

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

*Trabajo de titulación previo
a la obtención del título
de Ingeniero Electrónico*

PROYECTO TÉCNICO CON ENFOQUE INVESTIGATIVO

**CARACTERIZACIÓN DE LAS EMOCIONES DE ALEGRÍA Y
TRISTEZA CON BASE AL ANÁLISIS DE FRECUENCIA
CARDIACA Y RESISTENCIA GALVÁNICA**

AUTORES:

KEVIN MARCELO AVILÉS GONZÁLEZ

JUAN PAÚL RAMOS AVECILLAS

TUTOR:

Ing. PABLO CEVALLOS LARREA MSc.

CUENCA – ECUADOR

2020

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Nosotros, Kevin Marcelo Avilés González con documento de identificación N° 0105880363 y Juan Paúl Ramos AVECILLAS con documento de identificación N° 0105494157, manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de titulación: **“CARACTERIZACIÓN DE LAS EMOCIONES DE ALEGRÍA Y TRISTEZA CON BASE AL ANÁLISIS DE FRECUENCIA CARDIACA Y RESISTENCIA GALVÁNICA”**, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: *Ingeniero Electrónico*, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, enero del 2020

Kevin Marcelo Avilés González

C.I. 0105880363

Juan Paúl Ramos AVECILLAS

C.I. 0105494157

CERTIFICACIÓN

Yo, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **“CARACTERIZACIÓN DE LAS EMOCIONES DE ALEGRÍA Y TRISTEZA CON BASE AL ANÁLISIS DE FRECUENCIA CARDIACA Y RESISTENCIA GALVÁNICA”**, realizado por Kevin Marcelo Avilés González y Juan Paúl Ramos AVECILLAS obteniendo el *Proyecto Técnico con enfoque investigativo* que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, enero del 2020



Ing. PABLO CEVALLOS LARREA M.Sc.
C.I. 0104813365

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, Kevin Marcelo Avilés González con documento de identificación N° 0105880363 y Juan Paúl Ramos AVECILLAS con documento de identificación N° 0105494157, autores del trabajo de titulación: **“CARACTERIZACIÓN DE LAS EMOCIONES DE ALEGRÍA Y TRISTEZA CON BASE AL ANÁLISIS DE FRECUENCIA CARDIACA Y RESISTENCIA GALVÁNICA”**, certificamos que el total contenido del *Proyecto Técnico con enfoque investigativo*, es de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, enero del 2020

Kevin Marcelo Avilés González

C.I. 0105880363

Juan Paúl Ramos AVECILLAS

C.I. 0105494157

AGRADECIMIENTOS

La culminación de este proyecto de titulación abarca un gran logro personal y familiar después de recorrer un largo camino que comenzó a hace varios años, llega a su final. Por tal razón agradezco a mi familia que siempre me apoyó, también agradezco a los profesionales externos de la institución que me colaboración en el desarrollo de este tema de tesis.

Finalmente, el agradecimiento más importante es para las personas que me presentaron obstáculos o impedimentos para el desarrollo de este tema ya que gracias a eso logré cumplir esta meta y no les dejé ganar.

Kevin Marcelo Avilés González

No fue sencillo culminar con éxito este proyecto, pero es uno de los objetivos personales que llega a su fin, por tal motivo agradezco a mi familia que siempre me brindó todo el apoyo necesario, también agradezco a mi novia porque ha estado en los momentos más difíciles, ayudándome y siempre diciéndome que lo lograría perfectamente de corazón muchas gracias, también quiero agradecer a los profesores y profesionales de la universidad por haber impartido todo el conocimiento para cumplir esta meta.

Juan Paúl Ramos AVECILLAS

DEDICATORIAS

El apoyo moral, el amor recibido y paciencia con la que mis padres y hermano me brindaron durante el desarrollo de esta tesis, fue el pilar fundamental para no declinar y terminar con esta etapa de la vida, aunque en muchas situaciones el camino más fácil fue el de desertar, pero ellos no me dejaron, por tal razón este logro va dedicados para ellos. (M.G. M.A. J.A.)

Kevin Marcelo Avilés González

Primeramente, a Dios por haberme permitido llegar hasta este punto de mi vida y haberme dado salud y todo lo necesario para lograr este objetivo. A mis padres y a mi hermana por haberme apoyado en todo momento, por sus consejos y por su amor. Al amor de mi vida por haber dado una constante motivación, comprensión, un infinito amor y porque nunca dejo que me diera por vencido.

Juan Paúl Ramos Avecillas

ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTOS.....	I
DEDICATORIAS.....	II
ÍNDICE GENERAL.....	III
ÍNDICE DE FIGURAS.....	V
ÍNDICE DE TABLAS.....	X
RESUMEN.....	XII
INTRODUCCIÓN.....	XIV
ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO.....	XVI
JUSTIFICACIÓN.....	XVII
OBJETIVOS.....	XVIII
OBJETIVO GENERAL.....	XVIII
OBJETIVOS ESPECÍFICO.....	XVIII
CAPITULO 1.....	1
FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	1
1.1. EMOCIÓN Y SENTIMIENTOS.....	1
1.1.1. Alegría y Tristeza.....	2
1.2. RESPUESTA DE LA RESISTENCIA GALVÁNICA(GSR).....	3
1.2.1 La piel.....	4
1.2.2 Fundamentos del GRS.....	6
1.2.3 Electrodo en el registro del GSR.....	8
1.2.4 Curvas características y valores basales de una señal GSR.....	8
1.2.5 El comportamiento del GSR y las emociones.....	9
1.3. SISTEMA CARDIACO.....	9
1.3.1 Definición.....	9
1.3.2 Fundamentos fisiológicos.....	10
1.3.3 Valores máximos y mínimos.....	10
1.3.4 Frecuencia cardíaca y las emociones.....	11
Capítulo 2.....	12
SISTEMA DE CAPTURA DE SEÑALES GSR Y FRECUENCIA CARDIACA... ..	12
2.1. ESTRUCTURA DEL SISTEMA.....	12
2.2. MÓDULO DE ALIMENTACIÓN.....	13

2.3.	MÓDULO GSR Y FRECUENCIA CARDÍACA.....	13
2.4.	MÓDULO DE CAPTURA Y DIGITALIZACIÓN	17
2.4.1.	Programación del módulo de captura y digitalización.....	18
2.5.	UNIDAD DE INTERFAZ DE USUARIO	20
2.6.	DISEÑO DE LAS PLACAS Y MODELADO 3D	21
2.7.	RESULTADOS DEL SISTEMA	23
Capítulo 3.....		28
3.1.	PROTOCOLO EXPERIMENTAL	28
3.1.1.	Participantes	28
3.1.2.	Preparación del ambiente	28
3.1.3.	Descripción de los Estímulos Visuales	29
3.1.4.	Preparación del participante.....	31
3.1.5.	Procedimiento experimental.....	32
3.2.	PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE LOS DATOS.....	35
3.2.1.	Método de análisis por herramientas estadísticas	35
3.2.2.	Método de análisis por red neuronal	36
Capítulo 4.....		40
RESULTADOS.....		40
4.1.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	40
4.2.	ANÁLISIS DE LA RED NEURONAL.....	60
4.3.	ANÁLISIS DE COSTOS DEL PROTOTIPO	64
CAPÍTULO 5		67
DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES		67
5.1	DISCUSIÓN	67
5.2.	CONCLUSIONES	69
APÉNDICE A: ALGORITMO IMPLEMENTADO EN ARDUINO.....		74
Apéndice B: Consentimiento informado.....		76
Apéndice C: Manual de Usuario del proyecto		78

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Ubicación de los sensores de respuesta galvánica de la piel [25].....	4
Figura 2. Capas de la piel [25]	4
Figura 3. Glándulas sudoríparas.....	6
Figura 4. Sistema Nervioso Central y Periférico	7
Figura 5. Electrodo para captura de la resistencia galvánica.....	8
Figura 6. El corazón humano	10
Figura 7. Estructura del sistema	12
Figura 8. Fuente simétrica $\pm 9V$ y $5V$ simulada.	13
Figura 9. Etapas del circuito GSR Voltaje de referencia (A) Amplificación con resistencia de feedback (B) Inversor con acople de impedancias (C).....	14
Figura 10. Diagrama de Bloques de las etapas del circuito de captación del GSR...	14
Figura 11. Electrodo empleado para medir la señal de GSR	15
Figura 12. Sensor para medir la frecuencia cardíaca	16
Figura 13. Circuito interno del Sensor (Plug-and-Play para Arduino) de Frecuencia Cardíaca.....	16
Figura 14. Diagrama del Arduino Uno	17
Figura 15. Conexiones de los sensores al módulo de captura y digitalización	17
Figura 16. Flujograma de programación del módulo de captura y digitalización	18
Figura 17. Señal del sensor de frecuencia cardíaca Señal de pulso de la frecuencia cardíaca (A) Registró de BPM (B).....	19
Figura 18. Plx Daq Plugin para Arduino.....	21
Figura 19. Diagrama esquemático para el circuito GSR.....	21
Figura 20. Circuito GSR PCB	22
Figura 21. Diagrama esquemático para la fuente simétrica	22
Figura 22. Circuito de la fuente simétrica PCB	22
Figura 23. Porta Sensor GSR	23
Figura 24. Porta Sensor Frecuencia Cardíaca	23
Figura 25. Carcasa.....	23
Figura 26. Circuito GSR Simulado con una Resistencia de la piel (Electrodos) de $1M\Omega$	24

Figura 27. Circuito GSR Simulado con una resistencia de la piel (electrodos) de 100K Ω	24
Figura 28. Pulsioxímetro (Beurer P80),	26
Figura 29. Cabina de grabación	29
Figura 30. Localización de los ordenadores y sistema de captación.....	29
Figura 31. Videos para el estímulo de tristeza	30
Figura 32. Videos para el estímulo de alegría.....	31
Figura 33. Posición adoptada por los participantes en los experimentos.....	31
Figura 34. Colocación de los sensores Sensor electrodérmico (A) Sensor de frecuencia cardíaca (B)	32
Figura 35. Ficha EVEA.....	33
Figura 36. Distribución del tiempo del protocolo experimental	35
Figura 37. Neurona simple.....	36
Figura 38. Red neuronal perceptrón.....	36
Figura 39. Estructura para el entrenamiento de la RNA “1” Alegría y “0” Tristeza .	38
Figura 40. Estructura para la validación de la RNA	39
Figura 41. Comportamiento de las señales de GSR (A) y Frecuencia Cardíaca (B), para el Participante #1 (sexo masculino) en un estado subjetivo tristeza.	40
Figura 42. Comportamiento de la señal GSR reducida en un estado subjetivo de alegría (A) y en un estado subjetivo de tristeza (B), para los participantes # 1 , 3, 5, 7 (H1, H3, H5, H7) (hombres)	41
Figura 43. Comportamiento de la señal de frecuencia cardiaca reducida en un estado subjetivo de alegría (A) y en un estado subjetivo de tristeza (B), para los participantes # 1, 3, 5, 7 (H1, H3, H5, H7) (hombres)	41
Figura 44. Comportamiento de la señal de GSR reducida en un estado subjetivo de alegría (A) y (B) en un estado subjetivo de tristeza, para las Participantes #1 , 3, 5, 7 (H1, H3, H5, H7) (mujeres)	41
Figura 45. Comportamiento de la señal de frecuencia cardiaca reducida en un estado subjetivo de alegría (A) y en un estado subjetivo de tristeza (B), para las participantes # 1 , 3, 5, 7 (H1, H3, H5, H7) (mujeres)	42
Figura 46. Histograma de las señales de Frecuencia Cardíaca y GSR correspondientes al 20% inicial y final del registro, en un estado subjetivo de tristeza, para el participante hombre # 1	43

Figura 47. Histograma de las señales de Frecuencia Cardíaca y GSR correspondientes al 20% inicial y final del registro, en un estado subjetivo de alegría, para el participante hombre # 1	44
Figura 48. Histograma de las señales de Frecuencia Cardíaca y GSR correspondientes al 20% del registro, inicial y final en un estado subjetivo de tristeza, para la participante mujer # 3	46
Figura 49. Histograma de las señales de Frecuencia Cardíaca y GSR correspondientes al 20% del registro, inicial y final en un estado subjetivo de alegría, para la participante mujer # 3	47
Figura 50. Distribución de datos de la señal de Frecuencia Cardíaca para todos los participantes hombres asociados a un estado emocional subjetivo de tristeza. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final	49
Figura 51. Distribución de datos de la señal de GSR para todos los participantes hombres asociados a un estado emocional subjetivo de tristeza. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final	49
Figura 52. Distribución de datos de la señal de Frecuencia Cardíaca para todos los participantes hombres asociados a un estado emocional subjetivo de alegría. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final	50
Figura 53. Distribución de datos de la señal de GSR para todos los participantes hombres asociados a un estado emocional subjetivo de alegría. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final	50
Figura 54. Distribución de datos de la señal de Frecuencia Cardíaca para todas las participantes mujeres asociados a un estado emocional subjetivo de tristeza. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final	52
Figura 55. Distribución de datos de la señal de GSR para todas las participantes mujeres asociados a un estado emocional subjetivo de tristeza. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final	52

Figura 56. Distribución de datos de la señal de Frecuencia Cardíaca para todas las participantes mujeres asociados a un estado emocional subjetivo de alegría. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final	53
Figura 57. Distribución de datos de la señal de GSR para todas las participantes mujeres asociados a un estado emocional subjetivo de alegría. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final	53
Figura 58. Distribución de datos de la señal de Frecuencia Cardíaca para todos los participantes hombres. La gráfica de color azul corresponde al 20% final en el registro de los participantes con un estado subjetivo de tristeza y la de color naranja al 20% final con un estado subjetivo de alegría	55
Figura 59. Distribución de datos de la señal de GSR para todos los participantes hombres. La gráfica de color azul corresponde al 20% final en el registro de los participantes con un estado subjetivo de tristeza y la de color naranja al 20% final con un estado subjetivo de alegría	55
Figura 60. Distribución de datos de la señal de Frecuencia Cardíaca para todas las participantes mujeres. La gráfica de color azul corresponde al 20% final en el registro de las participantes con un estado subjetivo de tristeza y la de color naranja al 20% final con un estado subjetivo de alegría	56
Figura 61. Distribución de datos de la señal de GSR para todas las participantes mujeres. La gráfica de color azul corresponde al 20% final en el registro de las participantes con un estado subjetivo de tristeza y la de color naranja al 20% final con un estado subjetivo de alegría	57
Figura 62. Topología empleada para el entrenamiento de la RNA.....	60
Figura 63. Resultado de clasificación la RNA del participante # 2 hombre	61
Figura 64. Resultado de la RNA de la participante # 4 mujer	61
Figura 65. Resultado de la RNA del participante # 2 hombre	63
Figura 66. Resultado de la RNA de la participante # 4 mujer	63
Figura 67. Cable de alimentación	78
Figura 68 Verificación del encendido del dispositivo Prototipo apagado sin luz (A) Prototipo encendido luz verde (B)	79
Figura 69. Sensor GSR y disposición del sensor en el participante.....	79

Figura 70. Sensor de frecuencia cardíaca y disposición del sensor en el participante	80
Figura 71. Distribución de los puertos del dispositivo Sensor de GSR (A) Sensor de frecuencia cardíaca (B)	80
Figura 72. Calibrar resistencia de Feedback	81
Figura 73. Cable de conexión USB tipo A-B	81
Figura 74. Conexión del cable USB tipo A-B Parte posterior del dispositivo conectar el cable tipo A (A) Puerto USB del ordenador conectar el cable tipo B (B)	82
Figura 75. Auriculares que cubren todo el pabellón auricular	82
Figura 76. Icono del programa Arduino	83
Figura 77. Detección del puerto serial del Arduino	83
Figura 78. Icono del plugin PLX_DAQ para Arduino	84
Figura 79. Interfaz del plugin PLX-DAQ para Arduino	84
Figura 80. Ajuste del plugin PLX-DAQ para Arduino	84
Figura 81. Conexión del plugin PLX-DAQ para Arduino para verificar la transmisión	85
Figura 82. Desconexión del plugin PLX-DAQ para Arduino	85
Figura 83. Video para evocar tristeza	86
Figura 84. Video para evocar alegría	86
Figura 85. Conexión del plugin PLX-DAQ para Arduino para la adquisición de los datos	86
Figura 86. Base de datos en una hoja de Excel	87

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Rangos de ganancia del sensor de GSR.....	15
Tabla 2 Pines empleados del módulo de captura y digitalización	18
Tabla 3. Valores simulados y medidos del circuito GSR.....	25
Tabla 4. Porcentaje de error para la validación del sensor de frecuencia cardíaca	26
Tabla 5. Tasa de cambio de la Frecuencia Cardíaca media de hombres. Comparación entre el 20% inicial y final del registro de cada participante.	45
Tabla 6. Tasa de cambio del GSR media de hombres. Comparación entre el 20% inicial y final del registro de cada participante.	45
Tabla 7. Tasa de cambio de la Frecuencia Cardíaca media de mujeres. Comparación entre el 20% inicial y final del registro de cada participante.	48
Tabla 8. Tasa de cambio de la GSR media de mujeres. Comparación entre el 20% inicial y final del registro de cada participante.	48
Tabla 9. Estadísticos extraídos de los box plots de Frecuencia Cardíaca para el 20% inicial y 20% final del registro de cada participante hombre.....	51
Tabla 10. Estadísticos extraídos de los box plots de GSR para el 20% inicial y 20% final del registro de cada participante hombre	51
Tabla 11. Estadísticos extraídos de los box plots de Frecuencia Cardíaca para el 20% inicial y 20% final del registro de cada participante mujer.....	54
Tabla 12. Estadísticos extraídos de los box plots de Frecuencia Cardíaca para el 20% inicial y 20% final del registro de cada participante mujer.....	54
Tabla 13. Estadísticos extraídos de los box plots de Frecuencia Cardíaca para el 20% final del registro de cada participante hombre	55
Tabla 14. Estadísticos extraídos de los box plots de GSR para el 20% final del registro de cada participante hombre.....	56
Tabla 15. Estadísticos extraídos de los box plots de Frecuencia Cardíaca para el 20% final del registro de cada participante mujer	57
Tabla 16. Estadísticos extraídos de los box plots de GSR para el 20% final del registro de cada participante mujer	57
Tabla 17. Resultados entregados por el estudio Wilcoxon para todos los participantes hombres.....	58

Tabla 18. Resultados entregados por el estudio Wilcoxon para todas las participantes mujeres	59
Tabla 19. Resultados entregados por el estudio Wilcoxon considerando el 20% final del registro para ambos estados subjetivos de los participantes hombres.....	59
Tabla 20. Resultados entregados por el estudio Wilcoxon considerando el 20% final del registro para ambos estados subjetivos de las participantes mujeres	60
Tabla 21. Porcentajes de acierto y error en la clasificación realizada por la RNA....	62
Tabla 22. Porcentajes de acierto y error en la clasificación realizada por la RNA. Uso del 40% final del registro de cada participante	63
Tabla 23. Costos de la Materia prima directa	64
Tabla 24. Costos de la Materia prima indirecta	65
Tabla 25. Inversión para el prototipo	65
Tabla 26. Datos técnicos del prototipo.....	87

RESUMEN

En la actualidad la relación entre ingeniería y el área de la salud ha dado grandes pasos, las emociones son un punto fundamental dentro de áreas como la psicológica, psiquiatría y talento humano, ya que tratan de manera directa el análisis de las emociones y emplean herramientas generalmente subjetivas que no brindan una seguridad al momento de obtener sus resultados para la medición de las mismas. El objetivo de este proyecto de investigación es desarrollar una herramienta de carácter tecnológico, así como una metodología experimental con la finalidad de caracterizar el estado subjetivo de alegría y tristeza en las personas. Para llevar a cabo este proyecto de investigación, se diseñó y construyó un sistema de captación de señales electrofisiológicas de frecuencia cardíaca y resistencia galvánica de la piel. Aplicando un protocolo experimental que se basó en un proceso de estimulación visual y auditiva supervisado por los profesionales en el área de la salud. Se adquirieron las señales de frecuencia cardíaca y GSR en 30 participantes. Con sus curvas características y sus rangos específicos para cada estado subjetivo (alegría y tristeza). Con la ayuda de un estudio estadístico se evidenció que la señal de frecuencia cardíaca para un estado subjetivo de alegría y tristeza en los hombres y mujeres generó un resultado estadístico cuyo “valor p” es >0.05 , por lo tanto, no se rechaza la prueba de hipótesis nula aceptando que dichos valores presentan igualdades estadísticas entre sí, mientras que para la señal de GSR se rechaza la prueba de hipótesis nula concluyendo que los valores no son estadísticamente iguales. Sin embargo, al diseñar el algoritmo de la red neuronal para la caracterización de las emociones, no se logró clasificar con el 100 % de eficiencia debido a los valores de ambigüedad y error estadísticos de varianza.

Palabras clave: frecuencia cardiaca, resistencia galvánica (GSR), emociones, alegría, tristeza, red neuronal.

INTRODUCCIÓN

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) el acelerado ritmo de vida de la sociedad moderna ha provocado el surgimiento de distintas enfermedades, tales como problemas coronarios, síndrome de Burnout, trastornos mentales, entre otros [1]. Estas enfermedades, están íntimamente ligadas a las emociones de las personas, su intensidad y la capacidad para manejarlas [2].

Estudios del comportamiento humano indican que distintos sistemas fisiológicos reaccionan ante las emociones generando una respuesta en el organismo. Se ha logrado identificar que las emociones se ven involucradas en distintas actividades diarias y cambian constantemente conforme el episodio vivido; por ejemplo, pérdidas, frustraciones, melancolía, entre otros [3].

El entendimiento de las emociones se ha vuelto fundamental para potenciar distintos tratamientos médicos. En el área de la psicología, la identificación de emociones permite establecer diagnósticos sobre el estado de salud emocional en pacientes y su consecuente tratamiento. Las seis expresiones emocionales de la psicología que se están empleando en la actualidad según Kalat y Shiota son: alegría, tristeza, miedo, disgusto, felicidad e ira [4].

Actualmente, la identificación de emociones en esta área se apoya en herramientas (test) como la Escala de Valoración del Estado Anímico (EVEA), escala del manejo emocional para niños, test para evaluar la inteligencia emocional, test de habilidad de inteligencia emocional entre otros [5], [6], [7]. Las herramientas antes citadas capturan principalmente características faciales, lenguaje kinésico, entre otros.

Por otro lado, estudios han demostrado que los cambios fisiológicos en el cuerpo humano también pueden ser detectados usando señales electrofisiológicas como la como frecuencia cardiaca, tensión arterial y resistencia galvánica [3], [8]. En este escenario existe un vínculo entre la medicina y la ingeniería pues la captura y análisis de dichas señales electrofisiológicas requiere de dispositivos y métodos de ingeniería.

Ming-Zher et al en el 2011, proponen algunos dispositivos que puedan monitorear la actividad electrodérmica (EDA) de pacientes convulsivos usando un sensor portátil. Actualmente el dispositivo se mantiene en fase de prototipo [9]. Dicho prototipo presenta como resultados algunos valores de la resistencia galvánica de la piel antes, durante y después de una crisis convulsiva [10], [11].

ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO

El estudio de las emociones es fundamental dentro de áreas como la psicología, psiquiatría y talento humano. La identificación y análisis de las emociones en estos campos de la ciencia es una tarea generalmente subjetiva [11].

Una emoción se considera un estado psicológico generado por tres componentes: una experiencia subjetiva, una respuesta fisiológica y una respuesta conductual [12].

Los estudios del comportamiento y la fisiología humana indican que distintos sistemas fisiológicos, partiendo del sistema nervioso central, reaccionan ante una emoción particular generando una respuesta en el organismo [13].

Actualmente, para la detección de emociones en el área de psicología se utilizan algunas pruebas para evaluar el estado emocional de los sujetos [7], [10]. Un problema relacionado a la evaluación de las emociones con las pruebas antes mencionados es la subjetividad de sus resultados, ya que los mismos pueden variar dependiendo de la veracidad de información entregada por los pacientes o por la interpretación de cada profesional de la salud [14], [15].

JUSTIFICACIÓN

Las emociones son una parte esencial de los seres humanos y su caracterización por medio de parámetros electrofisiológicos puede apoyar para un análisis objetivo de las mismas, además de ser un campo poco explorado. Este estudio propone un método para caracterizar dos emociones específicas, alegría y tristeza, a través de la resistencia galvánica de la piel y de la frecuencia cardiaca. La elección de dichas emociones se fundamentó en la hipótesis de que los estados emocionales de alegría y tristeza son de naturaleza antagónica y de este modo, generarían diferencias significativas en los indicadores fisiológicos de resistencia galvánica y frecuencia cardiaca [16].

Este estudio propone un método objetivo para identificar el estado anímico de los participantes a fin de repercutir en un diagnóstico oportuno. Para cumplir este objetivo se propone desarrollar un sistema capaz de identificar el estado anímico en seres humanos a través de la resistencia galvánica de la piel y la frecuencia cardiaca. El proyecto tiene aplicación en áreas como la psicológica y talento humano [17].

Para la psicológica, el sistema propuesto puede apoyar con información objetiva sobre la efectividad de un tratamiento, debido a que el estado emocional puede enmascarar resultados de los test y pruebas tradicionales.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Caracterizar las emociones de alegría y tristeza mediante el análisis de los parámetros electrofisiológicos de frecuencia cardíaca y resistencia galvánica.

OBJETIVOS ESPECÍFICO

- Revisar el estado de arte donde se relaciona la frecuencia cardíaca y la resistencia galvánica con las emociones de alegría y tristeza.
- Diseñar un dispositivo de captación de señales electrofisiológicas de frecuencia cardíaca y resistencia galvánica.
- Desarrollar un protocolo experimental para la adquisición de las señales de frecuencia cardíaca y resistencia galvánica durante la aplicación de estímulos audiovisuales controlados que evoquen de alegría y tristeza.
- Diseñar un algoritmo de clasificación basado en una red neuronal, para la caracterización de las emociones de alegría y tristeza.
- Realizar pruebas y un contraste de información con profesionales de la salud.

CAPITULO 1

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1.1. EMOCIÓN Y SENTIMIENTOS

Las emociones hacen referencia a un estado de ánimo (humor o afecto). Desde el punto de vista social son el resultado de la interacción humana. Las emociones básicas se empezaron a estudiar desde la década de los 70, las mismas han ido evolucionando con el pasar de los años. Las emociones básicas son: felicidad, tristeza, asco, miedo, sorpresa e ira [18].

La palabra sentimiento proviene del latín “sentire” que significa pensar, opinar o darse cuenta de algo. Por lo tanto, el sentimiento es la experiencia más destacada dentro de la vida afectiva de las personas, es un estado subjetivo difuso, que tiene siempre una tonalidad positiva o negativa [19].

En la literatura existen diversas definiciones para una emoción:

“Se considera emoción la respuesta de todo organismo que implique: una excitación fisiológica; conductas expresivas y una experiencia consciente” [8].

“Reacción subjetiva al ambiente acompañada de respuesta neuronal y hormonal; se consideran reacciones de tipo adaptativo que afectan a nuestra manera de ser” [8].

“Reacción subjetiva al ambiente acompañada de cambios orgánicos, de origen innato influidos por la experiencia” [8].

1.1.1. Alegría y Tristeza

La alegría puede definirse como un estado de ánimo positivo asociado a un buen estado de salud, también es el resultado de la búsqueda del placer sobre el dolor. La alegría aporta con beneficios para la salud, debido a que puede mejorar la condición física, el desempeño del sistema cardiovascular, el sistema inmunológico, la presión arterial, entre otras cosas; e incluso está asociada a una vida más larga [20].

La tristeza es un dolor emocional asociado o caracterizado por sentimientos de desventaja, pérdida, desesperación, impotencia y desilusión. Un estado profundo de tristeza se conoce como depresión, un estado de ánimo que puede ser provocado por un trastorno. La tristeza suele aparecer tras una pérdida o un fracaso significativo, como resultado de la incapacidad para encontrar una solución [21]. Por lo tanto, las emociones afectan la fisiología, debido que influyen en los comportamientos y el bienestar general. La tristeza disminuye la frecuencia cardíaca y la presión arterial [22].

Las diferentes respuestas fisiológicas que traen las emociones positivas y negativas, dan como resultado una aceleración del ritmo cardíaco y un cambio sobre la sudoración.

En el estudio de Hernández se evocaron estados anímicos de tristeza mediante videos, esperando observar si la emoción desembocaba en llanto o no. En este estudio el patrón fisiológico para los sujetos que sintieron tristeza acompañada de llanto se caracteriza por una activación del Sistema Nervioso Simpático y por consiguiente con un aumento de la frecuencia cardíaca y de la sudoración [23]. En el año 2017,

investigadores trataron de medir las diferencias en la frecuencia cardiaca entre la felicidad y la tristeza en 48 participantes sanos. Los resultados mostraron que la frecuencia cardíaca media en la felicidad tuvo valores más altos que en la tristeza. También se encontraron diferencias significativas en los índices de frecuencia cardiaca entre relajación, alegría y miedo [24].

1.2. RESPUESTA DE LA RESISTENCIA GALVÁNICA(GSR)

La respuesta galvánica de la piel, GSR por sus siglas en inglés se define como un cambio en las propiedades eléctricas de la piel. La señal de GSR se puede utilizar para la captura de las respuestas nerviosas autónomas como parámetro de la función de la glándula sudorípara, como se observa en la Figura 1. Si la rama simpática del sistema nervioso autónomo está altamente excitada, produce una reacción emocional y en cierta medida conduce a un estado de alerta. La respuesta aparece como un aumento en la conductancia eléctrica de la piel (una disminución de la resistencia) a través de las palmas de las manos o las plantas de los pies [25].

La respuesta de la señal de GSR aparece aproximadamente dos segundos después de cuando comienza su ciclo, cuando se recibe un pinchazo o una amenaza de lesión; se eleva a un máximo después de dos a diez segundos y disminuye aproximadamente a la misma velocidad [25].

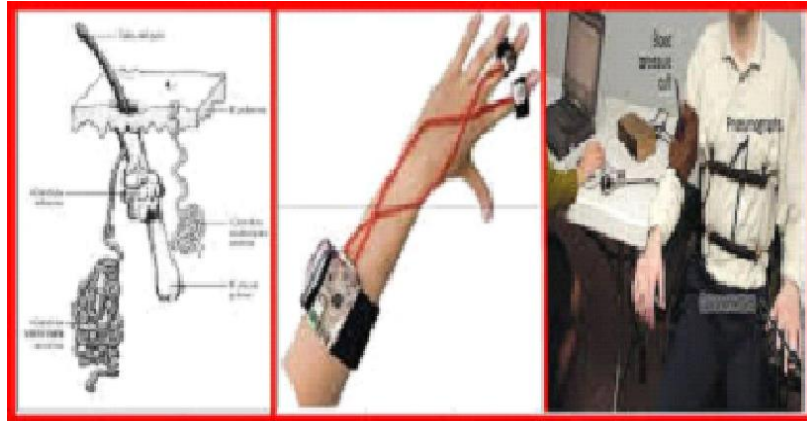


Figura 1. Ubicación de los sensores de respuesta galvánica de la piel [25]

1.2.1 La piel

La piel es un órgano que desempeña una gran variedad de funciones: protección, impermeabilización, termorregulación, producción de vitamina D, absorción de radiación ultravioleta y la detección de estímulos sensoriales. Desde el punto de vista embriológico, la piel se compone de la epidermis y anexos cutáneos [25]. En la Figura 2 se muestran las capas que conforman la piel.

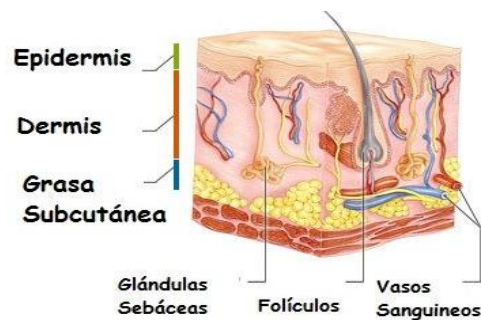


Figura 2. Capas de la piel [25]

Epidermis

La palabra epidermis proviene del griego "epi", que significa “sobre” , es decir, esta es la capa más superficial de la piel, que tiene la función de barrera contra el agua, y regula la temperatura corporal [25].

Dermis

La dermis es una capa de la piel cuyas funciones son la de protección y defensa de cualquier traumatismo, gracias a que cuenta con un grosor entre 20 y 30 veces mayor que la epidermis [25].

Hipodermis o tejido subcutáneo

Esta es la capa más espesa de la piel y está unida a la dermis por fibras de elastina y de colágeno. Está formada por células denominadas adipocitos, especializados en la producción y el almacenamiento de grasas. Esta capa contiene el 50% de grasa corporal, los cuales son necesarios para el buen funcionamiento de cada célula cutánea ya que, al degradarse, producen energía vital. Su función principal es unir la piel con el hueso y músculo, cabe indicar que es la fuente de vasos sanguíneos y nervios [25].

Glándulas sudoríparas

El propósito de la sudoración es mantener la temperatura corporal, la hidratación de la piel y el equilibrio hidroelectrolítico. Además, ayudan a mantener el calor del cuerpo en la llamada función de termorregulación. El sudor también permite conocer cuando un individuo está atravesando por situaciones de estrés, el miedo, el dolor, la ansiedad e inseguridades que sentimos o tenemos [26], como se observa en la Figura 3.

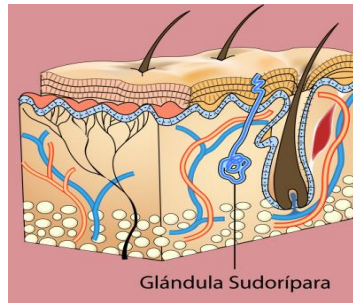


Figura 3. Glándulas sudoríparas

Las glándulas sudoríparas se encuentran repartidas por toda la piel, principalmente en la frente, las palmas y las plantas. Existen aproximadamente dos a cuatro millones de glándulas, a partir de ellas se forma el sudor que regula la temperatura del cuerpo (termorregulación) [26].

1.2.2 Fundamentos del GRS

La piel es una buena conductora de la electricidad, pues la conductividad de la piel cambia debido a estímulos ambientales como la luz, sonido, olor, etc. Esto sucede debido a que las glándulas sudoríparas actúan de forma similar a resistencias eléctricas, de manera que, al llenarse de sudor, su resistencia disminuye (la conductividad aumenta) siendo estos controlados por el sistema nervioso, como se observa en la Figura 4 [27], [28].

La respuesta galvánica de la piel revela cuatro teorías principales que pretenden explicar el fenómeno [27]:

- **Actividad muscular:** GSR es la visualización directa de cambios bioeléctricos en el músculo. La evidencia indica que existe una relación que no es casual.
- **Cambios vasculares:** GSR es la actividad eléctrica que acompaña a la vasodilatación o vasoconstricción. La evidencia aquí es persuasiva pero aún favorece la correlación en lugar de la causalidad.

- Cambios secretores: GSR es la actividad eléctrica pre-secretoria de las glándulas sudoríparas. La evidencia parece seleccionar esta teoría como la mejor de las tres, aunque la mecánica actual aún se desconoce.
- La resistencia galvánica de la piel (GSR) es un índice accesible y sensible de actividad nerviosa simpática periférica, que refleja el cambio autónomo periférico.

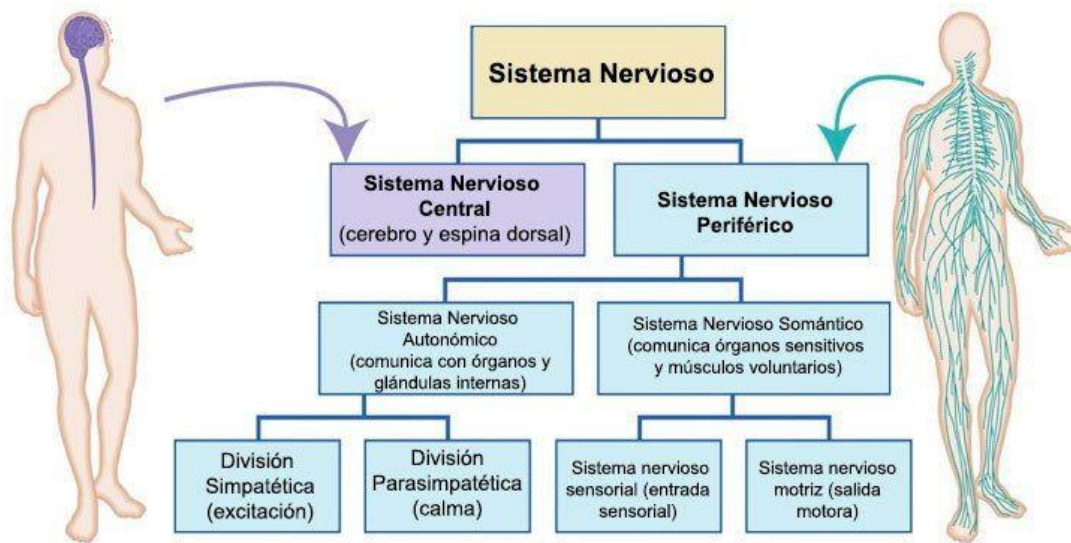


Figura 4. Sistema Nervioso Central y Periférico

Para registrar el GSR, se aplica una corriente eléctrica débil a fin de observar cambios de conductividad producidos por esta señal. Se procede a medir la resistencia que opone la piel a esta corriente o la propia conductividad eléctrica.

A partir de los resultados de la conductancia de la piel, es posible identificar su conductividad eléctrica tónica, que es la línea basal de la conductividad de la piel, en ausencia de estímulos ambientales [29]. Esta conductividad implica un aumento en la conductancia de la piel durante un intervalo entre 10 y 20 segundos antes de retornar al nivel de conductividad basal y aparece cuando se llenan las glándulas sudoríparas. Podemos identificar varios parámetros relacionados con la medida del GSR [30] :

- Amplitud: diferencia entre el nivel tónico en el momento de generar la estimulación y el pico máximo que se presenta en el momento de la respuesta.
- Tiempo de latencia: lapso entre el momento de realizar el estímulo y de que aparezca una respuesta en el sujeto.
- Tiempo de elevación: lapso transcurrido entre el inicio de la respuesta y el momento en el que se presenta el pico.
- Tiempo medio de recuperación: lapso transcurrido entre el pico de la respuesta y el momento en el que la línea de la respuesta regresa a la mitad del valor de pico. Según la naturaleza de la GSR.

1.2.3 Electrodo en el registro del GSR

Mediante la colocación de electrodos en los dedos de las manos, es posible registrar los cambios de conductancia de la piel, como se observa en la Figura 5.

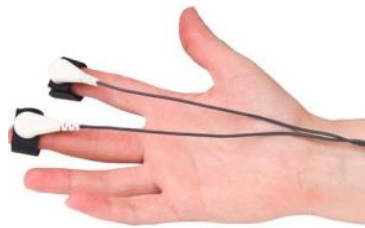


Figura 5. Electrodo para captura de la resistencia galvánica

1.2.4 Curvas características y valores basales de una señal GSR

Para medir la resistencia eléctrica, se debe aplicar un voltaje constante y la conductancia de la piel se puede calcular con la ayuda de la Ley de Ohm midiendo el flujo de corriente. Un amplificador de respuesta galvánica de la piel aplica un pequeño voltaje a través de la piel que los humanos no pueden percibir, pero es medida mediante una etapa de amplificación. Cada persona tiene un SCL (Nivel de Conductancia de la Piel) diferente que oscila entre 10 y 50 μS . Los dispositivos que miden una respuesta galvánica de la piel a menudo se denominan instrumentos de

retroalimentación, en parte debido a cómo se genera o detecta esta respuesta. Si esta respuesta se mide "activamente", entonces se pasa una corriente eléctrica suave a través del cuerpo del sujeto de prueba para medir la conductividad. Una prueba pasiva mide la corriente que genera el propio cuerpo de la persona. La retroalimentación de esto es lo que constituye la respuesta galvánica de la piel medida [31].

1.2.5 El comportamiento del GSR y las emociones

La excitación emocional induce una reacción de sudor, que es particularmente frecuente en la superficie de los dedos de las manos y las plantas de los pies. Ante la presencia de una emoción, aumentan la sudoración corporal, la cantidad de sal en la piel y la resistencia eléctrica. El GSR parece sensible solo a la dimensión de la emoción involucrada. La conductividad de la piel varía con los cambios en la humedad y puede revelar cambios en el sistema nervioso simpático [32].

1.3. SISTEMA CARDIACO

1.3.1 Definición

El corazón adulto humano se asemeja a un puño cerrado con dimensiones promedio de aproximadamente $13 \times 9 \times 6$ centímetros y un peso aproximado de 300 gramos, como se observa en la Figura 6. Está ubicado en la cavidad torácica detrás del esternón, frente a la tráquea, el esófago y la aorta descendente, entre los pulmones y por encima del diafragma [31].

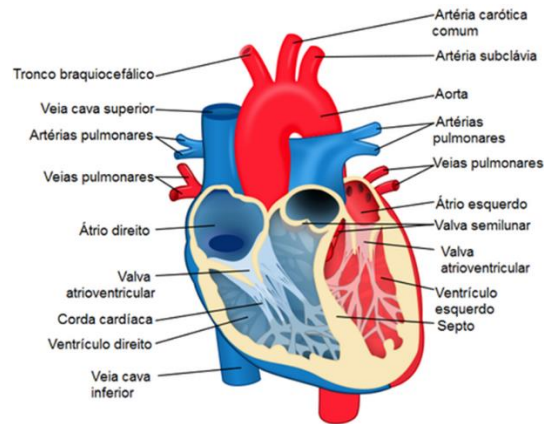


Figura 6. El corazón humano

La función principal del corazón es servir como una bomba muscular que impulsa la sangre a través de los vasos hacia todas las partes del cuerpo. Las arterias reciben esta sangre a alta presión y velocidad para conducirla por todo el cuerpo [32].

1.3.2 Fundamentos fisiológicos

El sistema vascular humano facilita la transferencia de nutrientes a todo el cuerpo. El flujo sanguíneo es impulsado por un gradiente de presión que, en la circulación sistémica de un individuo sano, pulsa entre 80–120 mmHg en las arterias. El diámetro de una arteriola depende en gran medida de la extensión de la contracción del músculo liso arteriolar, que está regulada por varios factores locales y circulantes [32].

Los cambios en el diámetro arteriolar regulan la resistencia de los vasos y la tasa de flujo correspondiente a través del vaso. Aunque el flujo sanguíneo es típicamente unidireccional y laminar, la ramificación vascular y las placas ateroscleróticas pueden provocar la separación del flujo y la recirculación [32], [33].

1.3.3 Valores máximos y mínimos

Los valores de la frecuencia cardiaca varían considerablemente con el ejercicio, los niveles de condición física y con la edad, es así que un recién nacido en reposo puede ser de 120 latidos por minuto. A medida que una persona envejece, la capacidad de generar tasas máximas disminuye. Esto se puede estimar tomando el valor máximo de 220 latidos por minuto y restando la edad del individuo. Por lo tanto, se esperaría que una persona de 40 años alcanzará una tasa máxima de aproximadamente 180, y una persona de 60 años alcanzaría una frecuencia cardiaca de 160 [32].

1.3.4 Frecuencia cardiaca y las emociones

Las emociones afectan directamente la actividad del sistema nervioso autónomo: requieren diferentes patrones de actividad autónoma para adaptarse a diferentes situaciones y reaccionar de manera más adecuada. En consecuencia, afectan los parámetros de la frecuencia cardíaca y muchos estudios científicos afirman dicha relación. Normalmente, el corazón tiene intervalos ligeramente diferentes entre los latidos, esto se puede expresar como la manera que nuestro cuerpo "responde" a los estímulos y se adapta a ellos [33].

Capítulo 2

SISTEMA DE CAPTURA DE SEÑALES

GSR Y FRECUENCIA CARDIACA

2.1. ESTRUCTURA DEL SISTEMA

La estructura del sistema de captura de señales electrofisiológicas de GSR y frecuencia cardiaca se presenta en la Figura 7.

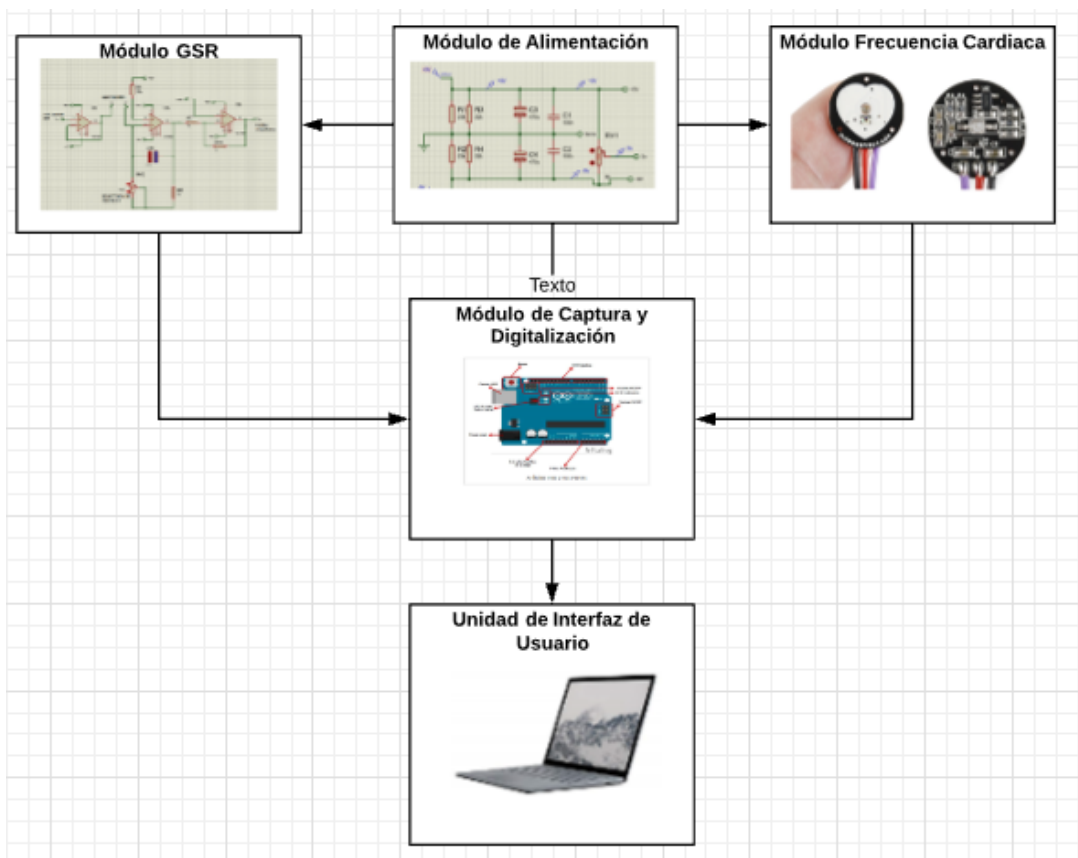


Figura 7. Estructura del sistema

El sistema consta de un módulo de alimentación, un módulo de captura de señal GSR y un módulo de captura de frecuencia cardíaca. Para la conversión analógica-digital y ajuste de estas señales se empleó un módulo de captura y digitalización. Finalmente, para el almacenamiento de datos de estas señales digitalizadas se tiene una unidad de Interfaz de Usuario.

2.2. MÓDULO DE ALIMENTACIÓN

Se diseñó y construyó una fuente simétrica filtrada de $\pm 9V$ y de $+5V$ como se observa en la Figura 8. Los voltajes de la fuente sirvieron para la alimentación de los módulos de GSR y de frecuencia cardíaca.

La fuente simétrica de $\pm 9V$ cuenta con un filtro, para evitar que la señal de salida contenga ruido, lo que podría alterar los resultados entregados del circuito de captación GSR.

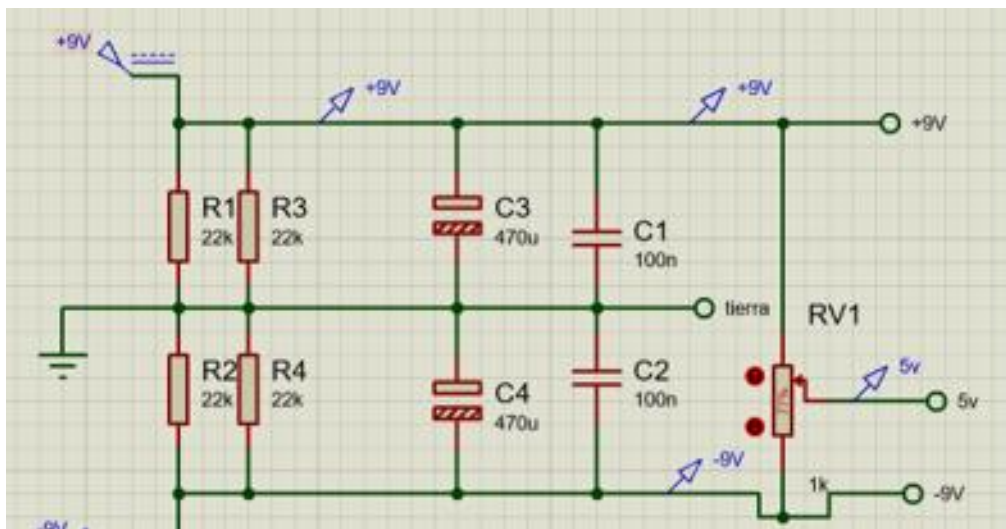


Figura 8. Fuente simétrica $\pm 9V$ y $5V$ simulada

2.3. MÓDULO GSR Y FRECUENCIA CARDÍACA

Para obtener la señal electrofisiológica de GSR, se utilizó el circuito de adquisición que se indica en la Figura 9.

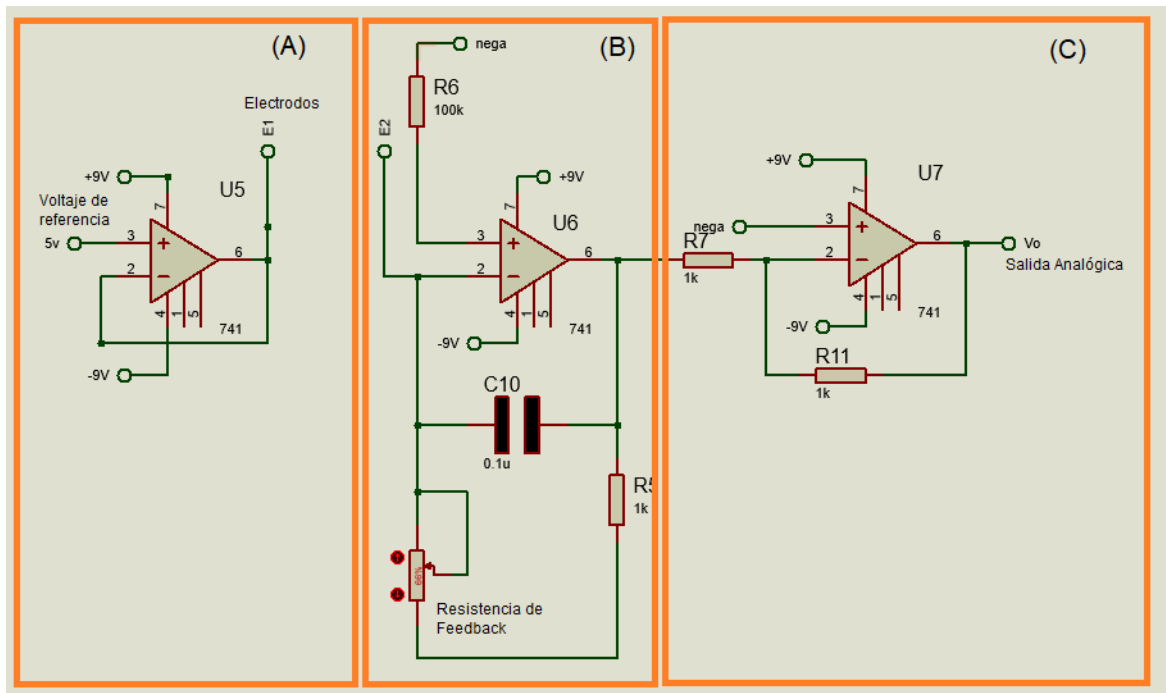


Figura 9. Etapas del circuito GSR
Voltaje de referencia (A)
Amplificación con resistencia de feedback (B)
Inversor con acople de impedancias (C)

El circuito consta de 3 etapas como observa en la Figura 10

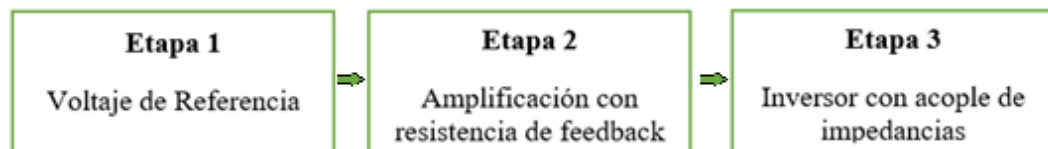


Figura 10. Diagrama de Bloques de las etapas del circuito de captación del GSR

Etapa 1 Voltaje de Referencia

Se empleó un amplificador operacional a manera de seguidor de tensión no inversor con entrada de 5 V. La salida de esta etapa corresponde al electrodo E1. La tensión aplicada a la persona consiste un método de estimulación exosomático, debido a que se aplica una corriente continua a los electrodos que son colocados al participante.

Para aplicar la tensión al individuo y capturar a señal GSR es común usar electrodos Ag/AgCl (plata cloruro de plata) que están compuestos por un metal cubierto con una capa delgada de AgCl, como se observa en la Figura 11. Este material tiene diversas aplicaciones biomédicas y es fácil de adquirir en nuestro medio.



Figura 11. Electrodo empleado para medir la señal de GSR

Etapa 2 Amplificación con resistencia variable de Feedback

Se empleó un amplificador operacional en configuración integrador, con una ganancia variable en función a la resistencia de feedback, la misma que sirve para la calibración la sensibilidad del circuito.

La salida analógica será igual a la tensión de entrada de la etapa 1 multiplicada por una ganancia que dependerá de la resistencia variable de *feedback*. Para ajustar la sensibilidad del sistema se implementó una resistencia variable de 100k Ω en la conexión de feedback que variará entre 1k Ω a 101k Ω , obteniendo los rangos de ganancia máximo, medio y mínimo, que se detallan en la Tabla 1.

Tabla 1 Rangos de ganancia del sensor de GSR

Valor de la resistencia de <i>feedback</i>	Ganancia	Rango
101 k Ω	2,18	Máximo
51 k Ω	43,44	Medio
1 k Ω	84,67	Mínimo

Etapa 3 Inversor con acople de impedancias

Se utilizó un acople de impedancia para obtener la máxima transferencia de potencia, empleando un amplificador operacional en configuración seguidor de tensión inversor.

Para obtener la señal electrofisiológica de frecuencia cardíaca, se utilizó el sensor de frecuencia cardíaca plug-and-play para Arduino, el cual consta de un sensor óptico simple con un filtro para el ruido y una etapa de amplificación, como se observa en la Figura 12.



Figura 12. Sensor para medir la frecuencia cardíaca

El circuito interno del sensor de frecuencia cardíaca plug-and-play para Arduino se observa en la Figura 13.

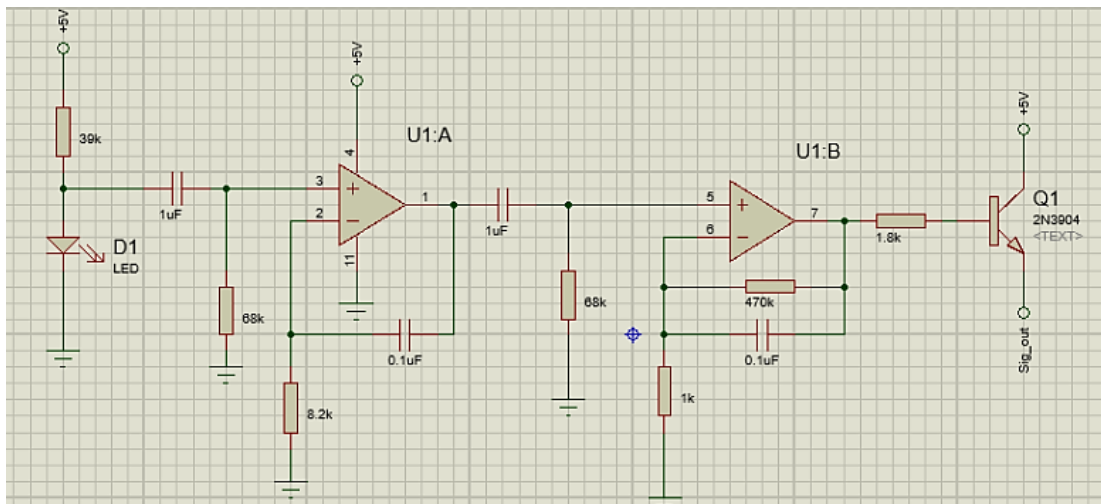


Figura 13. Circuito interno del Sensor (Plug-and-Play para Arduino) de Frecuencia Cardíaca

2.4. MÓDULO DE CAPTURA Y DIGITALIZACIÓN

Se empleó un microcontrolador de la plataforma Arduino (Figura 14). Esta plataforma dispone de beneficios como: lenguaje de programación de software libre, gran cantidad de información existente, facilidades de adquisición y de acceso a sus periféricos. Por medio del módulo de captura y digitalización se realizó la captura de los datos de frecuencia cardiaca y GSR.

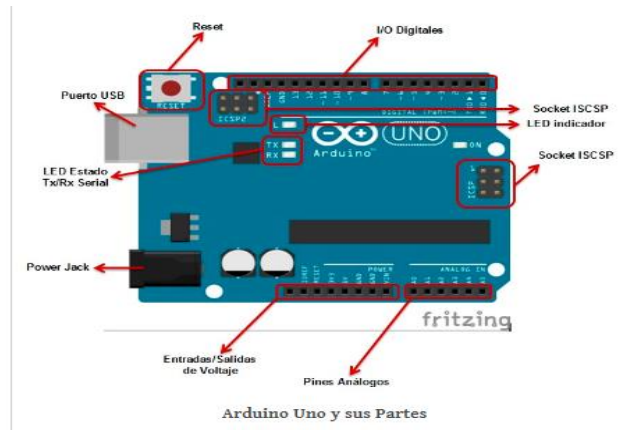


Figura 14. Diagrama del Arduino Uno

En la Figura 15, se observan las conexiones realizadas entre el módulo de captura y los módulos GSR y de frecuencia cardiaca. Los pines de conexión usados están resumidos en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..**

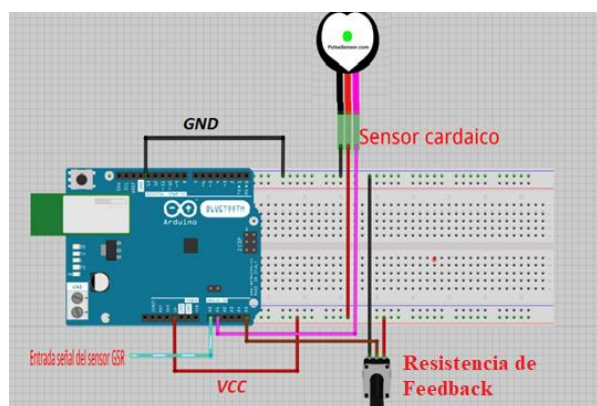


Figura 15. Conexiones de los sensores al módulo de captura y digitalización

Tabla 2 Pines empleados del módulo de captura y digitalización

Pin	Señal
A0	Sensor GSR
A1	Sensor Frecuencia Cardiaca
A3	Resistencia variable de feedback

2.4.1. Programación del módulo de captura y digitalización

En la Figura 16, se muestra el flujograma de programación del módulo de captura y digitalización empleado para el desarrollo de este proyecto.

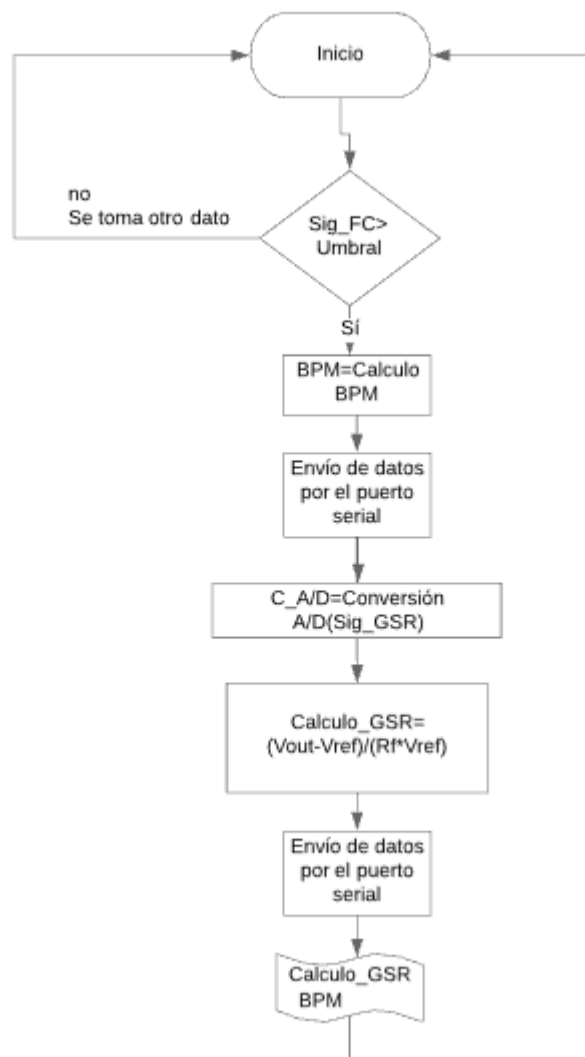
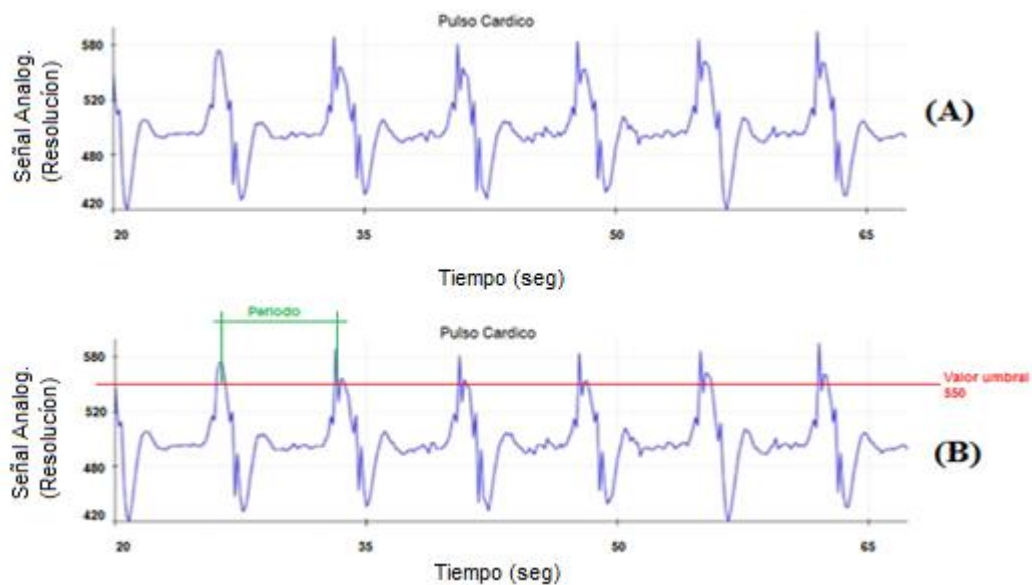


Figura 16. Flujograma de programación del módulo de captura y digitalización

En la tarjeta del módulo de captura y digitalización se realizó el programa para la digitalización de las señales de GSR y frecuencia cardíaca, el código del programa se puede encontrar en el Apéndice A: **ALGORITMO IMPLEMENTADO EN ARDUINO.**

Para el registro de la señal de frecuencia cardíaca, se empleó el sensor plug-and-play para Arduino, el mismo que permitió obtener los BPM de cada participante. Registrándose cada vez que el valor de amplitud de la señal analógica del sensor de frecuencia cardíaca supere un umbral de 550 (basados en la sensibilidad del sensor empleado) establecido en el firmware, como se observa en la Figura 17.



**Figura 17. Señal del sensor de frecuencia cardíaca
Señal de pulso de la frecuencia cardíaca (A)
Registró de BPM (B)**

Para el cálculo de la conductancia de la piel se empleó el siguiente proceso matemático.

El voltaje de salida dependerá del voltaje de entrada por la conductancia de la piel como se ve en la Ecuación 1.

$$V_{out} = G (V_{in}) = \left(\frac{R_f}{R_{piel}} + 1 \right) V_{in} \quad \text{Ecuación 1}$$

Luego se despeja la resistencia de la piel (R_{piel}), asumiendo que la conductancia de la piel es el inverso de la resistencia obteniendo:

$$G = \frac{1}{R_{piel}} = \frac{V_{out}}{R_f (V_{ref} - V_{out})}$$

Considerando que R_f es la resistencia de *feedback*, se obtiene la siguiente fórmula para el cálculo de la conductancia de la piel, ver la Ecuación 2:

$$G_{piel}[S] = \frac{V_{out}}{R_f (V_{ref} - V_{out})}$$

Ecuación 2

Donde,

V_{out} = Voltaje de salida del circuito

V_{ref} = Voltaje de referencia del circuito

R_f = Resistencia del *feedback*

$G_{piel}[S]$ = Conductancia de la piel en Siemens (GSR)

2.5. UNIDAD DE INTERFAZ DE USUARIO

El módulo de control central se encargó de recibir los datos enviados a través del puerto serial del módulo de captura y digitalización empleando el plugin PLX-DAQ para Arduino, como se observa en la Figura 18. Estos datos se guardaron en una hoja de Excel separados en columnas por las siguientes variables: pulso analógico, frecuencia cardiaca, voltaje, resistencia (feedback) y GSR.

Pulso analogico	Frecuencia Cardiaca	Voltaje	Resistencia	GSR
628	90	0,84	100000	2,019
629	89	0,748	100000	1,759
633	87	0,836	100000	2,008
628	87	0,889	100000	2,163
626	87	0,76	100000	1,791
629	87	0,779	100000	1,845
632	87	0,849	100000	2,046
628	85	0,88	100000	2,136
623	90	0,763	100000	1,8
630	90	0,77	100000	1,821
630	90	0,846	100000	2,038
628	90	0,825	100000	1,976
624	89	0,781	100000	1,853
632	87	0,747	100000	1,756
628	87	0,869	98277,5	2,142
627	87	0,82	100000	1,962
628	87	0,75	100000	1,765
633	87	0,777	98262,9	1,873
627	88	0,92	100000	2,256
626	90	0,78	100000	1,848
630	90	0,832	100000	1,997



Figura 18. Plx Daq Plugin para Arduino

2.6.DISEÑO DE LAS PLACAS Y MODELADO 3D

El diseño de las placas electrónicas para el sensor GSR y la fuente de simétrica se realizó en el software Altium Designer 19 cumpliendo las reglas de ruteo tales como: el ancho de pista, separación mínima entre pistas, diámetro correcto del pad, configuraciones de la capa y los pad de sujeción.

Dichas placas se realizaron con componentes de montaje superficial, para optimizar las dimensiones de la placa y el espacio de la carcasa que contendrá toda la circuitería. Los esquemáticos y PCB empleados se pueden observar de la Figura 19 a la Figura 22.

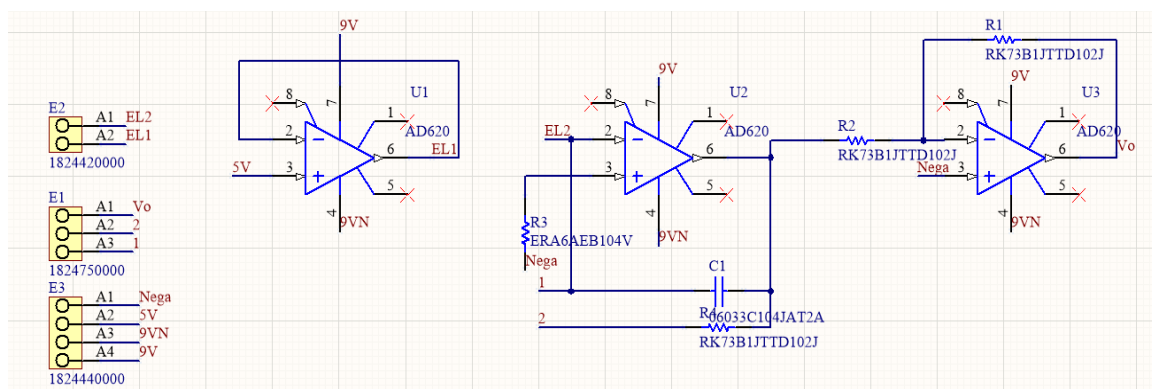


Figura 19. Diagrama esquemático para el circuito GSR

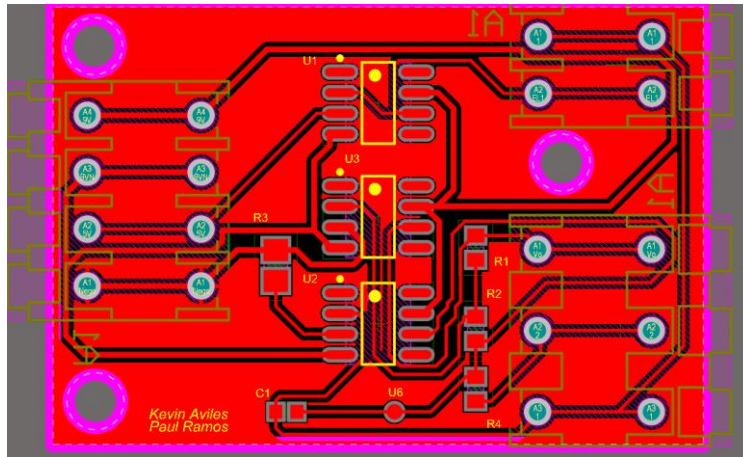


Figura 20. Circuito GSR PCB

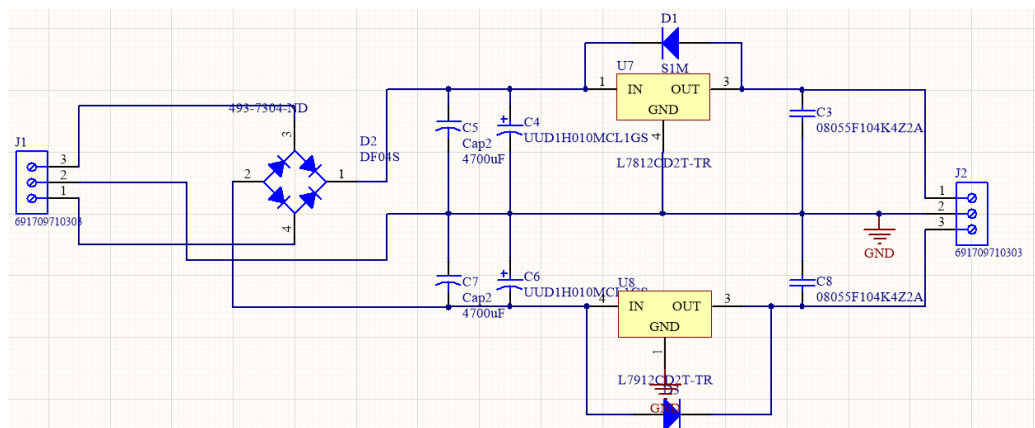


Figura 21. Diagrama esquemático para la fuente simétrica

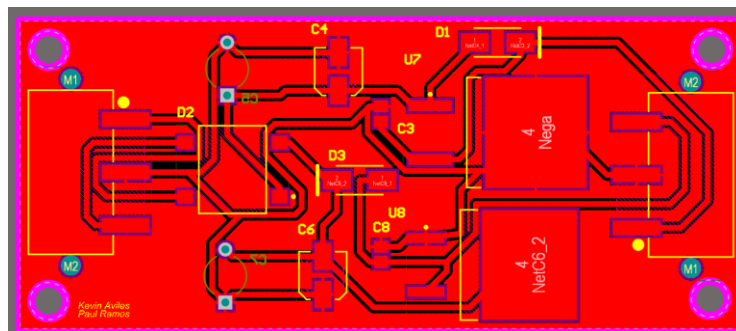


Figura 22. Circuito de la fuente simétrica PCB

Para el diseño y modelado de los porta sensores se empleó el software SolidWorks, obteniendo un modelo ergonómico y de fácil sujeción como se observa en de la Figura 23 a la Figura 25.

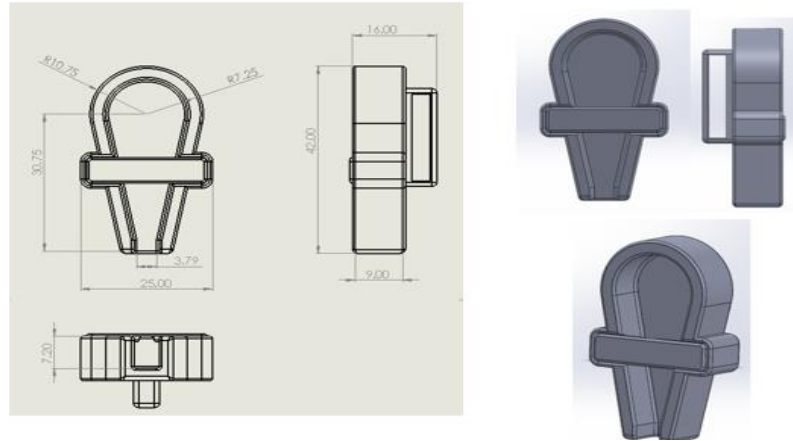


Figura 23. Porta Sensor GSR

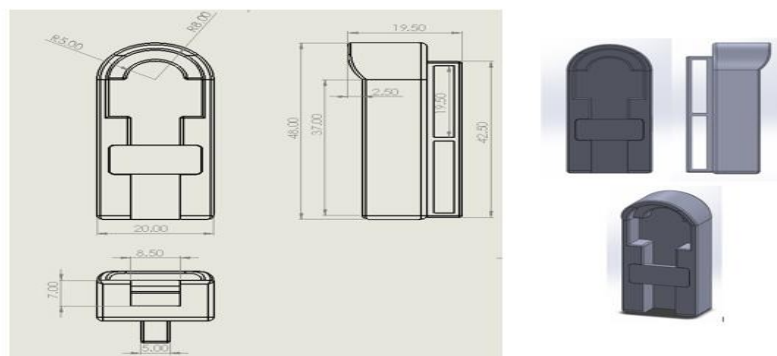


Figura 24. Porta Sensor Frecuencia Cardiaca

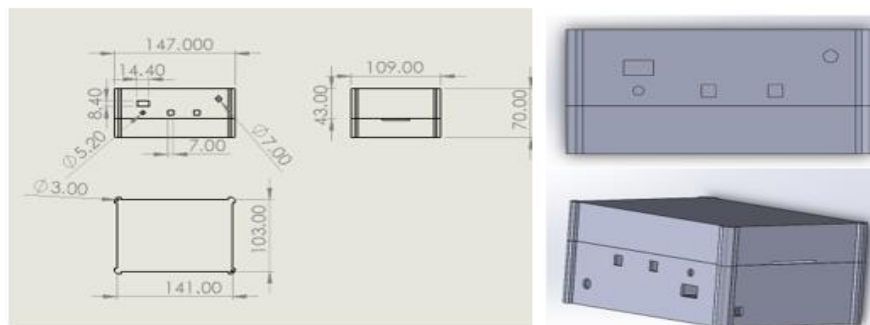


Figura 25. Carcasa

2.7.RESULTADOS DEL SISTEMA

Una vez ajustada la etapa de alimentación se realizaron pruebas en el circuito GSR con valores fijos de resistencias las mismas que representaban la resistencia de la piel.

En la Figura 26 y Figura 27, presentan las simulaciones realizadas con valores fijos que se detallarán a continuación con el fin de corroborar el funcionamiento del sistema.

Se empleó una fuente de alimentación de $\pm 9V$, una resistencia fija de feedback de $100K\Omega$ y dos resistencias de $1M\Omega$ y $100\text{ k}\Omega$ que representarán la resistencia de la piel.

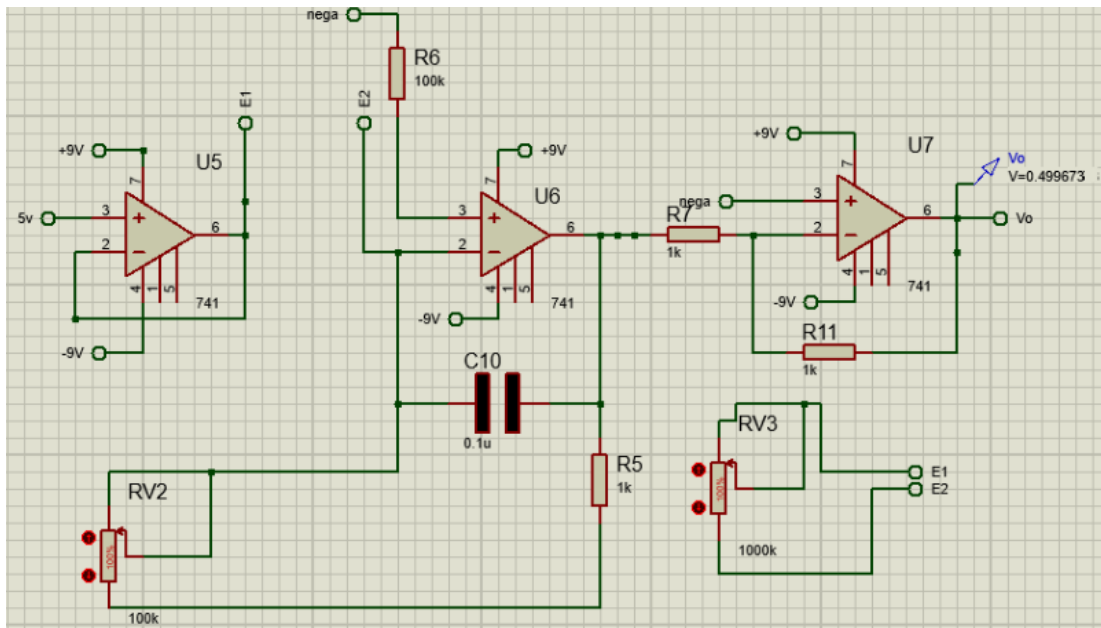


Figura 26. Circuito GSR Simulado con una Resistencia de la piel (Electrodos) de $1M\Omega$

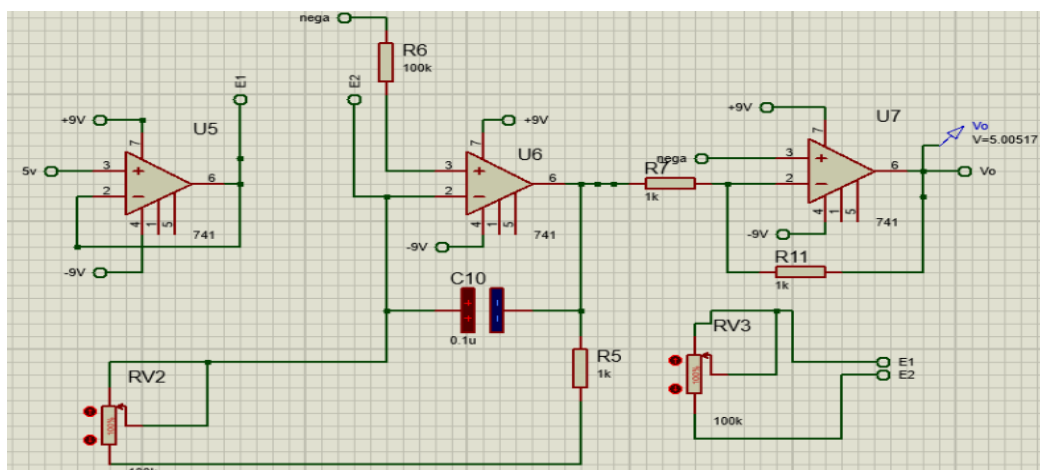


Figura 27. Circuito GSR Simulado con una resistencia de la piel (electrodos) de $100K\Omega$

Con los parámetros indicados se obtuvieron los resultados presentados en la Tabla 3.

Tabla 3. Valores simulados y medidos del circuito GSR

Resistencia de Feedback	Valor Medido	Valor Simulados
100 kΩ	5.15 V	5.005 V
1 MΩ	0.513 V	0.4996 V

Basándonos en la Ecuación 2 y en los valores obtenidos en la Tabla 33 se realizó el cálculo de los valores de la resistencia galvánica de la piel, a partir de la señal analógica de GSR, como se describe a continuación:

Resistencia empleada 100 KΩ

$$G_{piel}[S] = \frac{V_{out}}{R_f \times (V_{ref} - V_{out})}$$

$$G_{piel}[S] = \frac{5.13V}{100 \text{ k}\Omega \times (5V - 5.15)}$$

$$G_{piel}[S] = \mathbf{0.000342 \text{ S}}$$

$$G_{piel}[uS] = \mathbf{342 \text{ uS}}$$

Resistencia empleada 1 MΩ

$$G_{piel}[S] = \frac{V_{out}}{R_f \times (V_{ref} - V_{out})}$$

$$G_{piel}[S] = \frac{0.513V}{100 \text{ k}\Omega \times (5V - 0.513V)}$$

$$G_{piel}[S] = \mathbf{0.0000114 \text{ S}}$$

$$G_{piel}[uS] = \mathbf{1.14 \text{ uS}}$$

En el Apéndice A: **ALGORITMO IMPLEMENTADO EN ARDUINO**, se puede observar a más detalle la manual técnico del proyecto desarrollado.

Se realizó una validación del sensor de frecuencia cardíaca, con la ayuda del pulsioxímetro (Beurer P80), como se observa en la Figura 28, durante todo el protocolo experimental que fue aplicada a los participantes.



Pulsioxímetro

PO 80

- Medición de la saturación de oxígeno arterial (SpO2) y la frecuencia cardíaca (pulso)
- Batería de iones de litio ■ recargable por USB
- Cable USB para transmitir los valores medidos al PC

Figura 28. Pulsioxímetro (Beurer P80)

En la Tabla 4, se presentan valores medidos con el sensor de frecuencia cardíaca propuesto y con el pulsioxímetro, del participante #1 hombre y la de la participante #3 mujer ya que los mismos son los más representativos. Replicando el mismo proceso de validación con todos los participantes.

Tabla 4. Porcentaje de error para la validación del sensor de frecuencia cardíaca

	Valores medidos con el prototipo	Valores medidos con el pulsioxímetro	Error %
Hombre #1	80	82	3%
	78	80	4%
	82	84	2%
	85	80	3%
Mujer # 3	72	74	3%
	75	77	3%
	76	78	3%
	73	76	4%

La validación de la señal electrofisiológica de la resistencia galvánica de la piel (GSR), no fue posible debido a que no se contaba con un dispositivo certificado disponible en el mercado interno.

Capítulo 3

3.1. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

3.1.1. Participantes

Este estudio se realizó considerando una muestra de 35 personas (16 hombres y 14 mujeres). Los participantes estuvieron en un rango de edad promedio \pm de 21 a 24 años, puesto que en estos rangos de edad existe una madurez emocional y también cesa el crecimiento corporal [14]. Los participantes fueron evaluados conforme su salud mental por medio del test psicológico denominado “Hombre bajo la lluvia” [6]. Las pruebas psicológicas fueron aplicadas por profesionales independientes del área de psicología y psiquiatría.

Todos los participantes del estudio firmaron un consentimiento informado donde se da a conocer el proceso de experimentación y el participante manifiesta la comprensión del mismo y su intención de participar voluntariamente en el proceso, como se puede observar en el Apéndice B.

3.1.2. Preparación del ambiente

Los experimentos se realizaron dentro de una cabina de grabación, la cual pertenece a la Carrera de Comunicación Social, de la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca. Este ambiente posee las siguientes características:

El área de trabajo está delimitada por paredes acolchonadas que aíslan el ruido exterior como se ve en la Figura 29.

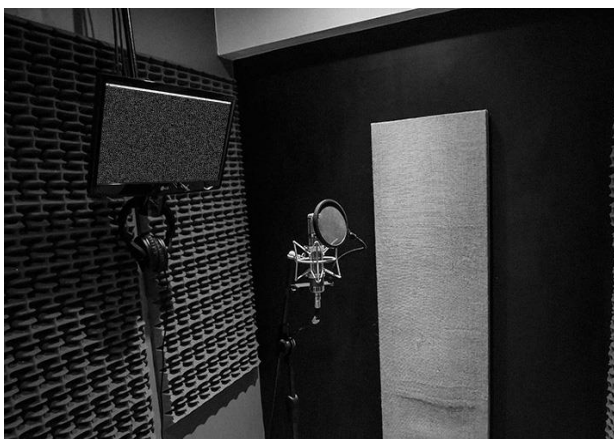


Figura 29. Cabina de grabación

En el interior del ambiente existe una mesa con dos sillas, que se encuentran a una distancia de 40 a 60 cm de una mesa. Durante los experimentos se usaron dos ordenadores; el primero fue usado para la reproducción de videos que son los estímulos visuales y, el segundo, usado para la captura de señales. En la mitad de los ordenadores fue ubicado el hardware para captación de señales electrodérmica y de frecuencia cardiaca con sus respectivos sensores y unos audífonos, como se observa en la Figura 30. Finalmente, dentro de la cabina de grabación estuvieron tres personas; el participante y dos investigadores.



Figura 30. Localización de los ordenadores y sistema de captación

3.1.3. Descripción de los Estímulos Visuales

Los estímulos visuales se generaron a través de videos siguiendo los siguientes criterios, supervisados por los profesionales de la salud y de comunicación social:

Un video para evocar la emoción de tristeza fue desarrollado empleando una tonalidad de escala de gris, mostrando imágenes de los problemas de la sociedad, daños a la naturaleza, ataques entre personas, problemas de adicciones, entre otros. El video empleado para causar una emoción de alegría usó una gama de colores más vivos y llamativos mostrando imágenes alegres como: salidas al campo, paisajes de la naturaleza, diversión entre amigos, etc, (ver la Figura 31 y Figura 32).



Figura 31. Videos para el estímulo de tristeza



Figura 32. Videos para el estímulo de alegría

3.1.4. Preparación del participante

El proceso de preparación del participante fue desarrollado en las siguientes etapas:

1. Asegurar que el participante adopte una posición correcta al sentarse; con su espalda apoyada y los pies firmes en el suelo. Los brazos deben estar apoyados sobre las piernas, con la finalidad para evitar alteraciones durante el registro de datos. (Figura 33)



Figura 33. Posición adoptada por los participantes en los experimentos

2. Los participantes fueron informados sobre la finalidad de todos los dispositivos usados, aclarando que no será aplicado ningún tipo de estímulo y solo se realizará captura de señales.
3. Después, se procedió a colocar los sensores electrodérmico y de frecuencia cardíaca. El sensor electrodérmico se ubicó en las falanges medias de los dedos de la mano de derecha y el sensor de frecuencia cardíaca en la punta del dedo anular de la mano izquierda, como se observa en la Figura 34.

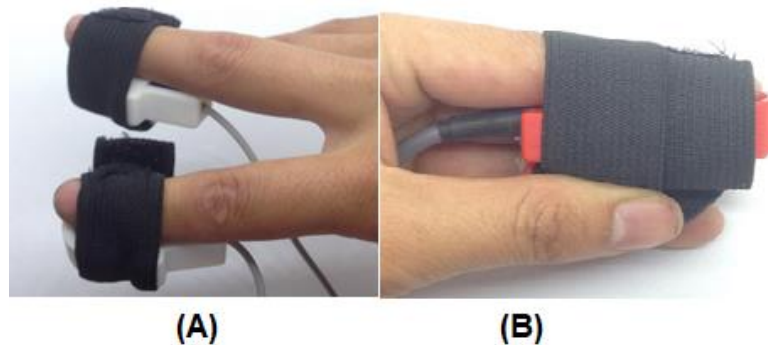


Figura 34. Colocación de los sensores
Sensor electrodérmico (A)
Sensor de frecuencia cardíaca (B)

4. Una vez colocados los sensores se explicó al participante que durante la toma de datos evite moverse de manera brusca y abrupta, debido a que podría producirse una alteración de los resultados.
5. Se colocaron los audífonos que cubren todo el pabellón auricular para disminuir la influencia de ruidos externos.

3.1.5. Procedimiento experimental

1. Primero se solicitó al participante llenar la ficha EVEA con el objetivo de conocer su estado anímico actual sin aplicar ningún tipo de estímulo.

La ficha EVEA consta de 16 ítems, como se observa en la Figura 35, siendo 10 como valor más alto y 1 como valor más bajo. Dicho test proporciona un indicador subjetivo sobre el estado emocional del participante (Alegria, Ira, Ansiedad, Depresión).

	Valoración	Estado	
Nervioso		0	Triste/ Depresión
Irritado		0	Ansiedad
Alegre		0	Ira
Melancólico		0	Alegria
Tenso			
Optimista			
Decaído			
Enojado			
Ansioso			
Apagado			
Molesto			
Jovial			
Intranquilo			
Enfadado			
Contento			
Triste			

Figura 35. Ficha EVEA

2. Se expone al participante al video de tristeza con una duración de 1 minuto con 50 segundos. Simultáneamente, los datos de frecuencia cardiaca y resistencia galvánica fueron capturados, a una tasa de 3 datos / segundo.
3. Se retiran los sensores y se solicita al participante llenar nuevamente la ficha EVEA, evaluando nuevamente el estado de emoción del participante.

Se realizar una pregunta: ¿cómo se siente en ese momento?, ofreciendo apenas dos opciones de respuesta: alegre o triste. Esta pregunta proporciona un segundo indicador subjetivo sobre el estado anímico del participante.

4. Se brindó al participante un minuto de relajación dentro de la cabina que consiste en cerrar los ojos y respirar lentamente.
5. Se repite el procedimiento del video anterior aplicando el video de alegría con una duración de 1 minuto con 50 segundos.
6. Se aplica nuevamente la ficha EVEA, evaluando el estado emocional final del participante.
7. Realizar una descarga emocional. La descarga emocional se basa en un proceso psicológico por el que el participante tendrá que pasar para mantener los niveles emocionales normales o “eutimia”. La técnica empleada para la descarga emocional fue la “Línea de la vida”. En esta técnica se le solicita al participante, primero, cerrar los ojos de una manera lenta y controlar la respiración inhalando por la nariz y exhalando por la boca. Segundo, se le pide al sujeto pensar en una masa y darle una forma. Tercero, se pide al sujeto que piense un color y visualizar un objeto con ese color. Posterior a este proceso se solicita poner la mente en blanco y pensar en el mejor recuerdo que ha tenido en su infancia con una tonalidad de blanco y negro. Luego se recuerda la misma imagen con colores y se respira tres veces de una manera lenta y profunda.

En la Figura 36, se representa el protocolo experimental por medio de un diagrama de flujo, donde todo el proceso tuvo una duración de 15 minutos.

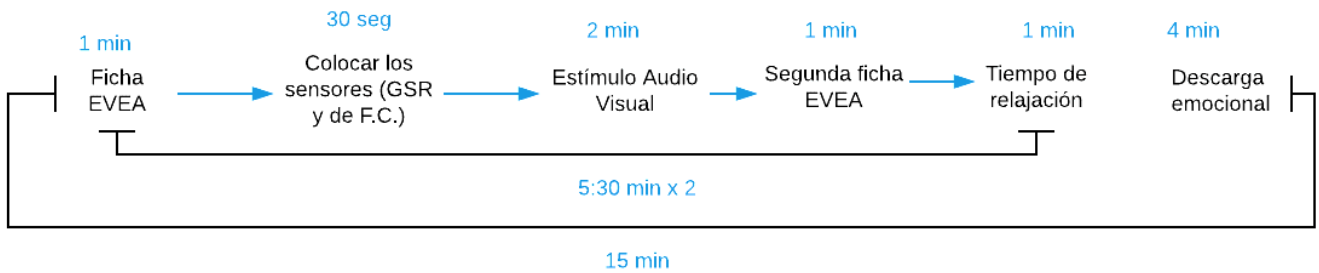


Figura 36. Distribución del tiempo del protocolo experimental

3.2. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE LOS DATOS

Los datos capturados de los participantes fueron sometidos a un preprocesamiento que buscó excluir los datos de los participantes que no mostraron un estado subjetivo de alegría o tristeza después de los correspondientes videos para evocar las emociones antes citadas. Para esto, se descartó los datos de los participantes que no presentaron una diferencia de al menos 6 puntos entre los parámetros de alegría y tristeza en la escala EVEA. Este proceso descartó los registros de 5 participantes (2 hombres y 3 mujeres).

3.2.1. Método de análisis por herramientas estadísticas

Este análisis consistió en la aplicación de técnicas estadística descriptiva e inferencial sobre los datos. En relación a la estadística descriptiva se emplearon herramientas descriptivas globales como histogramas y box plots. El análisis inferencial fue llevado a cabo por medio del análisis de Wilcoxon. Los análisis estadísticos fueron ejecutados en el software estadístico Minitab 18.

Para este análisis se seleccionó el 20 % inicial y final del registro de cada voluntario. Este porcentaje fue escogido una vez que se asume que en el 20% inicial del registro el participante se encuentra en estado emocional no alterado y en el 20% final su estado emocional ya se encuentra alterado por el estímulo audiovisual.

3.2.2. Método de análisis por red neuronal

Se empleó una Red Neuronal Artificial (RNA) perceptrón multicapa. Esta se encuentra formada por varias neuronas artificiales que se caracterizan por trabajar como un procesador de una o varias entradas, obteniendo una única salida (Figura 37).

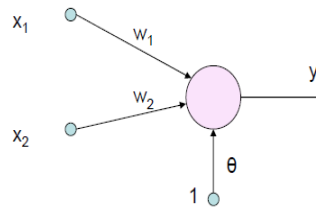


Figura 37. Neurona simple

Una red neuronal tipo perceptrón es la red de neuronas artificiales más sencilla, está estructurada a partir de una capa de neuronas de entrada y otra capa de neuronas de salida, como se observa en la Figura 38. La asociación de neuronas por capas forma una red neuronal que es capaz de aprender patrones [35].

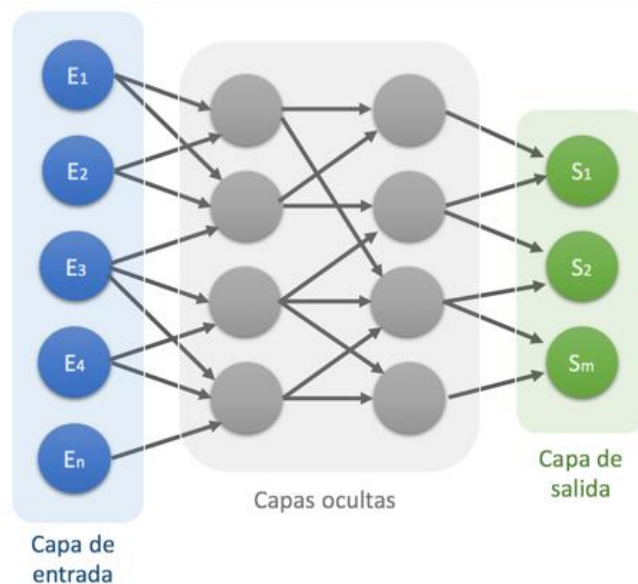


Figura 38. Red neuronal perceptrón

- Capa de entrada: comprende el conjunto de datos (registro completo) de ambos sensores (frecuencia cardiaca y resistencia galvánica) en cada voluntario.
- Capa de salida: respuesta esperada de la red neuronal de un estado de alegría o tristeza.
- Capa oculta: conjunto de neuronas que realizará el procesamiento.
- Función de activación: Es una función matemática que permite establecer un valor de salida de la RNA.

La parte más importante de una red neuronal es el aprendizaje, pues el mismo determina el tipo de problemática que la red es capaz de resolver [36].

La red perceptrón presenta ventajas sobre otros tipos de redes por su facilidad de ajustar sus pesos, basados en la experiencia que va adquiriendo la red con el entrenamiento. Por otro lado, esta red también permite implementar una retro propagación de manera sencilla con la finalidad de aumentar el nivel de confianza de la red [36] .

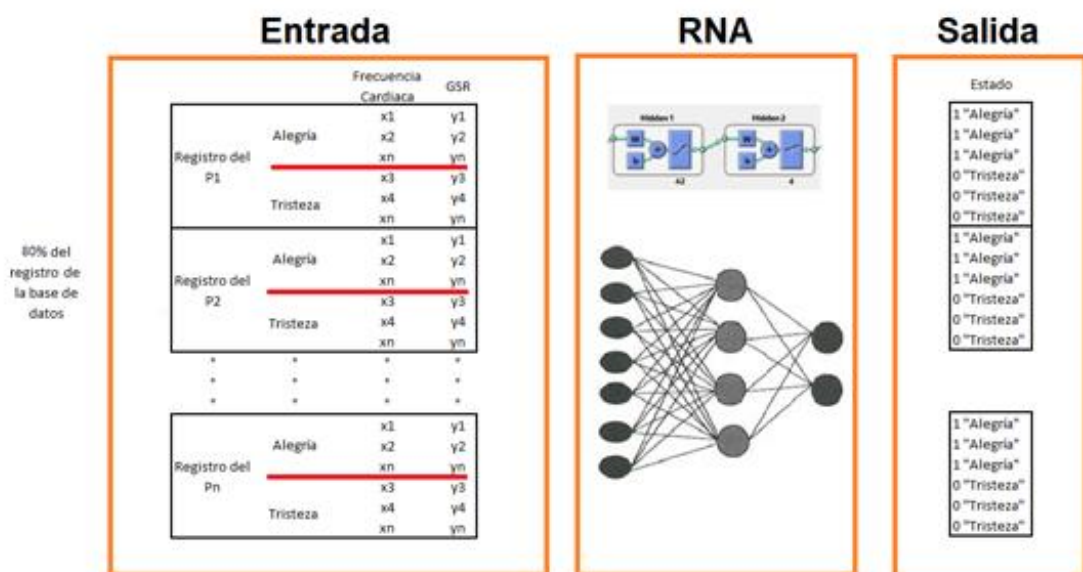
Para el procesamiento de los datos por medio de la RNA se creó una base de datos con los registros de frecuencia cardiaca y GSR de un grupo de participantes, segmentados por el estado subjetivo de alegría o tristeza que presentaron en el test EVEA y también por el género del participante.

La etapa de entrenamiento fue realizada segmentando la base de datos: un 80% de los datos (registros de 24 participantes) fue utilizado para entrenamiento de la RNA y el 20 % (6 participantes) para validación de la misma.

Se definieron dos etapas para el procesamiento/entrenamiento de los datos en la red. La primera etapa consistió en entrenar la red usando la totalidad de las

muestras tomadas de cada participante (7440 muestras), entrenándola en dos procesos la primera con 2 capas ocultas y la segunda con 3 capas ocultas con la finalidad de observar con que cantidad e capas ocultas se desempeña mejor la RNA. La segunda etapa consideró el 40% final del registro de cada participante (2976 muestras). En este grupo de muestras se presume que el participante se encuentra con un estado emocional provocado y los datos podrían ser mejores para el desempeño de la Red.

En cada etapa de entrenamiento, los datos en la capa de entrada de la RNA serán los registros de cada participante, correspondientes a los estados subjetivos de alegría y tristeza, colocados de manera secuencial. En la capa de salida se colocarán datos binarios asociados a la respuesta subjetiva del paciente, siendo “1” para Alegría y “0” para Tristeza, como se observa en la Figura 39.



**Figura 39. Estructura para el entrenamiento de la RNA
“1” Alegría y “0” Tristeza**

Con el 20% restante de la base de datos se realizó la validación de la RNA, como se observa en la Figura 40.

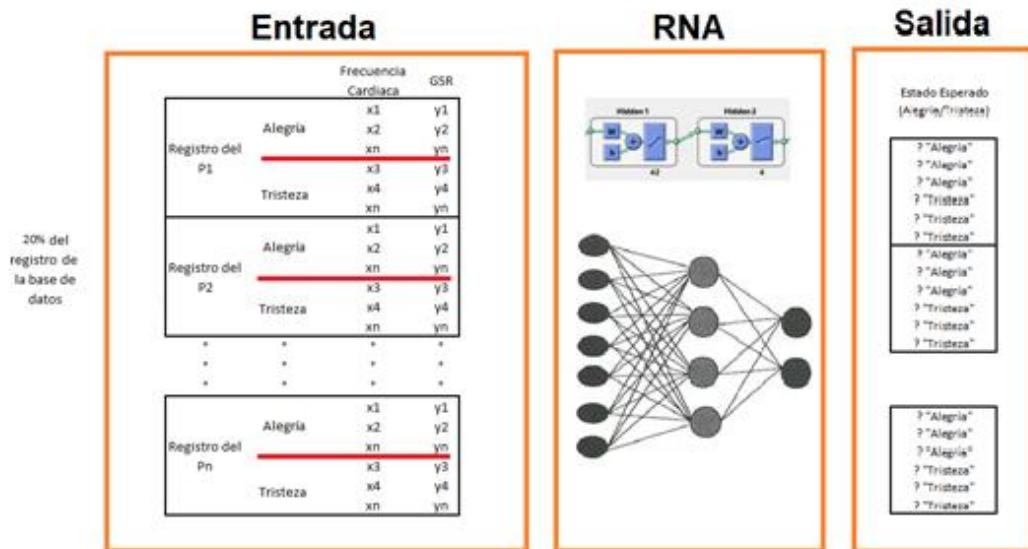


Figura 40. Estructura para la validación de la RNA

La RNA propuesta funcionará a manera de clasificador cuya función de activación lineal varía en un rango de 0 o 1. Estos valores corresponderán a los estados emocionales de alegría y tristeza. El análisis de la RNA se realizó por medio del software (Matlab).

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

4.1. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El tiempo de experimentación en cada participante fue de un 1 minuto con 50 segundos. A una tasa de muestreo de 3 Hz proporcionó 310 muestras de GSR y 310 muestras de frecuencia cardiaca por participante, dando un total de 9300 muestras de cada tipo de señal para los 30 participante.

En la Figura 41, se observa el comportamiento de las señales de frecuencia cardiaca y GSR durante el tiempo de la aplicación del estímulo audiovisual de tristeza para el participante #1. La obtención de estos gráficos se replicó para todos los participantes con los dos tipos de estímulos audiovisuales (Alegría y Tristeza), con el objetivo de lograr observar un patrón característico.

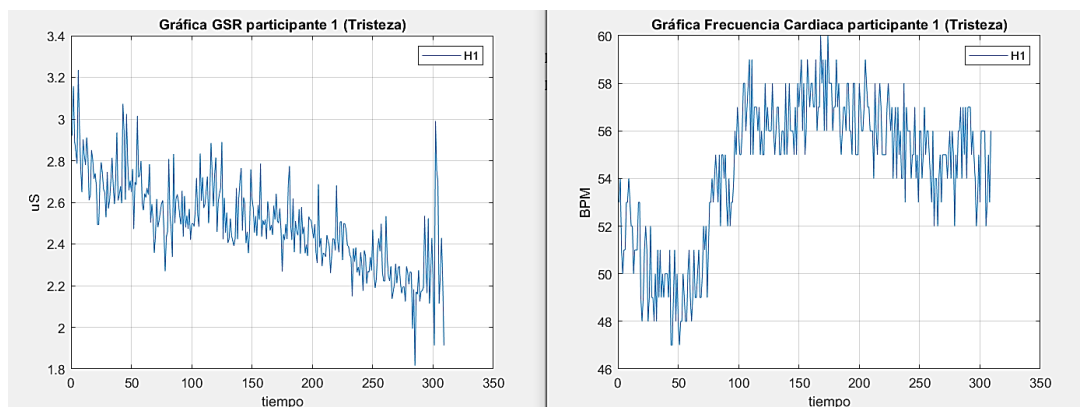


Figura 41. Comportamiento de las señales de GSR (A) y Frecuencia Cardiaca (B), para el Participante #1 (sexo masculino) en un estado subjetivo tristeza.

Además, se obtuvo una versión reducida de las señales de GSR y frecuencia cardiaca aplicando una operación de promedio a cada 10 muestras.

Las señales reducidas fueron graficadas en 4 participantes hombres (Figura 42 y Figura 43) y 4 participantes mujeres (Figura 44 y Figura 45). Se escogieron los

participantes considerados como los más representativos, dado que sus registros presentaban un menor nivel de ruido.

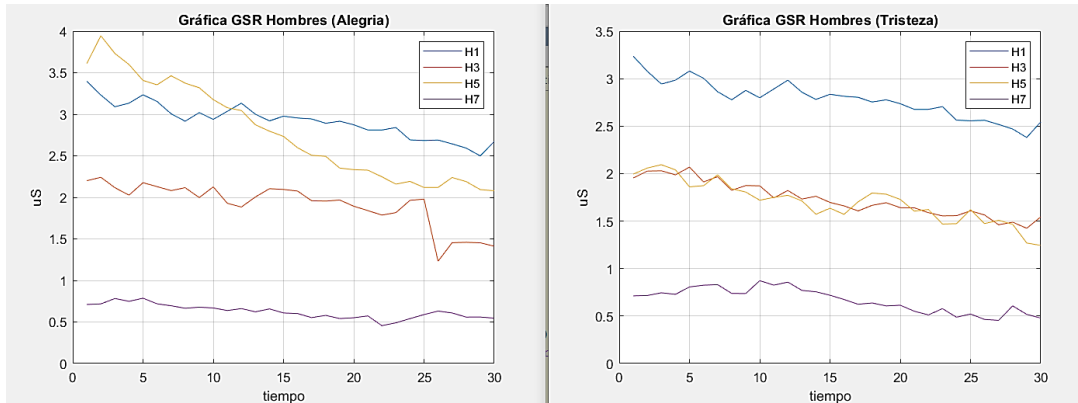


Figura 42. Comportamiento de la señal GSR reducida en un estado subjetivo de alegría (A) y en un estado subjetivo de tristeza (B), para los participantes # 1, 3, 5, 7 (H1, H3, H5, H7) (hombres)

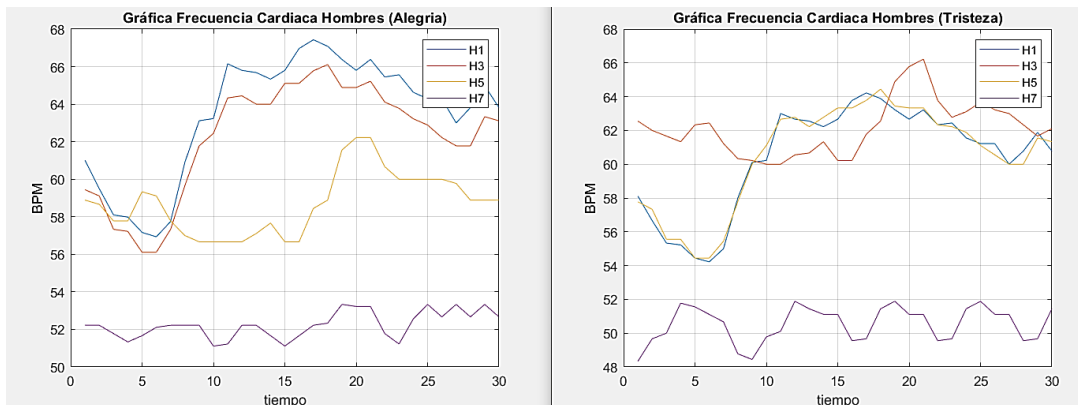


Figura 43. Comportamiento de la señal de frecuencia cardiaca reducida en un estado subjetivo de alegría (A) y en un estado subjetivo de tristeza (B), para los participantes # 1, 3, 5, 7 (H1, H3, H5, H7) (hombres)

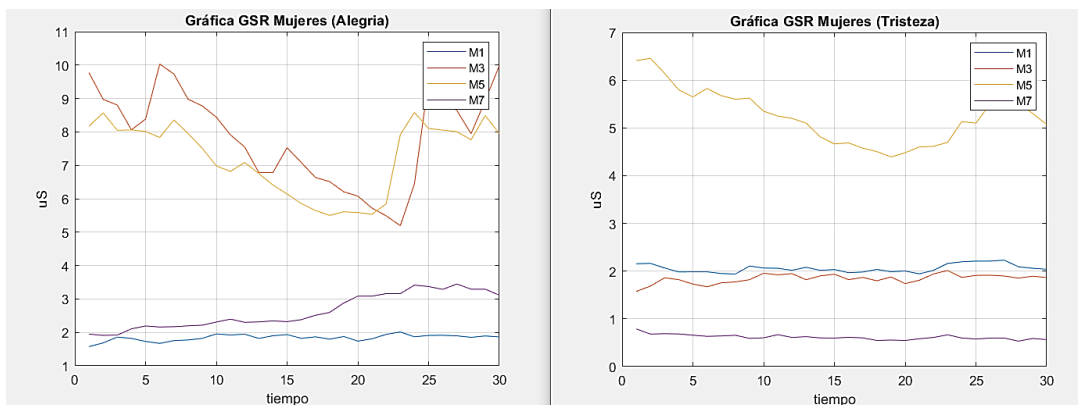


Figura 44. Comportamiento de la señal de GSR reducida en un estado subjetivo de alegría (A) y (B) en un estado subjetivo de tristeza, para las Participantes #1, 3, 5, 7 (H1, H3, H5, H7) (mujeres)

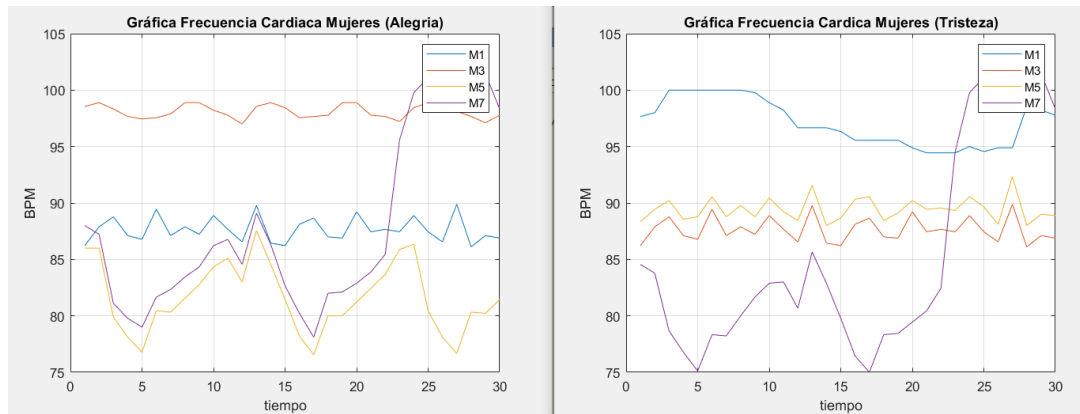


Figura 45. Comportamiento de la señal de frecuencia cardíaca reducida en un estado subjetivo de alegría (A) y en un estado subjetivo de tristeza (B), para las participantes # 1, 3, 5, 7 (H1, H3, H5, H7) (mujeres)

Las gráficas de comportamiento de la frecuencia cardíaca y GSR, no mostraron un patrón característico en todos los participantes que permita diferenciar las condiciones experimentales de alegría y tristeza.

Posteriormente, se procedió a emplear un análisis estadístico descriptivo e inferencial. Para el análisis estadístico descriptivo se usó el 20% inicial y final de los registros de todos los participantes, en ambos estados emocionales subjetivos. La distribución de los datos, media y desviación estándar fueron usados como estadísticos de análisis.

La distribución de los datos de un participante hombre (participante #1) se presentan en las Figuras 46 y 47, para los estados subjetivos de tristeza y alegría, respectivamente, analizando el 20% inicial y final de los registros de las señales de frecuencia cardíaca y GSR.

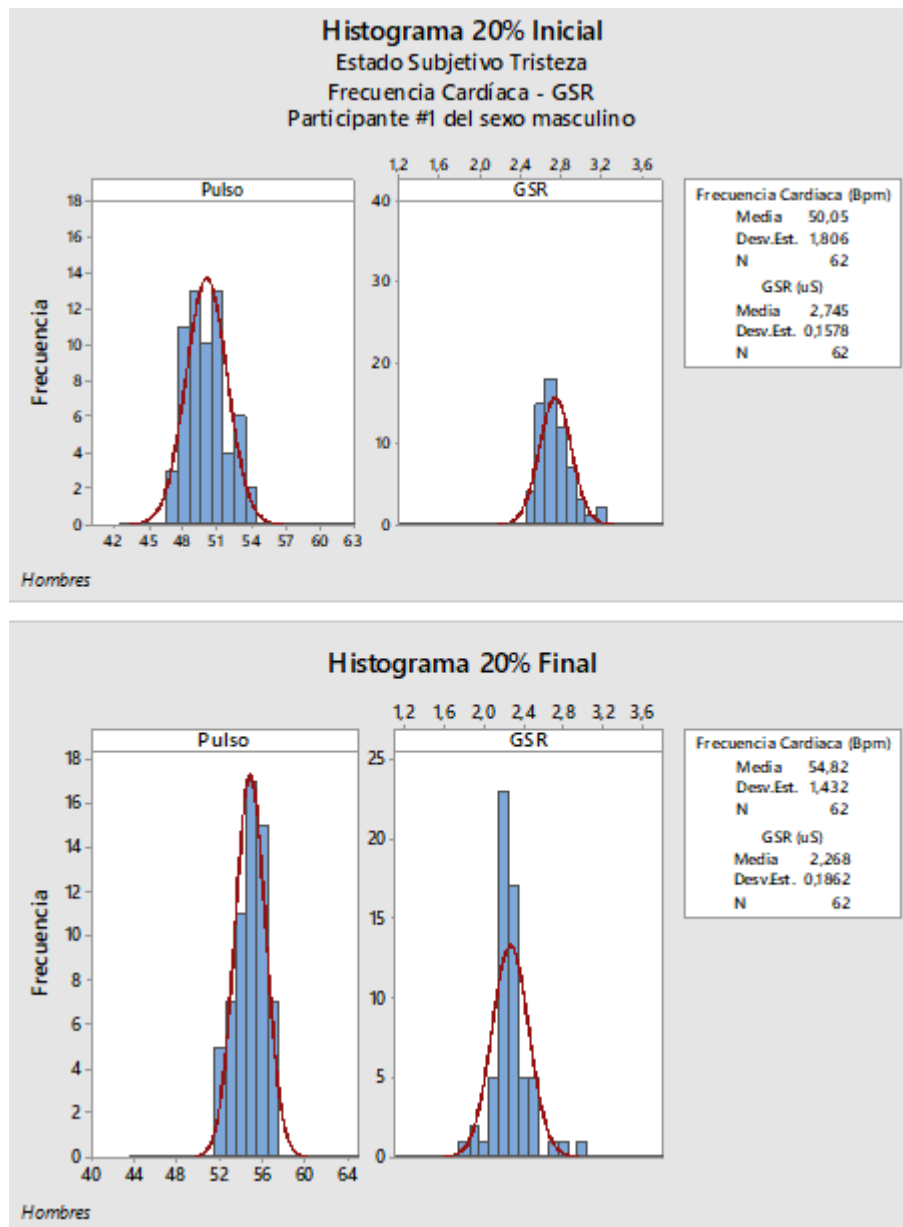


Figura 46. Histograma de las señales de Frecuencia Cardíaca y GSR correspondientes al 20% inicial y final del registro, en un estado subjetivo de tristeza, para el participante hombre # 1

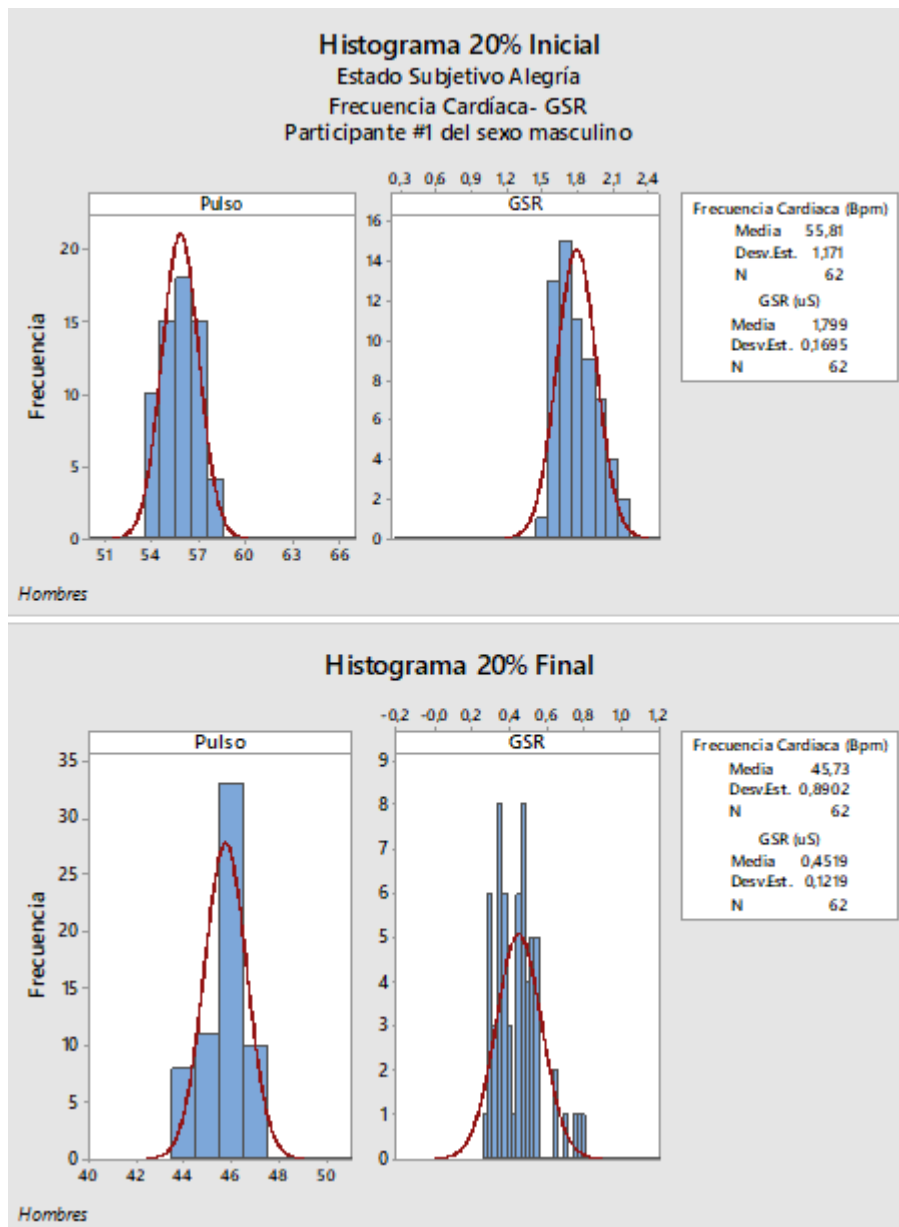


Figura 47. Histograma de las señales de Frecuencia Cardíaca y GSR correspondientes al 20% inicial y final del registro, en un estado subjetivo de alegría, para el participante hombre # 1

El proceso anterior fue replicando para todos los participantes y extraídos los valores de medios de Frecuencia Cardíaca y GSR (Tabla 5 y Tabla 6). A partir de los estadísticos se calcularon las tasas de cambio de frecuencia cardíaca y GSR entre los estados subjetivos de alegría y tristeza.

Tabla 5. Tasa de cambio de la Frecuencia Cardíaca media de hombres. Comparación entre el 20% inicial y final del registro de cada participante.

	Señal de Frecuencia Cardíaca (Bpm)					
	Estado subjetivo de <i>tristeza</i>			Estado subjetivo de <i>alegría</i>		
	20% Inicial	20% Final	(%) cambio	20% Inicial	20% Final	(%) cambio
1	50	55	9,53%	52	56	8,42%
2	56	56	0,66%	52	56	8,42%
3	50	55	8,58%	53	53	1,20%
4	45	46	0,75%	47	48	2,14%
5	107	110	3,08%	105	108	2,86%
6	78	78	0,90%	81	79	-2,95%
7	83	81	-3,14%	53	58	8,28%
8	55	58	4,30%	90	90	0,32%
9	79	81	2,98%	79	81	2,80%
10	84	80	-4,70%	74	77	4,75%
11	80	86	7,05%	82	81	-1,22%
12	68	69	0,57%	68	69	0,38%
13	72	86	19,79%	88	84	-3,97%
14	56	56	0,68%	57	57	0,37%
15	56	55	-0,63%	57	57	-0,75%
16	54	55	0,96%	50	54	8,44%
\bar{x}	62	63	0,93%	63	63	1,67%

Tabla 6. Tasa de cambio del GSR media de hombres. Comparación entre el 20% inicial y final del registro de cada participante.

	Señal de GSR (uS)					
	Estado subjetivo de <i>tristeza</i>			Estado subjetivo de <i>alegría</i>		
	20% Inicial	20% Final	(%) cambio	20% Final	20% Inicial	(%) cambio
1	2,75	2,27	-17,38%	3,23	2,30	-28,82%
2	1,80	1,35	-25,13%	1,94	1,29	-33,47%
3	1,79	1,26	-29,27%	3,25	1,91	-41,25%
4	0,69	0,45	-34,44%	0,67	0,53	-20,53%
5	2,62	2,10	-19,90%	1,60	1,44	-9,91%
6	3,33	3,35	0,36%	6,37	4,55	-28,61%
7	1,23	1,31	7,01%	2,47	1,57	-36,35%
8	1,05	1,04	-1,43%	7,80	6,16	-21,09%
9	3,57	3,75	4,95%	4,67	3,54	-24,20%
10	1,80	1,35	-25,24%	0,81	0,75	-7,01%
11	5,02	3,37	-32,91%	4,14	4,26	2,85%
12	0,55	0,44	-20,78%	0,44	0,39	-11,32%
13	0,53	0,52	-2,82%	0,93	0,71	-22,77%
14	0,59	0,55	-6,38%	0,63	0,61	-2,91%
15	1,32	2,04	54,83%	1,82	2,61	43,94%

16	1,80	1,35	-25,13%	2,24	1,59	-28,98%
\bar{x}	1,79	1,35	-18,64%	2,09	1,58	-21,93%

Por otro lado, la distribución de los datos de una participante mujer (participante #3) se presentan en las Figuras 48 y 49, para los estados subjetivos de tristeza y alegría, respectivamente. Los datos corresponden al 20% inicial y final de los registros de las señales de frecuencia cardíaca y GSR.

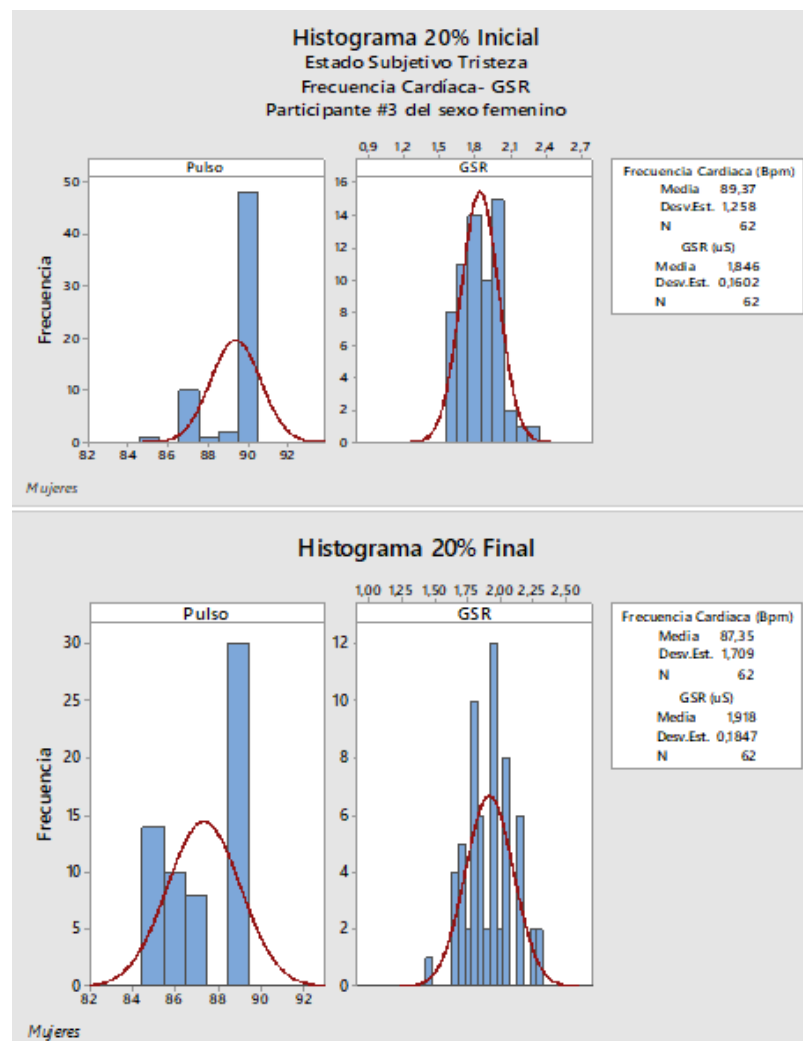


Figura 48. Histograma de las señales de Frecuencia Cardíaca y GSR correspondientes al 20% del registro, inicial y final en un estado subjetivo de tristeza, para la participante mujer # 3

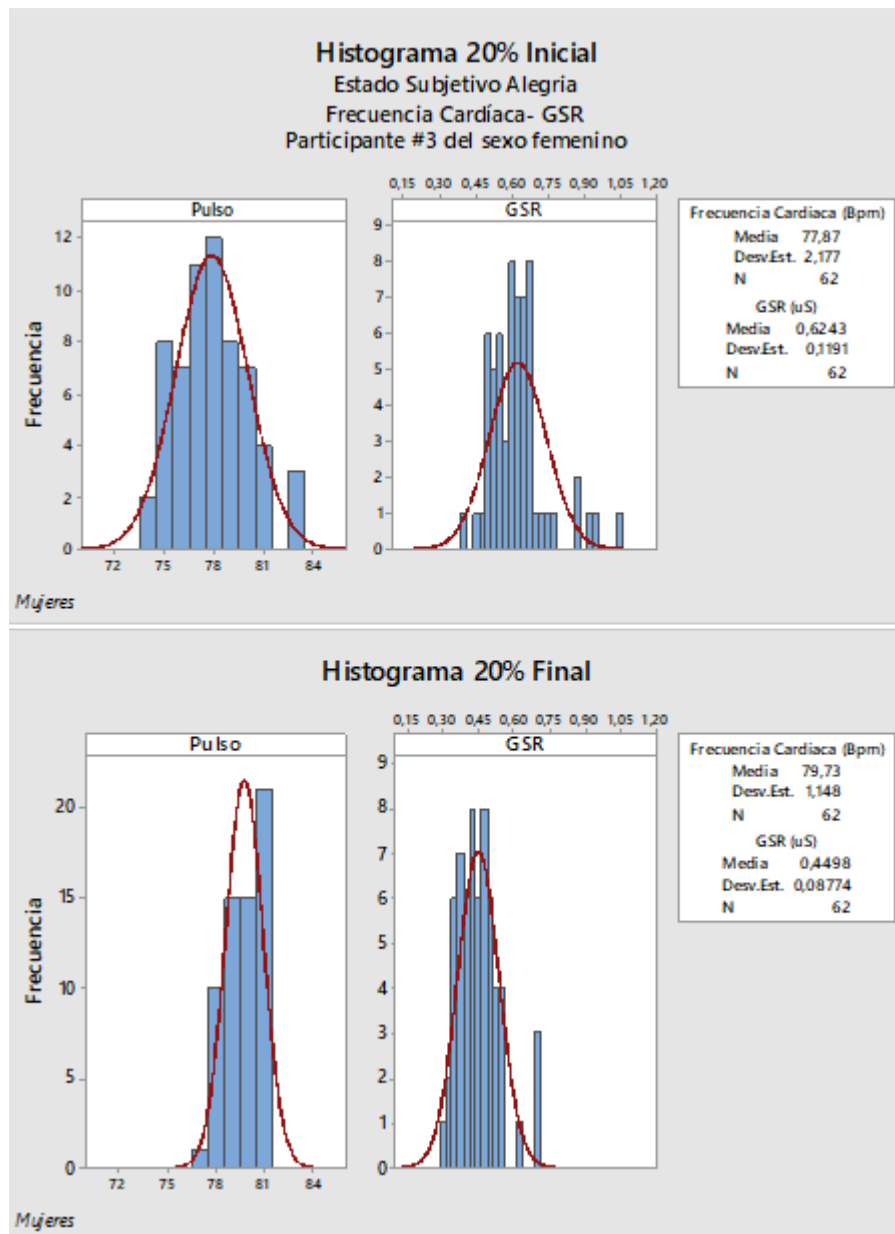


Figura 49. Histograma de las señales de Frecuencia Cardíaca y GSR correspondientes al 20% del registro, inicial y final en un estado subjetivo de alegría, para la participante mujer # 3

El proceso anterior fue replicando para todas las participantes mujeres y extraídos los valores de media (Tabla 7 y Tabla 8). A partir de los estadísticos se calcularon las tasas de cambio de frecuencia cardíaca y GSR entre los estados subjetivos de alegría y tristeza.

Tabla 7. Tasa de cambio de la Frecuencia Cardíaca media de mujeres. Comparación entre el 20% inicial y final del registro de cada participante.

	Señal de Frecuencia Cardíaca (Bpm)					
	Estado subjetivo de <i>tristeza</i>			Estado subjetivo de <i>alegría</i>		
	20% Inicial	20% Final	(%) cambio	20% Final	20% Inicial	(%) cambio
1	89	86	-3,38%	88	88	-0,08%
2	79	79	-0,46%	80	81	0,66%
3	80	80	-0,02%	73	72	-1,70%
4	72	90	25,74%	75	90	20,77%
5	76	78	1,90%	78	80	2,39%
6	74	69	-6,27%	75	71	-5,72%
7	81	82	1,68%	86	83	-3,60%
8	78	78	-0,03%	87	91	4,81%
9	70	66	-5,82%	70	71	1,17%
10	85	81	-4,45%	83	86	3,60%
11	92	84	-8,22%	81	82	1,14%
12	90	94	4,09%	92	92	0,55%
13	68	69	0,34%	72	75	3,45%
14	76	76	0,56%	80	84	4,12%
\bar{x}	78	79	-0,03%	80	82	1,16%

Tabla 8. Tasa de cambio de la GSR media de mujeres. Comparación entre el 20% inicial y final del registro de cada participante.

	Señal de GSR					
	Estado subjetivo de <i>tristeza</i>			Estado subjetivo de <i>alegría</i>		
	20% Inicial	20% Final	(%) cambio	20% Final	20% Inicial	(%) cambio
1	1,84	1,92	4,24%	8,13	8,10	-0,42%
2	1,55	1,70	9,61%	1,92	1,94	1,31%
3	5,43	4,82	-11,26%	7,33	7,19	-1,84%
4	0,62	0,51	-16,68%	1,84	2,94	59,31%
5	1,08	0,43	-59,81%	0,62	0,45	-27,95%
6	1,88	2,51	33,09%	2,96	2,67	-9,89%
7	1,92	2,57	33,99%	1,88	2,53	34,65%
8	2,07	4,35	109,79%	7,02	7,39	5,27%
9	0,82	0,86	4,85%	1,09	1,10	0,92%
10	1,55	1,70	9,61%	8,12	4,87	-40,05%
11	1,55	1,70	9,61%	1,92	2,60	35,56%
12	5,43	4,81	-11,39%	7,37	5,69	-22,83%
13	0,47	0,49	4,65%	0,57	0,70	22,65%
14	0,87	0,86	-0,24%	2,05	2,11	3,27%
\bar{x}	1,55	1,70	4,75%	1,98	2,63	1,11%

Posteriormente, se realizaron las gráficas de box plots para determinar la distribución de los datos con el objetivo de identificar diferencias entre los estados de alegría y tristeza. Desde la Figura 50 hasta la Figura 53 se muestran los resultados en box plots de la frecuencia cardíaca y GSR para todos los participantes hombres en ambos estados subjetivos.

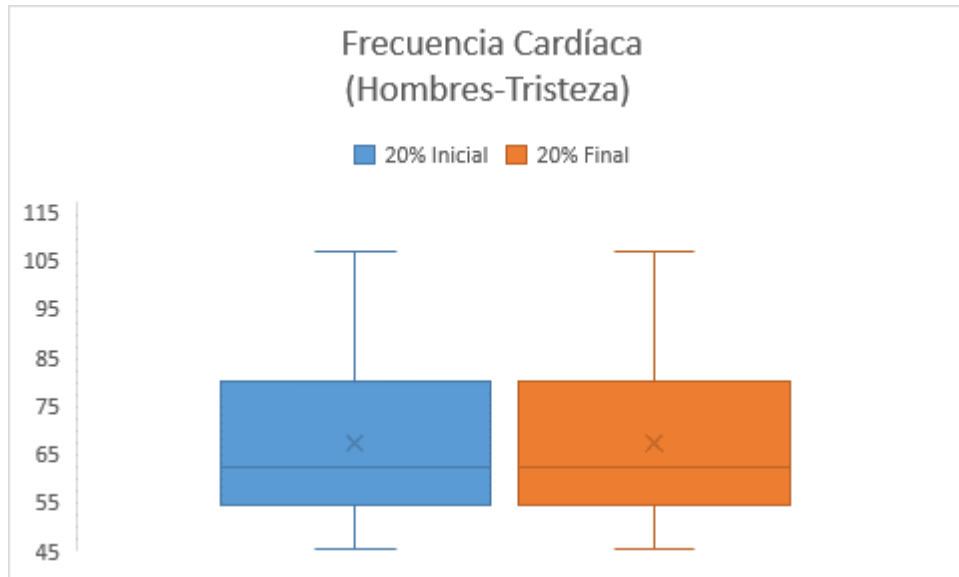


Figura 50. Distribución de datos de la señal de Frecuencia Cardíaca para todos los participantes hombres asociados a un estado emocional subjetivo de tristeza. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final

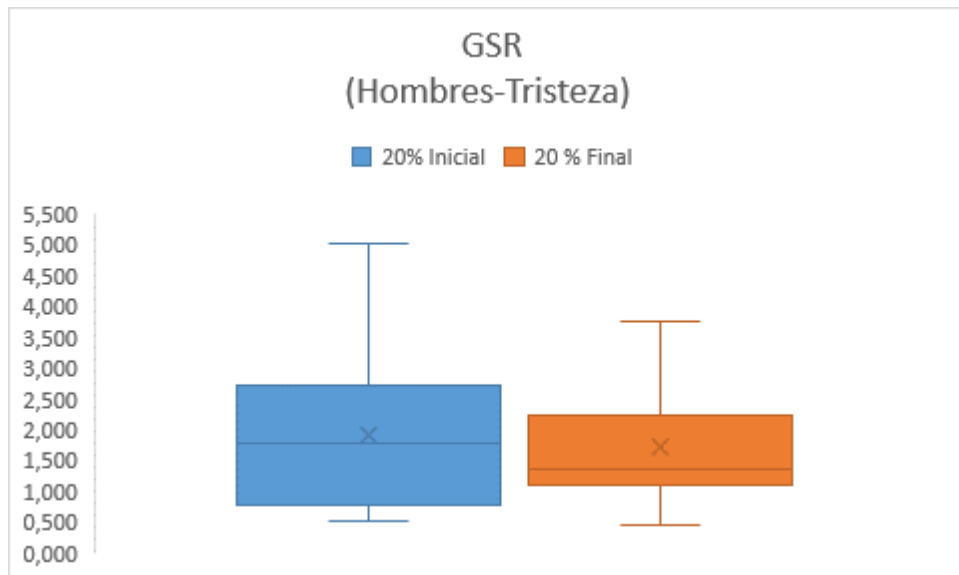


Figura 51. Distribución de datos de la señal de GSR para todos los participantes hombres asociados a un estado emocional subjetivo de tristeza. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final

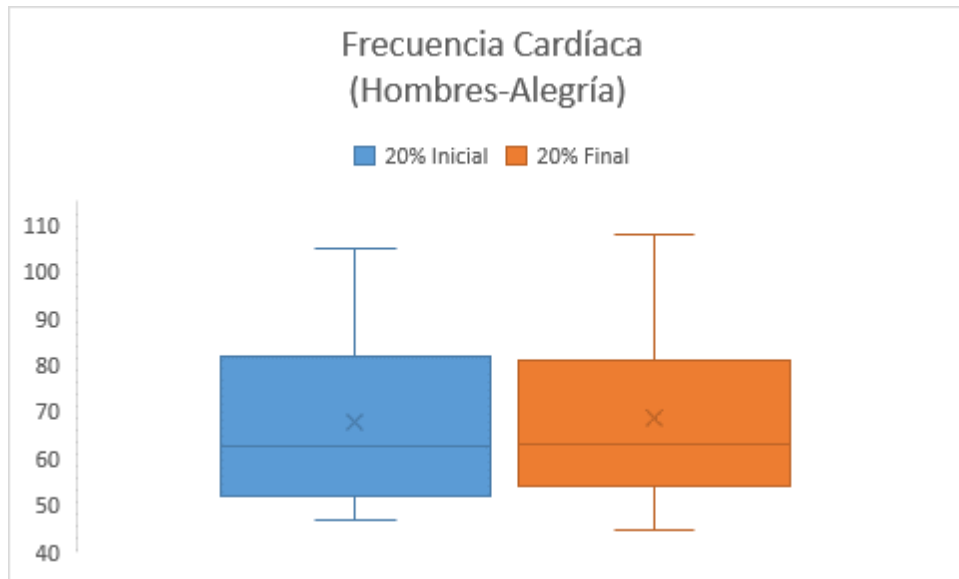


Figura 52. Distribución de datos de la señal de Frecuencia Cardíaca para todos los participantes hombres asociados a un estado emocional subjetivo de alegría. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final

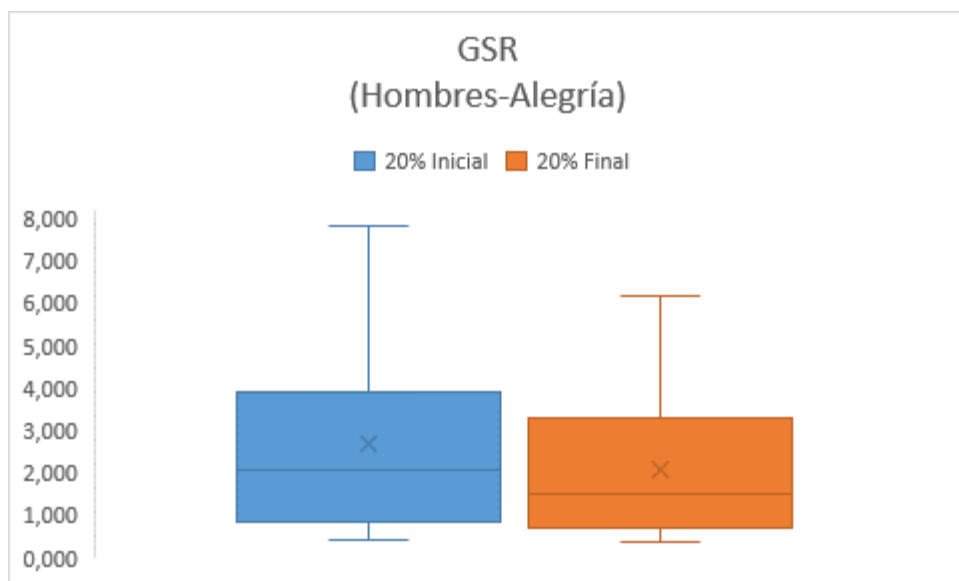


Figura 53. Distribución de datos de la señal de GSR para todos los participantes hombres asociados a un estado emocional subjetivo de alegría. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final

La Tabla 9 y Tabla 10 presentan los valores de mediana, cuartil 1° y 3° asociados a los box plot antes presentados.

Tabla 9. Estadísticos extraídos de los box plots de Frecuencia Cardíaca para el 20% inicial y 20% final del registro de cada participante hombre

Señal de Frecuencia Cardíaca				
Porción del registro	Estado Subjetivo	Mediana	1° cuartil	3° cuartil
20% Inicial	Tristeza	62,12	55,06	79,15
20% Final		62,50	54,80	82,28
20% Inicial	Alegría	62,12	55,06	79,15
20% Final		63,24	54,36	80,99

Conforme la Tabla 9, la tasa de cambio del valor de la mediana para frecuencia cardíaca fue de -0.62% entre 20% inicial y final del experimento del estado subjetivo de tristeza. Para el estado de alegría la tasa de cambio fue de -1.77%.

Tabla 10. Estadísticos extraídos de los box plots de GSR para el 20% inicial y 20% final del registro de cada participante hombre

Señal de GSR				
Porción del registro	Estado Subjetivo	Mediana	1° cuartil	3° cuartil
20% Inicial	Tristeza	1,79	0,96	2,65
20% Final		1,35	1,21	2,14
20% Inicial	Alegría	2,09	0,90	3,47
20% Final		1,50	0,74	2,84

Conforme la Tabla 10, la tasa de cambio del valor de la mediana para GSR fue de 24,93% entre el 20% inicial y final del registro de cada participante para el estado subjetivo de tristeza. Para el estado de alegría la tasa de cambio fue de 38,79%.

Desde la Figura 54 hasta la Figura 57 se muestran los resultados de box plots de las señales de frecuencia cardíaca y GSR para todas las participantes mujeres en ambos estados subjetivos.

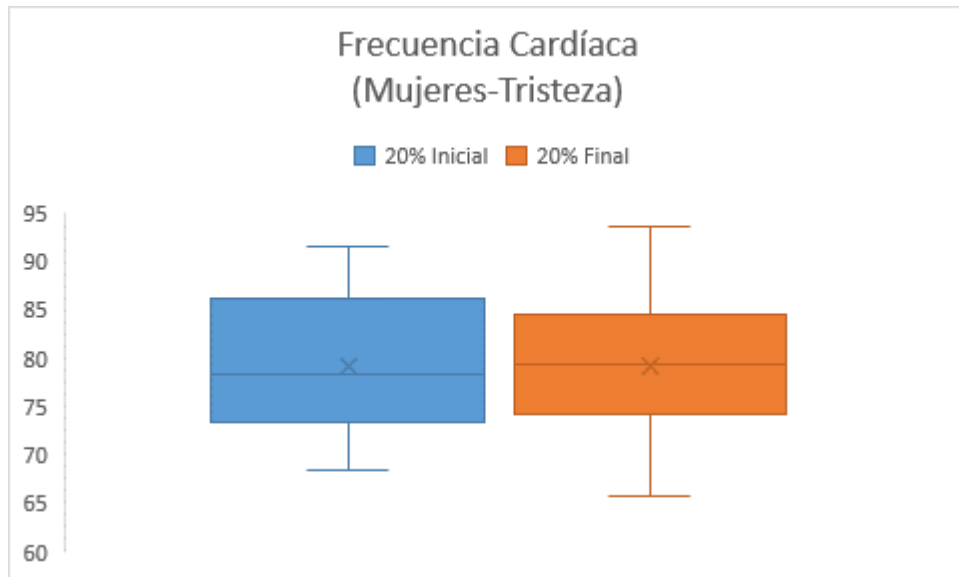


Figura 54. Distribución de datos de la señal de Frecuencia Cardíaca para todas las participantes mujeres asociados a un estado emocional subjetivo de tristeza. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final

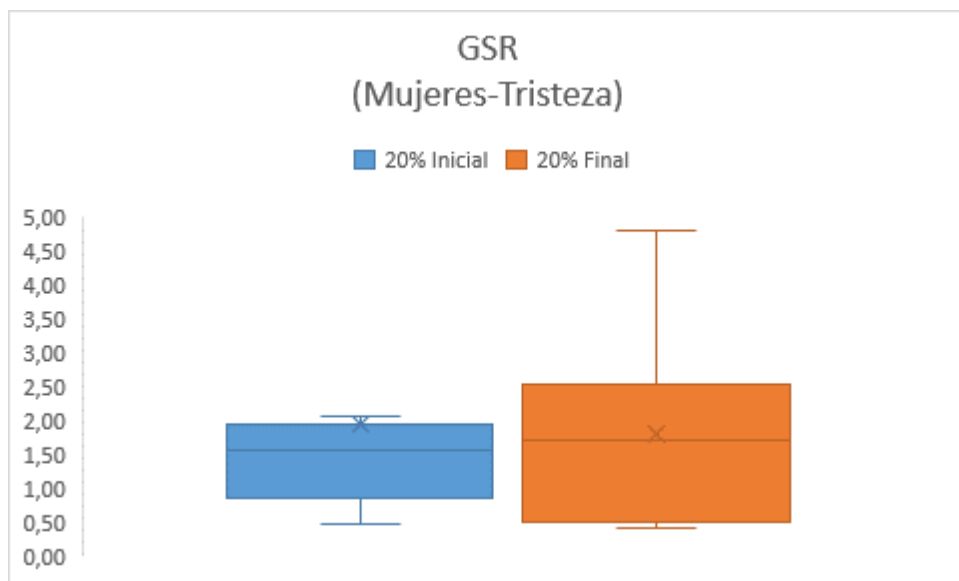


Figura 55. Distribución de datos de la señal de GSR para todas las participantes mujeres asociados a un estado emocional subjetivo de tristeza. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final

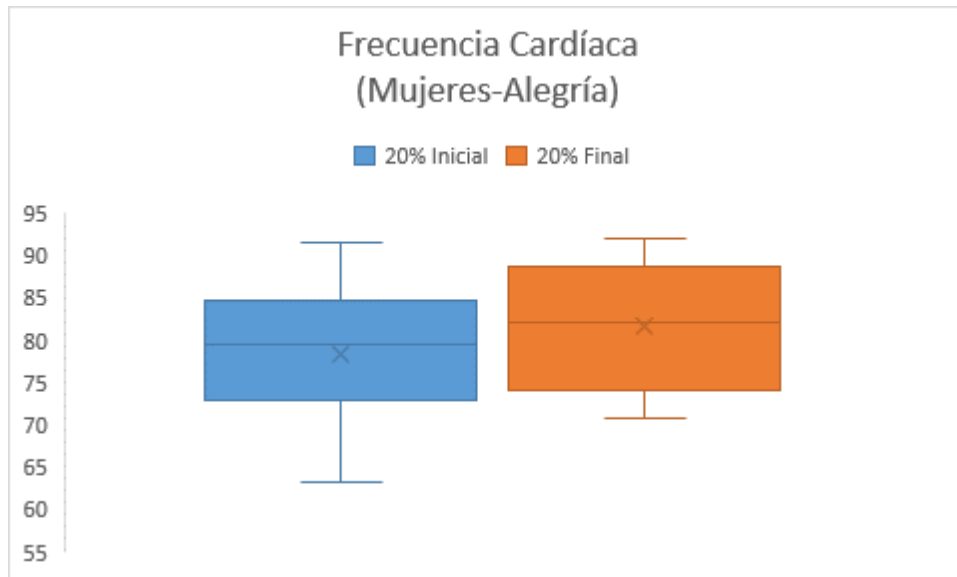


Figura 56. Distribución de datos de la señal de Frecuencia Cardíaca para todas las participantes mujeres asociados a un estado emocional subjetivo de alegría. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final

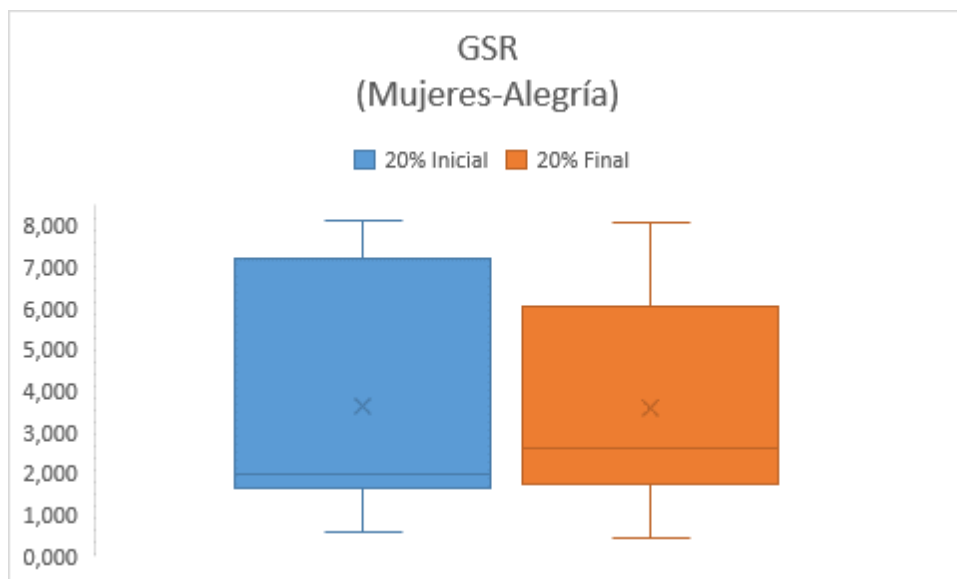


Figura 57. Distribución de datos de la señal de GSR para todas las participantes mujeres asociados a un estado emocional subjetivo de alegría. La gráfica de color azul corresponde al 20% inicial en el registro de los participantes y la de color naranja al 20% final

La Tabla 11 y Tabla 12 presentan los valores de mediana, cuartil 1° y 3° asociados a los box plot antes presentados.

Tabla 11. Estadísticos extraídos de los box plots de Frecuencia Cardíaca para el 20% inicial y 20% final del registro de cada participante mujer

Señal de Frecuencia Cardíaca				
Porción del registro	Estado Subjetivo	Mediana	1° cuartil	3° cuartil
20% Inicial 20% Final	Tristeza	78,31 80,13	74,35 75,97	84,02 84,00
20% Inicial 20% Final	Alegría	79,60 82,08	73,41 76,14	83,36 87,05

Conforme la Tabla 11, la tasa de cambio del valor de la mediana para frecuencia cardíaca fue de -2,32% entre 20% inicial y final del experimento del estado subjetivo de tristeza. Para el estado de alegría la tasa de cambio fue de -3,03%.

Tabla 12. Estadísticos extraídos de los box plots de Frecuencia Cardíaca para el 20% inicial y 20% final del registro de cada participante mujer

Señal de GSR				
Porción del registro	Estado Subjetivo	Mediana	1° cuartil	3° cuartil
20% Inicial 20% Final	Tristeza 20% Final	1,55 1,70	0,92 0,60	1,91 2,36
20% Inicial 20% Final	Alegría 20% Final	1,98 2,63	1,85 1,98	6,92 5,48

Conforme la Tabla 12, la tasa de cambio del valor de la mediana para GSR fue de 8.82% entre 20% inicial y final del experimento del estado subjetivo de tristeza. Para el estado de alegría la tasa de cambio fue de 24,71%.

Otra comparación de los resultados usó apenas el 20% del registro final de los participantes hombres y mujeres para cada estado subjetivo emocional. Esta comparación buscó cambios significativos en las señales entre los estados emocionales de alegría y tristeza.

En la Figura 58 y Figura 59 se presentan las gráficas de box plots de las señales electrofisiológicas de frecuencia cardíaca y GSR usando esta vez el 20% final del registro cada participante para ambos estados subjetivos, alegría y tristeza

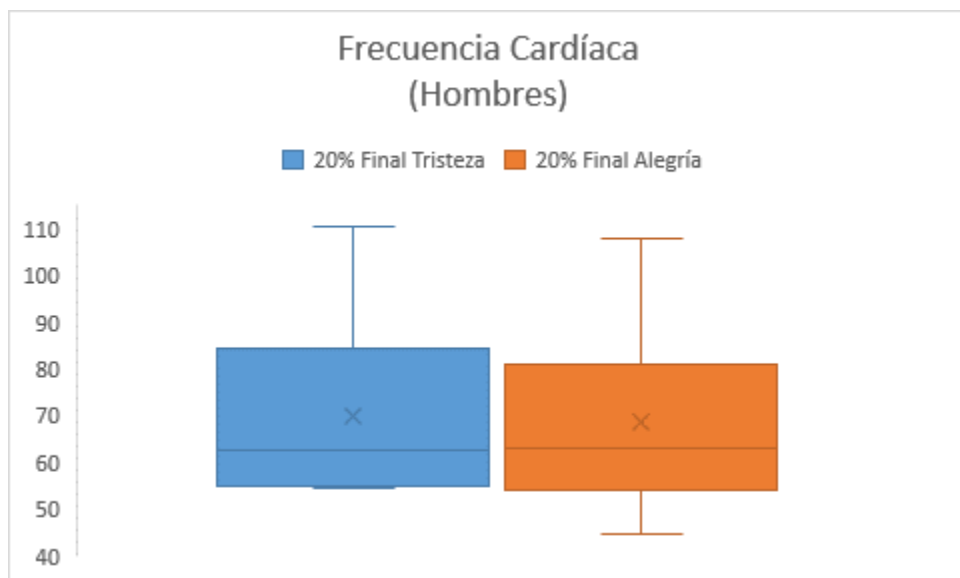


Figura 58. Distribución de datos de la señal de Frecuencia Cardíaca para todos los participantes hombres. La gráfica de color azul corresponde al 20% final en el registro de los participantes con un estado subjetivo de tristeza y la de color naranja al 20% final con un estado subjetivo de alegría

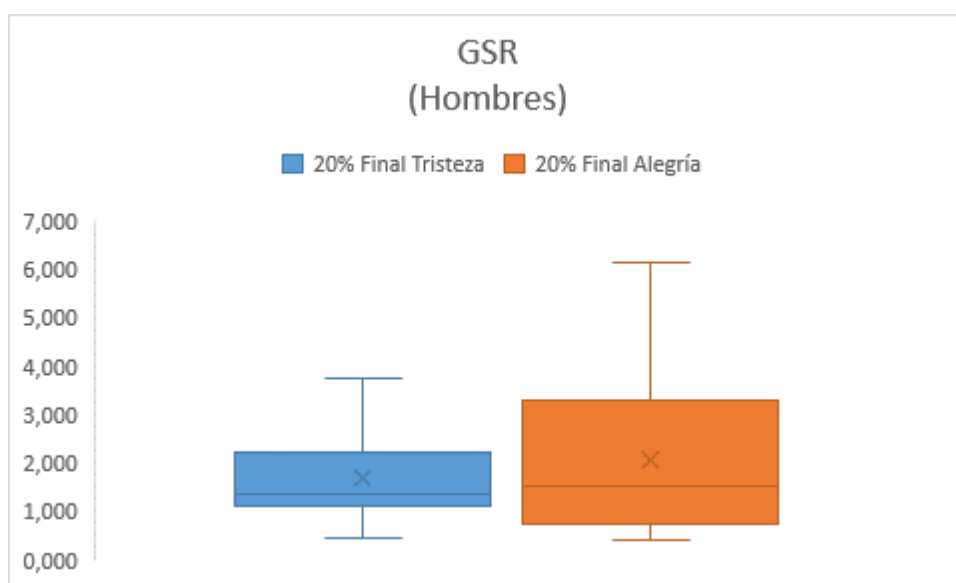


Figura 59. Distribución de datos de la señal de GSR para todos los participantes hombres. La gráfica de color azul corresponde al 20% final en el registro de los participantes con un estado subjetivo de tristeza y la de color naranja al 20% final con un estado subjetivo de alegría

Tabla 13. Estadísticos extraídos de los box plots de Frecuencia Cardíaca para el 20% final del registro de cada participante hombre

Señal de Frecuencia Cardíaca				
Porción del registro	Estado	Mediana	1° cuartil	3° cuartil
20% Final	Tristeza	62,50	54,80	82,28
	Alegría	63,24	54,36	80,99

Conforme la Tabla 13, la tasa de cambio del valor de la mediana para frecuencia cardíaca fue de 1,17% entre el estado subjetivo de tristeza y alegría para el 20% final del registro de cada participante hombre.

Tabla 14. Estadísticos extraídos de los box plots de GSR para el 20% final del registro de cada participante hombre

Señal de GSR				
Porción del registro	Estado	Mediana	1° cuartil	3° cuartil
20% Final	Tristeza	1,35	1,21	2,14
	Alegría	1,50	0,74	2,84

Conforme la Tabla 14, la tasa de cambio del valor de la mediana para GSR fue de 10% entre el estado subjetivo de tristeza y alegría para el 20% final del registro de cada participante hombre.

En la Figura 60 y Figura 61 se presentan las gráficas de box plots del registro del 20% final para todas las participantes mujeres de las señales electrofisiológicas de frecuencia cardíaca y GSR respectivamente.

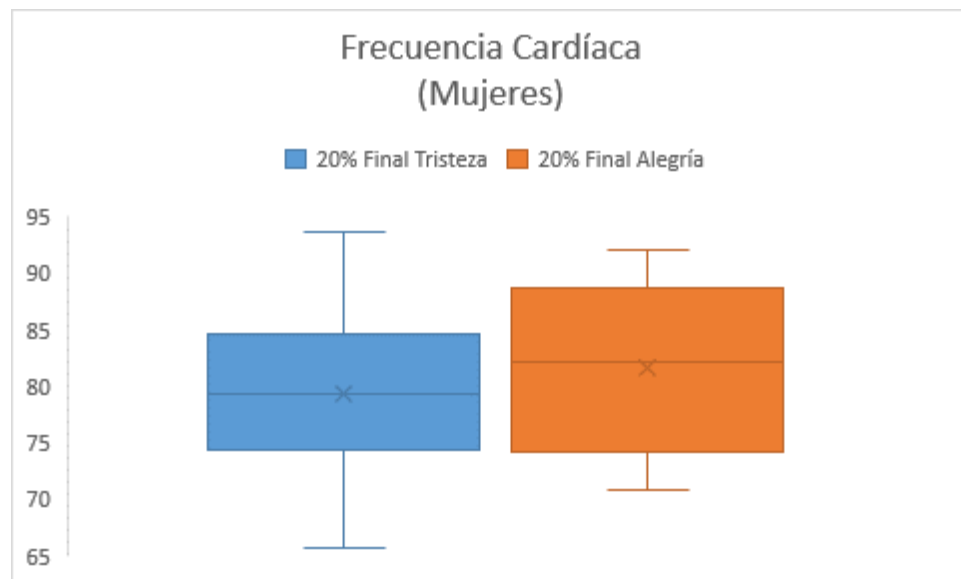


Figura 60. Distribución de datos de la señal de Frecuencia Cardíaca para todas las participantes mujeres. La gráfica de color azul corresponde al 20% final en el registro de las participantes con un estado subjetivo de tristeza y la de color naranja al 20% final con un estado subjetivo de alegría

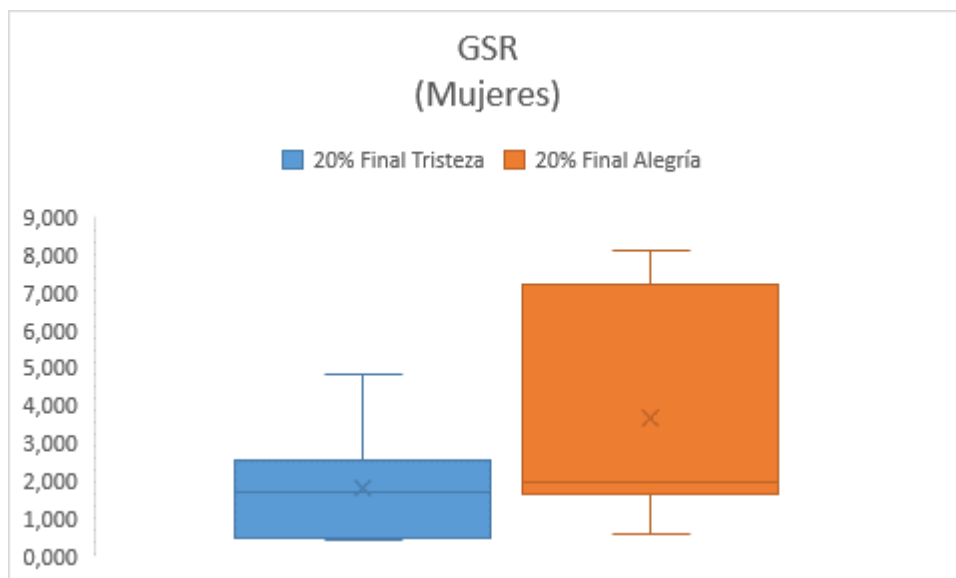


Figura 61. Distribución de datos de la señal de GSR para todas las participantes mujeres. La gráfica de color azul corresponde al 20% final en el registro de las participantes con un estado subjetivo de tristeza y la de color naranja al 20% final con un estado subjetivo de alegría

Tabla 15. Estadísticos extraídos de los box plots de Frecuencia Cardiaca para el 20% final del registro de cada participante mujer

Señal de Frecuencia Cardiaca				
Porción del registro	Estado	Mediana	1° cuartil	3° cuartil
20% Final	Tristeza	80,13	75,97	84,00
	Alegría	82,08	76,14	87,05

En la Tabla 15 se presenta el análisis de la señal de frecuencia cardiaca entre los estados emocionales de alegría y tristeza. Donde, se tienen una tasa de cambio de 2,38%, en el 20% final de los datos del registro.

Tabla 16. Estadísticos extraídos de los box plots de GSR para el 20% final del registro de cada participante mujer

Sseñal de GSR				
Porción del registro	Estado	Mediana	1° cuartil	3° cuartil
20% Final	Tristeza	1,70	0,60	2,36
	Alegría	2,63	1,98	5,48

Conforme la Tabla 16, la tasa de cambio del valor de la mediana para GSR fue de 35,36% entre el estado subjetivo de tristeza y alegría para el 20% final del registro de cada participante hombre.

Los datos del box plot fueron complementados con el uso de la prueba de hipótesis de Wilcoxon. La hipótesis nula fue establecida como el evento de ausencia de cambio entre las variables comparadas. Para valores “p” mayores a 0.05 se acepta la hipótesis nula confirmando que los valores no presentan diferencia estadística significativa. Para valores de “p” menores a 0.05 se rechaza la hipótesis nula concluyendo que los datos pertenecen a distribuciones distintas (efecto de la emoción en la señal).

Tabla 17. Resultados entregados por el estudio Wilcoxon para todos los participantes hombres

Señal Electrofisiológica	Estado subjetivo	Valor p
Frecuencia Cardiaca	Tristeza (20 inicial vs 20% final)	0,538
	Alegría (20 inicial vs 20% final)	0,638
GSR	Tristeza (20 inicial vs 20% final)	0,638
	Alegría (20 inicial vs 20% final)	0,418

En la Tabla 17, se presenta los resultados del valor “p” para el análisis de la señal de frecuencia cardiaca y GSR entre los estados emocionales de alegría y tristeza de los participantes de sexo masculino, donde el valor “p” obtenido para cada señal de los dos estados emociones son mayor a 0.05, por lo cual se acepta la hipótesis nula concluyendo que los valores no se presentan diferencia estadística significativa.

Realizando el análisis anterior para las participantes de sexo femenino como se presenta en la Tabla 18, se presenta que el valor “p” para ambos estados emocionales en las dos señales estudiadas son mayores a 0.05, por lo cual se aceptan la hipótesis nula concluyendo que los valores no se presentan diferencia estadística significativa.

Tabla 18. Resultados entregados por el estudio Wilcoxon para todas las participantes mujeres

Señal Electrofisiológica	Estado subjetivo	Valor p
Frecuencia Cardiaca	Tristeza (20 inicial vs 20% final)	0,836
	Alegría (20 inicial vs 20% final)	0,505
GSR	Tristeza (20 inicial vs 20% final)	0,836
	Alegría (20 inicial vs 20% final)	0,8

También se realizó el análisis de Wilcoxon empleando el 20% final de cada registro para ambos estados subjetivos de los participantes hombres (Tabla 19) y mujeres (Tabla 20). Los resultados del análisis por prueba de hipótesis con valores “p” mayores a 0.05 sugieren que no existe diferencia estadística significativa entre los registros para los distintos estados de emoción.

Tabla 19. Resultados entregados por el estudio Wilcoxon considerando el 20% final del registro para ambos estados subjetivos de los participantes hombres

Señal Electrofisiológica	Porción del registro	Valor p
Frecuencia Cardiaca	20% Final (Alegría vs Tristeza)	0.447
GSR	20% Final (Alegría vs Tristeza)	0.582

Tabla 20. Resultados entregados por el estudio Wilcoxon considerando el 20% final del registro para ambos estados subjetivos de las participantes mujeres

Señal Electrofisiológica	Porción del registro	Valor p
Frecuencia Cardiaca	20% Final (Alegría vs Tristeza)	0.547
GSR	20% Final (Alegría vs Tristeza)	0.685

4.2. ANÁLISIS DE LA RED NEURONAL

Previo al ingreso de los datos en la red se determinó el número de capas ocultas y neuronas para la RNA. Para el cálculo del número de neuronas en cada capa se empleó un método empírico realizando pruebas con distintos números de capas y neuronas, variando desde 2 a 4 capas ocultas y desde 3 a 88 neuronas por capa.

Finalmente, se escogió una topología empleando 3 capas ocultas, con 66, 18 y 4 neuronas por capa, respectivamente, como se presenta en la Figura 62.

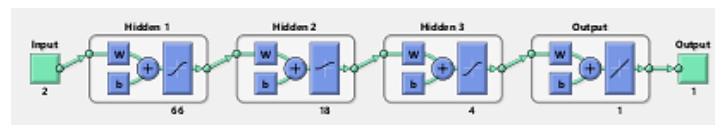


Figura 62. Topología empleada para el entrenamiento de la RNA

En la Figura 63 y la Figura 64, se muestran los resultados de clasificación de la RNA para los datos de un participante de sexo masculino y femenino, respectivamente. Este primer resultado de la RNA corresponde al uso de la longitud total del registro de cada participante. El trazado de color azul representa es la respuesta esperada (asociada al comportamiento subjetivo de alegría o tristeza) y el trazado de color naranja representa la respuesta de la RNA.



Figura 63. Resultado de clasificación la RNA del participante # 2 hombre

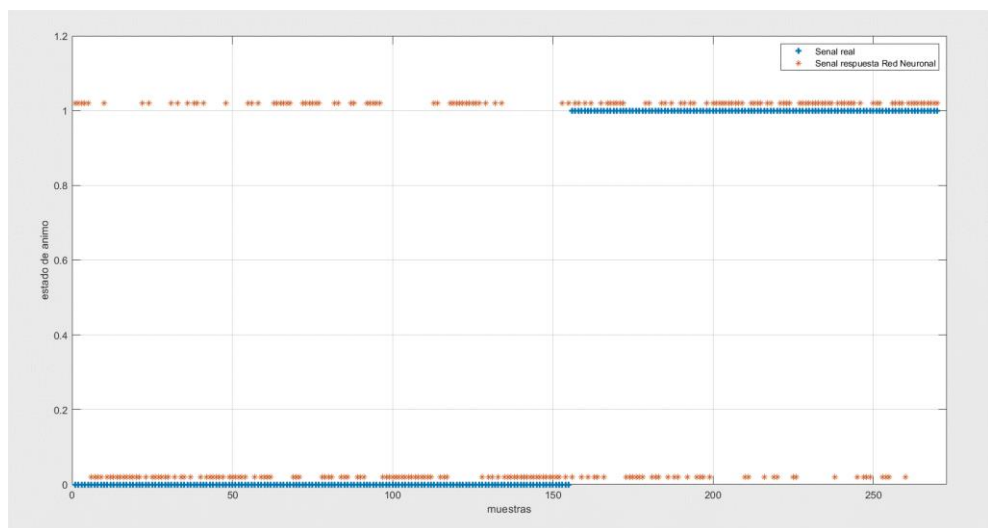


Figura 64. Resultado de la RNA de la participante # 4 mujer

En la Tabla 21, se presenta el porcentaje de error de los resultados de clasificación de la RNA para los estados emocionales de alegría y tristeza. El porcentaje de acierto medio para el caso de los hombres ese 66,93% y para las mujeres de 63,59%.

Tabla 21. Porcentajes de acierto y error en la clasificación realizada por la RNA

Primera etapa			
Participante	% Acierto	% Falla	Género
H1	68,55%	31,45%	Hombre
H2	69,63%	30,37%	
H3	63,49%	36,51%	
H4	68,24%	31,76%	
H5	61,59%	38,41%	
H6	70,09%	29,91%	
M1	60,69%	39,31%	Mujer
M2	62,69%	37,31%	
M3	61,44%	38,56%	
M4	64,50%	35,50%	
M5	65,88%	34,12%	
M6	66,38%	33,62%	

En la Figura 65 y Figura 66, se muestran los resultados de clasificación de la RNA para los datos de un participante hombre y una participante mujer, respectivamente. Esta vez la RNA trabajó con el 40% final del registro de cada participante. Vale resaltar que el uso de esta parte del registro supone que los datos asociados estarían bajo una mayor influencia de un estado emocional alterado por los videos. El trazado de color azul representa la respuesta esperada (asociada al comportamiento subjetivo de alegría o tristeza) y el trazado de color naranja representa la respuesta de la RNA.



Figura 65. Resultado de la RNA del participante # 2 hombre

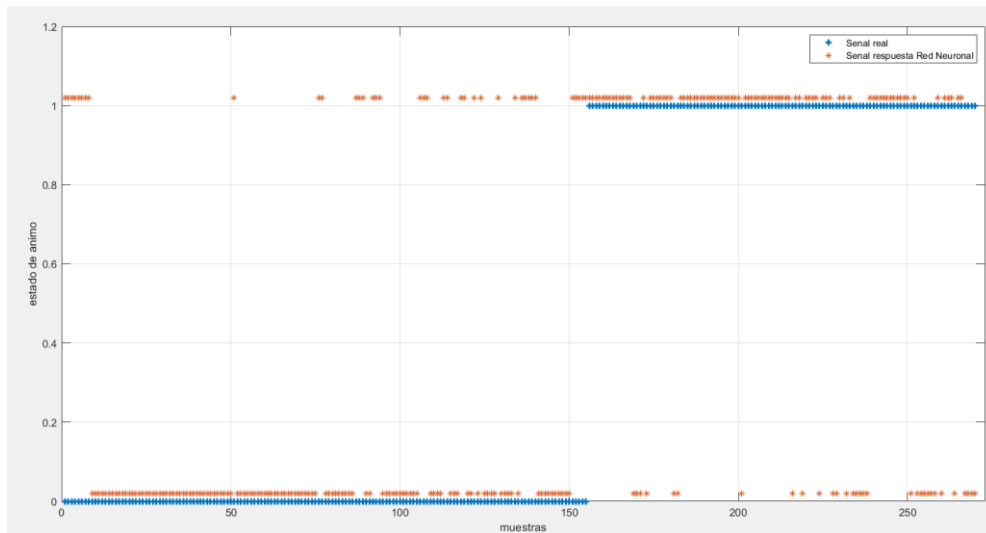


Figura 66. Resultado de la RNA de la participante # 4 mujer

Tabla 22. Porcentajes de acierto y error en la clasificación realizada por la RNA. Uso del 40% final del registro de cada participante

Segunda etapa			
Participante	% Acierto	% Falla	Género
H1	75,76%	24,24%	Hombre
H2	76,20%	23,80%	
H3	71,03%	28,97%	
H4	76,70%	23,30%	
H5	70,33%	29,67%	
H6	73,46%	26,54%	
M1	68,80%	31,20%	Mujer

M2	69,50%	30,50%	
M3	73,49%	26,51%	
M4	71,05%	28,95%	
M5	74,50%	25,50%	
M6	70,59%	29,41%	

En la Tabla 22, se presenta los porcentajes de acierto y error en la clasificación realizada por la RNA para los estados emocionales de alegría y tristeza. Para el caso de los hombres la media del porcentaje de acierto fue 73,91% mientras que para las mujeres la media del porcentaje de aciertos es de 71.32%.

4.3. ANÁLISIS DE COSTOS DEL PROTOTIPO

El análisis del costo del prototipo deberá considerar mano de obra, materia prima directa como indirecta. Considerando que la materia prima directa son todos aquellos elementos que forman parte de la construcción del prototipo. La materia prima indirecta es el material utilizado durante el proceso de producción, pero que no se pueden cuantificar en su totalidad en el producto terminado.

Tabla 23. Costos de la Materia prima directa

Materia Prima Directa			
Componentes	Costo Unitario	Cantidad	Costo total
Resistencias SMD	\$ 0,75	6	\$ 4,50
Resistencia Variable	\$ 0,05	1	\$ 0,05
Condensadores SMD	\$ 0,35	4	\$ 1,40
Reguladores de voltaje SMD	\$ 1,25	2	\$ 2,50
Diodos SMD	\$ 0,25	2	\$ 0,50
AD620 SMD	\$ 6,20	3	\$ 18,60
Terminales de conexión	\$ 0,50	5	\$ 2,50
Protector térmico 2 m	\$ 1,50	1	\$ 1,50
Transformador	\$ 5,50	1	\$ 5,50
Arduino Uno	\$ 8,00	1	\$ 8,00
Cables de conexión semi rígido	\$ 0,13	23	\$ 2,99

Sensor de frecuencia cardíaca	\$ 22,00	1	\$ 22,00
Velcro 1m	\$ 1,50	1	\$ 1,50
Cables para sensor GSR	\$ 0,50	1	\$ 0,50
Filamento para impresión 3D	\$ 24,00	1	\$ 24,00
Impresión 3D	\$ 24,00	3	\$ 72,00
Tornillos de 4 mm	\$ 0,06	3	\$ 0,18
Total			\$ 168,22

Tabla 24. Costos de la Materia prima indirecta

Materia Prima Indirecta			
Componentes	Costo Unitario	Cantidad	Costo total
estaño por metro	\$ 0,09	2	\$ 0,18
Pasta de Soldar	\$ 5,00	1	\$ 5,00
Cinta aislante	\$ 0,50	1	\$ 0,50
Total			\$ 5,68

En la Tabla 23 y en la Tabla 24, se presentan los costos de la materia prima los mismos que servirán para calcular el costo total de la materia prima como se indica en la siguiente ecuación:

$$\text{Materia}_{\text{prima}} = \text{Materia}_{\text{prima Directa}} + \text{Materia}_{\text{prima Indirecta}}$$

$$\text{Materia}_{\text{prima}} = \$ 168,22 + \$ 5,68$$

$$\text{Materia}_{\text{prima}} = \$ 173,9 \Rightarrow \text{por unidad}$$

Respecto al valor del software empleado se obtuvo un total de \$280. Resultando un valor total de \$ 453,9 por dispositivo.

En la siguiente Tabla 25 se encuentra el valor del monto de inversión inicial considerando un tiempo de 6 meses.

Tabla 25. Inversión para el prototipo

Inversión del Prototipo

Elementos	Costo
Programación	\$ 280,00
Sueldo de investigadores	\$ 4560,00
Servicios Básicos	\$ 310,00
Comida	\$ 800,00
Transporte	\$ 200,00
Computadora	\$ 650,00
Inmueble	\$ 200,00
Pruebas Fallidas	\$ 80,00
Total	\$ 7.080,00

CAPÍTULO 5

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

5.1 DISCUSIÓN

La investigación tuvo como objetivo determinar la relación que existe entre las emociones de alegría y tristeza con las señales electrofisiológica de frecuencia cardíaca y GSR. Se observó que los parámetros de frecuencia cardíaca y GSR obtenidos en el presente estudio oscilan para los hombres en rangos de 53 a 83 (Bpm) y de 1,35 a 2,53(uS) respectivamente, mientras que para las mujeres los valores oscilan de 79 a 87 (Bpm) y 1,23 a 2,63(uS), respectivamente aplicando un estímulo de tristeza.

Estos valores son similares a los obtenidos en reportes de la literatura. Por ejemplo, en el estudio de *Alaín González y Jiménez Cruz* [37], aplicado a 48 individuos de sexo masculino, indica que la variabilidad de la frecuencia cardíaca y GSR bajo un estrés inducido da como resultado valores de GSR que oscilan de 0,14 a 8,13 (uS) y los valores de frecuencia cardíaca que oscilan de 60 a 80 (Bpm). Estos autores usaron un módulo de captura EDA100C. En el estudio de *U. Zalabarría, E. Irigoyen, R. et al.*[38], aplicado a 68 participantes sometidos a retos mentales y resolución de problemas matemáticos básicos, con el objetivo de caracterizar los cambios del nivel de estrés a través de la medición de la frecuencia cardíaca, respiración y GSR se obtuvieron valores en rangos de frecuencia cardíaca y GSR que oscilan entre 72 a 97 (Bpm) y 0,68 a 2,3(uS) respectivamente. Con estos antecedentes podemos asumir que nuestro prototipo permite capturar valores de frecuencia cardíaca y GSR en rangos compatibles con protocolos experimentales.

La comparación de los estadísticos de media obtenidos para los estados de tristeza y alegría, analizando el 20% final del registro de cada participante, mostraron, en los hombres, una tasa de cambio de 1,17% y 10% para las señales de frecuencia cardíaca y GSR, respectivamente. En el caso de las mujeres se una tasa de cambio de 2,38% y 35,36%, respectivamente. La aplicación de la prueba de Wilcoxon mostró que los valores antes mencionados tanto en hombres como mujeres no son estadísticamente diferentes. Es importante notar que al basarnos en las tasas de cambio se puede evidenciar que la señal de GSR presenta claramente un mayor cambio porcentual que la señal de frecuencia cardíaca, para ambos sexos.

Respecto a la RNA, al utilizar el registro completo del experimento, se obtuvieron valores de error medio de 33,07% para hombres y 36,4% para mujeres. Por otro lado, al emplear el 40% final del registro de cada participante en la RNA se evidenció una disminución del error de clasificación siendo de 26,09% para hombres y de 27,68% para mujeres. Se estima que dicha disminución del error se debe a que los datos usados en la segunda etapa de evaluación de la RNA corresponderían con un estado emocional alterado en los participantes, a causa de los estímulos audiovisuales presentados. A pesar de obtener porcentajes de acierto no ideales se mostró que la RNA es capaz de diferenciar los estados emocionales con base a las señales de frecuencia cardíaca y GSR. Es posible que otras topologías de RNA más potentes sean capaces de clasificar mejor los resultados. Además, es posible que la cantidad de muestras tomadas sea insuficiente para permitir un adecuado entrenamiento de la RNA perceptron.

Para el contraste de información que se realizó con los profesionales de la salud se hizo un conversatorio el mismo que llegó a un consenso, donde se acordó

que aunque el proyecto no logró clasificar con el 100% de eficiencia las emociones los resultados entregados por el proyecto si puede representar un aporte para el área de la psicología y la psiquiatría, porque el sistema desarrollado representa una de las primeras herramientas tecnológicas que dichos profesionales pueden usar para caracterizar las emociones de alegría y tristeza en sus pacientes.

Para futuras investigaciones se recomienda mejorar el sistema de adquisición de las señales de GSR (electrodos), implementado un electrolito (gel conductor), ya que al trabajar con electrodos secos se disminuye la capacidad de conducción en la placa metálica, teniendo como consecuencia que la toma de la señal sea inestable al momento de la captura. Además, se recomienda evaluar más variables electrofisiológicas tales como temperatura corporal, tensión arterial, saturación de oxígeno, entre otras. Además de considerar otros aspectos físicos como cantidad de tejido subcutáneo, temperatura ambiente, sudoración, etc, con la finalidad de identificar que variables permitirán caracterizar de mejor manera las emociones de alegría y tristeza.

5.2. CONCLUSIONES

El presente trabajo desarrolló un prototipo de sistema de captación de señales electrofisiológicas de frecuencia cardiaca y GSR de tamaño reducido y de fácil aplicación, capaz de ser incorporado a protocolos experimentales para el estudio de las emociones. El sistema es capaz de almacenar información usando un plug-in de Microsoft Excel que permite facilidad de uso.

Luego de aplicar los estadísticos descriptivos no fue posible caracterizar las emociones de alegría y tristeza con base a la frecuencia cardíaca y GSR, debido a que ya que no existía diferencias estadísticamente significativas.

Al emplear la RNA se obtuvo un porcentaje de acierto medio en la clasificación de los estados de alegría y tristeza de 73,91% para hombres y de 71,32% para mujeres.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Organización Mundial de la Salud, “OMS,” 2017. .
- [2] OMS, “Depresión,” *Organización Mundial de la Salud*, 2018. [Online]. Available: <http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/depression>.
- [3] D. Keltner, P. Ekman, G. C. Gonzaga, and J. Beer, “Facial expression of emotion,” *Handbook of affective sciences*. pp. 415–432, 2003.
- [4] C. E. Zerpa, “Sistemas Emocionales y la Tradición Evolucionaria en Psicología,” *Psicológica*, vol. 6, no. 1, pp. 113–123, 2009.
- [5] M. I., “Test de Habilidad de Inteligencia Emocional en la Escuela (THInEmE),” 2017.
- [6] S. M. Querol and M. I. Chaves, *Test de la persona bajo la lluvia*. 2005.
- [7] H. Weisinger and J. Vergara, “Test para evaluar la inteligencia emocional,” p. 3, 2001.
- [8] E. Bericat, “Emociones,” *Sociopedia.isa*, pp. 1–13, 2012.
- [9] M. Poh, T. Loddenkemper, N. C. Swenson, S. Goyal, J. R. Madsen, and R. W. Picard, “Continuous Monitoring of Electrodermal Activity During Epileptic,” *32nd Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*, 2010.
- [10] M. Poh, S. Member, N. C. Swenson, and R. W. Picard, “A Wearable Sensor for Unobtrusive , Long-Term Assessment of Electrodermal Activity,” *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 57, no. 5, pp. 1243–1252, 2010.
- [11] M. Poh and N. C. Swenson, “Sensor de AWearable discreto , a largo plazo Evaluación de la Actividad electrodérmica,” *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 57, no. 5, pp. 1243–1252, 2010.
- [12] M. Chóliz., “PSICOLOGÍA DE LA EMOCIÓN,” 2015.
- [13] C. E. Zerpa, “Sistemas Emocionales y la Tradición Evolucionaria en Psicología Emotional systems and the evolutionary tradition in psychology,” vol. 6, no. 1, pp. 113–123, 2009.
- [14] P. Ekman, “What Scientists Who Study Emotion Agree About,” *Perspect. Psychol. Sci.*, vol. 11, no. 1, pp. 31–34, 2016.
- [15] D. E. Sanz, “Desarrollo de un sistema de detección de espurios a partir del hardware del anillo de Usenns ®,” *BitBraun Technol.*, 2015.

- [16] G Ana, "Actividad electrodérmica aplicada a la psicología: análisis bibliométrico Electrodermal activity applied to psychology: bibliometric analysis Revisión," 2017.
- [17] S. M. Garcia, L. Garzon, and L. H. Camargo, "Review of Electronic Devices for the Determination of Stress Based on Physiological Variables," *Rev. Visión Electron.*, vol. 5, no. 1, pp. 114–122, 2011.
- [18] P. Ekman, "Basic Emotions," *Handbook of cognition and emotion*. pp. 45–60, 1999.
- [19] J. Alvarez, "LA TRISTEZA Y SUS MATICES," 2017.
- [20] N. Albaladejo, "PSICOLOGÍA BÁSICA," 2007.
- [21] J. Alvarez, "Análisis descriptivo de los valores sentimiento y emoción en la formación de profesores," 2002.
- [22] M. Aguilera, "EL ESTRÉS Y LA SALUD PSICO-EMOCIONAL EN LOS ESTUDIANTES," 2019.
- [23] J. Hernández, "Estudio de los parámetros eléctricos de la piel y su temperatura artificial," 2018.
- [24] J. Hernández, "Estudio de los parámetros eléctricos de la piel y su temperatura superficial," 2018.
- [25] E. D. E. L. A. Piel, "Jesús Merino Pérez y María José Noriega Borge," pp. 1–7.
- [26] T. Rodelgo, "Anatomía de las glándulas sudoríparas," 2015.
- [27] M. E. Moncada and J. de la Cruz, "Electrodermal activity - a review," *Ing. e Investig.*, vol. 31, no. 2, 2011.
- [28] M. Moncada y J. de la Cruz, "La actividad electrodérmica: revisión," 2011.
- [29] V. M. y E. O. J. Rodriguez, "EMOCIONES NEGATIVAS Y SU IMPACTO EN LA SALUD MENTAL Y FÍSICA," 2012.
- [30] F. Aparicio, "Estudio del tiempo de fijación visual y la respuesta galvánica de la piel en la detección de expresiones faciales en individuos sanos y con daño cerebral adquirido," 2015.
- [31] M. M. J. de Cruz, "La actividad electrodérmica en revisión," 2011.
- [32] M. Retamosa, "Neurobranding Universitario," 2017.
- [33] H. G. y M. G. C. Ochoa, "FUNDAMENTOS DE FISIOLOGÍA: IMPLICACIONES CARDIOVASCULARES," 2004.

- [34] J. Marins, “EMPLEO DE ECUACIONES PARA PREDECIR LA FRECUENCIA CARDIACA,” 2007.
- [35] M. E. Moncada and J. De Cruz, “La actividad electrodérmica,” vol. 31, no. 2, pp. 143–151, 2011.
- [36] A. Pedro Larrañaga, Inaki Inza, “Redes Neuronales. Perceptrón,” 2014.
- [37] S. S.-R. U. Zalabarria, E. Irigoyen, R. Martínez-Rodríguez, “MEDICIÓN DE ESTRÉS A PARTIR DE LA FRECUENCIA,” no. 120, pp. 1057–1074, 2016.
- [38] J. F. Gómez *et al.*, “DETECCIÓN DEL NIVEL Y FASES DE ESTRÉS MEDIANTE PROCESAMIENTO AVANZADO DE SEÑALES FISIOLÓGICAS BASADO EN LÓGICA DIFUSA,” p. 65, 2014.

APÉNDICES

APÉNDICE A: ALGORITMO IMPLEMENTADO EN ARDUINO

```
#define USE_ARDUINO_INTERRUPTS true // Habilita la interrupciones de Arduino
#include <PulseSensorPlayground.h>
//*****
//***** Variables para mandar los datos a Excel*****
//*****
char dato[10]; // dato enviado en forma de caracter A1
char dato1[10]; // dato enviado en forma de caracter Pulso
char dato2[10]; // dato enviado en forma de caracter A0
char dato3[10]; // dato enviado en forma de caracter voltios
char dato4[10]; // dato enviado en forma de caracter siemens
char dato5[10]; // dato enviado en forma de caracter potencimetro

//*****
//***** Variables para el sensor cardaico*****
//*****
int myBPM;
const int OUTPUT_TYPE = SERIAL_PLOTTER;
const int PULSE_INPUT = A1;
const int PULSE_FADE = 5;
const int THRESHOLD = 550;
PulseSensorPlayground pulseSensor;
int pulso=0;
int bmp=0;
float promedio1 = 0; // Variable para el promedio del voltaje del sensor
//*****

//***** Variables para el sensor electrodermico*****
//*****
double galvanicovoltios = 0; // Variable para el voltaje del sensor
double galvanicosiems = 0.00; // Variable para el convertir a siems del sensor
float promedio = 0; // Variable para el promedio del voltaje del sensor
int m = 10; // Variable para el numero de muestras del contador
int m1 = 30; // Variable para el numero de muestras del contador
float resp = 0; // Variable para el valor analogico del puerto A0 (Sensor electrodermico )
double volfuente = 5; // Valor de la fuente
double res = 99899; // Valor del potencimetro
double pot=0; // Valor de analogica potencimetro
double valorres=0; // Valor de la resistencia
//*****

void setup() {
  Serial.begin(38400);
  pinMode (A1, INPUT); // Puerto sensor A1 sensor cardiaco
  pinMode (A0, INPUT); // Puerto sensor A0 sensor electrodermico
  pinMode (A2, INPUT); // Puerto sensor A2 potencimetro
  pulseSensor.analogInput(PULSE_INPUT); //Se define como entrada analogica al puerto A1 (Sensor cardiaco Analogico)
  pulseSensor.fadeOnPulse(PULSE_FADE);
  pulseSensor.setSerial(Serial); // Se define la salida por medio del puerto serial
  pulseSensor.setOutputType(OUTPUT_TYPE); // Se define la salida por medio del puerto serial
  pulseSensor.setThreshold(THRESHOLD); // Valor para la sensibilidad del sensor cardiaco
  pulseSensor.begin();
  Serial.println("LABEL, Hora, Tiempo, Valor Analogico Pulso , Pulso, Resistencia, Valor Analogico Galvanico, Voltaje, Galvanico siemens");
}
```



```

cardico();
delay(20);
}
void cardico() {
//*****
//***** Programa para el sensor cardaico*****
//*****
for (byte x = 0 ; x < 128 ; x++)
{
myBPM = pulseSensor.getBeatsPerMinute(); // Se guarda los BPM obtenidos por el sensor en una variable
pulso = analogRead(A1); // Valor analogico de la lectura del puerto A1 (Sensor cardico Analogico)
int dat = map(pulso, 0, 1023, 17, 0);
pulso = map(pulso, 0, 1023, 0, 255);
int bpm = myBPM - 18;
for (int i = 0; i < m1; i++) // Contador de 0 a 30 para el promedio de muestras
{
promedio1 = promedio1 + bpm;
}
bpm = promedio1 / m1;
if (bpm <= 0)
{
bpm = 0;
}
delay(450);
dtostrf(pulso, 5 , 1 , dato); // se convierte a carácter el dato del puslo analogico
dtostrf(bpm, 5 , 1 , dato1); // se convierte a carácter el dato de los BPM
promedio1 = 0;
galva();
}
//*****
}
//***** Programa para el sensor electrodermico*****
//*****
void galva() // Rutina para obtener el valor de la resistencia galvanica
{
pot=analogRead(2);
valorres=round((abs(((pot*100)/1022)*res)/100)+1000; // Calculo de la resistencia del potencimetro
for (int i = 0; i < m; i++) // Contador de 0 a 30 para el promedio de muestras
{
resp = analogRead(0); // Valor del puerto analogico A0 (sensor electrodermico)
galvanicovoltios = (resp * volfuenta) / 1024.00; // Valor obtenido en Voltios
promedio = promedio + galvanicovoltios;
}
galvanicovoltios = promedio / m; // Valor obtenido en Voltios promedio
galvanicosiems = abs(galvanicovoltios / ((volfuenta - galvanicovoltios) * valorres)) * 1000000; //Valor de la conversion a micro Siems
dtostrf(resp, 5 , 1 , dato2); // se convierte a carácter el dato galvanico analogico
dtostrf(galvanicovoltios, 5 , 3 , dato3); // se convierte a carácter el dato del voltaje
dtostrf(galvanicosiems, 5 , 3 , dato4); // se convierte a carácter el dato de los siems
dtostrf(valorres, 5 , 1 , dato5); // se convierte a carácter el dato de los siems
Serial.print("DATA,TIME,TIMER,");
Serial.print (dato);
Serial.print ("");
Serial.print (dato1);
Serial.print ("");
Serial.print (dato5);
Serial.print ("");
Serial.print (dato2);
Serial.print ("");
Serial.print (dato3);
Serial.print ("");
Serial.print (dato4);
Serial.println ("");
promedio = 0;
}

```

APÉNDICE B: CONSENTIMIENTO INFORMADO

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA REALIZAR INVESTIGACIÓN SOBRE LA CARACTERIZACIÓN DE LAS EMOCIONES DE ALEGRÍA Y TRISTEZA CON BASE AL ANÁLISIS DE FRECUENCIA CARDIACA Y RESISTENCIA GALVÁNICA

FECHA: _____

LUGAR:

Por medio de la presente doy consentimiento escrito para mi participación en el estudio: “CARACTERIZACIÓN DE LAS EMOCIONES DE ALEGRÍA Y TRISTEZA CON BASE AL ANÁLISIS DE FRECUENCIA CARDIACA Y RESISTENCIA GALVÁNICA”. Comprendo que mi participación en este estudio es voluntaria y que en cualquier momento puedo retirarme del mismo sin ningún tipo de perjuicio. Acepto que dentro del estudio estaré expuesto a estímulos visuales y auditivos que van a generar reacciones emocionales positivas y negativas, posterior a esto me someteré a una descarga emocional para recuperar mi estado anímico inicial. Los investigadores colocaran discos metálicos para sensar señales fisiológicas del cuerpo. Comprendo que el estudio no es invasivo y, por tanto, los riesgos al participar en el son mínimos. El diseño del estudio ha sido revisado por los investigadores, el docente coordinador, y los profesionales de la salud. Las respuestas servirán para la validación de un instrumento que permite identificar el estado de ánimo y de esta manera usarlo como una herramienta en el área de la salud mental. Autorizo a los investigadores a usar mis datos apenas en el contexto de la investigación, siempre que estos sean mantenidos como confidenciales y tratados de forma anónima.

Mi nombre es _____ cedula de
identidad número _____.

Mediante la presente, a través de mi firma/huella, dejo constancia de que he leído o me han leído, he podido hacer preguntas y he recibido toda la información sobre este estudio. He hablado con los investigadores Kevin Marcelo Avilés González (0981937571 kavilesg@[est.ups.edu.ec](mailto:kavilesg@est.ups.edu.ec)) y Juan Paul Ramos AVECILLAS (0996018383 jramosa1@[est.ups.edu.ec](mailto:jramosa1@est.ups.edu.ec)) quienes son estudiantes de la carrera de Ingeniería Electrónica de la Universidad Politécnica Salesiana; y quienes se encuentran bajo la tutoría del Ing. Pablo Cevallos Larrea M.Sc y la colaboración del Psic. Francisco Vintimilla, Psiq. Vilma Mariela Bojorque Iñiguez.

FIRMA: _____

FECHA _____

INVESTIGADOR

Yo _____ con CI _____, he explicado por completo y a satisfacción los datos relevantes del presente estudio al participante nombrado anteriormente, en caso de requerirlo entregaré una copia del consentimiento informado y me comprometo a guardar la confidencialidad de los datos y usarlos únicamente para la presente investigación.

FIRMA: _____ FECHA: _____

MUCHAS GRACIAS POR SU COLABORACIÓN

Ing. Pablo Cevallos Larrea M.Sc

Psic. Francisco Vintimilla

Psiq. Vilma Mariela Bojorque Iñiguez

APÉNDICE C: MANUAL DE USUARIO DEL PROYECTO

Manual de Usuario

El presente manual de usuario se dividió en dos partes:

- Hardware
- software

Hardware

Paso 1: Conectar el cable de alimentación del prototipo a 110-120V a 60 Hz.



Figura 67. Cable de alimentación

Paso 2: Conectar los sensores de frecuencia cardíaca y GSR en los terminales correspondientes.

Paso 2: Encender el prototipo hasta que la luz guía (verde) se encuentre encendida presionando el botón de encendido.



Figura 68 Verificación del encendido del dispositivo
Prototipo apagado sin luz (A)
Prototipo encendido luz verde (B)

Paso 3: Colocar y ajustar el sensor de GSR en las falanges medias de los dedos de la mano derecha del participante.

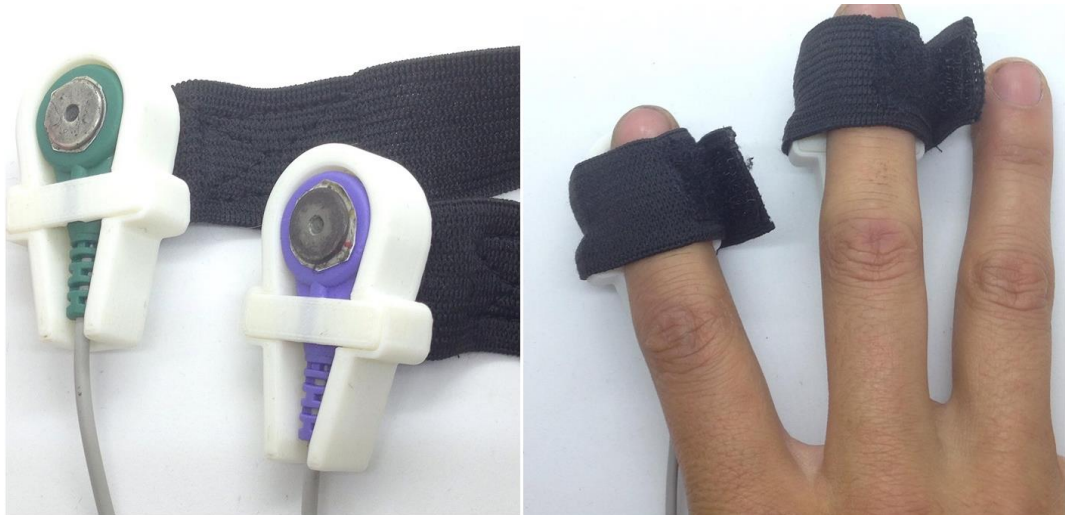


Figura 69. Sensor GSR y disposición del sensor en el participante

Paso 4: Colocar y ajustar el sensor de frecuencia cardíaca en el dedo índice de la mano izquierda del participante

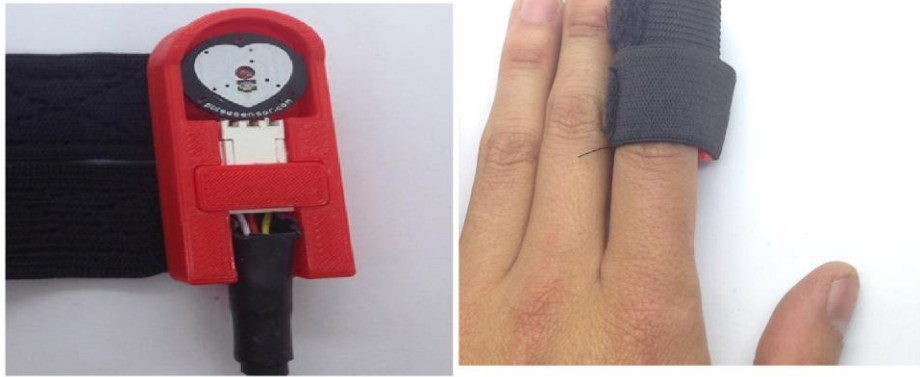


Figura 70. Sensor de frecuencia cardíaca y disposición del sensor en el participante

Paso 5: Conectar los sensores de GSR en el puerto (A) y de frecuencia cardíaca en el puerto (B) del prototipo.

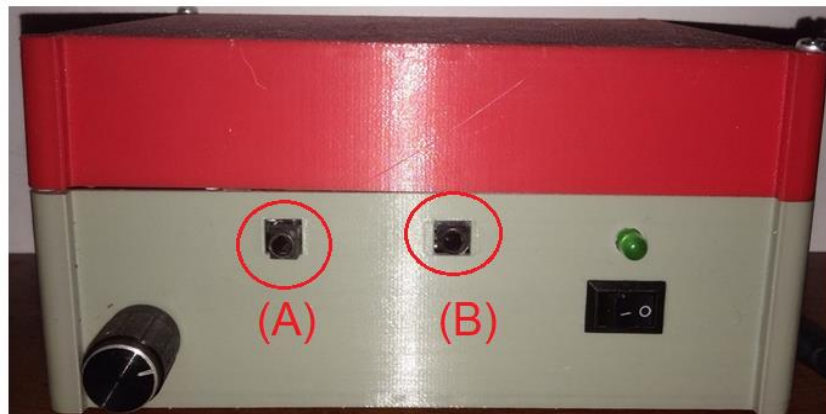


Figura 71. Distribución de los puertos del dispositivo
Sensor de GSR (A)
Sensor de frecuencia cardíaca (B)

Paso 6: Asegurarse que el potenciómetro (Resistencia de Feedback), se encuentre en su límite de la derecha el mismo que equivale a un factor de ganancia de 84,67.



Figura 72. Calibrar resistencia de Feedback

Paso 7: Conectar el cable de USB tipo A en la parte posterior del dispositivo y el otro extremo del cable tipo B en el puerto USB que se encuentran en el lado izquierdo y derecho del ordenador.

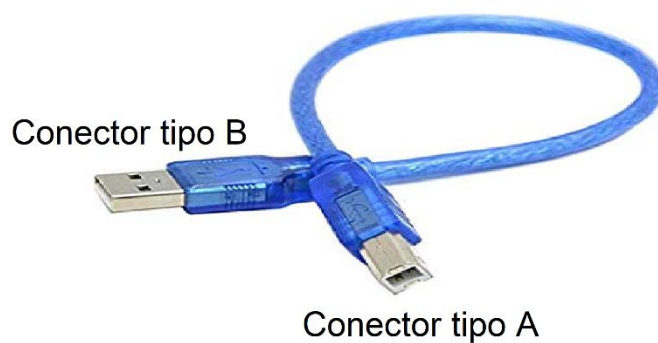


Figura 73. Cable de conexión USB tipo A-B



(A)

(B)

Figura 74. Conexión del cable USB tipo A-B
Parte posterior del dispositivo conectar el cable tipo A (A)
Puerto USB del ordenador conectar el cable tipo B (B)

Paso 8: Colocar los audífonos que tapen todo el pabellón auditivo del participante

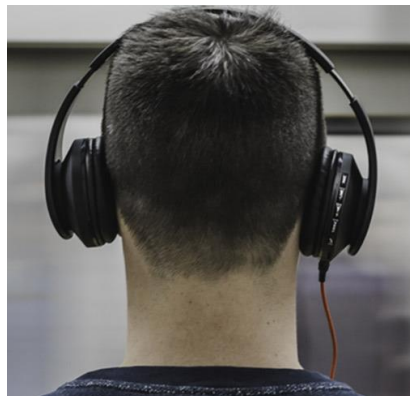


Figura 75. Auriculares que cubren todo el pabellón auricular

Software:

Paso 1: Detectar que puerto en el que se conectó el Arduino.

Abrir el programa Arduino



Figura 76. Icono del programa Arduino

Una vez abierto el programa seleccionamos *Herramientas*, luego *Puerto* y seleccionamos el puerto *COMXX* que este habilitado.

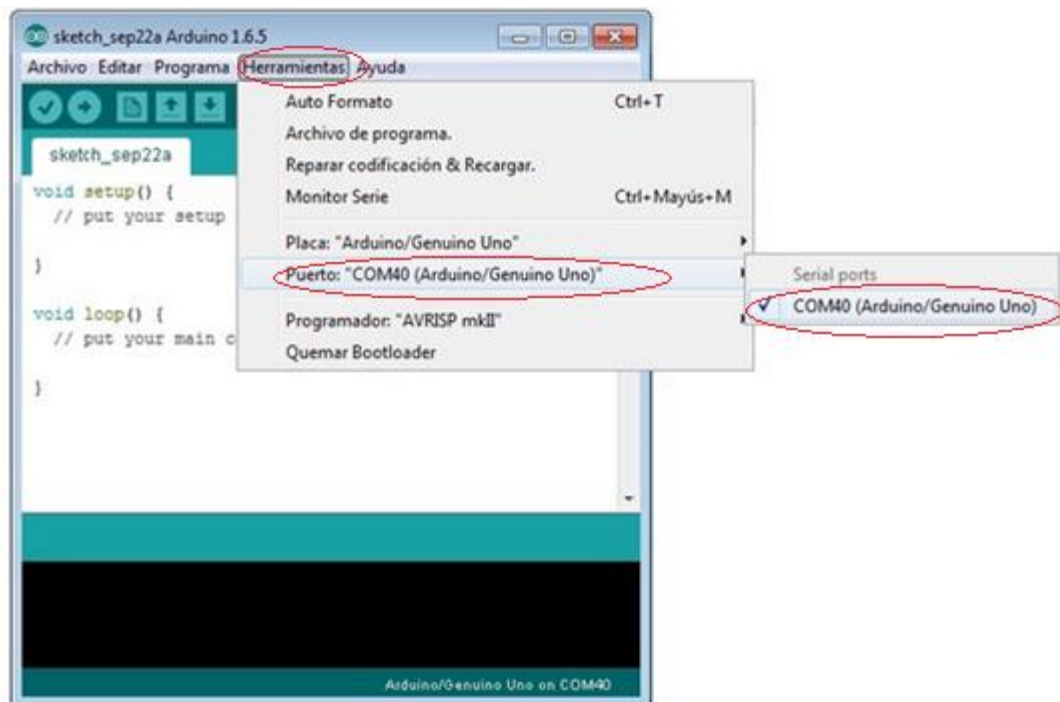


Figura 77. Detección del puerto serial del Arduino

Paso 2: Cerramos el programa del Arduino recordando el puerto en el que se conectó el Arduino y abrimos el plugin PLX-DAQ para Arduino (parecido a una hoja de Excel).

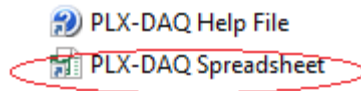


Figura 78. Icono del plugin PLX_DAQ para Arduino

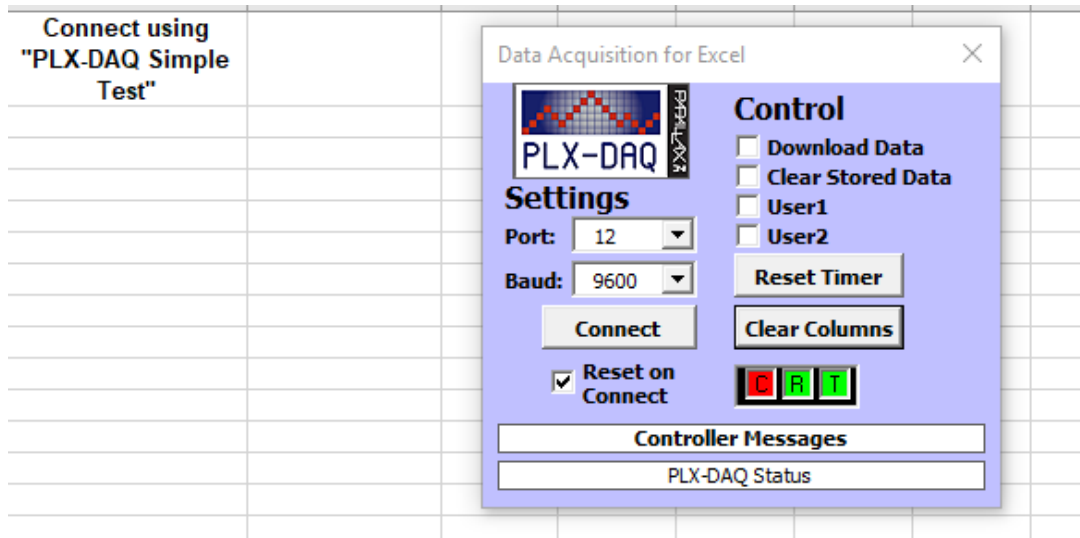


Figura 79. Interfaz del plugin PLX-DAQ para Arduino

Paso 3: Seleccionamos el puerto en el que se conectó el Arduino y colocamos 9600 en la velocidad de transmisión (Baud).

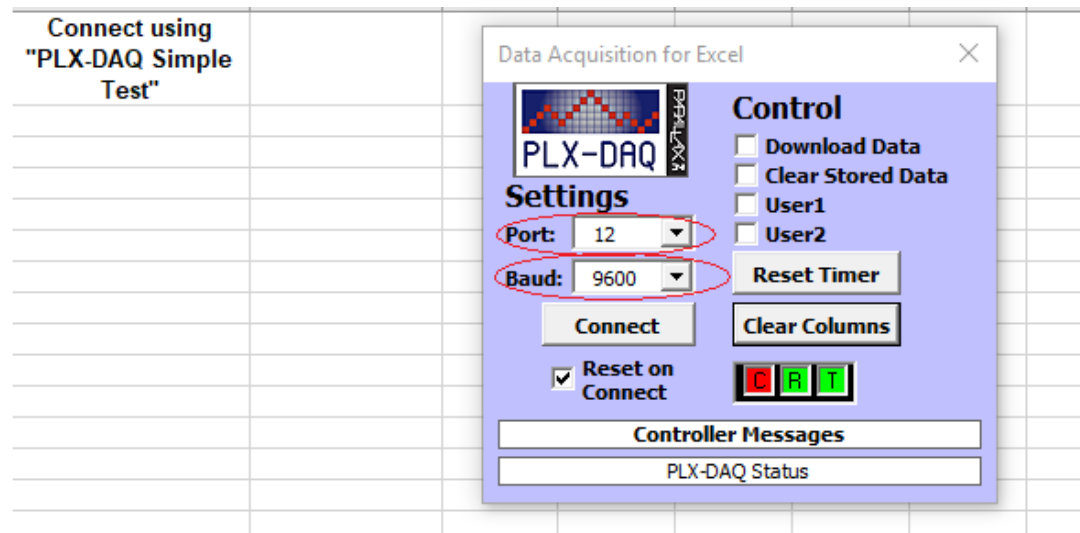


Figura 80. Ajuste del plugin PLX-DAQ para Arduino

Paso 4: Seleccionamos conectar (Connect) y la hoja comenzará a recibir los datos que se transmiten por el puerto serial de los sensores conectados. De esta manera se puede comprobar que el Arduino si está transmitiendo.



Figura 81. Conexión del plugin PLX-DAQ para Arduino para verificar la transmisión

Paso 5: Presionamos desconectar (Disconnect) y reiniciar columnas (Reset Columns)

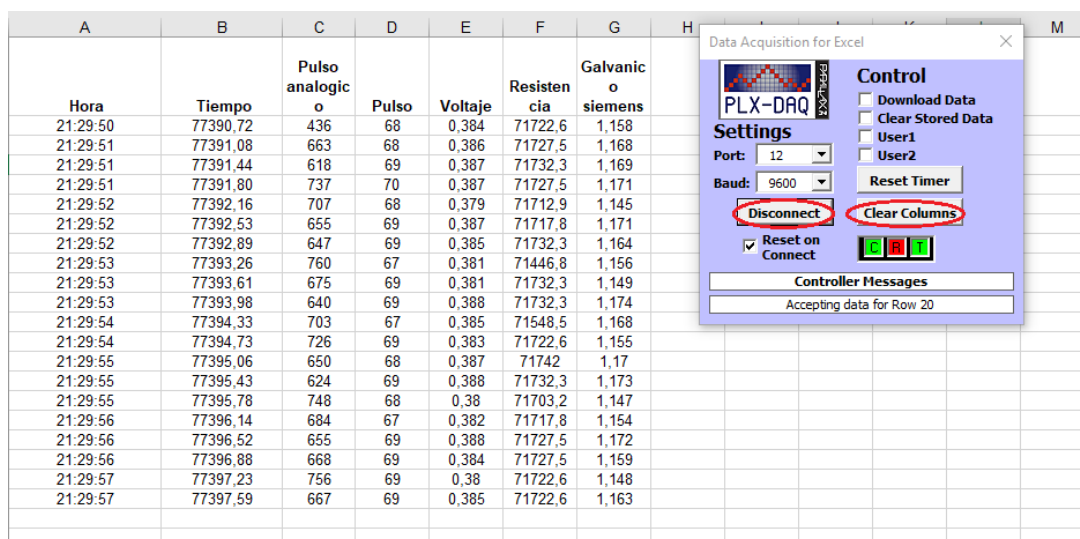


Figura 82. Desconexión del plugin PLX-DAQ para Arduino

Paso 6: Reproducir los videos de alegría y tristeza.



Figura 83. Video para evocar tristeza



Figura 84. Video para evocar alegría

Paso 7: Una vez que se estén reproduciendo los videos procedemos a conectar de nuevo el plugin de PLX-DAQ para realizar la adquisición de los datos.

Hora	Tiempo	Pulso analogico	Pulso	Voltaje	Resistencia	Galvanico o siemens
21:40:37	167,65	307	68	0,386	71722,6	1,166
21:40:37	168,01	636	68	0,384	71679	1,16
21:40:38	168,38	703	69	0,383	71737,1	1,157
21:40:38	168,73	725	70	0,379	71717,8	1,143
21:40:38	169,12	657	68	0,385	71732,3	1,162
21:40:39	169,45	632	69	0,387	71737,1	1,169
21:40:39	169,80	732	69	0,382	71717,8	1,154
21:40:39	170,16	673	67	0,385	71737,1	1,162
21:40:40	170,54	637	69	0,385	71892	1,162
21:40:40	170,91	534	69	0,384	71742	1,16
21:40:40	171,26	529	67	0,383	71727,5	1,155
21:40:41	171,62	514	69	0,386	71495,2	1,169
21:40:41	171,98	632	68	0,385	71737,1	1,164
21:40:42	172,35	711	69	0,384	71722,6	1,16
21:40:42	172,71	444	68	0,382	71393,6	1,158
21:40:42	173,07	637	67	0,387	71727,5	1,17
21:40:43	173,43	381	69	0,378	71742	1,141
21:40:43	173,79	481	69	0,384	71727,5	1,159
21:40:43	174,15	407	69	0,383	71737,1	1,157
21:40:44	174,51	527	69	0,384	71635,5	1,161

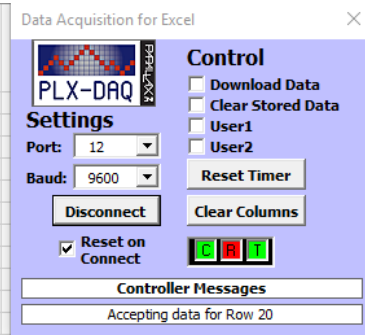


Figura 85. Conexión del plugin PLX-DAQ para Arduino para la adquisición de los datos

Paso 8: Guardar los datos de frecuencia cardiaca y GSR en una nueva hoja de Excel, para cada participante etiquetando edad y género.

	A	B	C	D	E	F
1	1	8,437	89			
2	2	7,776	89			
3	3	7,608	85			
4	4	7,608	85			
5	5	8,003	87			
6	6	7,804	86			
7	7	7,918	96			
8	8	7,696	85			
9	9	7,918	90			
10	10	7,651	96			
11	11	7,658	92			
12	12	7,733	85			
13	13	7,371	88			
14	14	7,876	87			
15	15	7,515	88			
16	16	7,698	89			
17	17	7,151	96			
18	18	7,488	96			
19	19	7,093	86			
20	20	7,921	85			
21	21	7,154	96			
22	22	7,646	89			
23	23	7,654	90			
24	24	7,498	96			
25	25	9,119	86			
26	26	8,108	89			
27	27	8,09	88			
28	28	7,866	90			
29	29	8,7	85			

Figura 86. Base de datos en una hoja de Excel

En la Tabla 26 se muestra un pequeño resumen de los datos técnicos del prototipo como: Voltajes de alimentación, Valores de rangos mínimos y máximos, Valores de factores de ganancia, entre otras.

Tabla 26. Datos técnicos del prototipo

Datos Técnicos	
Voltaje de alimentación	120 CA V 60 Hz
Voltaje del circuito	+/- 9 V, 5V CC
Corriente	500 mA
Valor mínimo de Frecuencia Cardíaca	52 Bpm
Valor máximo de Frecuencia Cardíaca	90 Bpm
Valor mínimo de GSR	1,13 uS

Valor máximo de GSR	2,73 uS
Valores del factor de ganancia del sensor GSR	
Resistencia de Feedback de 1K	Facto de Ganancia de 2,18
Resistencia de Feedback de 51K	Facto de Ganancia de 43,44
Resistencia de Feedback de 101K	Facto de Ganancia de 84,67