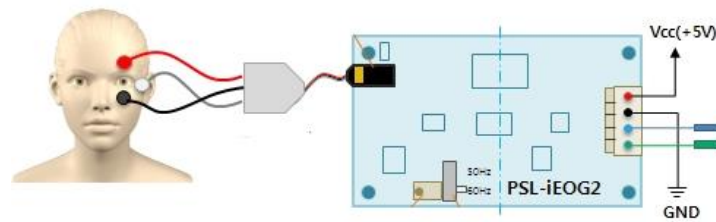
**Figura 8. Conexión principal sensor de electromiografía.**



Una característica importante de este sensor es que cuenta con dos canales de salida, uno que proporciona la señal EMG normal y otro que nos genera la envolvente de la señal EMG. A pesar de que las dos señales contienen la misma información, esta última la presenta mejor detallada ya que suaviza los picos de la señal, generando una forma alternativa de analizar esta variable. El módulo también incluye los cables que se conectan directamente a la placa por medio de un conector estéreo 3.5 mm.

Si bien, la señal de electrocardiografía en base un punto referente, se mide a partir de la diferencia de potenciales entre dos puntos de un musculo escogido. Tanto el brazo como la cara son puntos críticos de análisis cuando hay tensión muscular en el paciente. Para el EMG se sugieren dos tipos de conexiones las cuales podemos ver en la **Figura 8** y en la **Figura 9**. Para asegurarnos del correcto funcionamiento de este módulo se decidió hacer la prueba de ambas conexiones y revisar tanto la señal EMG como la envolvente.

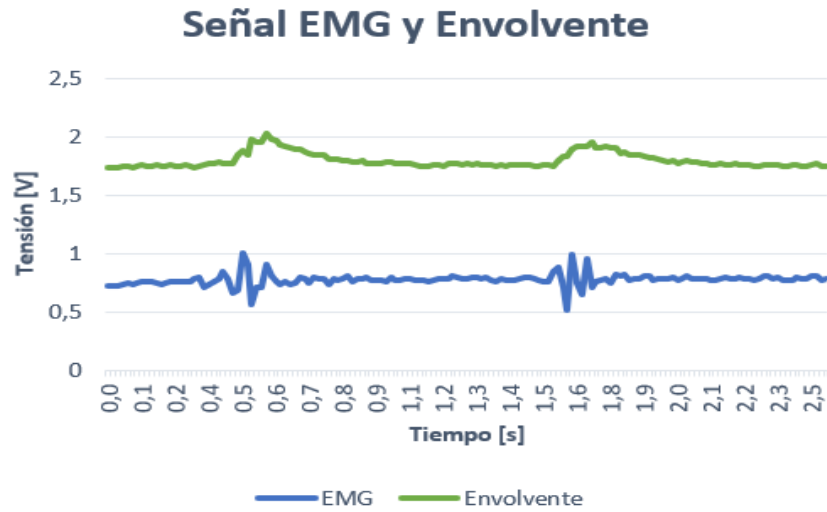
**Figura 9. Conexión alternativa sensor de electromiografía.**



Las señales medidas pueden tomar valores entre 0 y 1024, es decir de 1 a 4 caracteres. Para garantizar una estabilidad en el tamaño de la trama enviada por puerto serial, se fijan la cantidad de caracteres a 3 por señal, de esta manera cuando la variable toma valores entre 0 y 99 es necesario concatenar ceros a la izquierda para mantener el tamaño. Si esto no se tiene en cuenta, el tamaño de la trama no sería fija sino dinámica, los tiempos que tardarían en enviarse la trama también cambiarían con cada dato nuevo y no habría consistencia en el muestreo. Esta metodología tiene en cuenta el criterio de Nyquist donde la frecuencia de muestreo debe ser mínimo dos veces el ancho de banda. De la misma forma crea dependencia de los baudios escogidos, es decir, entre mayor sea esta velocidad mayor longitud de la trama podemos usar, siempre cumpliendo el criterio ya mencionado.

En la **Figura 10** se presentan las señales adquiridas por el sensor, en donde la primera corresponde la envolvente del tono muscular en posición del brazo y la segunda señal pura del tono muscular dejando como observación principal que la representación de la envolvente de la señal de electromiografía muestra información de manera más clara para el doctor.

Figura 10. Señal electromiografía adquirida y graficada en Serial Plotter.



**2.1.4 Sensor respuesta galvánica de la piel** El GSR es el sensor que permite medir la respuesta galvánica de la piel, o la conductancia eléctrica. Para el proyecto se escogió el Grove GSR<sup>37</sup>, debido a su bajo costo y la fácil accesibilidad. Este sensor es desarrollado por una empresa de desarrollo tecnológico llamada Seeed. Tiene la posibilidad de alimentarse con 5 o 3.3 [V] también se puede modificar la sensibilidad por medio de un potenciómetro que se encuentra expuesto al usuario. Posee dos electrodos que tienen contacto con la piel por medio de los dedos de la persona, y su salida es analógica. En la **Figura 11** podemos observar una imagen del sensor donde se aprecia los dedales donde se encuentran los electrodos de níquel y el potenciómetro de sensibilidad.

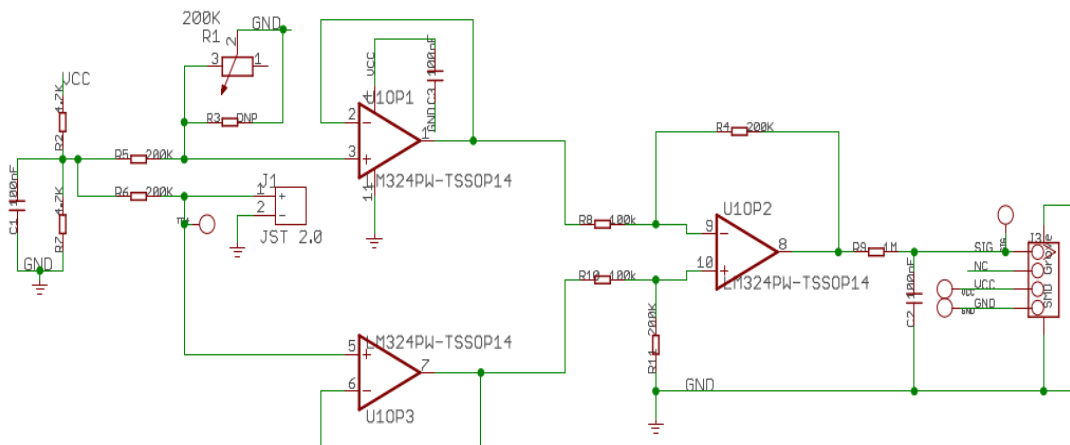
<sup>37</sup> SEEED STUDIO [en línea] disponible en: <https://www.seeedstudio.com/Grove-GSR-sensor-p-1614.html>

**Figura 11. Sensor de respuesta galvánica de la piel.**



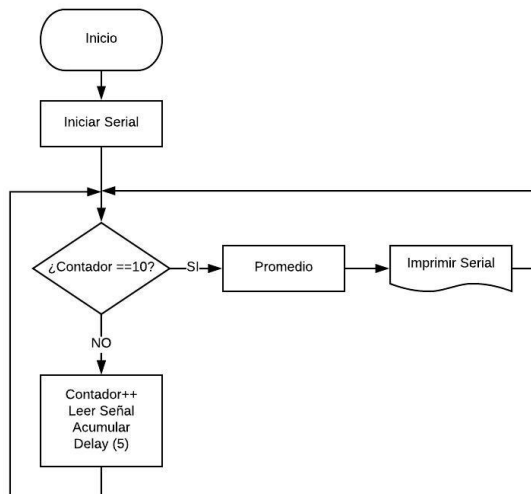
El GSR cuenta principalmente con un chip que contiene 4 amplificadores operacionales, este es el LM324. El circuito de este dispositivo solamente usa 3 de los 4 amplificadores, su funcionamiento consta de dos etapas seguidores de tensión las cuales una es de valor fijo y depende del potenciómetro de calibración y la otra su salida depende de la tensión producida al generar una corriente a partir del divisor resistivo sobre la piel. Finalmente tiene una etapa restadora cuya salida es la diferencia entre las dos señales y amplificada para tener valores adecuados para la lectura. El circuito proporciona una medida básica de la respuesta galvánica de la piel en donde no se tienen en cuenta efectos capacitivos de la piel dando como resultado el cambio a emociones fuertes del paciente. El esquema del circuito lo podemos observar en la **Figura 12** donde se muestra el circuito proporcionado por la empresa Seeed.

**Figura 12. Esquemático sensor de respuesta galvánica de la piel.**



El Grove-GSR está pensado para trabajar con tarjetas como la arduino, donde ya existe un código desarrollado para poder entender de manera correcta los datos proporcionados por la señal de salida, este código mostrado y especificado en la **Figura 13** crea un promedio de lecturas para aumentar la capacidad de reconocimiento de los cambios de la señal. Además, su correcto funcionamiento se puede probar con unas acciones que generan un cambio en la respuesta galvánica de la piel, como lo son respiraciones profundas o alteraciones por algún tipo de sorpresa. [29]<sup>38</sup>

**Figura 13. Código para adquirir señal GSR.**



**2.1.5 Sensor de temperatura** El termistor usado en el proyecto es un termistor YSI 409, con conector tipo plug Jack 6.5 usado clínicamente, se muestra en la **Figura 14**.

<sup>38</sup> SEEDSTUDIO, 'Grove – GSR Sensor' 2018 [Online]. Available: [http://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR\\_Sensor/](http://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR_Sensor/) .[Accesed : 03-jan-2018]

**Figura 14. Sensor temperatura corporal YSI 409**



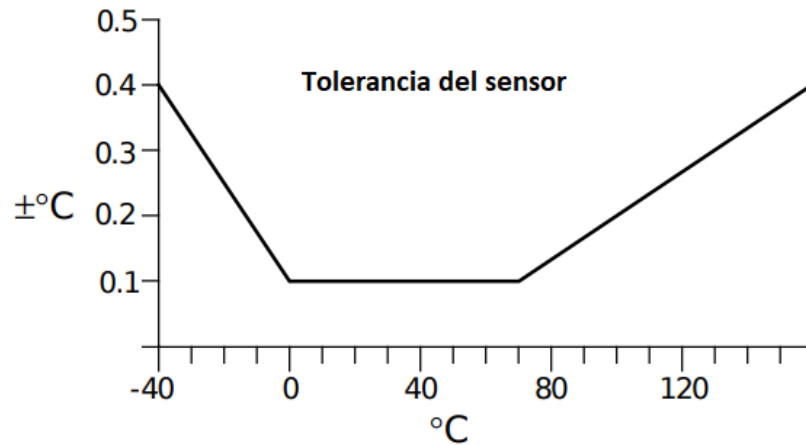
Fuente: Tomado de: <https://www.cablesandsensors.com/products/ysi-compatible-reusable-temperature-probe-409b?variant=33808999880>

El sensor YSI 409B es un termistor NTC con un rango de temperaturas desde  $-40^{\circ}\text{C}$  hasta  $150^{\circ}\text{C}$  con la precisión mostrada en la **Figura 15** que para nuestro propósito es bastante buena. Uno de los requisitos solicitado por el psiquiatra fue que la temperatura tuviera una precisión de  $0.1^{\circ}\text{C}$  en un rango desde  $35^{\circ}\text{C}$  hasta  $40^{\circ}\text{C}$ , como podemos ver el termistor YSI 400 cuenta con dicha precisión desde los  $0^{\circ}\text{C}$  hasta  $70^{\circ}\text{C}$ . Además, es muy usado en hospitales para monitorizar la temperatura de los bebés dentro de una incubadora, colocando el sensor en contacto con la piel del bebé. Su constante de tiempo es de  $1.1$  [s] y según el fabricante el sensor requiere de 5 constantes de tiempo para dar una buena medida, es decir que podemos tomar datos cada 6 segundos para tener un dato preciso.<sup>39</sup>

---

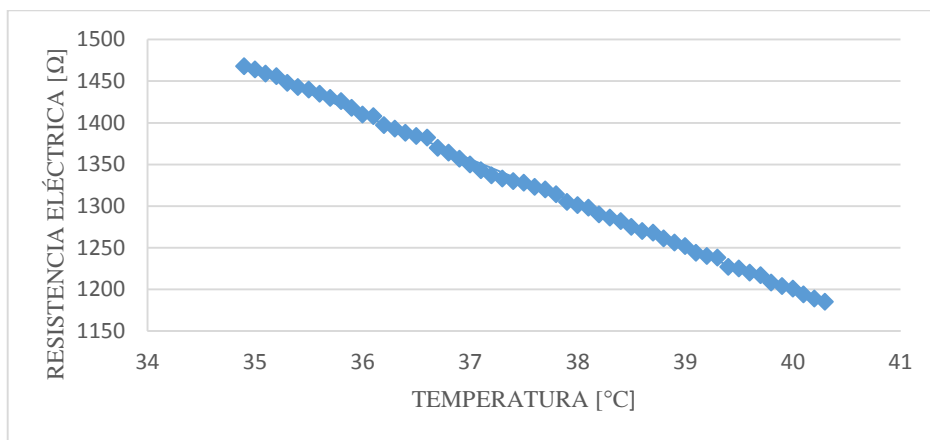
<sup>39</sup> THERMISTOR COMPONENTS; SPECIAL Test Service y Technical Information. 'Datasheet – YSI Precision Thermistor & Probes Thermistor at YSI']

**Figura 15. Tolerancia del sensor YSI 409 [°C] en función de la temperatura [°C].**



Para realizar el módulo de temperatura se caracteriza el sensor como primer paso, para tal propósito se solicitó a la escuela de química el préstamo de unos equipos de calentamiento (Thermo Electron Karlsruhe) y un termómetro digital que podía darnos una precisión hasta de 0.001 °C. Con se tomaron medidas cada 0.1 °C, tomando el dato de resistencia con un óhmetro de precisión para cada valor de temperatura medida con el termómetro, con lo cual se obtuvo la **Figura 16**.

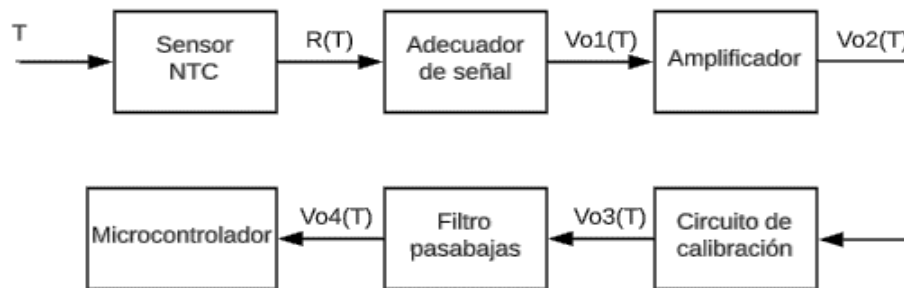
**Figura 16. Caracterización sensor de temperatura, resistencia [Ω] en función de la temperatura [°C].**



Donde podemos apreciar el comportamiento prácticamente lineal, tomando medidas desde 34,8 °C hasta 40,3 °C, en resistencia eléctrica se tuvo un rango desde 1471 [ $\Omega$ ] hasta 1185 [ $\Omega$ ] respectivamente.

Una vez hecha esta caracterización se sigue el modelo de adecuación de señal, propuesto y desarrollado en la asignatura de introducción a la bioingeniería a cargo del Ingeniero Jorge E Quintero Muñoz mostrado en la **Figura 17**.

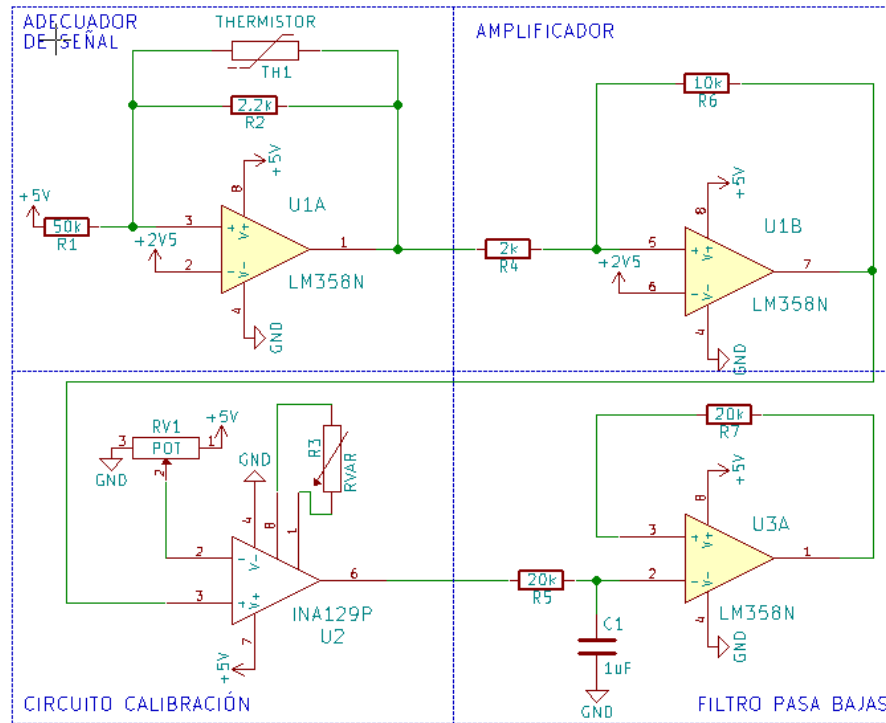
**Figura 17. Diagrama de bloques para adquisición de señal de temperatura corporal.**



Como primera observación la etapa amplificadora se realiza con una configuración inversora, lo cual crea el primer reto dado que en todo el dispositivo solo se cuenta con alimentación positiva 0-5[V]. Para dar solución a la alimentación requerida en la etapa inversora  $\pm V_{cc}$ , se toma como referencia (GND) la tensión de 2.5 [V] otorgándonos  $\pm 2.5$  [V].

La adecuación de señal consta de un amplificador operacional en configuración inversora de ganancia variable en dependencia con el valor en resistencia del termistor. La **Figura 18** muestra los valores de resistencias usado, se señala que el integrado usado es el LM358 el cual encapsula dos amplificadores operacionales, de una sola alimentación positiva de 3-32[V] alimentación usada es 0-5[V].

**Figura 18. Esquemático circuito adecuación señal temperatura implementado.**



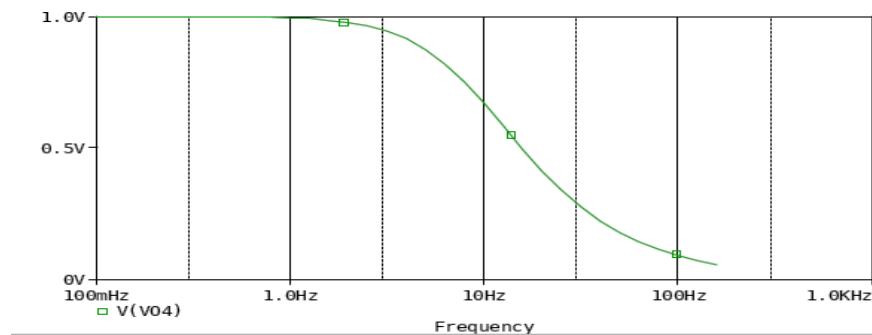
El rango de resistencia de nuestro interés del Sensor NTC está entre los 1- 1.7 [kΩ], fija una ganancia para la segunda etapa de 5 para alcanzar a percibir cambios en este rango.

Ahora estos valores deben ajustarse de 0 a 2.5V. Tomamos el nivel de cero voltios para temperatura mínima de interés (1471) [Ω] que corresponde según la *Figura 16* a 34.8°C. El nivel máximo se deja en 5V correspondiente a la temperatura máxima de interés es decir 40.3°C (1185[Ω]). Esta calibración es posible gracias al amplificador de instrumentación INA129 cuya ganancia variable está dada por la ecuación  $G = 1 + \frac{49.4k}{R_G}$

Donde RG corresponde a la resistencia variable R3 en la *Figura 18*. La resistencia variable RV1 permite ajustar el nivel de 0V cuando la tensión en la terminal inversora es igual a la tensión Vo2 en la resistencia del NTC correspondiente a la temperatura


mínima de interés. Por último, se implementa un filtro de ganancia unitaria pasabaja de corte en 7.44 [Hz] para anular filtraciones de ruido del espectro de frecuencias orbitando en el ambiente. Esto permite una medida más estable. El esquemático del filtro se puede apreciar en la **Figura 18** y presenta una respuesta en frecuencia mostrada en la **Figura 19**.

**Figura 19. Simulación filtro pasa bajas, tensión en función de la frecuencia.**



**2.1.6 Sensor de electrocardiografía** Después de un análisis de sensores comerciales en el mercado nacional e internacional mostrados en la se escoge la segunda opción mostrada en la **Tabla 2** . En sensor de Sparfun es fue la mejor opción dado que ofrece detector de electros, protección de paciente, pin de apagado y de bajo costo.

**Tabla 2. Comparación de sensores ECG disponibles en el mercado.**

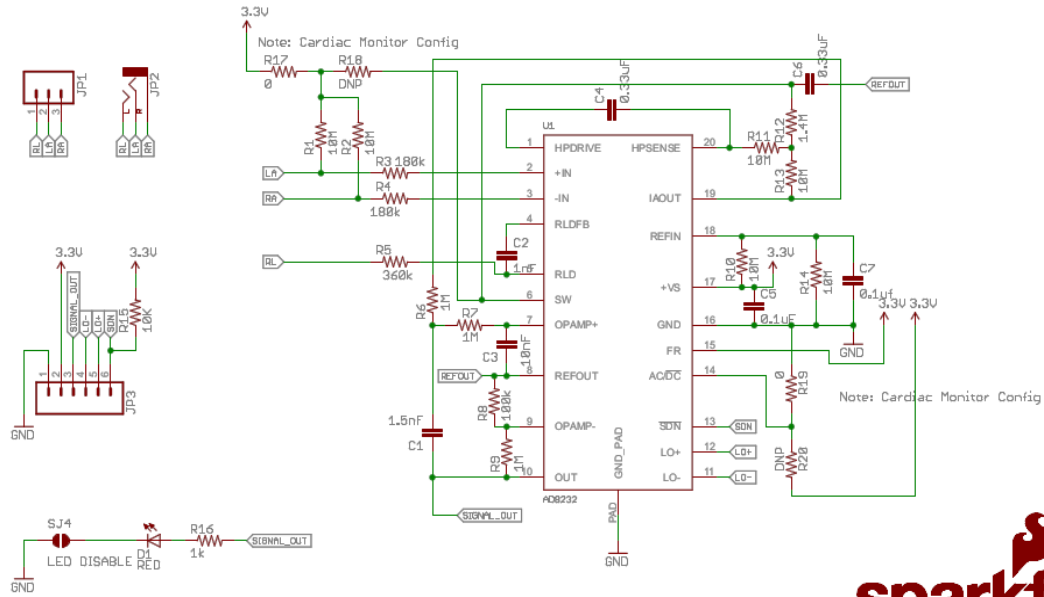
	Proveedor	Ventajas	Desventajas	Costo
	MEDLAB	-Ancho de banda -Filtro notch seleccionable	-3 Canales para derivaciones I, II, III. - Protocolo serial -Costo - Tiempo envío	\$480.000 + importaciones Alemania.

	Proveedor	Ventajas	Desventajas	Costo
	Sparkfun	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Detector de electrodos</li> <li>-Salida analógica</li> <li>-Protección de paciente.</li> <li>-Incluye cables</li> <li>-Mercado local</li> <li>-Costo, muy comercial.</li> <li>-Pin apagado</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ancho de banda (0.5Hz-40 Hz)</li> </ul>	\$100.000
	Olimex	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Salida analógica</li> <li>-Protección de paciente</li> <li>-Incluye cables</li> <li>-Compatibilidad de forma Arduino UNO</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Ancho de banda (0.5Hz-40 Hz)</li> <li>- Usa una sola conexión a la vez (ECG/EMG)</li> <li>-Tiempo de envío</li> </ul>	\$160.000 + importaciones , Bulgaria

Para el desarrollo de este proyecto se utilizó el módulo AD8232 desarrollado por la empresa sparkfun electronics, el integrado AD8232 de analog devices es un conjunto de amplificadores operacionales que con unas configuraciones externas adicionales, se utiliza como un ECG con buen rechazo en modo común (80 dB en 60 Hz) cuenta con dos filtros para limitar la señal al rango necesario (0-25 [Hz]) un amplificador de instrumentación para captar la señal, y el sistema completo cuenta con una ganancia de 100 [V/V] para poder entregar una señal ECG en rangos de 0-3 [V].<sup>40</sup>

<sup>40</sup> Analog devices, 'Datasheet AD8232.' Analog devices, p.25, 2013

Figura 20. Esquemático del módulo de electrocardiografía.



Released under the Creative Commons Attribution Share-Alike 3.0 License   
<http://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0>   
 TITLE: AD8232\_Heart\_Rate\_Monitor\_v10

En la **Figura 20** podemos observar el esquemático proporcionado por Sparkfun donde muestran la configuración que debe tener el circuito junto al AD8232 para funcionar de manera correcta como un ECG. Analog devices también nos proporciona una configuración interna del AD8232 donde podemos detallar los amplificadores que componen este chip y su diagrama de bloques funcional el cual podemos ver en la **Figura 21**.

**Figura 21. Diagrama funcional integrado AD8232 para adecuación de ECG.**

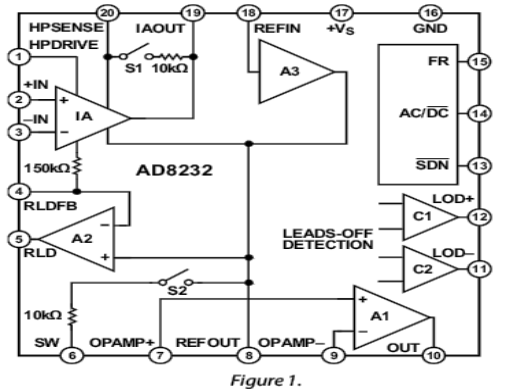


Figure 1.

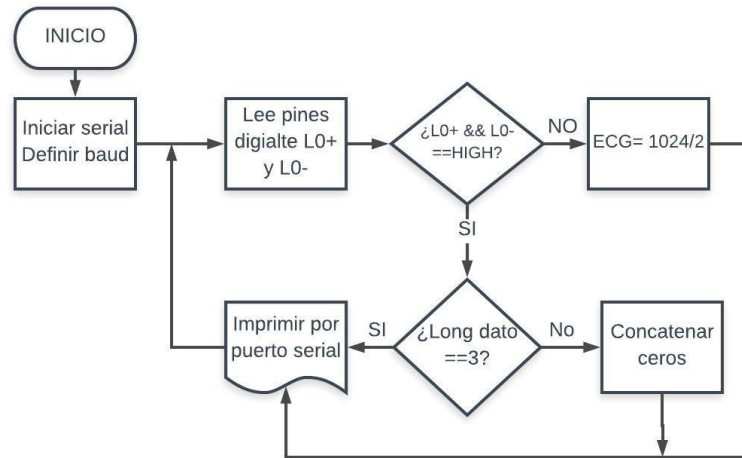
Los biopotenciales entran al circuito a través de los electrodos conectados a los pines 2 y 3 por resistencias de protección de valor de  $180\text{[k}\Omega\text{]}$  que no deja elevar la corriente a más de  $10\text{ [}\mu\text{A]}$  y que es captada por un amplificador de instrumentación (IA) con ganancia de  $100\text{ [V/V]}$ , internamente ese amplificador cuenta con dos amplificadores de transconductancia bien acoplados, posee una bomba de carga con oscilador interno estableciendo una frecuencia de  $500\text{ [kHz]}$  para aumentar el rango de voltaje de modo común. El amplificador (A1) de propósito general es utilizado para dar un filtrado paso bajo con frecuencia de corte de  $40\text{ [Hz]}$  y una ganancia final a la señal de ECG, es la etapa final y por tanto su salida es la salida de señal del módulo. En electrocardiografía se usa el método de inyección de corriente por pierna derecha para mejorar el rechazo en modo común del sistema, esta función la realiza el amplificador operacional (A2) en configuración integradora teniendo en cuenta que el valor escogido para el capacitor pueden generar inestabilidad y saturación, el valor que usa el diseñador es de  $1\text{ [nF]}$  que se ajusta bien al tradeoff entre ganancia y estabilidad, además ajustan el valor de la resistencia que limita la corriente inferior a  $10\mu\text{A}$  aún en condiciones de falla, para protección del paciente.

Al ser un módulo de alimentación única es decir de  $0\text{[V]}$  a  $3.3\text{ [V]}$ , el sistema cuenta con un buffer de referencia que fija una tierra virtual para no perder las señales

negativas. Es decir por medio de un arreglo resistivo con valores no muy altos para evitar se filtren ruidos, se fija una tensión referencia, esta etapa la realiza el amplificador operacional A3 y es usada en etapa inicial y en el circuito de pierna derecha, en la **Figura 20** el diseñador presenta un arreglo de dos resistencias de 10 [MΩ] buscando reducir el consumo de energía pero solucionando por medio del capacitor C7 de 0.1 [uF] el tema del ruido. Adicionalmente y como un plus que cuenta este sensor es el circuito detector de electrodos que no es más que comparadores de tensión con salida alto o bajo en los pines L0+ y L0-. Finalmente, el módulo cuenta con el filtro pasa altas de segundo orden con frecuencia de corte de 0.5 [Hz], composición que resulta es un filtrado pasabanda de ancho de banda de 39.5 [Hz], en donde se sitúan las componentes de frecuencia más importantes de la señal de electrocardiografía dejando aceptable y compatible para el diseño del sistema de biorealimentación.

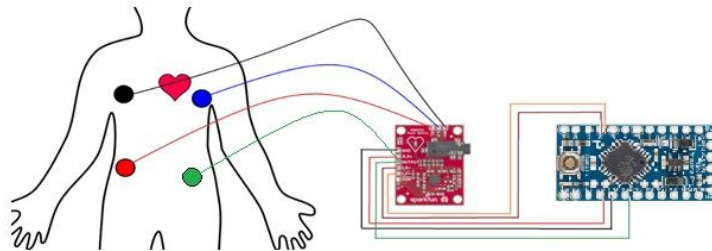
Para realizar las pruebas iniciales se usó un arduino uno que nos permite visualizar la señal en una herramienta propia de Arduino, el serial plotter, acá se puede ver por medio de 1024 niveles usando en código mostrando el la **Figura 22**. Teniendo en cuenta que debemos preguntar primero si los electrodos están conectados y que la frecuencia máxima de interés es menor (40Hz), la estrategia consiste en, de la misma manera como en el EMG, buscar la cantidad de caracteres que generen la frecuencia de muestreo óptima y recuperación válida de la señal ECG.

**Figura 22. Código adquisición señal electrocardiografía.**



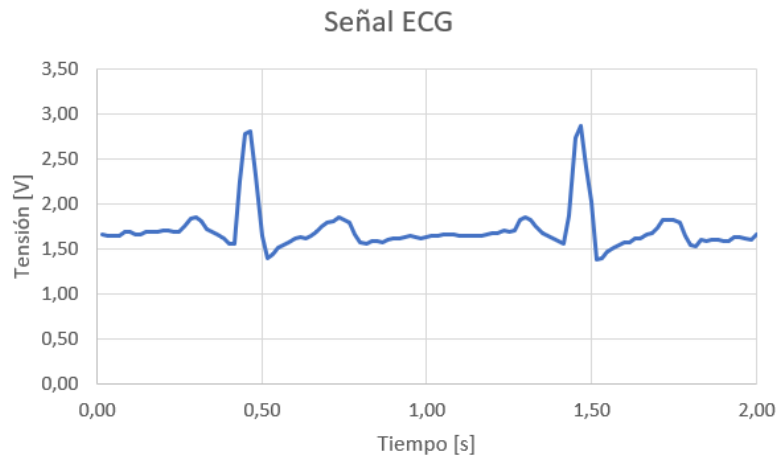
Las conexiones para obtener el resultado esperado las podemos ver en la **Figura 23** donde se muestra cómo deben ir ubicados los electrodos y a su vez como deben ser las conexiones desde el módulo ECG hacia el Arduino. Esta ubicación de electrodos es la recomendada por el fabricante.

**Figura 23. Correcta ubicación de electrodos para el sensor ECG AD8232.**



Esta conexión es usada para hacer las pruebas iniciales con las que obtuvimos la gráfica de la **Figura 24** en donde se puede apreciar el correcto funcionamiento del módulo ECG observando la gráfica esperada con sus correspondientes curvas (complejo PQRS). Esta primera prueba fue mostrada con la herramienta de serial plotter de arduino.

**Figura 24. Señal de electrocardiografía obtenida con Serial Plotter**



La señal adquirida también es usada para adquirir el dato de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, este es importante en la terapia ya que permite tener mejor comprensión de las emociones, lo cual es esencial en la psicoterapia.<sup>41</sup> La variabilidad es tomada a partir de los latidos revisando la onda R del complejo PQRST y revisando el tiempo entre latido y latido, lo cual se puede traducir en una frecuencia que comparándola con la siguiente permite ver una diferencia entre las dos.

**2.1.7 Circuito impreso** Con el fin de integrar todos los sensores en un solo dispositivo, se diseñó un circuito con las entradas y salidas de cada sensor, también se agregaron las entradas y salidas utilizadas de la raspberry pi y del arduino pro mini. Para el diseño de este circuito se tuvieron varios factores en cuenta:

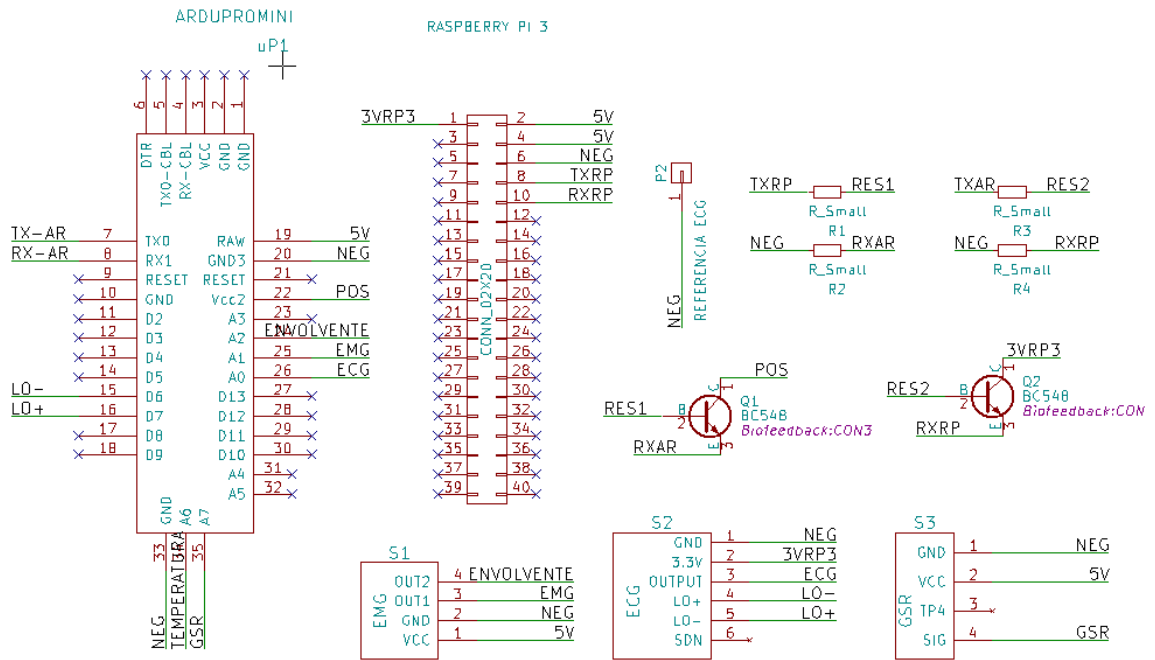
- La integridad de las señales de salida de los sensores.
- Diferentes planos de potencia para garantizar una alimentación estable.
- Buen aislamiento eléctrico del circuito.
- Seguridad del paciente y del sistema.
- Uso de la menor cantidad de cables posible.

<sup>41</sup> DAS P., KHASNOBISH A, and TIBAREWALA D.N., 'Emotion recognition employing ECG and GSR signals as markers of ANS.' Conf. Adv. Signal process. CASP 2016, pp. 37-42, 2016

- Soporte y seguridad mecánica de los sensores.

Con el fin de hacer el dispositivo repetible, económico y mejorable en un futuro, se diseñó el circuito en el software libre KiCad, creando los diferentes componentes necesarios y su respectiva huella.

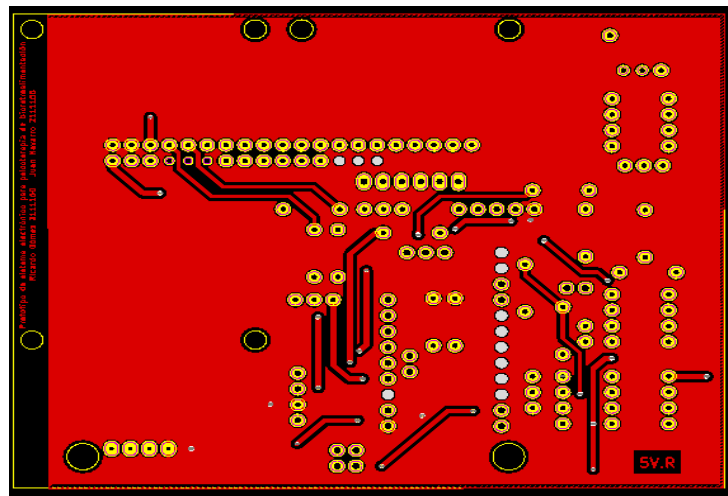
**Figura 25. Esquemático conexión final del sistema.**



El esquemático del sistema, creado en KiCad es el presentado en la **Figura 25** donde se puede apreciar todos los componentes del dispositivo, los sensores que se conectan al arduino, y la conexión UART entre el arduino y la raspberry pi. En esta figura está ausente el diseño del sensor de temperatura, el cual fue realizado por los autores y presentado en la sección 3.1.5 del presente libro. Anotando de la misma manera que en la tarjeta que integra todo el módulo de temperatura es agregado al esquemático de la **Figura 25** y su salida es conectada al pin analógico A6 del arduino.

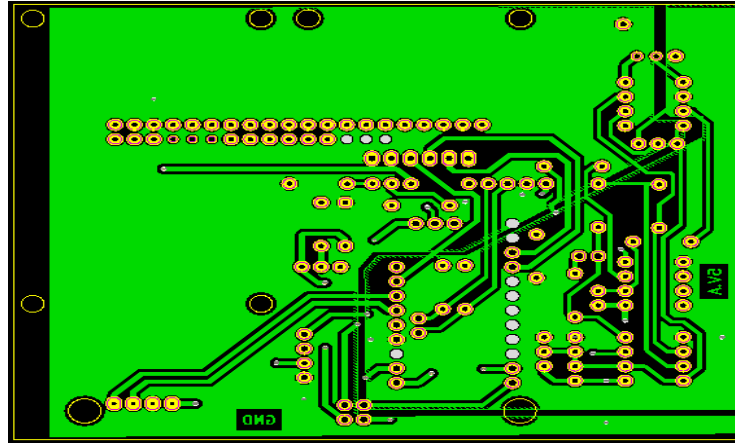
Todos los componentes del sistema son placas individuales, debido a esto se crearon las huellas para poder ubicarlos dentro de una sola tarjeta que se mandó a imprimir con la mejor calidad que hay en Bucaramanga para circuitos impresos. Se tuvo en cuenta la integridad de la señal y se crearon 3 planos de potencia importantes, los cuales fueron: 5 [V] R, 5 [V] A, GND. En la **Figura 26** se puede observar un plano de alimentación de 5 [V], el cual es tomado de la Raspberry y este a su vez lo toma directamente del adaptador que está conectado a la red eléctrica.

**Figura 26. Circuito impreso del sistema cara superior.**



También podemos observar algunos caminos que se seleccionaron para ir en la parte superior de la tarjeta impresa. Usamos las dos caras de la tarjeta para poder tener un orden que facilite el uso del dispositivo para el médico. Todas las placas de los sensores fueron ubicadas en la parte superior de la tarjeta y la mayoría de las conexiones en la cara inferior. También se puede apreciar en la **Figura 27** los dos planos creados de 5 [V] y GND

**Figura 27. Circuito impreso del sistema cara inferior.**



Se crearon dos planos de 5 [V] por dos razones, la primera se da porque la corriente suministrada por la Raspberry es diferente a la que puede entregar el Arduino y se necesitaba hacer un arreglo con un potenciómetro para poder alimentar con una tensión negativa virtual de los amplificadores utilizados en el sensor de temperatura. Se crea una tierra con el potenciómetro, para obtener una señal positiva de 2.5 [V] y una negativa con el mismo valor, pero para mantener estable estos valores se destinó un solo plano para hacer este arreglo, así la caída de corriente sería menos y por lo tanto se mantendría este nivel más estable para generar mayor estabilidad del circuito.

## **2.2 ADQUISICIÓN DE DATOS**

El microcontrolador que posee el arduino pro Mini es el ATmega 328 de Microchip. Este ofrece una memoria Flash de 32 Kbytes, 8 canales ADC con CPU de 8 bit AVR, conectado externamente un oscilador a 16 MHz (0.5% de tolerancia). Este dispositivo se programa a través de la IDE propia de arduino, en lenguaje de programación C++ cuya estructura principal está conformada por un void setup () en donde las sentencias se ejecutan solo una vez al iniciarse el microcontrolador, la segunda estructura es un ciclo donde las sentencias se repiten a lo largo del tiempo.

Este software cuenta con un monitor serial, en donde muestra los datos que el arduino envíe de manera serial.

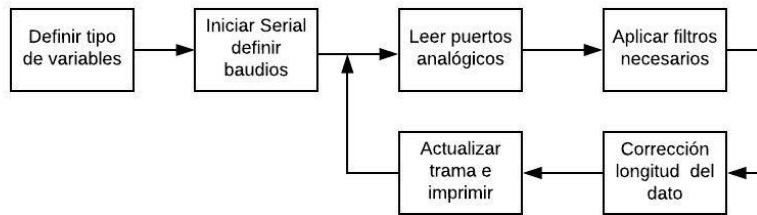
Para la programación del microcontrolador se tiene en cuenta varios factores entre ellos una adecuada velocidad de baudios que permitan el tamaño de la trama requerida, el tipo de cada variable, métodos para obtener tiempos, cantidad de caracteres a enviar por puerto serial que de una óptima frecuencia de muestreo entre otros.

**2.2.1 Lectura de datos** A modo general la lectura de datos sigue el flujo mostrado en la **Figura 28**, cómo se mencionó en la sección anterior de manera empírica se busca la cantidad de caracteres requeridos que me permitan tener una gráfica de calidad, se tiene en cuenta que al enviar una trama usando la función Serial.println () se agregan dos caracteres adicionales de fin de trama y salto de línea. A estos caracteres se le deben sumar la longitud de cada dato multiplicado por cada dato que tome este tamaño, más la cantidad de separadores de datos. Un ejemplo de la trama sería la siguiente

$$\text{Trama} = \text{"ECG"; "LPM"; "EMG"; "ENV"; "GSR"; "RHQ"; "TEMP"; "000"}$$
$$\text{Trama} = 380; 1100; 100; 450; 480; 150; 1.2; 36.5; 000$$

En total una trama de datos contiene 32 caracteres obligatorios, los demás caracteres es una concatenación de ceros que no se usan en la interfaz de python pero ayudan a optimizar el muestreo, en este caso y para esta cantidad requerida se usa una velocidad de 38400 baudios.

**Figura 28. Código general lectura de datos.**



**2.2.2 Filtros digitales** Los filtros digitales se usan para mejorar la calidad de la señal adquirida y graficada, esto con el fin de presentar una mejor visual al profesional y al paciente de las variables corporales. Para variables como temperatura corporal y respuesta galvánica de la piel se implementa un suavizado con el promedio de 10 datos leídos y calculados en python. Para la señal de electrocardiografía se usa un filtro digital de primer orden pasaba bajas implementado en el microcontrolador. Se usa frecuencia de corte de 1 Hz. Obteniendo la función de transferencia en tiempo continuo mostrada a continuación

$$H(s) = \frac{w_c}{s + w_c} = \frac{188.5}{s + 188.5}$$

Donde  $w_c = 2\pi \cdot f_c = 2\pi \cdot (30\text{Hz})$

La función de transferencia es pasada a tiempo discreto con un periodo de muestreo de 0.008[s].

$$H(z) = \frac{0.7786}{z - 0.2214}$$

Finalmente, la fórmula interpretada por el microcontrolador queda de la forma

$$y(n + 1) = 0.2214 * y(n) + 0.7786 * u(n)$$

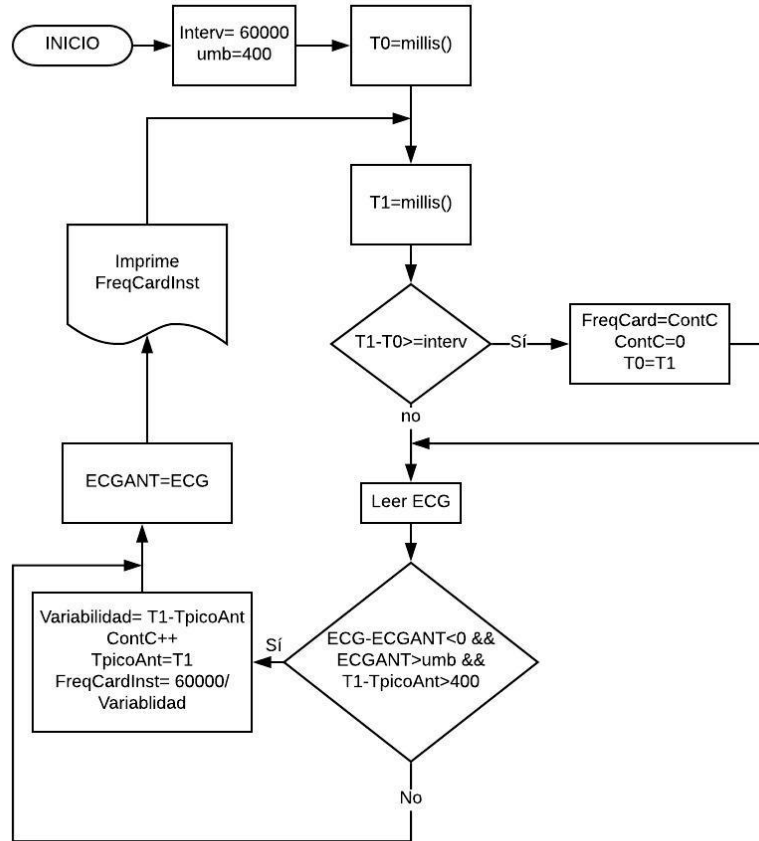
Donde  $u(n)$  es el dato nuevo y  $y(n)$  el dato anterior, para arduino se vería de la siguiente forma

$$ECG = 0.2214 * ECG + 0.7786 * analogRead(A0);$$

**2.2.3 Algoritmo VFC y frecuencia cardiaca instantánea** La frecuencia cardiaca puede ser calculada de dos maneras, una es contando los picos de la onda R ocurridos en una ventana de 1 minuto o 60000 [ms]. Este método no es muy efectivo porque resalta el momento en que ocurre el cambio de la frecuencia durante la terapia, es decir, hay un dato nuevo cada minuto, pero en el transcurso de ese minuto no se tiene noción de qué pasó. El segundo método es calcular la frecuencia cardiaca instantánea como estimación de cuantos latidos pueden ocurrir en base al dato nuevo de variabilidad de la frecuencia cardiaca, este método si cumple con identificar los momentos claves de la terapia donde empiezan a ocurrir los cambios. Sin embargo, en el algoritmo presentado en la **Figura 29** se presenta los cálculos para los dos métodos.

Como ya se ha nombrado, la frecuencia cardiaca instantánea se calcula a partir de la VFC que es el tiempo que hay de separación entre onda T anterior con onda T actual. Por medio de la función `millis()` que es una librería propia de la `idle` de arduino se registra el tiempo en que ocurrió cada onda T y calculando el dato de VFC a partir de la diferencia de estos tiempos.

**Figura 29. Algoritmo Frecuencia cardiaca instantánea en función de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.**

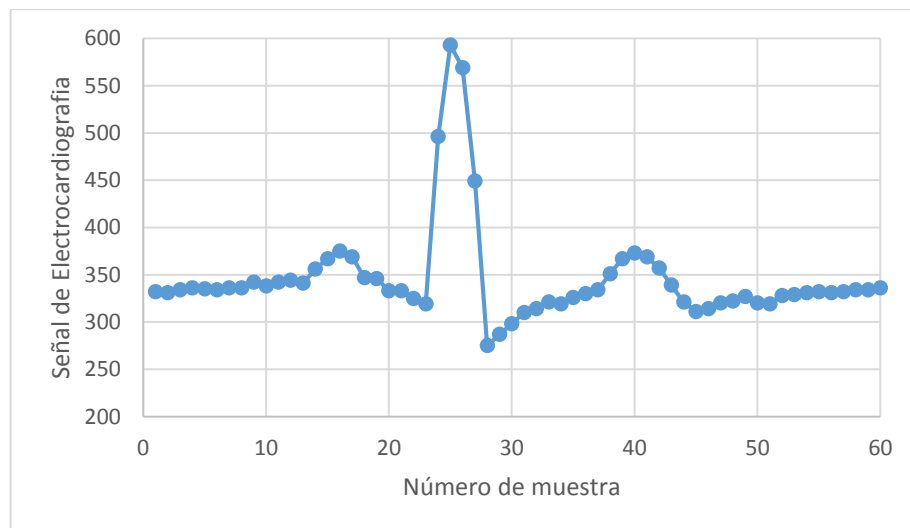


Ahora bien, después de un análisis de los diferentes algoritmos para identificar la onda T se decide usar un método común desarrollado en<sup>42</sup> dado que no requiere costo significativo de computo representado en la obtención instantánea del dato. En tal metodología por observaciones se resalta que en este punto ocurren muy pocos datos dado que el tiempo en que dura un complejo QRS normal está en un rango de 60 a 100 [ms] y con un periodo de muestreo aproximada de 8 [ms] tenemos de 7 a 13 datos en este intervalo.

<sup>42</sup>Consultada febrero 2018. Github. Pulse Sensor Playground <https://github.com/biomurph/PulseSensorPlayground>

Tal como se muestra en la **Figura 30** para una frecuencia cardiaca de 70 lpm en modo normal. Como se puede observar la decisión de identificación de la una T se da cuando la muestra presente menos la muestra anterior es negativa, es decir cuando existe un cambio de sentido, de subida a bajada. Este patrón no es suficiente porque esta condición se puede repetir en otro tramo o segmento de la señal ECG, por ello se deben cumplir dos condiciones adicionales, una es que la muestra anterior supere un umbral que para la gráfica se puede definir en 400 y que haya ocurrido un tiempo superior a 400 [ms] entre el tiempo presente y el tiempo en que ocurrió el ultimo pico, esto se hace para eliminar malas identificaciones de máximo cuando ocurren datos muy cercanos a este valor.

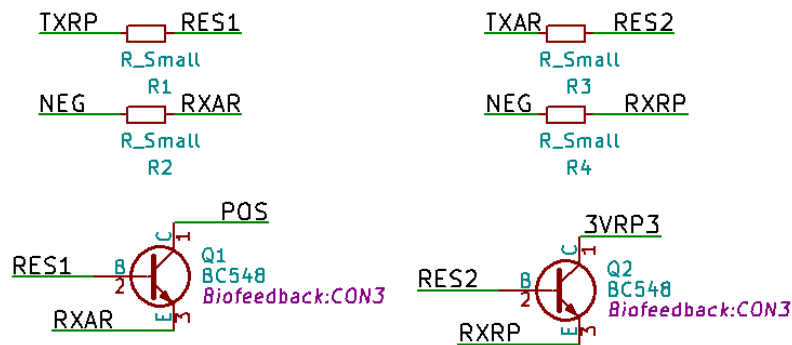
**Figura 30. Muestras de señal ECG para algoritmo VFC**



**2.2.4 Conexión Serial Arduino y Raspberry pi 3** La protección del UART es un nivelador de tensiones que permite que se envíen de manera correcta los datos que se van a transmitir por puerto serial, pero sin dañar la raspberry por lo mencionado anteriormente. Consta de una configuración de transistores y resistencias. Permite además tener una configuración segura ya que la conexión entre estas dos tarjetas no las podemos realizar de forma directa debido al nivel de tensión que manejan

ambas tarjetas. En la Raspberry pi el nivel de tensión manejado en los puertos UART es de 3.3 [V], mientras que en el Arduino pro mini es de 5 [V].

**Figura 31. Circuito de protección pines GPIO Raspberry 3 para conexión serial.**



Donde RP hace referencia a la raspberry pi 3 y AR al arduino pro mini, este esquemático se presenta también en la **Figura 25** en la conexión final del sistema. Finalmente cabe destacar que se usa este método para aprovechar algunos pines GPIO la Raspberry nos ofrece y evitar hardware adicional como un compilador USB, que para esta aplicación no tiene compatibilidad por tamaño y por estética.

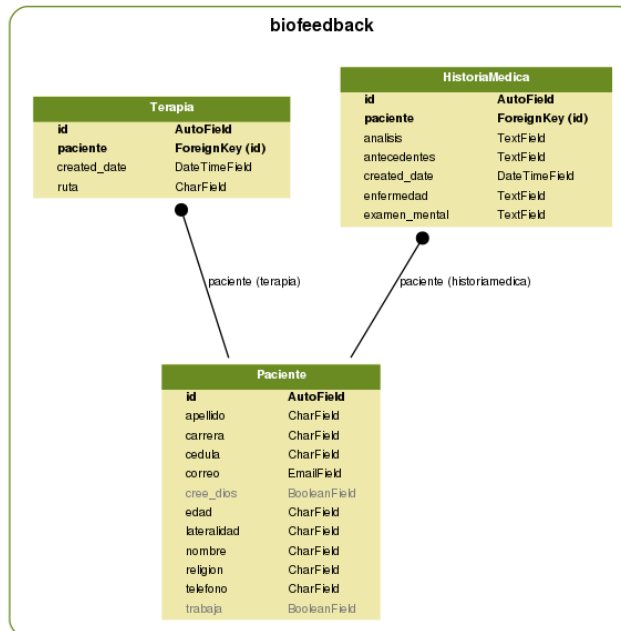
## 2.3 INTERFAZ GRÁFICA

El computador de placa reducido Raspberry pi 3 escogido, usa distribuciones de linux livianas como sistema operativo, tales como Ubuntu Mate, Snappy Ubuntu Core, Noobs y Raspbian, estos sistemas fueron pensados y creados para computadores de placas reducidas como Raspberry, BeagleBone Black, Orange pi entre otras. Por aceptabilidad y confiabilidad por parte de la comunidad de Raspberry se decide instalar y usar Raspbian, y tras varias pruebas de compatibilidad con librerías de python requeridas se opta por la distribución Jessie

de fecha 2016-11-25. Siguiendo la línea de las fuentes gratuitas y compartibles mejor conocido como el “open source” se decide usar Python para la programación y creación de la interfaz gráfica haciendo uso sus librerías como **Matplotlib** y **Django** así como otras tecnologías de desarrollo web.

**2.3.1 Modelo de datos** El la **Figura 32** se presenta el esquema de la base de datos, la estructura de cómo es almacenada los registros de la información suministrada por los pacientes y el profesional de la salud, esta información fue recopilada dentro de la serie de entrevistas que se realizaron a con el director de salud mental en representación del departamento, anotando sugerencias y solicitudes. Finalmente, la estructura contiene información de cada paciente, así como los mínimos datos recolectados en las historias clínicas, y las sesiones o terapias.

**Figura 32. Estructura de archivos usados en registro de datos en interfaz gráfica.**



La información del paciente se crea cada vez que hay un paciente nuevo, por esta razón se separa estratégicamente de la Historia Médica donde el profesional la

podrá actualizar para el mismo paciente cuantas veces desee o realice la terapia. Finalmente, en la parte de Terapia queda guardado la fecha y ruta donde quedaron almacenados los datos de la variabilidad de la frecuencia cardiaca por minuto, este campo contiene la ruta donde queda almacenado este archivo en formato .txt. Esta organización se puede ver en la **Tabla 3**.

**Tabla 3. Organización de datos de la interfaz gráfica para uso del profesional.**

<b>Información del paciente</b>	<b>Historia Médica</b>	<b>Terapia</b>
Nombre Apellido Cédula Correo Electrónico Teléfono Carrera Edad Creencia Religión Cree en Dios Condición Laboral Lateralidad	Paciente Análisis Antecedentes Fecha Enfermedad Examen mental	Paciente Fecha Ruta

Una vez capturada esta información en la interfaz gráfica, los datos son almacenadas en el motor de base de datos sqlite3 con el nombre db.sqlite3 alojado en la memoria del servidor (raspberry), esto permite tener persistencia de los datos, con esto al presentarse reinicio no se pierde información como sucedería si se optara trabajar con memoria RAM.

**2.3.2 Herramientas de la interfaz** Para proveer una interface amigable que pueda usar el médico durante las sesiones con los pacientes, se hizo uso del módulo de administración de Django en el cual se realizaron modificaciones con el objetivo de facilitar la búsqueda de información y la gestión efectiva de los pacientes en su sesión de terapia, así como el ingreso de la información que es almacenada según la estructura explicada. A continuación, se presentan las interfaces gráficas del

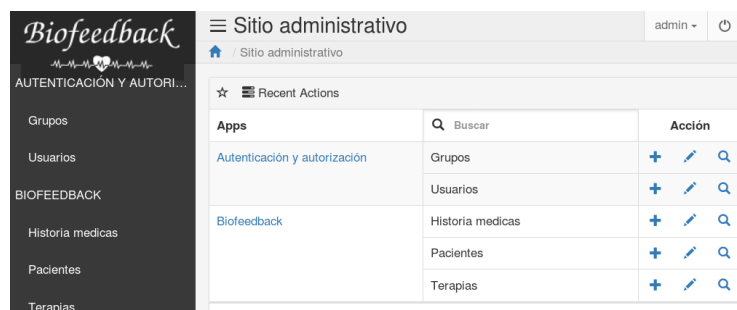
módulo de administración que facilitan la gestión y el control efectivo de la información de los pacientes. En la **Figura 33** se presenta la página de ingreso del usuario (médico) quien administra la interfaz gráfica y tiene acceso a los recursos de la aplicación, para ello provee sus debidas credenciales de acceso como lo son usuario y contraseña las cuales son registradas ya sea por otro usuario un administrador o generado por la terminal de acceso.

**Figura 33. Interfaz: Ingreso al sistema.**



En la **Figura 34** se presenta interfaz del módulo de administración donde el usuario administrador tiene acceso a las interfaces de edición general de los módulos de usuarios, pacientes, historias clínicas, y terapias. Aquí el usuario puede agregar, buscar, editar y eliminar registros que considere necesario.

**Figura 34. Interfaz: Sitio administrativo.**



En la **Figura 35** se presenta una vista de tipo lista de pacientes, uno de los módulos que componen la aplicación completa, aquí el usuario puede agregar, buscar, editar y eliminar registros que considere necesario.

**Figura 35. Interfaz: Tabla consulta de pacientes.**



<input type="checkbox"/>	Cedula	Nombre	Apellido	Carrera	Teléfono	Sesion
<input type="checkbox"/>	27847683	Zoraida	Pabon	Medicina	3173895290	<a href="#">Historias Clinicas</a>
<input type="checkbox"/>	1098756545	Juan Pablo	Navarro	Ingenieria de Electrónica	3166165394	<a href="#">Historias Clinicas</a>
<input type="checkbox"/>	1098745275	Ricardo Andres	Gomez	Ingenieria de Electrónica	3187251527	<a href="#">Historias Clinicas</a>
<input type="checkbox"/>	10987676767	Yurley	Sanchez	Ingenieria Forestal	6592555	<a href="#">Historias Clinicas</a>

En la **Figura 36** se presenta un formulario de acceso de datos, personalizado, con tipo de campos text, number, select, check, que facilitan al usuario la captura y el envío de información. Este acceso de datos se encuentra debidamente protegido de inyección de sql, Cross Site Request Forgery protection (CSRF) entre otras seguridades que ofrece el framework de django.

**Figura 36. Interfaz: Formulario de paciente nuevo.**

The image shows a web form for patient registration. The fields and their values are as follows:

- Nombre:** Ricardo Andres
- Apellido:** Gomez
- Cedula:** 1098745275
- Carrera:** Ingeniería de Electrónica
- Teléfono:** 3187251527
- Correo Electrónico:** ricardo.gomez1108@gmail.com
- Edad:** 24
- Cree en Dios
- Religión:** Catolico
- Trabaja
- Lateralidad:** Diestro

**2.3.3 Flujo de datos de microcontrolador a interfaz** Como se mencionó anteriormente, el paciente es conectado a los sensores que recibe al microcontrolador del arduino pro mini, este a su vez envía los datos en protocolo serial una trama cada 8 [ms], los cuales llegan al servidor (raspberry), donde son leídos y traducidos gracias a la librería de python llamada 'pyserial' por medio del comando de la siguiente línea de código.

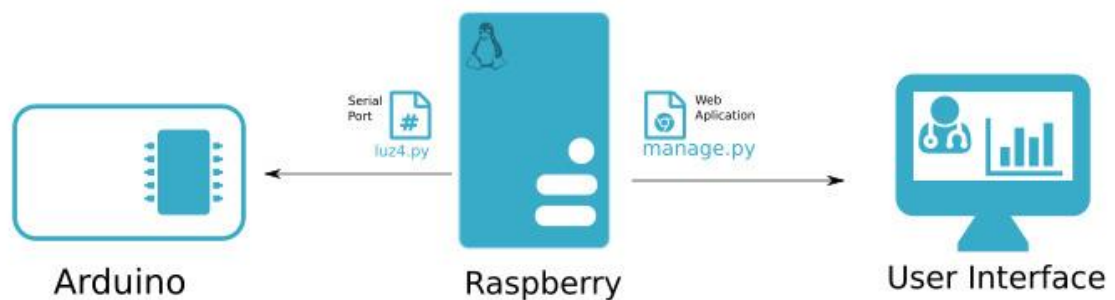
```
ser = serial.Serial('/dev/ttyAMA0', 38400)
```

Comando en donde se definen tanto la dirección de entrada de los datos seriales como los baudios. Para no usar entrada USB se opta por tomar dos pines GPIO de la raspberry como se mencionó, pero deben ser previamente configurados por sistema porque por defecto se usan para comunicación bluetooth de la esta tarjeta. Es decir, se debe deshabilitar esa función y reprogramarla para el uso UART.

Posteriormente esta trama es capturada, decodificada en ASCII y actualizada en la interfaz gráfica para así ser presentada al usuario cómodamente.

Dicha interfaz cuenta con las estructuras y componentes tanto para la presentación gráfica de los datos obtenidos por el microcontrolador, del administrador y sus respectivas herramientas.

**Figura 37. Flujo de datos de microcontrolador-Raspberry-interfaz**



Las gráficas se actualizan en tiempo real con plotcat, una librería de matplotlib que permite la visualización de múltiples gráficas en tiempo real, esta librería fue modificada levemente para así permitir mejorar la visualización de la interfaz. Como se muestra en la **Figura 37**, los datos que son enviados por la arduino y recibidos en serie por el archivo .py que recibe la señal y plotea con el código modificado de plotcat, otros datos como la temperatura y la respuesta galvánica de la piel, que no requieren una actualización tan recurrente son visualizados en la interfaz web, estos son enviados mediante un fichero de texto alojado en el servidor, leído por la aplicación web y actualizado mediante Ajax.

### 3. PRUEBAS Y RESULTADOS

En esta sección, se presenta el detalle de costos de los elementos adquiridos en relación con el presupuesto proporcionado. Además, se explican los métodos elegidos para la validación de los datos adquiridos por los sensores, así como los algoritmos usados para el manejo de datos. De esta manera, se obtiene información sobre la cuantificación del error en base a un elemento o dispositivo patrón. Finalmente, para cumplir el objetivo del proyecto, se hacen pruebas reales y una sección de psicoterapia con una paciente real documentando el caso y presentando los resultados finalizada la terapia.

#### 3.1 PRESUPUESTO E INFORME

A continuación, se muestra el detalle los costos de realización del trabajo de investigación. En primer lugar, se detalla el costo del recurso humano en la **Tabla 4**.

**Tabla 4. Costos de los recursos humanos.**

Nombres y Apellidos	Titulo		Función	Horas por Semana	Valor Hora [Pesos]	Dedicación [Semanas]	TOTAL [\$] (Pesos colombianos)
	Formación básica	Posgrado					
Alexander Sepúlveda	Ing.	PhD.	Director	1	\$100.000	32	\$3.200.000,00
Daniel Alfonso Sierra	Ing.	PhD.	Codirector	1	\$100.000	32	\$3.200.000,00
Jorge Andrés Niño	MD.	Esp	Codirector	1	\$100.000	32	\$3.200.000,00
Ricardo Andrés Gómez	Est. Pregrado	-	Investigador	20	\$11.260	32	\$7.206.400,00
Juan Pablo Navarro	Est. Pregrado	-	Investigador	20	\$11.260	32	\$7.206.400,00
						SUBTOTAL	\$24.012.800,00

El presupuesto destinado para la realización del proyecto en materia prima fue de COP 2'000.000, proporcionado por el psiquiatra de enlace, médico cirujano Jorge Niño (Codirector). El costo de los dispositivos adquiridos se presenta en la **Tabla 5**, cabe resaltar que la mayoría de las adquisiciones se realizaron en el año 2017, en dónde en la actualidad pudieron variar los precios haciéndose más económicos de lo adquiridos.

**Tabla 5. Costos materiales e insumos.**

DISPOSITIVO	COSTO
Raspberry pi 3 + adaptador + SD 32GB°	\$ 250.000
Arduino pro mini 5V 16 MHz+ compilador <sup>43°</sup>	\$ 15.000
Módulo de electrocardiografía <sup>44*</sup>	\$ 110.000
Módulo de electromiografía <sup>45-</sup>	\$ 500.000
Módulo de temperatura + YSI 409*	\$ 110.000
Módulo de GSR*	\$ 53.000
Ventilador 5V, 0.3mA°	\$ 15.000
Cables, conectores chasis y adicionales°	\$ 71.000
Monitor 24" Resolución 1920x1080°	\$ 350.000
Teclado + Mouse inalámbrico °	\$ 50.000
Chasis°	\$ 120.000
Fabricación de circuito impreso °	\$ 60.000
Imprevistos (15%)	\$ 300.000
SUBTOTAL	2.004.000

### 3.2 VALIDACIÓN DE DATOS OBTENIDOS

Es importante que los datos y gráficas obtenidos sean válidos para el propósito médico. En esta etapa se mostrarán los métodos usados para validar y aceptar las medidas y resultados obtenidos para cada módulo y algoritmo requerido.

<sup>43°</sup> Adquirido en el mercado regional, no posee costos de envíos.

<sup>44\*</sup> Incluido costo de envío nacional, comprado en páginas electrónicas colombianas o en la plataforma MercadoLibre.

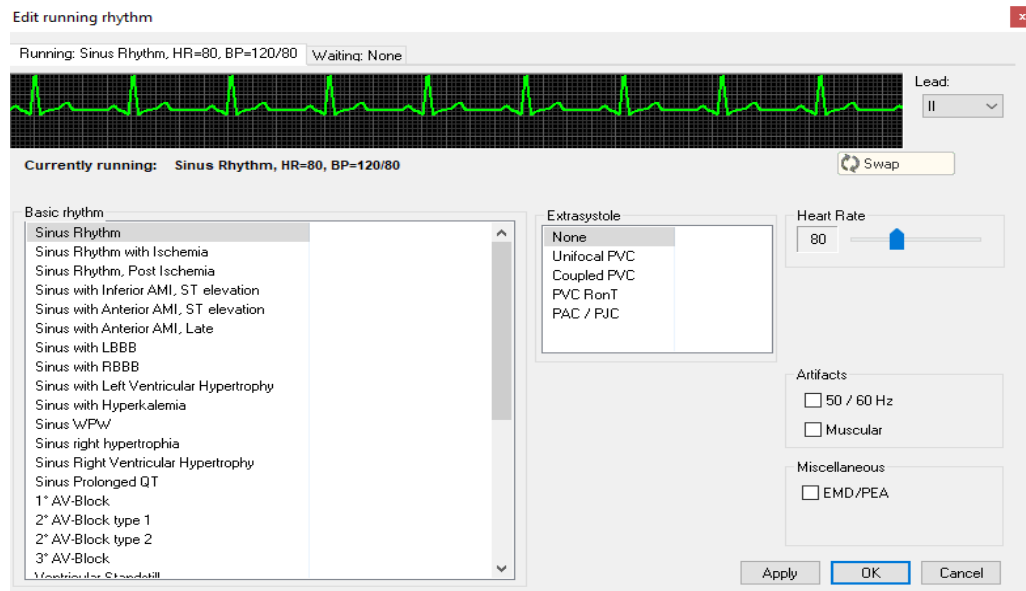
<sup>45-</sup> Incluido costo de envío internacional, comprado a través de la plataforma Amazon

**3.2.1 Validación señal ECG y algoritmo frecuencia cardiaca** En primer lugar, se valida la señal adquirida por el módulo de electrocardiografía a través de un simulador de pacientes proporcionado por la escuela de medicina. Esto gracias al apoyo y servicio del ingeniero Fabio Enrique López Anaya, profesional encargado del laboratorio de simulación ubicado en esta facultad de salud de la Universidad Industrial de Santander. Dicho laboratorio cuenta con el simulador de pacientes SimMan 3G fabricado y distribuido por Laerdal Medical<sup>46</sup>, el cual consta de un equipo con la forma típica de un paciente como se muestra en la **Figura 40**, que incluye un monitor de salida de datos y software para programar diferentes situaciones que se puedan presentar tanto en el sistema cardiovascular como el sistema respiratorio. Tiene además herramientas para usar desfibriladores, entre otros servicios. Nuestro interés por supuesto se centra en la simulación de diferentes situaciones que se pueden presentar en la psicoterapia tales como fibrilación auricular, aleteo auricular y bloqueos de primer y segundo grado. En la **Figura 38** se muestra la interfaz del software para programar el simulador de paciente. En la cual se pueden apreciar distintas anomalías disponibles para generar, así como cualquier frecuencia cardiaca y la derivación a analizar.

---

<sup>46</sup> LAERDAL [en línea] disponible en: <https://www.laerdal.com/es/doc/85/SimMan-3G>

**Figura 38. Interfaz simulador de paciente SimMan 3G, anomalías disponibles para generar.**

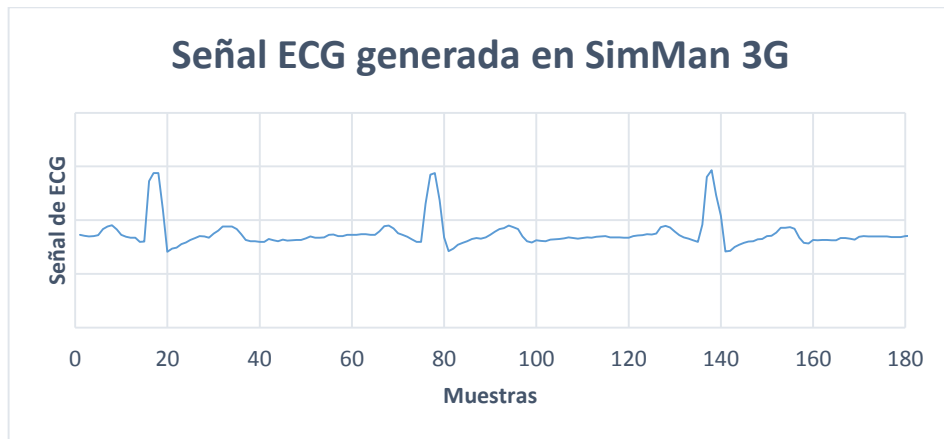


En primer lugar, se programa un ritmo cardíaco normal con frecuencia cardiaca de 60 lpm, como se muestran en la **Figura 39**, donde se resalta la similitud con la señal presentada en la **Figura 41**. Aunque el método de validación es completamente visual, estos resultados son verificado por el profesional Jorge Niño (Médico especialista) como consta en el registro fotográfico de la **Figura 40**. Adicionalmente se le presentaron anomalías de interés, entre otros escenarios, cuyas señales se muestran en la **Figura 42**.

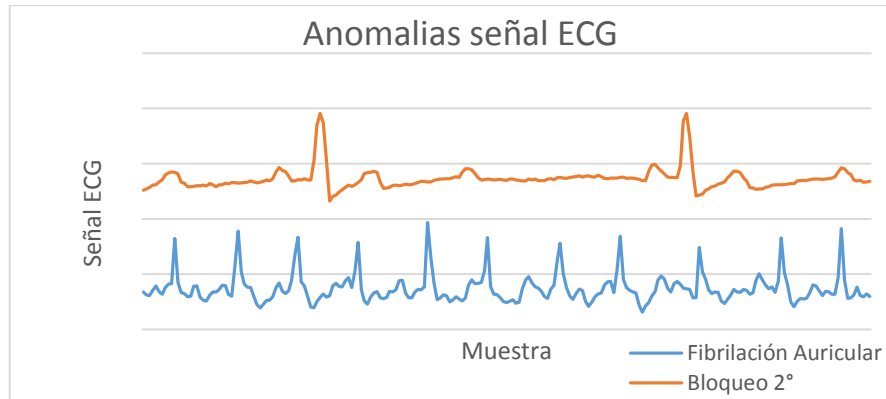
**Figura 39. Registro fotográfico, simulación, adquisición en el sistema y validación profesional.**



**Figura 40. Señal ECG generada en SimMan 3G y capturada por el sistema construido.**



**Figura 41. Fibrilación auricular y bloqueo segundo grado generados en SimMan 3G y capturada por el sistema construido.**



El procedimiento por seguir es validar el algoritmo para la detección de picos, para ello se genera en simulador, una señal cardíaca normal, pero como estrategia se varía la frecuencia cardíaca, el código debe ser capaz de dar una frecuencia igual o cercana a la programada. En la tabla 5 se presentan los resultados de esta metodología en donde se hicieron pruebas para 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110 y 120. El cálculo del error toma como base el dato de la variabilidad de la frecuencia cardíaca el cual se actualiza cada vez que el algoritmo identifica una onda T. Se toma como referencia el valor teórico para cada frecuencia, es decir, como ejemplo para una frecuencia cardíaca de 60 lpm el valor teórico de la variabilidad es 1000 ms. En donde el error está dado por la siguiente ecuación

$$\%Error = \frac{|VFC_{teo} - VFC_{exp}|}{VFC_{teo}} * 100$$

Se realiza un promedio con todos los errores para cada frecuencia, los resultados son mostrados en la **Tabla 6**.

**Tabla 6. Errores algoritmo de detección de onda T para diferentes frecuencias cardiacas**

<b>Latidos por minuto (programados)</b>	<b>Error</b>
<b>50</b>	1,46%
<b>60</b>	1,65%
<b>70</b>	1,63%
<b>80</b>	1,54%
<b>90</b>	1,6%
<b>100</b>	1,93%
<b>110</b>	2,03%
<b>120</b>	1,69%
<b>Error promedio</b>	1,69%

La **Tabla 6** nos permite observar que el error promedio de los promedios de error para cada frecuencia es de 1,69%. Aceptamos este valor como un error aceptable en la psicoterapia. Cabe recordar que este dato de VFC es multiplicado por un escalar para obtener la frecuencia cardiaca instantánea, la cual es de interés para la terapia.

La validación de la señal de electromiografía no toma mayor dificultad dado que se trata de una señal que toma valores que no siguen un patrón específico, sino que depende la intensidad y duración de la tensión muscular, sin embargo, en este proceso cabe mencionar que el paciente estará recostado y que la ubicación de los electrodos es esencial para se logren identificar movimiento y alteraciones tanto leves como fuertes.

**3.2.2 Validación módulo de temperatura** Para la señal de temperatura se toma un termómetro digital usado clínicamente como referencia, este termómetro fabricado por la compañía Begut es de punta flexible con lectura rápida y precisión de  $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ , fabricado por los estándares CE0197, FDA510 (K), ISO 13485, ROHS y REACH.

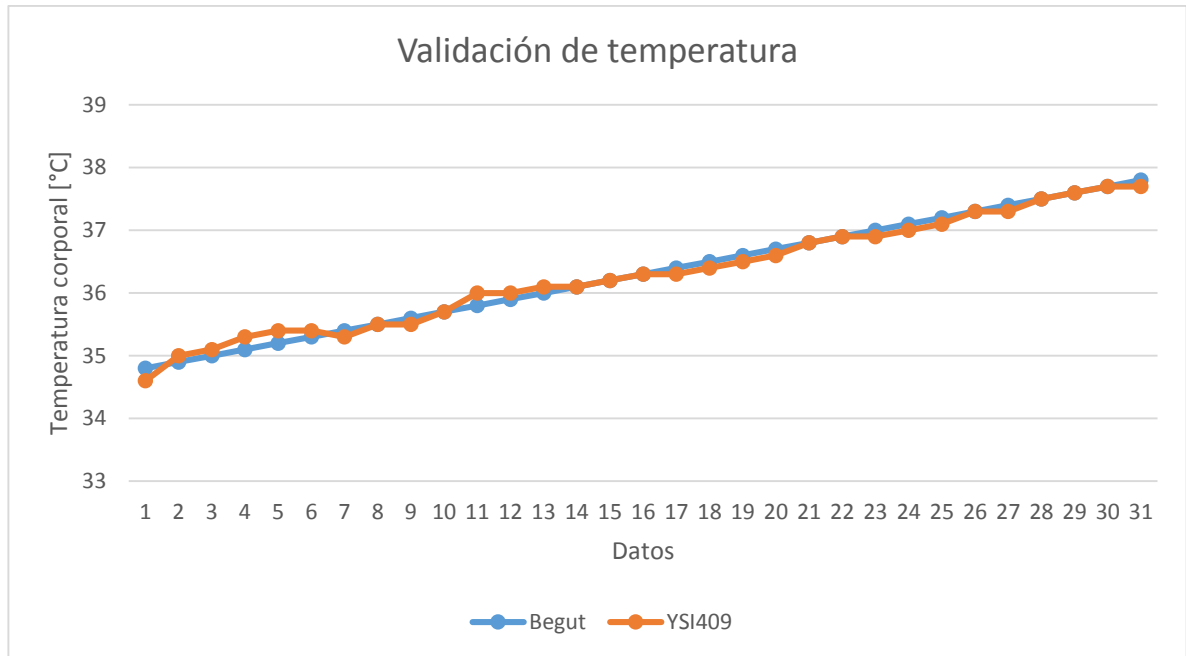
En la **Tabla 7** se muestran los errores arrojados en algunas temperaturas medidas en el proceso de comparación, en donde se usa una metodología en el que se espera una estabilidad en ambos sensores en base a un tiempo superior a 2 minutos, esto se realiza de esta manera pues pueden presentar diferencias de rapidez en obtención de respuesta.

**Tabla 7. Errores módulo de temperatura para algunas medidas.**

Termómetro del sistema °C	Termómetro Begut °C	Error%
35,8	36	5,5%
36	36,1	2,71%
36,4	36,3	2,75%
36,8	36,8	0
37	36,9	2,71%

Sin embargo, la prueba también se realizó en el descenso de temperatura de un cuerpo caliente. Los resultados se muestran en la **Figura 43** en donde se puede calcular un error promedio de 0,22%.

**Figura 42. Medidas de temperatura para sensor patrón y sensor del sistema.**



**3.2.3 Validación sensor GSR** Para la validación del sensor GSR, se calibra y posteriormente se calcula la resistencia en Ohm a partir de la señal analógica adquirida. Para este cálculo se usa la siguiente conversión

$$Resistencia\ Humana = \frac{(1024 + 2 * SeñalGSR) * 100}{(512 - SeñalGSR)} [k\Omega]$$

En la **Tabla 5** se presentan el cálculo de algunos errores para dicha prueba en donde se toman valores de resistencia de 200 kΩ, 270 kΩ, 330 kΩ, 390kΩ y 1MΩ

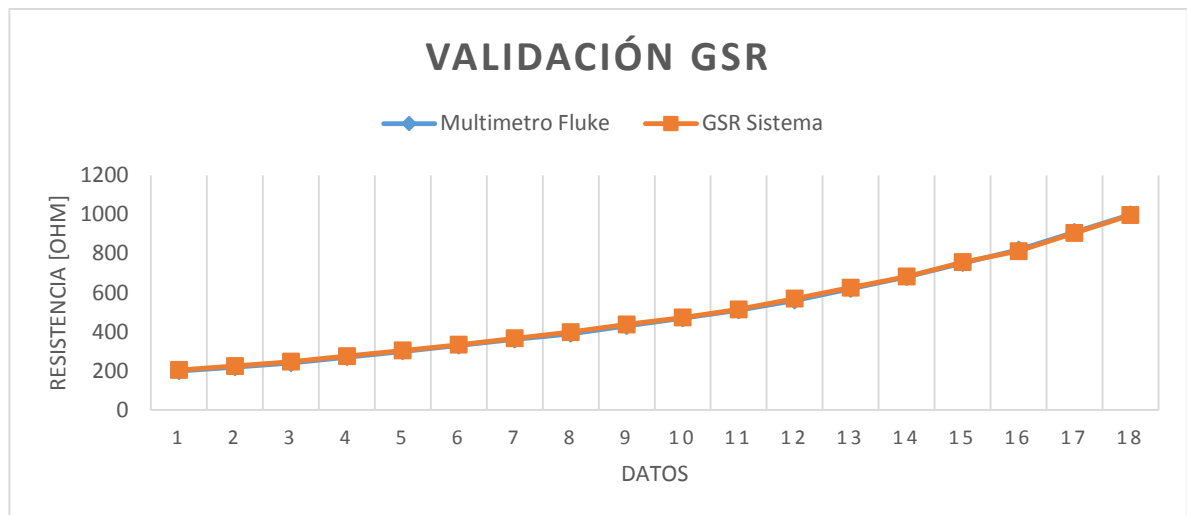
**Tabla 8. Errores medidas resistencia humana.**

Resistencia Teórica	Resistencia calculada	Error %
199 kΩ	205k	2.5%
270 kΩ	276k	2.22%
330 kΩ	334k	1.21%
390 kΩ	393k	0.77%

Resistencia Teórica	Resistencia calculada	Error %
1 MΩ	997k	0.3%

Sin embargo se realizó una prueba de mayor cantidad de resistencias y número de veces medido por resistencia. Los resultados se resumen en la figura **Figura 44** en donde se puede calcular un error promedio de 1.5%. Error que se considera aceptable para los fines de la psicoterapia.

**Figura 43. Validación de datos del módulo GSR.**

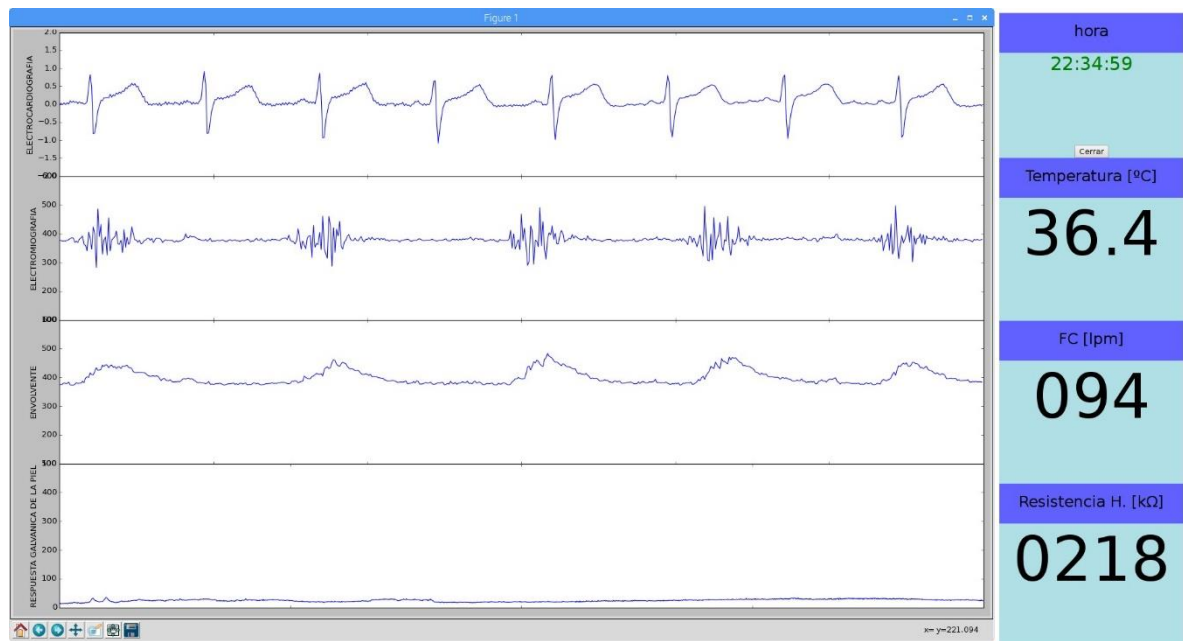


### 3.3 APLICACIÓN TERAPIA EN PRIMEROS PACIENTES

Se realizaron pruebas iniciales aplicadas sobre los mismos autores obteniendo un resultado visual como el mostrado en la **Figura 45**. En donde para ese instante el paciente presentaba una frecuencia cardiaca de 94 lpm observable en la gráfica de electrocardiografía en donde los latidos se hacen estrechos visualmente entre más alta sea la frecuencia. También la figura muestra unos movimientos musculares presentes en la segunda y tercera gráfica pertenecientes a la señal de electromiografía. Por otro lado para ese momento del paciente la resistencia de la

piel se encontraba en niveles bajos cercanos al cero absoluto, esta variable en acción y bajo los criterios profesionales da cambios durante el transcurso, cabe resaltar aunque la variable denotada como Resistencia H [ $k\Omega$ ] depende de los datos de la cuarta grafica esta última no presenta unidades de resistencia, representa el nivel de tensión para poder estudiar su comportamiento y tendencia, a pesar de que esta variable no presenta patrones a estados de ánimos estándar, el objetivo médico para el cual fue solicitado el proyecto es realizar esta investigación con los estudiantes de medicina para recopilar los patrones que siguen distintos eventos efectuados sobre el paciente. Finalmente, se presenta el dato de la temperatura corporal en la primera casilla de valores numéricos.

**Figura 44. Interfaz: Visual final de las variables.**

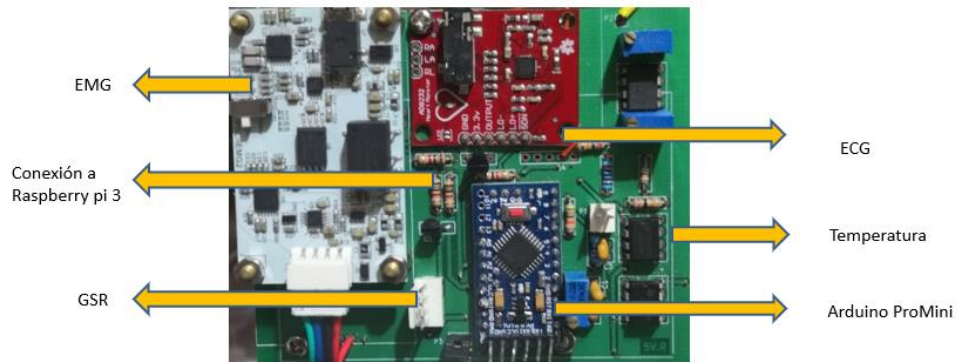


Este sistema permitió aplicar una primera psicoterapia de realimentación real en una paciente en el laboratorio de simulación de la facultad de medicina de la Universidad Industrial de Santander. En seguida de esta el doctor Jorge Andrés Niño García comunicó lo siguiente: “Después haber usado el dispositivo en los

modelos de simulación, se citó una paciente adulta joven con síndrome de estrés postraumático que se encontraba en tratamiento farmacológico con antidepresivo, betabloqueador y benzodiazepinas, pero continuaba experimentando estados de ansiedad con síntomas autonómicos prominentes, que eran precipitados por la continua instigación del vecino que la llevaba a recordar eventos traumáticos de la infancia cuando presencié la muerte violenta del padre y un hermano al recibir varios impactos de arma de fuego. Durante la sesión se procedió a informar a la paciente el objetivo de la terapia de bioalimentación; se entrenó en controlar ciertas variables fisiológicas: frecuencia cardíaca, electromiografía, conductancia electrodermica y temperatura corporal, que fueron monitoreadas continuamente e iban variando durante la entrevista, incrementándose la reactividad fisiológica cuando relataba las desavenencias con sus vecinos que le traían pensamientos catastróficos del futuro de sus hijos o cuando recordaba la imagen mental de la muerte de sus familiares, pero se atenuaban cuando se trabajaba la técnica de relajación progresiva de Jacobson, logrando controlar la excesiva reactividad fisiológica, que como consecuencia llevó a la paciente a empoderarse de su recuperación, logrando un mejor control de los síntomas ansiosos, y una rápida discontinuación de las benzodiazepinas; medicamentos que cuando se usan por tiempo prolongado pueden generar dependencia.” Esta sesión que permitió dar correcciones finales al proyecto tales como, límites de las gráficas, eliminación de datos innecesarios, correcciones a nivel de la recopilación de datos del paciente iniciales, ajustes en el chasis para crear robustez y seguridad de conexiones entre otros detalles.

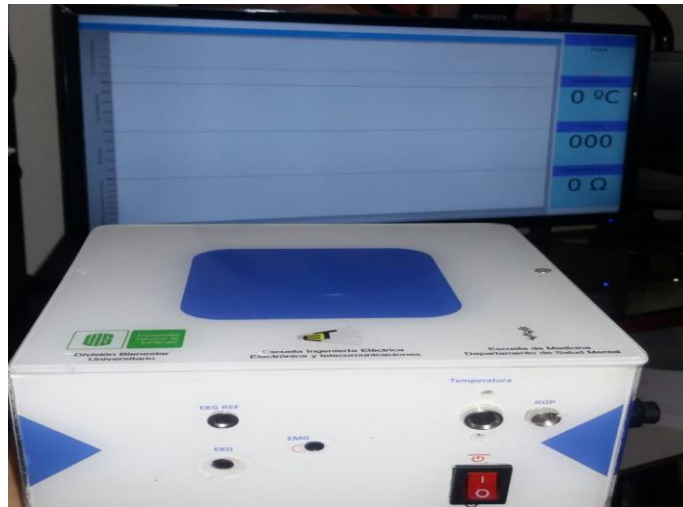
Finalmente, en la **Figura 46** se presenta el registro fotográfico del circuito interno del dispositivo.

**Figura 45. Registro fotográfico del circuito final**



En la **Figura 47** se presenta el registro fotográfico del chasis elaborado para este dispositivo. En donde se buscó dar un soporte muy confiable a cada conexión y una estética visual no muy alejada de los diseños de dispositivos médicos actualmente en el mercado.

**Figura 46. Registro fotográfico del chasis construido para el sistema.**



#### 4. OBSERVACIONES

En la elaboración del dispositivo encontramos varias complicaciones que nos permiten alertar a futuras mejoras, lo cual reducirá el tiempo de desarrollo de estas.

- Aislamiento de la persona

Para un correcto funcionamiento del dispositivo y para una visualización más nítida de las variables medidas, es necesario que el paciente se encuentre con sus zapatos puestos o aislado del suelo, además se aconseja tener algún elemento, como una manilla de protección que esté conectada a tierra, esto con el fin de reducir posibles ruidos y descargar el cuerpo del paciente de cualquier carga eléctrica que este pueda tener.

- Ubicación de los sensores

Los sensores tienen una ubicación específica de sus electrodos para obtener resultados fiables, por lo tanto, hay que seguir estas recomendaciones para una correcta visualización. El EMG, ya que va a ser de uso facial, debe ser conectado como se muestra en la **Figura 9** de esta manera se pueden obtener gráficas coherentes a lo esperado.

En el ECG también se recomienda la conexión ya expuesta en la **Figura 23** que muestran la correcta conexión para obtener la segunda derivación de la señal cardíaca. Los cables están marcados para saber en dónde ubicarlos, en este punto se encontró que la marca original de los cables estaba mal, por eso se marcaron nuevamente para evitar confusiones a la hora de ver la señal.

Por otra parte, es de suma importancia usar en cada sesión electrodos nuevos y de buena calidad para evitar que estos se despeguen de la piel del paciente o que no midan de manera correcta la señal en cuestión, por otra parte, deben usarse electrodos que sean cómodos dependiendo de la parte del cuerpo donde serán usados, por ejemplo, la cara.

## 5. CONCLUSIONES

- En el presente trabajo se realizó un prototipo de un dispositivo para bioretroalimentación económico, confiable en las mediciones y que usa solamente software libre, para poder brindar a la comunidad universitaria un servicio pleno de salud mental, permitiendo que el estudiante UIS cuente con la posibilidad de acceder a psicoterapias no convencionales y bastante efectivas sin tener que hacer un gasto mayor en un centro de salud. Este dispositivo podría permitir a la universidad mejorar los programas de adicciones a un bajo precio. También creará espacios de entrenamiento para el estudiante de medicina UIS que esté interesado en la rama de la psiquiatría y desee tener mayor conocimiento en psicoterapias poco usadas en Colombia.
- En el nuevo mundo que vivimos donde se desea tener todo compacto y dentro de un solo sistema, el uso de computadores de placa reducida es cada vez más frecuente. Es importante revisar cual es la finalidad de este computador para elegir entre tantos que hay en este momento en el mercado. En este proyecto se revisaron varios computadores de este tipo decidiendo comprar la Raspberry pi 3 modelo B por su GPU o unidad de procesamiento gráfico, que la hacía ideal para nuestro propósito.
- Además de los constantes cambios que encontramos en los dispositivos en su parte física (hardware) también estamos en una revolución de software libre, donde cada vez hay mayor documentación, más comunidad y mayor cantidad de proyectos. En la actualidad existe una cantidad muy grande de proyectos que son competitivos y se desarrollan en software libre. Hablando específicamente de python, existe mucha comunidad a nivel internacional, nacional, y hasta local, lo cual nos permitió desarrollar una interfaz gráfica con el framework de Python, Django.

- Se realizó una validación de los diferentes sensores adquiridos con equipos patrones como lo es el simulador de paciente SimMan 3G de la escuela de medicina.

## 6. TRABAJO FUTURO

El trabajo de grado presentado en este documento deja un antecedente importante en la búsqueda de psicoterapias alternativas como la técnica de biorealimentación. En esta oportunidad se creó un prototipo base, con las señales corporales principales para esta técnica. Sin embargo, se puede ampliar la cantidad de señales corporales adquiridas como, por ejemplo, actividades neuronales, oximetría entre otras variables que complementarían la técnica.

Sin duda, el ideal estaría en el paso de prototipo, a equipo médico comercial. Para este objetivo se necesitaría alejarse de la dependencia de módulos fabricados por otras compañías y realizar un enfoque completamente de diseño analógico propio y entrar en detalle de cada adquisición de señal para lograr este fin. Por otra parte, para lograr la comercialización deberá pasar por rigurosos controles de calidad que certifiquen el equipo.

Finalmente, la propuesta a futuro sería ampliar las herramientas de software con el que el profesional de la salud puede contar. Una de las herramientas más interesantes apunta al campo de la telemedicina en donde se puede aprovechar la conectividad a la red que nos ofrece los computadores de placas reducidas para poder transmitir datos como variables corporales como de audio, video entre otros. Para este fin se necesita una plataforma virtual estable y segura en donde se garantice la protección de datos personales y seguridad de las historias clínicas a través de técnicas de encriptación de datos.

## BIBLIOGRAFÍA

AKSHAY, N., & KRISHNA, G. V. Design & Implementation of Real Time Bio-Signal Acquisition System for Quality Health Care Services for the Population of Rural India. IEEE International Conference On Recent Trends In Electronics Information Communication Technology, 2016 1315–1319.

ANALOG DEVICES, 'Datasheet AD8232.' Analog devices, p.25, 2013

ARDUINO. Arduino Pro mini. Retrieved from <https://store.arduino.cc/usa/arduino-pro-mini> 2018

ARGÜELLES MORALES, J. E., & Mondragón Gómez, L. B. Diseño y construcción de un entrenador mioeléctrico. Universidad Nacional Autónoma de México. 2011 Pág 111

ARGÜELLES MORALES, J. E., & MONDRAGÓN GÓMEZ, L. B. Diseño y construcción de un entrenador mioeléctrico. Universidad Nacional Autónoma de México. 2011

ARZENO N. M., DENG Z.-D., and POON C.-S., "Analysis of first-derivative based QRS detection algorithms.," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 55, no. 2 Pt 1, pp. 478-84, Feb. 2008.

CABRERA ROJO ILIANA, CABRERA SANTOS ANASTASIO, G. M. DE O. G. Variabilidad de la frecuencia cardíaca en el joven normal. Rev. Cubana Investigaciones Biomédicas, 1997 98–103.

CIFUENTES, I. Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas. Universidad autónoma de Yucatán. 2010

COY, P. C., CÁRDENAS, S. J., CABRERA, D. M., ZIROT, G. Z., & CLAROS, M. S. Tratamiento psicofisiológico y conductual del trastorno de ansiedad. *Salud Mental*, 28(1), 2005 28–37.

CRUCEIRA, R. C. Raspberry Pi: características y aplicaciones. *Ingeniérate*. 2017

DAS P., KHASNOBISH A, and TIBAREWALA D.N., 'Emotion recognition employing ECG and GSR signals as markers of ANS.' *Conf. Adv. Signal process. CASP 2016*, pp. 37-42, 2016

DIAB, M. O., ISMAIL, G., AL-JAWHA, M., HSAIKY, A., MOSLEM, B., SABBAH, M., & TAHA, M. Biofeedback for epilepsy treatment. 2012 8th International Symposium on Mechatronics and Its Applications, ISMA 2012, 0–3. 2012 <https://doi.org/10.1109/ISMA.2012.6215160>

ENGEL G. The Need for a New Medical Model: a Challenge for Biomedicine. *Science*. 1977.

FLORES ORTEGA, J. P. Interfaz avanzada de tiempo real para la medición multidimensional del estrés. Centro de investigación y de estudios avanzados del instituto politécnico nacional. 2006

FRANK Dana L et al. Biofeedback in medicine: who, when, why and how?. *Mental Health in Family Medicine*. Volume 7(2). June 2010.

HERLINDA, A. L., & R, M. G. Medición de impedancia eléctrica de la piel en el rango de frecuencia de 5 a 1,000 Hz. *Revista Mexicana Ingeniería Biomédica*, 77–82.

2007, December Retrieved from <http://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=14948>

ISLAS CONTRERAS, L. E., ORTIZ ORTIZ, O., & HERNÁNDEZ PÉREZ, I. A. Sistema de adquisición y transmisión inalámbrica de señales electrocardiográficas. Instituto politécnico nacional. 2015

JAVIER, F., & VALLEJOS, R. Técnicas de diseño de redes inalámbricas de sensores corporales inteligentes y energéticamente eficientes. Universidad Complutense de Madrid. 2013

KHANDPUR, R. S. Biomedical Instrumentation: Technology and Applications. McGraw-Hill Education. 2004 Retrieved from <https://books.google.com.co/books?id=mXjUwgw4tD4C>

LAERDAL [en línea] disponible en: <https://www.laerdal.com/es/doc/85/SimMan-3G>

LEHRER P., EDDIE D. Dynamic Processes in Regulation some implications for Biofeedback and Biobehavioral interventions. Appl Psychophysiol Biofeedback. Volume 38(2). June 2013.

LEMOYNE, R., & MASTROIANNI, T. Wearable and Wireless Systems for Healthcare I: Gait and Reflex Response Quantification. Pittsburgh: Springer Singapore. 2017 Retrieved from <https://books.google.com.co/books?id=8f06DwAAQBAJ>

LEWANDOWSKI J., AROCHENA H. E., NAGUIB R. N. G., and CHAO K.-M., “A simple real-time QRS detection algorithm utilizing curve-length concept with combined adaptive threshold for electrocardiogram signal classification,” in TENCON 2012 IEEE Region 10 Conference, 2012, vol. 1, no. 1, pp. 1-6.

LIBELIUM Comunicaciones Distribuidas L.S. (n.d.). My signals. Retrieved from <http://www.my-signals.com/>

MCKEE MG. Biofeedback: an overview in the context of heart brain medicine. Cleveland Clinic Journal of Medicine. Volume 75. Suplemento 2. March 2008. S31-34

MELGAREJO R, E. La frecuencia cardiaca y su intervención en el manejo de la enfermedad isquémica cardiaca Un nuevo abordaje y alternativa. Revista Colombiana de Cardiología, 2009 159–169. Retrieved from <http://www.scielo.org.co/pdf/rcca/v16n4/v16n4a4.pdf>

MINSALUD, M. de S. y P. S. Encuesta Nacional de Salud Mental 2015. Tomo I. 2015

NOURBAKHS, N., WANG, Y., CHEN, F., & CALVO, R. A. Using Galvanic Skin Response for Cognitive Load Measurement in Arithmetic and Reading Tasks, 0–3. 2015

OLSON, P. R. Definitions of biofeedback and applied psychophysiology. In Biofeedback: A practitioners Guide (Schwartz M). New York: The Guilford Press. 1995

PHYSIOLAB [en línea] disponible en: [https://physiolab.en.ec21.com/PSL-iEMG2-Mini-size-2ch--9063127\\_9817032.html](https://physiolab.en.ec21.com/PSL-iEMG2-Mini-size-2ch--9063127_9817032.html)

SCHOENBERG, P. L. A., & DAVID, A. S. Biofeedback for psychiatric disorders: a systematic review. Applied Psychophysiology and Biofeedback, 39(2), 2014 109–135. <https://doi.org/10.1007/s10484-014-9246-9>

SEED STUDIO [en línea] disponible en: <https://www.seeedstudio.com/Grove-GSR-sensor-p-1614.html>

SEEDSTUDIO, 'Grove – GSR Sensor' 2018 [Online]. Available: [http://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR\\_Sensor/](http://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR_Sensor/) .[Accesed : 03-jan-2018]

SÖRNMO, L., & LAGUNA, P. Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications (1st ed.). San Diego, USA: Academic Press. 2005

SZILAGYI S. M. and SZILAGYI L., "Wavelet transform and neural-network-based adaptive filtering for QRS detection," in Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Cat. No.00CH37143), 2000, vol. 2, no. 2, pp. 1267-1270.

TELLO ALEGRÍA, L. E. Sistema de monitoreo y alivio del stress y la ansiedad. Pontificia Universidad Católica del Perú. 2014

THERMISTOR COMPONENTS; SPECIAL Test Service y Technical Information. 'Datasheet – YSI Precision Thermistor & Probes Thermistor at YSI'

TOMPKINS, W. J. Biomedical Digital Signal Processing. Prentice-Hall. 1993

WASSERMAN D. et al. Global suicide rates among Young people aged 15-19. World Psychiatry. Volumen 4(2). June 2005) y (Saxena S., Krug E. Preventing Suicide: A global imperative. World Health Organization 2014.