



INSTITUTO TECNOLÓGICO DE MORELIA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E
INVESTIGACIÓN

POSGRADO DE INGENIERÍA EN
ELECTRÓNICA

TESIS

**"ESTUDIO DE METODOLOGÍA DE
REHABILITACIÓN EN PACIENTES CON AUTISMO,
APLICANDO TÉCNICAS DE ESTÍMULO
AUDIOVISUAL, IMPLEMENTANDO UN SISTEMA
ERGONÓMICO"**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
Maestro en Ciencias en Ingeniería Electrónica

PRESENTA:
Ing. Daniel Llamas Maldonado

Asesor

Dr. Juan Alfonso Salazar Torres

Co-Asesor

Dr. Grace Leslie

Revisores

Dr. Adriana Del Carmen Téllez Anguiano

M.C Miguelangel Fraga Aguilar

Dr. Marco Vinicio Chávez Baez

MORELIA, MICHOACÁN

diciembre 2023

Dedicatoria

“Hasta aquí nos ha ayudado el Señor” - 1 Samuel 7:12

“Mira que te mando que te esfuerces y seas valiente; no temas ni desmayes, porque Jehová tu Dios estará contigo dondequieras que vayas” – Josué 1:9

Es gracias a la bondad de Dios que este proyecto fue posible. A pesar de las dificultades que he enfrentado a lo largo de los años Él siempre ha estado ahí, con su eterno amor. Este trabajo es dedicado a mis padres, quienes me han apoyado en cada momento. Siempre han sido una extensión del amor de Dios a mi vida. Siempre han estado ahí para proporcionarme su incondicional apoyo y cariño, han sido un soporte emocional y espiritual siempre. También dedico este trabajo a mis hermanos. Han sido los mejores amigos que pude haber podido desear. En las buenas y en las malas me han apoyado incondicionalmente, dándome de su cariño y sus consejos. Quiero dedicar este trabajo a mis abuelos, por su incondicional apoyo. Quiero dedicar este trabajo a mi asesor Juan Alfonso, quien siempre me ha apoyado y animado a superarme. Por último quiero dedicar este trabajo a mi co-asesora Grace Leslie, quien por mucho tiempo aún sin conocerme en persona me apoyó incondicionalmente.

Agradecimientos

Agradezco a Dios por darme la vida, las fuerzas y la oportunidad de realizar este proyecto. Agradezco a mis padres y mis hermanos por su incondicional apoyo durante la maestría y el desarrollo del proyecto. Gracias a mis asesores por su guía y constante apoyo. Se agradece al Instituto Tecnológico de Morelia, al posgrado en ingeniería en electrónica por proporcionarme las herramientas necesarias para la realización de este proyecto. Se agradece de igual manera a los estudiantes de servicio social y maestría Héctor García, Andrés Capiz, Luis Arias y Omar Alejandro Garcilazo por su apoyo en el desarrollo de este proyecto. Este trabajo no hubiera sido posible sin el apoyo del CREE Michoacán, el DIF Michoacán y su personal. La doctora Verónica Méndez y el doctor Homero Aguilera constantemente apoyaron para poder realizar este trabajo. Por último, se agradece al paciente y la familia del paciente por su cooperación.

Prólogo

Esta tesis es el resultado del trabajo colaborativo durante 3 años entre el Centro de Rehabilitación y Educación Especial (CREE) del DIF de Morelia Michoacán y el posgrado en ciencias en ingeniería electrónica del Tecnológico Nacional de México (TecNM) /Instituto Tecnológico de Morelia en resolver una necesidad respecto al tratamiento de niños con espectro autista.

El presente trabajo describe el procedimiento del diseño mecánico, la instrumentación electrónica, y el desarrollo de algoritmos de programación implementados en un sistema embebido inalámbrico no invasivo y prototipo ergonómico con temática infantil de super héroe para el monitoreo de parámetros fisiológicos como el ritmo cardíaco, respuesta galvánica en la piel y ritmo respiratorio, así como generación de estímulos audiovisuales en tiempo real que fueron específicamente elaborados para el tratamiento de un paciente infantil de 8 años con trastorno autista grado 2.

La investigación aborda desde las problemáticas inicialmente planteadas que motivaron la realización de esta tesis, el estado de la técnica, los fundamentos teóricos necesarios para comprender la naturaleza del trastorno autista, las terapias multisensoriales mayormente utilizadas, las características técnicas de los sensores, los sistemas de comunicación, sistemas embebidos, las validaciones del prototipo ergonómico del diseño mecánico, hasta las experimentaciones y resultados que corroboran la hipótesis inicialmente planteada y se logra plasmar en un prototipo funcional.

Quiero agradecer a la Dra. Verónica Méndez y al Dr. Homero Aguilera del CREE, quienes desinteresada y profesionalmente han contribuido enormemente en el acceso del historial y asesoría clínica para que esta tesis llegue a los objetivos inicialmente planteados. Así como también agradecer a los padres del paciente, que, sin su autorización, esta investigación no sería posible.

Finalmente agradezco todo el esfuerzo y tiempo dedicado a esta investigación al Ing. Daniel Llamas Maldonado y a su familia por haber confiado en la institución y en su servidor para coadyuvar en el tratamiento de este tipo de trastornos, que sin duda aportan a la formación profesional del ahora maestro en ciencias. Estoy seguro de que continuarás con la tarea de crecer profesionalmente, y seguir preocupándote por ser un buen ser humano, hijo y hermano.

-DCIE Juan Alfonso Salazar Torres-

Resumen

Durante los últimos años se ha descubierto un aumento en la prevalencia del autismo a nivel mundial. En México desde el año 2016 se comenzó a estudiar este fenómeno y se concluyó que es una problemática urgente de salud pública. Debido a esto, se le ha dado una gran importancia al desarrollo e implementación de técnicas de rehabilitación para pacientes con autismo. Una de las técnicas de rehabilitación más utilizadas es la rehabilitación por medio de estimulación sensorial. Se ha demostrado que tanto la estimulación musical como la visual tienen muy buenos resultados. Es por esto que en este trabajo se propone una metodología de rehabilitación audiovisual para un paciente con autismo, la cual consiste en generar los estímulos en tiempo real y modulados en tiempo, magnitud y frecuencia en función parámetros fisiológicos (frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y respuesta galvánica en la piel). Asimismo, se propone la integración de un sistema ergonómico personalizado y con una temática infantil atractiva para el usuario. Esto con el propósito de coadyuvar a la efectividad del tratamiento de estimulación.

Producción científica

1. Publicación del artículo “Design of a physiological parameter monitoring system, implementing internet of things communication protocols by using embedded Systems” en el congreso ROPEC 2022. En este artículo se describe el desarrollo del diseño e implementación de un sistema de instrumentación inalámbrico, constituido por los sensores de ritmo respiratorio y ritmo cardíaco.
2. Estancia de investigación en la Universidad de Colorado en Boulder para el desarrollo del software de interconexión del broker MQTT y Pure data. Durante esta estancia de investigación también se realizó una ponencia del artículo “Design of a physiological parameter monitoring system, implementing internet of things communication protocols by using embedded Systems”.
3. Estancia de investigación en la Universidad de Colorado en Boulder para el desarrollo del software de estimulación audiovisual. Se logró implementar en Pure Data un algoritmo que sea capaz de utilizar los parámetros fisiológicos que se están midiendo del paciente para generar estímulos musicales y visuales.

Índice General

<i>Dedicatoria</i>	2
<i>Agradecimientos</i>	3
<i>Prólogo</i>	2
<i>Resumen</i>	3
<i>Producción científica</i>	4
<i>Índice de Tablas</i>	8
<i>Índice de Figuras</i>	9
<i>Glosario</i>	12
<i>Capítulo 1</i>	13
1 <i>Introducción</i>	14
1.1 <i>Semblanza del problema</i>	14
1.2 <i>Revisión del Estado del Arte</i>	18
1.3 <i>Solución Propuesta</i>	20
1.4 <i>Objetivos</i>	20
1.4.1 <i>Objetivo general</i>	20
1.4.2 <i>Objetivos particulares</i>	21
1.5 <i>Hipótesis</i>	21
1.6 <i>Metodología</i>	22
<i>Capítulo 2</i>	25
2 <i>Marco teórico</i>	26
2.1 <i>Autismo</i>	26
2.2 <i>Clasificación emocional por medio de parámetros fisiológicos</i>	29
2.3 <i>Estimulación sensorial en pacientes con autismo</i>	33
2.3.1 Terapia musical	33
2.3.2 Estimulación visual	34
2.4 <i>Fotopletismografía (PPG)</i>	35
2.5 <i>Estudios N = 1</i>	36
2.6 <i>Internet de las cosas (IoT)</i>	37

2.7	Protocolo de datagramas de usuario (UDP).....	37
2.8	ESP32.....	38
2.9	Raspberry Pi 3B.....	38
2.10	Pure Data.....	39
2.11	Cadenas de Markov.	39
2.12	Diseño mecánico.....	40
2.13	Lab Streaming Layer.....	41
2.14	Psychopy.	41
Capítulo 3	42	
3 Desarrollo y experimentación.	43	
3.1	Análisis del paciente.	43
3.2	Configuración de sistema de monitoreo de parámetros fisiológicos.	45
3.3	Sensor de ritmo cardíaco.	46
3.4	Sensor ritmo respiratorio.....	48
3.5	Sensor de respuesta galvánica en la piel (GSR).	49
3.6	Sensor de señales neuronales.	50
3.7	Diseño mecánico.....	53
3.7.1	Sensor de ritmo respiratorio.	53
3.7.2	Sensor de GSR y ritmo cardíaco.	54
3.7.3	Sensor de señales neuronales.	55
3.8	Diseño de software de estimulación audiovisual.....	55
3.9	Diseño de experimento.....	59
3.10	Adquisición y almacenamiento de los datos.....	61
Capítulo 4.	62	
4 Resultados.....	63	
4.1	Validación de los sensores.	63
4.2	Diseño mecánico.....	66
4.3	Estímulos audiovisuales.....	68
4.4	Proceso de adquisición de datos.	69
4.5	Proceso de experimentación.....	70
4.5.1	Análisis de datos cualitativos.	70
4.5.2	Análisis de datos cuantitativos.	70
Capítulo 5.	93	
5 Conclusiones.....	94	
Bibliografía	99	
Anexo	107	

Anexo A1. Publicaciones.	107
Anexo A2. Carta de consentimiento informado.	108
Anexo A3. Diseño mecánico.	113
1. Sensor ritmo cardíaco y GSR.	113
1. Sensor ritmo respiratorio.....	114
Anexo A4. Diseño de PCB.	116
Fuente de alimentación y sensor de ritmo respiratorio.	116
Fuente de alimentación y sensor de ritmo cardíaco y GSR.	116
Fuente de alimentación e Interconexión de TGAM1 y ESP32.	117
Anexo A5. Entrevistas al paciente.....	117
Anexo A6. Códigos de programación.	119

Índice de Tablas

Tabla 1.1 Clasificación de la distribución de la producción científica sobre el autismo por áreas multidisciplinarias [10].	16
Tabla 2.1 Clasificación de niveles de síndrome de espectro autista según el DSM-5 [44].....	29
Tabla 2.2 Relación de señales de onda neuronales y estado psicológico [23].	31
Tabla 2.3 Relación de parámetros fisiológicos y estado emocional [48].....	33
Tabla 4.1 Codificación MIDI de notas musicales [111].	58

Índice de Figuras

Figura 1.1 Clasificación de sintomatología del síndrome de espectro autista [2].....	14
Figura 1.2 Prevalencia de autismo por cada 10,000 del 2012 al 2022 [5].	15
Figura 1.3 Prevalencia del autismo en Estados Unidos [6].....	15
Figura 1.4 Evolución de la producción científica sobre el autismo en México de 1985 a 2018 [10].	16
Figura 1.5 Metodología a seguir [autoría propia].	22
Figura 1.6 Conexión Esp32 a Raspberry Pi 3B [autoría propia].....	23
Figura 1.7 Generación de estímulos audiovisuales [autoría propia].	23
Figura 1.8 Sala de estimulación sensorial [autoría propia].	24
Figura 2.1 Estructura de sinapsis química [39].....	27
Figura 2.2 Señales de onda cerebrales [51].....	31
Figura 2.3 Relación entre frecuencias respiratorias y mediciones de rasgo de ansiedad individual durante ansiedad anticipatoria (Trait anxiety) [57]	32
Figura 2.4 Áreas del cerebro activadas según el tipo de música [59].	34
Figura 2.5 Eje hipotalámico-pituitario-adrenal [61].	35
Figura 2.6 Sensor de fotopletismografía [autoría propia].	35
Figura 2.7 Comportamiento de distintas longitudes de onda al penetrar la piel [65].	36
Figura 3.1 Diagrama de funcionamiento del bróker en MQTT [85].....	46
Figura 3.2 Conexión entre sensor de ritmo cardíaco y microcontrolador [autoría propia].....	47
Figura 3.3 Metodología para enviar información del sensor de ritmo cardíaco a servidor en Raspberry Pi 3B [autoría propia].	47
Figura 3.4 Algoritmo de programación para estimar ritmo cardíaco por minuto [autoría propia].	47
Figura 3.5 Diagrama esquemático y fotografía del sensor ljc18a3-b-z/bx [90].....	48
Figura 3.6 Circuito de instrumentación de sensor de ritmo respiratorio [autoría propia].....	49
Figura 3.7 Diagrama esquemático de circuito de Grove GSR Sensor [95].	50
Figura 3.8 Juego Mindflex [97]	51
Figura 3.9 Placa de circuito de Neurosky Mindflex [98].....	51
Figura 3.10 Diagrama de flujo de algoritmo para el sistema de monitoreo de señales neuronales [autoría propia].....	52
Figura 3.11 Valores de señales neuronales obtenidas por medio del sensor Neurosky Mindflex..	53
Figura 3.12 Diseño mecánico de pechera: a) Ensamble de pechera, b) Explosión de diseño mecánico.....	54
Figura 3.13 Diseño de guante y antebrazo: a) Explosión de diseño mecánico frontal, b) Explosión de diseño mecánico trasera.....	55
Figura 3.14 Sensor de señales neuronales: Vista frontal de diseño mecánico de pieza de montaje para el sensor	55
Figura 3.15 Algoritmo utilizado para recibir datos del MQTT bróker y enviar dichos datos a Pure Data.	56
Figura 3.16 Algoritmo utilizado para generar secuencias de patrones rítmicos.	57
Figura 3.17 Envío de datos del sensor de ritmo respiratorio para control del patrón de ritmo generado.	57
Figura 3.18 Relación entre notas musicales y frecuencias [110].	58
Figura 3.19 Matriz de Markov utilizada para controlar la armonía y melodía.	59

Figura 3.20 Encuesta de estado de ánimo del paciente [autoría propia].....	60
Figura 4.1 Comparación entre SEN0302 e Inhala Care 1NH01.....	63
Figura 4.2 Valores del ritmo cardíaco en Node Red Dashboard.....	64
Figura 4.3 Comparación mediciones de ritmo respiratorio.....	64
Figura 4.4 Visualización de ritmo respiratorio en Node-Red Dashboard.....	65
Figura 4.5 Visualización de valores de GSR en Node-Red Dashboard.....	65
Figura 4.6 Señales Neuronales.....	66
Figura 4.7 Primera versión de ensamble del sistema de instrumentación y diseño mecánico	66
Figura 4.8 a) Circuitería colocada al interior de antebrazo, b) Ensamble final.	67
Figura 4.9 a) Sistema de instrumentación, alimentación y embebido, b) Ensamble final	67
Figura 4.10 Resultado final ensamble de sensor de señales neuronales: a) Vista frontal, b) Vista lateral, c) Vista trasera.....	67
Figura 4.11 Ensamble final de sistema de instrumentación y diseño mecánico portado por el paciente.....	68
Figura 4.12 Estímulo visual controlado por la señal de GSR.	68
Figura 4.13 Gráfica de estímulo musical.	68
Figura 4.14 Algoritmo para adquisición de datos [autoría propia].	69
Figura 4.15 Sesión de estimulación 1: Respuesta galvánica en la piel.	72
Figura 4.16 Sesión de estimulación 2: Respuesta galvánica en la piel.	73
Figura 4.17 Sesión de estimulación 3: Respuesta galvánica en la piel.	74
Figura 4.18 Sesión de estimulación 1: Ritmo cardíaco.....	74
Figura 4.19 Sesión de estimulación 1: Ritmo cardíaco previo a estimulación.	75
Figura 4.20 Sesión de estimulación 1: Ritmo cardíaco durante estimulación musical.	75
Figura 4.21 Sesión de estimulación 1: Ritmo cardíaco durante estimulación audiovisual.	76
Figura 4.22 Sesión de estimulación 1: Ritmo cardíaco post-estimulación.	76
Figura 4.23 Sesión de estimulación 2: Ritmo cardíaco.....	77
Figura 4.24 Sesión de estimulación 2: Ritmo cardíaco previo a la estimulación.	77
Figura 4.25 Sesión de estimulación 2: Ritmo cardíaco estimulación musical.	78
Figura 4.26 Sesión de estimulación 2: Ritmo cardíaco estimulación audiovisual y biorretroalimentación.	78
Figura 4.27 Sesión de estimulación 2: Ritmo cardíaco post-estimulación.	79
Figura 4.28 Sesión 3 Ritmo cardíaco.	79
Figura 4.29 Sesión 3 Ritmo cardíaco Pre-estimulación.	80
Figura 4.30 Sesión 3 Ritmo cardíaco estimulación musical.	80
Figura 4.31 Sesión 3 Ritmo cardíaco estimulación audiovisual y biorretroalimentación.....	81
Figura 4.32 Sesión 3 Ritmo cardíaco Post-estimulación.	81
Figura 4.33 Respiraciones por minuto Sesión 1.....	82
Figura 4.34 Sesión 1: Respiraciones por minuto pre-estimulación.....	82
Figura 4.35 Sesión 1: Respiraciones por minuto durante estimulación musical.....	83
Figura 4.36 Sesión 1: Respiraciones por minuto durante estimulación audiovisual y biorretroalimentación.	83
Figura 4.37 Sesión 1: Respiraciones por minuto Post-estimulación.....	84
Figura 4.38 Respiraciones por minuto Sesión 2.....	84
Figura 4.39 Sesión 2: Respiraciones por minuto pre-estimulación.....	85
Figura 4.40 Sesión 2: Respiraciones por minuto durante estimulación musical.....	85
Figura 4.41 Sesión 2: Respiraciones por minuto durante estimulación audiovisual y biorretroalimentación.	86
Figura 4.42 Sesión 2: Respiraciones por minuto post-estimulación.	86
Figura 4.43 Respiraciones por minuto Sesión 3.....	87

Figura 4.44 Sesión 3: Respiraciones por minuto pre estimulación.....	87
Figura 4.45 Sesión 3: Respiraciones por minuto durante estimulación musical.....	88
Figura 4.46 Sesión 3: Respiraciones por minuto durante estimulación audiovisual y biorretroalimentación	88
Figura 4.47 Sesión 3: Respiraciones por minuto post-estimulación.....	89
Figura 4.48 Niveles de relajación o meditación Sesión 1.....	89
Figura 4.49 Niveles de concentración Sesión 1	90
Figura 4.50 Niveles de relajación o meditación Sesión 2.....	90
Figura 4.51 Niveles de concentración Sesión 2	91
Figura 4.52 Niveles de relajación o meditación Sesión 3.....	91
Figura 4.53 Niveles de concentración Sesión 3	92
Figura 5.1 Resultados ritmo cardíaco.....	96
Figura 5.2 Resultados ritmo respiratorio.....	97
Figura 5.3 Resultados niveles de meditación.....	98
Figura Anexo 1. Medidas para diseño de dispositivo de montaje de sensor de ritmo cardíaco y GSR.....	113
Figura Anexo 2. Diseño mecánico de dispositivo de montaje de sensor de ritmo cardíaco y GSR.....	113
Figura Anexo 3. Diseño y medidas de compartimiento para colocar circuitería para los sensores de ritmo cardíaco y GSR.....	114
Figura Anexo 4. Compartimiento para colocar circuitería y fuente de alimentación de sensor de ritmo respiratorio.....	114
Figura Anexo 5. Medidas y diseño de placas de ensamble para el sensor de ritmo respiratorio..	115
Figura Anexo 6. Diseño de domo para el ensamblaje del sensor de ritmo respiratorio.	115

Glosario.

APP: Proteína precursora del amiloide.

ASD: Síndrome de Espectro Autista.

AU: Unidad arbitraria de medición.

BLE: Bluetooth low-energy.

BMP: Proteína de hueso morfogenética.

BPM: Latidos por minuto.

CASK: Proteína periférica de la membrana.

CNTNAP2: Proteína-símil 2 asociada a contactina.

CREE: Centro de rehabilitación y educación especial.

CRF^{Hy}: Corticotropina.

DM-5: Manual Diagnóstico y estadístico de los trastornos mentales.

DS: decisegundos.

EEG: Electroencefalograma.

ERK: Quinases extracelulares reguladas por señal.

IoT: Internet de las cosas.

JNK: Quinases de terminal c-Jun N.

L1CAM: Molécula de adhesión celular L1.

LED: Diodo emisor de luz.

LSL: Lab Stream Layer.

PD: Pure Data.

PETG: Tereftalato de polietileno de Glicol.

PLA: Ácido poliláctico.

LRRTM: Proteínas de repetición de transmembrana neuronal ricas en leucina.

MAGUK: Guanilato y quinasas asociadas con la membrana.

MQTT: Transporte de telemetría de colas de mensajes.

p38MAPK: Quinases proteicas activadas por mitógeno P38.

PI3K: Fosfatidilinositol 3-Quinasas.

PPG: Fotopletismografía.

RPM: Respiraciones por minuto.

SHANK: SH3 y múltiples dominios de repetición de anquirina.

SNC: Sistema nervioso central.

SynCAM1: Molécula 1 de célula de adhesión sináptica.

TCP: Protocolo de Control de Transmisión, por sus siglas en inglés Transmission Control Protocol.

UDP: Protocolo de datagramas de usuario.

USB: Bus serial universal.

Capítulo 1

En el Capítulo 1 se presenta una introducción a este proyecto. Se muestra la problemática que se desea abordar. Durante la semblanza del problema se define lo que es el autismo y se hace una recapitulación de su prevalencia. Se explica cómo a pesar de ser una problemática de salud pública, en nuestro país no se le ha dado la suficiente importancia. Esto ha ocasionado que no haya un diagnóstico ni tratamiento apropiado para los pacientes con autismo en México. De igual manera, se presenta cómo la terapia musical y visual han presentado resultados prometedores en el tratamiento de desórdenes emocionales, por lo cual pueden ser una gran opción para complementar las actuales metodologías de terapia para autismo. Igualmente, se comenta que los pacientes con autismo presentan un reñente rechazo a los sistemas de instrumentación médica, por lo cual es mucho más difícil monitorear los parámetros fisiológicos de estos pacientes. Durante este capítulo se muestra el estado del arte, en el cual se hace una recapitulación de los trabajos más recientes relevantes a este proyecto de investigación. Posteriormente, se muestra la solución que se propone a estas problemáticas, la hipótesis del proyecto, objetivos y la metodología a seguir.

1 Introducción

1.1 Semblanza del problema

El autismo es un desorden de espectro, esto significa que las personas que sufren este desorden pueden presentar desde síntomas muy leves hasta síntomas muy severos. Entre los síntomas que se pueden presentar están: el déficit de comunicación e interacción con otros, así como patrones de comportamiento e intereses rígidos y repetitivos [1]. En la Figura 1.1 se muestra un gráfico donde se clasifican los síntomas básicos del autismo. Además, se explica que estos síntomas básicos suelen ir acompañados de otras enfermedades y trastornos [2].

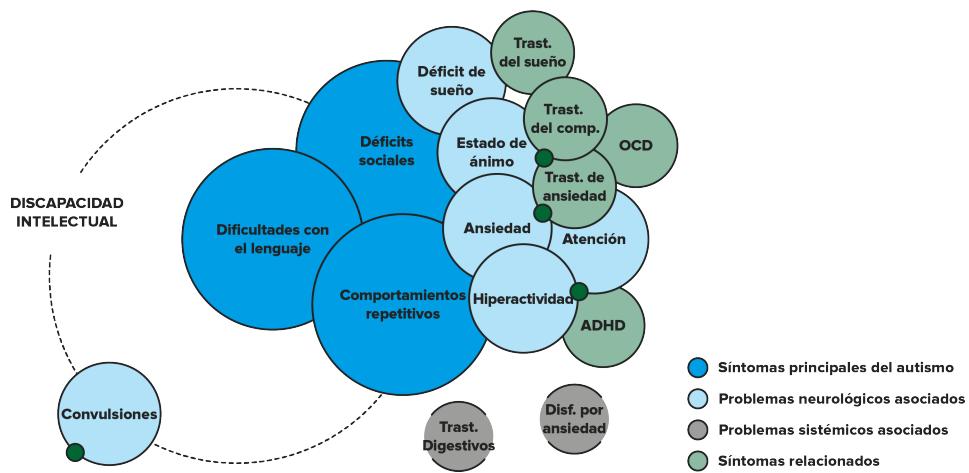


Figura 1.1 Clasificación de sintomatología del síndrome de espectro autista [2].

La prevalencia del autismo ha incrementado desde que los investigadores comenzaron a monitorearlo con mayor énfasis a partir del año 2000.

Se estima que en Estados Unidos aproximadamente 1 de cada 44 niños sufre de desorden de espectro autista (ASD) [3]. El estimado actual de prevalencia de autismo representa un incremento bastante considerable con respecto del estimado reportado en 2008, el cual era de 1 entre cada 88 y representa más del doble del estimado del año 2000, el cual era 1 entre cada 150 [4]. Asimismo, 1 de cada 6 niños en el rango de edad de 3 a 17 fueron diagnosticados con desórdenes de desarrollo, lo cual fue reportado por los padres durante un periodo de estudio de 2009-2017. Los principales desórdenes fueron autismo, déficit de atención y parálisis cerebral [3]. La prevalencia de autismo a nivel global se estima que tiene una media de 100/10,000. Con un rango de 1.09/10,000 a 436/10,000 [5].

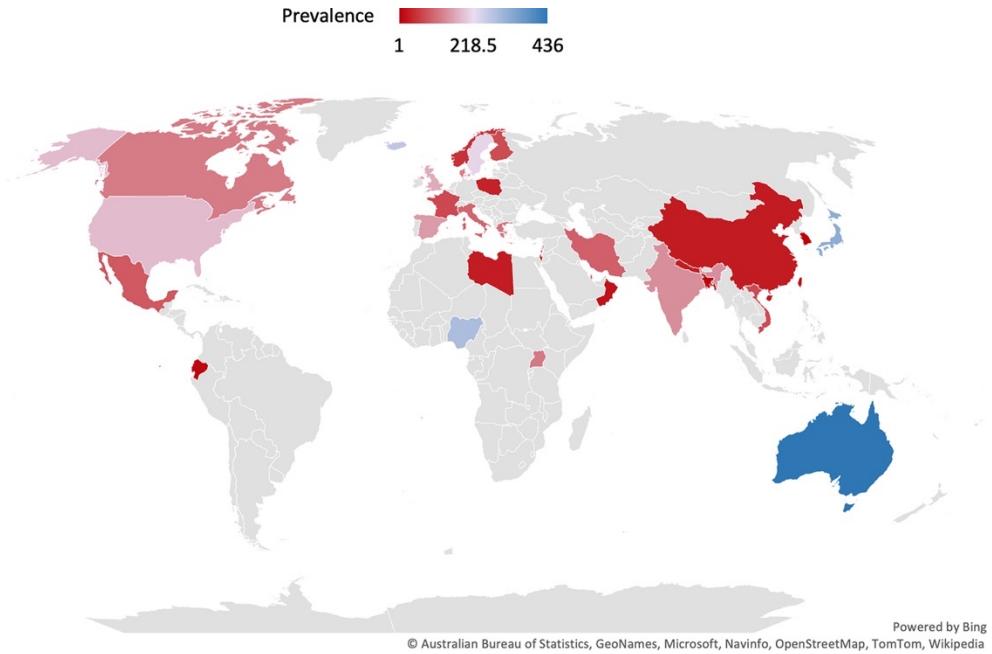


Figura 1.2 Prevalencia de autismo por cada 10,000 del 2012 al 2022 [5].

En la Figura 1.3 [6] se muestra la prevalencia del autismo en Estados Unidos hasta el 2020, según datos del centro para el control y prevención de enfermedades.

Estimated Autism Prevalence 2020



Figura 1.3 Prevalencia del autismo en Estados Unidos [6].

Esta prevalencia despertó un miedo en la población, debido a que pensaron que podría existir una “epidemia” de autismo. Es por esto que los expertos aclararon que el incremento de casos registrados se debe al incremento de la conciencia del tema y cambios en los criterios de diagnóstico [7]. Una de las problemáticas que se tiene en México es que el estudio de este fenómeno tiene muy poco tiempo.

Fue hasta el año 2016 que se comenzaron a realizar estudios para determinar la prevalencia del autismo. Los resultados de este estudio indican que, 1 de cada 115 niños presenta esta condición. Aproximadamente el 1% de todos los niños en México, lo que significa que alrededor de 400,000 tienen autismo. Esta cifra muestra que el autismo es un problema urgente de salud pública en México, por lo cual se le ha dado un énfasis en los últimos años a la investigación sobre este tópico, así como al desarrollo de metodologías de rehabilitación [8].

Recientemente, se ha presentado un incremento drástico en la producción de investigación concerniente a los tratamientos del desorden de espectro autista.

En 2003, aproximadamente 800 artículos *peer-reviewed* fueron publicados acerca de este tema. En 2013 este número incrementó a 3400 artículos publicados [9].

En la Figura 1.4 se muestra una gráfica que describe la evolución de la producción científica sobre el autismo en México de 1985 a 2018 [10]. Desafortunadamente, a partir del 2016 se puede notar una reducción importante en la producción científica concerniente al autismo en México. Es importante mencionar que no hay artículos recientes que hagan una revisión de las tendencias de la producción científica en México.

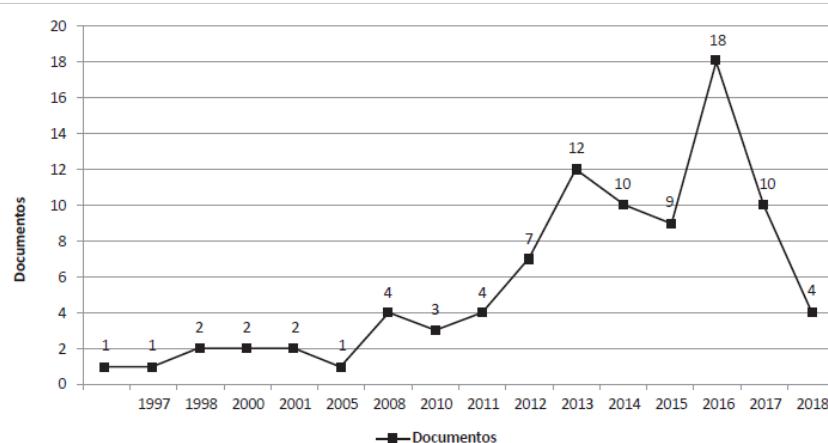


Figura 1.4 Evolución de la producción científica sobre el autismo en México de 1985 a 2018 [10].

A pesar de este gran incremento en la producción de investigación sobre el autismo, en el área de la ingeniería y ciencias aplicadas no se han explorado lo suficiente sobre cuáles pueden ser sus aplicaciones para atender esta problemática de salud pública.

En [10] se hace una clasificación de la distribución de la producción científica sobre el autismo por áreas multidisciplinarias. Teniendo la ingeniería un aporte de solamente el 10%.

Tabla 1.1 Clasificación de la distribución de la producción científica sobre el autismo por áreas multidisciplinarias [10].

Áreas de investigación	Núm. Documentos	Porcentaje
Ciencias de la computación	31	24 %
Neurociencias neurología	18	14 %
Psicología	18	14 %
Ingeniería	13	10 %
Psiquiatría	10	8 %
Medicina	6	5 %
Otros	6	5 %
Telecomunicaciones	5	4 %
Ciencias de la conducta	4	3 %
Investigación educativa	4	3 %
Matemáticas	4	3 %
Ciencias sociales	4	3 %
Pediatría	2	2 %
Ciencias de la desición	2	2 %
Fisiología	2	2 %
Ciencia, tecnología u otros temas	2	2 %
Total	131	100 %

Por otro lado, es importante mencionar que la falta de implementación tecnológica en los centros de rehabilitación es una constante en la mayoría de los centros de rehabilitación en México.

Los centros de rehabilitación en donde hay implementación tecnológica son de iniciativa privada. Un ejemplo es el Centro de Rehabilitación e Inclusión Teletón (CRIT).

Este tipo de centros presentan algunas limitantes, tales como que su capacidad de admisión de pacientes. El CRIT admite a un total de 27,000 niños y adolescentes con discapacidad, cáncer o autismo a nivel nacional [11]. Pero como se mencionó previamente, en México se estima que hay alrededor de 400 mil niños con autismo, por lo cual estos centros no son suficientes para las necesidades de la población. Ahora bien, es importante mencionar que una de las terapias para pacientes con autismo que ha tomado gran importancia en los últimos años es la terapia por medio de estimulación sensorial. Este tipo de terapia tiene como propósito mejorar la conducta adaptativa y regulación emocional mediante la integración sensorial. Por medio de esta terapia se activa el área de Broca, la cual corresponde al área de circuitos nerviosos para la formación de palabras y estimular el lenguaje. Esto permite también activar las áreas motoras [12].

La terapia musical es un tipo de estimulación sensorial y contribuye en cinco factores principales: Modulación atencional, modulación emocional, modulación cognitiva, modulación conductual y modulación comunicativa [13]. Los resultados obtenidos por la terapia musical han sido bastante prometedores, por lo cual es necesario ahondar en mejorar las metodologías de aplicación de este tipo de terapia [14]. Hoy en día, la investigación sobre el desarrollo de metodologías para determinar y crear los estímulos ideales para la estimulación musical ha tomado gran importancia, debido a que han surgido nuevas metodologías que han probado tener un impacto mayor en los pacientes que las metodologías tradicionales. A pesar de que se han encontrado metodologías de estimulación musical que producen un mayor impacto, en México no se le ha dado la importancia pertinente a su implementación. Tampoco se ha buscado la integración de estas nuevas metodologías en salas de estimulación sensorial, donde se podría combinar con estimulación visual. Es importante mencionar que, uno de los grandes retos que se presentan en la terapia sensorial para pacientes con autismo, es medir las variables fisiológicas del paciente. Uno de los principales retos es la diversa naturaleza misma de este desorden [15]. Es de gran importancia mencionar que debido a la naturaleza de este desorden los pacientes presentan un rechazo mayor a utilizar sensores médicos, ya que representa un gran reto al momento de buscar medir variables fisiológicas. Según [16] el 60% de los jóvenes y niños con autismo presentan comportamiento desafiante, que puede incluir movimientos agresivos o bruscos, lo que conlleva a otro gran reto al momento de diseñar un sistema de instrumentación. Debido a esto, los sistemas de instrumentación biomédica para pacientes con autismo deben de tener características muy especiales, que permitan el monitoreo continuo y exacto del paciente y a su vez sean ergonómicos para que no sean rechazados por el paciente. En recientes años se han desarrollado tecnologías que han permitido el avance en la investigación y desarrollo de estos sistemas de instrumentación. Diversos estudios han comprobado el gran impacto que tiene implementar estas nuevas tecnologías en la vida diaria y en sesiones de rehabilitación para pacientes con autismo [17]. Por lo anterior se concluye que es de suma importancia la investigación para desarrollar un sistema capaz de generar estímulos audiovisuales en tiempo real a partir de la medición *in situ* de los parámetros fisiológicos del paciente, así como el diseño de sistemas ergonómicos, con una temática amigable para que sean integrados en los sistemas de rehabilitación, de tal manera que sea atractiva para los pacientes con autismo, ya que de esto depende si el paciente la acepta, interactúa o tiene un efecto negativo directo en los resultados de la terapia propuesta.

1.2 Revisión del Estado del Arte.

1. En [18] se diseñó un sistema musical interactivo, el cual permite inducir un estado de relajación por medio de estímulos auditivos. En este estudio se generaron e implementaron distintos tipos de estímulos musicales, pero se concluyó que el estímulo con mayor efecto en el sujeto es aquél que es modulado por medio de parámetros fisiológicos del mismo sujeto de prueba. En este proyecto se midieron el ritmo cardíaco, ritmo respiratorio, conductividad eléctrica en la piel y encefalograma para poder crear los estímulos musicales y validar el estado emocional del sujeto. Para la creación del estímulo auditivo se hizo uso del lenguaje Pure Data.
2. En [19] se realiza un análisis exhaustivo de los datos proporcionados por diversos servidores acerca del impacto que tiene la terapia musical en pacientes con autismo. A pesar de que hay una variabilidad considerable en los datos analizados se puede concluir que la terapia musical tiene un impacto considerable en la reducción de la sintomatología de este síndrome.
3. En [20] se hace un análisis del efecto que tiene la sonata para dos pianos en D mayor de Mozart en pacientes con desórdenes neuronales, en específico en pacientes con epilepsia. Se logró descubrir que después de una exposición prolongada a esta pieza puede ayudar a modular preferentemente actividad en redes emocionales frontales.
4. Por ejemplo, en el Centro de Rehabilitación Infantil Teletón Occidente realizó un estudio con el objetivo de conocer el impacto de la terapia musical en estimulación sensorial, social, cognitiva y motriz con daño o riesgo neurológico. Donde se obtuvieron resultados prometedores, que apuntan a que esta rehabilitación favorecerá mejores resultados psico-madurativos [21].
5. En [22] se hace una revisión sistemática y minuciosa de los efectos de la terapia musical en niños con desórdenes del espectro autista y otros desórdenes de desarrollo neuronal. En este estudio se realiza un análisis minucioso de acuerdo a las reglas PRISMA, en el cual se investigó en diversas bases de datos que datan desde enero de 1970 hasta septiembre de 2020. En este estudio se concluye que se logró un efecto positivo en la mayoría de los estudios controlados que utilizaban terapia musical educativa y terapia musical de improvisación.
6. En [23] de los diversos métodos de análisis de emociones basados en señales neuronales se hace una descripción de las bases médicas que permiten hacer una relación directa entre las distintas señales neuronales y las emociones.
7. En [24] se hace un análisis exhaustivo de las diversas metodologías de terapia musical para niños con autismo en diversas bases de datos, de los cuales se escogieron 27 estudios. En este artículo se analiza la necesidad de incluir tecnología en la terapia musical para poder validar su efectividad. Se realiza una clasificación de metodologías de integración tecnológica en terapia musical. Estas metodologías han demostrado lograr progreso en niños con autismo. En este artículo se concluye que aún no se han realizado los suficientes estudios necesarios para poder determinar cuál es el impacto que tiene la terapia musical, con el valor agregado de la tecnología en niños con autismo y sus familias
8. En [25] Se desarrolló un sistema electrónico de salud para niños con síndrome de desorden autista específicamente en áreas rurales de África. Este sistema utilizó un sistema de

instrumentación biomédico no invasivo que mide la actividad electrodérmica y reconocimiento de voz para poder determinar el estado anímico del paciente. Este sistema logró clasificar con una precisión de 92.07% el estado anímico del paciente. Esta clasificación del estado anímico del paciente se realizó con el propósito de evitar colapsos emocionales. Si el sistema detecta que el paciente está en camino a un colapso emocional se manda una alerta y se recomienda implementar terapia musical para inducir un estado de mayor tranquilidad.

9. En [26] se plantea que la clasificación del estado anímico de un paciente con ASD por medio de la medición y análisis de parámetros fisiológicos es una metodología no verbal y no invasiva que proporciona diversas ventajas. En este estudio se clasificó el estado anímico del paciente con ASD por medio de la medición y análisis del ritmo cardíaco, ritmo respiratorio, actividad electrodérmica y temperatura. Lográndose un éxito promedio en la clasificación mayor a 80%.
10. En el artículo [27] se implementó un Sistema de instrumentación biomédico que pudiese ser fácil de usar durante todo el día como si fuese una prenda. Esto para poder medir ininterrumpidamente parámetros fisiológicos como la respuesta galvánica en la piel, el ritmo cardíaco, temperatura de la piel entre otros. Al medir estos parámetros se pudo determinar el estado de ánimo del sujeto hasta con un 85% de veracidad. Una vez determinado el estado emocional del sujeto se pudo coadyuvar a la regulación emocional y evitar colapsos emocionales.
11. En [28] se presentan las ventajas de utilizar sistemas de instrumentación biomédica ergonómicos y que incluyen tecnología inalámbrica para pacientes con desorden de espectro autista. Se presentan las ventajas que se obtienen al poder medir parámetros fisiológicos de un paciente de manera continua para poder determinar el estado emocional de un paciente y así optimizar los tratamientos.
12. En [28] se muestran las dificultades y retos que se presentan al medir parámetros fisiológicos de pacientes con autismo. Se explica a detalle cómo algunos pacientes con ASD presentan conductas agresivas, por lo que se debe de tomar en consideración al diseñar el sistema de instrumentación. En este trabajo se utiliza un sistema de instrumentación que es fácil de usar como una prenda y que a su vez tiene una presentación amigable para el usuario. También se recalca la importancia de determinar en qué parte del cuerpo se colocan los sensores por seguridad misma del paciente y para obtener señales precisas y de calidad. Se concluyó que tanto la muñeca como el tobillo son buenas opciones para colocar sensores de actividad electrodérmica, ritmo cardíaco y temperatura de la piel.
13. En [29] se implementa una integración de sistemas de Internet de las Cosas en salas de estimulación multisensorial para pacientes con desórdenes neuronales. En este trabajo se muestran las ventajas de implementar este tipo de tecnologías para generar estímulos y ambientes en salas de estimulación multisensorial. Los resultados presentados por los terapeutas demuestran que la implementación de estas tecnologías coadyuva al mejoramiento de las metodologías de estimulación en estas salas.
14. En [30] se explora la integración de superficies que permiten la interacción de pacientes con ASD con música. Se demuestra cómo la integración de nuevas tecnologías y metodologías de estimulación musical coadyuvan a las actuales metodologías de estimulación en salas de estimulación multisensorial.

15. En [31] se presenta una exhaustiva revisión sobre los sistemas de monitoreo de parámetros fisiológicos móviles que se han desarrollado para pacientes con autismo desde el 2013 hasta el año 2023. Se presenta que la mayoría de los sistemas de monitoreo portátiles, ergonómicos que se han desarrollado en estos años son enfocados para el área del deporte. Dejando muy descuidado el sector de la población con autismo. Algunos de los dispositivos que sí se han desarrollado y que pueden ser empleados en el monitoreo constante de pacientes con autismo es la pulsera E4 Empatica. Pero existe una gran problemática, la cual es que en países de mediano o bajo desarrollo económico son totalmente inaccesibles para la mayoría de la población. Se resalta la importancia de invertir recursos en el desarrollo de más dispositivos ergonómicos y portátiles que permitan el monitoreo de los pacientes con autismo.
16. En [32] se presenta un método ingenioso método de medición de ritmo cardíaco y presión de agarre. Se realizó el diseño mecánico de un manubrio de bicicleta, el cual sirve como dispositivo de montaje para los sensores de ritmo cardíaco y presión de agarre. Para el desarrollo de este proyecto se utilizaron tecnologías del internet de las cosas para poder obtener los datos de los sensores, procesarlos y visualizarlos.

1.3 Solución Propuesta.

Diseñar un sistema de estimulación audiovisual que coadyuve a las actuales metodologías de terapia sensorial para pacientes con autismo. El internet de las cosas (IoT) es una tecnología que está revolucionando nuestro mundo con miles de sensores creando un sistema inteligente a nuestro alrededor. Su principal objetivo es hacer procesos más dinámicos y convenientes [33]. La implementación de sensores inteligentes ha cambiado en gran medida la experiencia humana en la medicina, puesto que estos sensores pueden ser utilizados desde casa por el usuario, mientras se monitorean sus parámetros fisiológicos [33]. Por lo anterior, haciendo uso de esta tecnología se buscará realizar el diseño de un sistema ergonómico que integre un diseño electrónico (instrumentación, IoT, sistemas embebidos) con un diseño mecánico con temática infantil atractiva para el usuario. De igual manera, es importante mencionar que en México existen centros de rehabilitación públicos conocidos como Centro de Rehabilitación y Educación Especial (CREE). Estos centros tienen una mayor capacidad de atención y es mucho más sencillo ser aceptado para tratamientos de rehabilitación que en el CRIT u otras instituciones privadas. Es por esto que en este trabajo se busca trabajar con esta institución.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

Caracterización de la respuesta fisiológica de pacientes con autismo, ante estímulos audiovisuales, mediante la medición de parámetros corporales, para coadyuvar al mejoramiento de tratamientos de rehabilitación utilizando un sistema ergonómico para el usuario.

1.4.2 Objetivos particulares

- Identificación de parámetros fisiológicos a medir en pacientes con autismo.
- Selección de sensores y acondicionamiento de señales del sistema de instrumentación.
- Diseño mecánico de dispositivos de montaje ergonómico.
- Implementación del sistema electrónico en el diseño mecánico ergonómico.
- Diseño de sistema de procesamiento de señales y generación de estímulos (Por medio del software Pure Data).
- Acoplamiento del sistema de generación de estímulos con el sistema audiovisual.
- Medición de respuesta del paciente a los estímulos audiovisuales.
- Análisis de datos.
- Análisis de progreso del paciente.
- Escritura y publicación de artículo científico.
- Escritura de tesis.

1.5 Hipótesis

La estimulación audiovisual ha mostrado resultados que indican su efectividad en el tratamiento de diversos desórdenes neuronales, tales como el autismo. Estos estímulos producidos en función de parámetros fisiológicos que presenta el paciente coadyuvan al tratamiento del mismo con mayor efectividad que otras metodologías de estimulación. Con base en esto, se plantea que por medio de la generación de los estímulos visuales y auditivos mediante la medición de los parámetros corporales se puede establecer una metodología de rehabilitación ad hoc a un paciente con autismo. Asimismo, la principal problemática que presentan los pacientes que sufren de autismo es el rechazo a los sistemas de instrumentación biomédica. Por lo cual, también se espera que el diseño de un sistema ergonómico con una temática infantil atractiva para el paciente coadyuvará a el mejoramiento del tratamiento de rehabilitación.

1.6 Metodología

En la siguiente imagen se muestra un diagrama con la metodología a seguir.

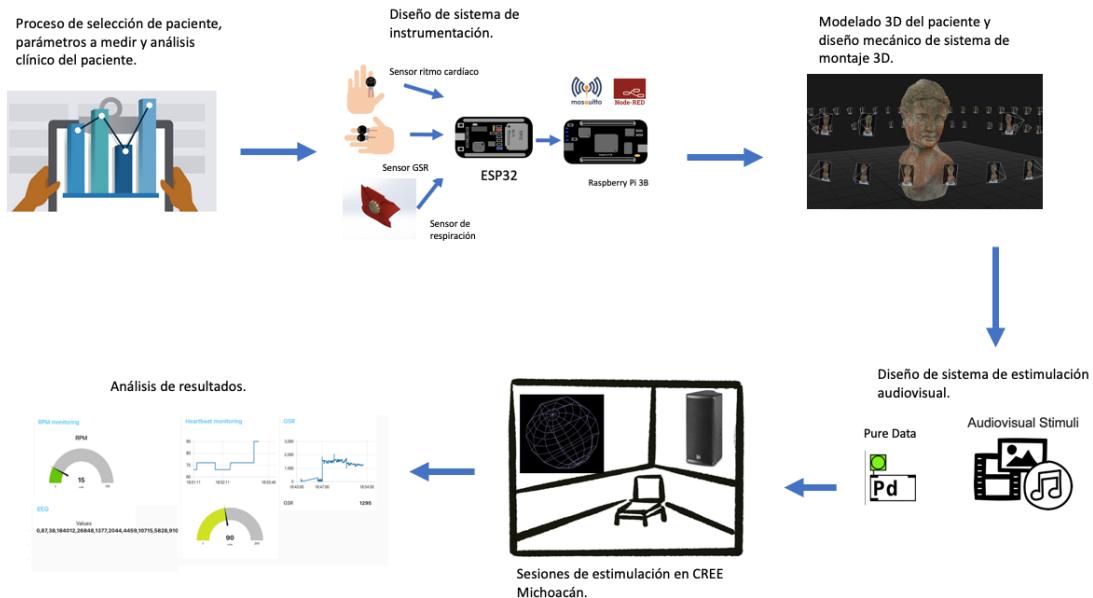


Figura 1.5 Metodología a seguir [autoría propia].

1. Se identificarán los parámetros fisiológicos a medir en pacientes con autismo.
2. Con la ayuda del personal médico del CREE Michoacán se seleccionará un paciente en particular con autismo de grado 2, en un rango de edad de 6 a 12 años.
3. Se realizará un análisis del historial clínico y psicológico del paciente. Esto con el propósito de diseñar un sistema ad hoc a las necesidades del paciente y evitar cualquier punto que le pueda causar molestia o incomodidad.
4. Diseño electrónico del sistema de instrumentación biomédico que permitirá obtener las señales fisiológicas del paciente.
5. Debido a que el cableado del sistema de instrumentación puede generar estrés al paciente, se propone hacer un sistema totalmente inalámbrico. Es por esto que el sistema de instrumentación a diseñar se comunicará con un servidor local, en el cual se podrán almacenar, visualizar y posteriormente analizar todos los datos de los sensores. Para lograr esto, los datos de los sensores serán transmitidos utilizando un ESP32. Para poder crear el servidor se hará uso de una Raspberry Pi 3B.

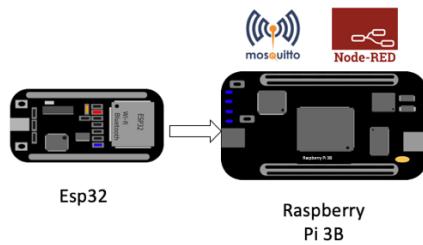


Figura 1.6 Conexión Esp32 a Raspberry Pi 3B [autoría propia].

6. Se realizará un análisis de las dimensiones del cuerpo del paciente, con el propósito de que el diseño a realizar sea lo más cómodo posible para el paciente. Esta característica también tiene como propósito evitar movimiento en los sensores en caso de que el sistema le quede demasiado grande y evitar estrés en caso de que le quede muy chico. Para este análisis se utilizaron técnicas como fotogrametría, la cual permite generar modelos 3D de muy buena precisión.
7. Una vez hecho esto se realizará un diseño mecánico ergonómico y con presentación atractiva para el paciente donde se colocará el sistema de instrumentación. Debido a que se trabajará con niños en un rango de 6 a 12 años se utilizará una temática de súper héroes, con el fin de hacerlo lo más atractivo posible.
8. Posteriormente, se exportarán los datos obtenidos por los sensores que están en el servidor al software Pure Data. Asimismo, utilizando el software Pure Data se diseñará un algoritmo que permita generar estímulos audiovisuales modulados en función de los parámetros fisiológicos.

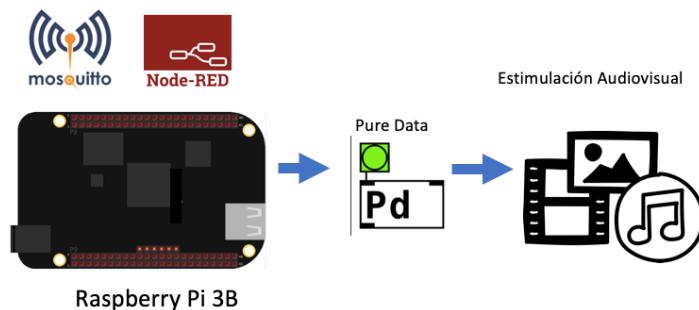


Figura 1.7 Generación de estímulos audiovisuales [autoría propia].

9. Al tener el prototipo listo se hará un acoplamiento del sistema de generación de estímulos con el sistema audiovisual de la sala de estimulación multisensorial. Asimismo, se harán diversas sesiones de estimulación en colaboración con los expertos del CREE. Se proporcionarán encuestas a los padres del paciente para poder obtener información cualitativa del progreso del paciente.

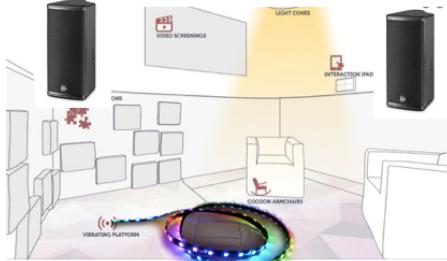


Figura 1.8 Sala de estimulación sensorial [autoría propia].

10. Por último, se hará un análisis del efecto de la estimulación en el paciente analizando la información cualitativa y comparando los parámetros fisiológicos antes y después de la sesión de estimulación.

Capítulo 2

En el Capítulo 2 se presentan los fundamentos teóricos sobre los cuales se basa este proyecto. Se hace una recapitulación histórica del autismo y se presenta cuál es la definición actual, sus posibles causas, los síntomas y la actual categorización que se tiene de este síndrome basándose en los síntomas que se presentan. Posteriormente se ahonda en la terapia multisensorial, la cual es muy utilizada en el tratamiento de autismo. Igualmente, se plantean los conceptos teóricos sobre los cuales se diseñaron los sensores a utilizar. Por último, se muestran algunas de las características técnicas de dichos sensores y de otros dispositivos esenciales para el funcionamiento del sistema de monitoreo.

2 Marco teórico

2.1 Autismo

A lo largo de los últimos el término autismo ha evolucionado, mientras más se conoce sobre esta discapacidad. Este término proviene de la palabra griega *autos* que tiene como significado “sí mismo”. Esto en referencia al repliegue patológico de la personalidad sobre sí misma [34]. En 1911 el psiquiatra Eugene Bleuler fue la primera persona en utilizar este término para referirse a un trastorno del pensamiento y diferenciándolo de la esquizofrenia. En 1943 gracias a Leo Kanner adquirió la categoría de síndrome de diagnóstico médico. Leo Kanner describió al autismo como “la condición en la cual el paciente tiene una falta de contacto con las personas, ensimismamiento y soledad emocional” [35]. A partir de las valiosas aportaciones de Kanner la manera en la que se percibe y estudia el autismo se ha mantenido en un proceso de constante evolución. Es importante mencionar que a pesar de que Bleuler fue de los pioneros en la investigación de este síndrome, desde muchos años atrás se han buscado estudiar y registrar los casos de personas que presentan síntomas que entran dentro del cuadro del síndrome de espectro autista. A lo largo de los siglos XVIII y XIX hubo un gran interés por estudiar los casos de niños con perturbaciones severas de las capacidades de interacción y de contacto afectivo. El niño salvaje de Averyon es uno de los casos más conocidos y que causó gran interés en la comunidad científica. Las descripciones de su conducta realizadas por Itard sugieren un caso de autismo. Otro caso muy conocido de autismo en el siglo XIX son los conocidos como “niños lobo”. Haslam los describe como un grupo de niños que manifiestan convulsiones, deambulación lenta y un retraso notable en la adquisición de lenguaje [36].

Hoy en día gracias a avances en otras ramas del conocimiento como la psiquiatría y neurología podemos tener una mejor comprensión de lo que es realmente este síndrome.

En la actualidad se define como una discapacidad de desarrollo de etiología heterogénea, multifactorial, la cual se presenta durante los primeros años. Se dice que el autismo es un trastorno de base neurobiológica, que está asociado a cambios complejos en la sinaptogénesis y en la conectividad neuronal [37].

Pero ¿qué es la sinaptogénesis? Para poder comprender esto es necesario primeramente definir qué es la sinapsis. La sinapsis es la unión entre una neurona y otra célula. Existen 2 tipos de sinapsis; la sinapsis eléctrica y la sinapsis química. La sinapsis eléctrica es la unión estrecha entre neuronas adheridas mediante proteínas, lo cual permite la propagación de señales iónicas entre las neuronas. En la sinapsis química las células están separadas por un espacio de 20-30 nanómetros. Se denomina hendidura sináptica y funciona como una conexión que transfiere información de una célula a otra [38]. La sinapsis se inicia con una descarga química, a su vez se origina una corriente eléctrica en la membrana de la célula presináptica (célula emisora); posteriormente, ya que este impulso nervioso alcanza el extremo del axón (la conexión con la otra célula), la propia neurona segregá un tipo de compuestos químicos (neurotransmisores) que se depositan en la hendidura o espacio sináptico (espacio intermedio entre esta neurona transmisora y la neurona postsináptica o receptora) [39]. Es gracias a estos procesos que podemos mover los músculos, procesar información del sistema nervioso, entre muchas otras cosas. En la Figura 2.1 se muestra la estructura de la sinapsis química.

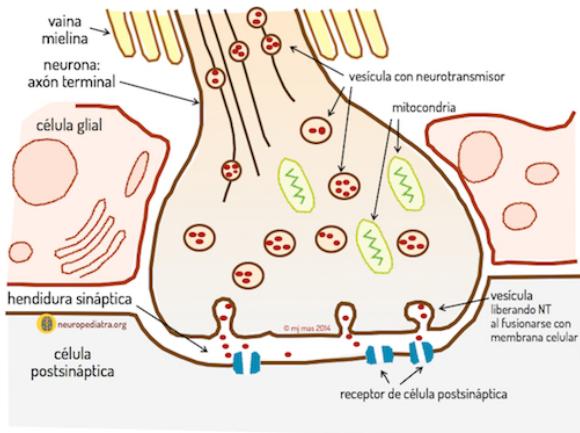


Figura 2.1 Estructura de sinapsis química [39].

La sinaptogénesis es un proceso madurativo activo que comprende la formación de un locus liberador de neurotransmisores en la neurona presináptica y un campo receptor postsináptico asociado, así como la alineación precisa de las especializaciones presinápticas y postsinápticas. La formación de las sinapsis en el sistema nervioso central (SNC) humano ocurre durante la vida embrionaria y fetal, los comienzos de la vida postnatal y también durante la vida adulta. Las sinapsis, una vez que alcanzan la maduración anatómica estructural, van a desarrollar un importante proceso de maduración funcional y además se van a ver expuestas a muy diversos mecanismos de plasticidad sináptica [40]. Se han encontrado en pacientes con autismo anomalías en diversas proteínas que forman parte del proceso de sinaptogénesis, en las cuales se incluyen: semaforinas y otras guías del desarrollo axonal (efrinas y plexina); SynCAM1 (Molécula 1 de célula de adhesión sináptica); sistema cadherinas-protocadherinas; complejo neurexina-neurooliaguinas; proteínas LRRTM (Proteínas de repetición de transmembrana neuronal ricas en leucina.) y otras proteínas de adhesividad sináptica como contactina, CNTNAP2 (Proteína-símil 2 asociada a contactina), L1CAM (Molécula de adhesión celular L1), APP (Proteína precursora del amiloide) y pentraxina neuronal tipo 2; sistema SHANK (SH3 y múltiples dominios de repetición de anquirina) y otras proteínas de andamiaje sináptico como MAGUK (Guanilato y quinasas asociadas con la membrana) y CASK (Proteína periférica de la membrana), sistema BMP (Proteína de hueso morfogenética). y otros sistemas involucrados en plasticidad sináptica como el sistema de proteínas Ras GTP-asas (Ras, Rap1 y Rap2) y la vía de transcripción de señal relacionada con ellas, incluyendo ERK (Quinases extracelulares reguladas por señal), JNK (Quinases de terminal c-Jun N), p38MAPK (Quinases proteicas activadas por mitógeno P38) y PI3K (Fosfatidilinositol 3-Quinases) [40].

El autismo está en la mayoría de los casos asociado con diversas condiciones médicas y psiquiátricas, confiriéndole una gran heterogeneidad clínica. Los pacientes con síndrome de espectro autista presentan en muchos casos múltiples trastornos genéticos, congénitos del metabolismo, embriopatías y fetopatías tóxicas, epilepsia, infecciones congénitas [41]. De igual manera, se estima que aproximadamente entre un 30% a 40% de los pacientes con autismo presentan discapacidad intelectual, compromiso variable del lenguaje, dificultades motoras y disfunciones sensoriales [42]. Dentro de las comorbilidades con afecciones neuro-psiquiátricas se encuentra el trastorno por déficit de atención e hiperactividad, el cual puede alcanzar casi el 80%. También, frecuentemente se encuentran otras afecciones psiquiátricas como el trastorno obsesivo compulsivo, trastornos de humor, ansiedad y depresión [43].

Recientemente la Asociación Americana de Psiquiatría de los Trastornos mentales, en el Manual Diagnóstico y Estadístico De los Trastornos Mentales (DM-5) publicó los lineamientos considerados

para determinar una sola categoría diagnóstica, con solo 2 dominios de síntomas. Siendo estos síntomas de comunicación social y de conductas repetitivas. Se requiere que se cumplan los 3 dominios de la comunicación social y 2 de los 4 criterios del dominio de conductas repetitivas para diagnosticar a un paciente con autismo. A continuación, se muestran y se explicarán los 4 criterios diagnósticos del trastorno de espectro autista.

1. El primer criterio que se debe cumplir es la manifestación de déficits persistentes en la comunicación e interacción social, no atribuibles a un retraso general. Manifestando simultáneamente 3 de los siguientes déficits:

- Déficit en la reciprocidad social y emocional: Se caracteriza por la ausencia de iniciativa de tener interacción social, falta de acercamiento social, entre otras conductas.
- Déficit en las conductas de comunicación no verbal: Deficiencia en la capacidad de comunicación verbal dentro de la interacción social, así como deficiencia en la capacidad de comunicación no verbal por medio de lenguaje corporal.
- Déficit en desarrollo de relaciones adecuadas al nivel de desarrollo: Dificultades de mantener comportamientos adecuados y requeridos en los distintos contextos de interacción social, puede llegar al desinterés total por las demás personas.

2. Patrones de comportamiento, intereses o actividades restringidas y repetitivas. Se puede manifestar de las siguientes maneras:

- Habla, movimientos o manipulación de objetos estereotipada o repetitiva.
- Fijación por las rutinas, patrones estrictos de conducta verbal y no verbal y excesiva oposición al cambio.
- Intereses restrictivos.
- Hiperactividad o hipoactividad a los estímulos sensoriales.

3. Los síntomas deben estar presentes en la primera infancia.

4. Limitación y deterioro del funcionamiento habitual debido a la conjunción de los síntomas.

La conceptualización y caracterización del trastorno de espectro autista en el DSM-5 se constituye por una aproximación categorial y posteriormente dimensional [41].

De igual manera, el DSM-5 establece 3 niveles de gravedad basándose en los déficits que se presentan en el paciente. En la Tabla 2.1 se muestran las características de cada uno de los niveles considerados por la sociedad psiquiátrica [44].

Tabla 2.1 Clasificación de niveles de síndrome de espectro autista según el DSM-5 [44].

Categoría dimensional del trastorno autista en el DSM-5	Comunicación social.	Comportamientos restringidos repetitivos.
Nivel 3.	Mínima comunicación social. Deficiencias severas en las habilidades de comunicación verbal y no verbal.	Inflexibilidad extrema de comportamiento. Extrema oposición al cambio.
Nivel 2.	Marcado déficit con limitada iniciación de interacción social o respuestas reducidas o atípicas.	Inflexibilidad marcada de comportamiento.
Nivel 1.	Sin ayuda <i>in situ</i> . Puede presentar problemas ocasionadas por deficiencias de comunicación durante la interacción social. Se llega a presentar poco interés por la interacción social.	Dificultad para alternar actividades, se presentan problemas de autonomía debido a los problemas de organización.

2.2 Clasificación emocional por medio de parámetros fisiológicos.

¿Es viable conocer el estado de ánimo de una persona por medio de la medición de parámetros fisiológicos? Las emociones juegan un papel importante en nuestra vida diaria; están involucradas en procesos cognitivos como la memoria, aprendizaje, toma de decisiones etc. [45].

Así mismo, son determinantes del comportamiento, el pensamiento y experiencia, y deben ser reguladas en diversas maneras. Estudios de neuroimagen han implicado diversas regiones del cerebro en regulación de emociones [46]. La palabra emoción se deriva de la palabra latina “emovere”, la cual significa mover, o agitar. Algunas de las emociones identificadas son alegría, enojo, sorpresa, entre otras. Las emociones se definen como un complejo estado de sentimiento, el cual resulta en cambios físicos y psicológicos que influencian el comportamiento y el pensamiento de una persona. De acuerdo con el autor David G. Myers, las emociones incluyen excitación fisiológica, comportamiento expresivo y experiencia consciente.

Las tres principales teorías de la emoción son las siguientes:

1. Teoría fisiológica: Sugiere que las reacciones internas del cuerpo son responsables de las emociones.
2. Teoría neurológica: Sugiere que la actividad neuronal lleva a respuestas emocionales.
3. Teoría cognitiva: Argumenta que los pensamientos, así como otra actividad mental juegan un rol esencial en la formación de emociones [47].

El estado de ánimo del ser humano es muy complejo, es la respuesta coordinada de fisiología, comportamiento y mecanismos neuronales [23]. La comunidad de psicología establece que las emociones se pueden modelar de 2 maneras distintas. La primera es el modelo de emociones discretas, mientras que el segundo modelo considera que las emociones se clasifican de manera multidimensional. Dentro del primer modelo se establece que las emociones pueden ser clasificadas en categorías discretas. Paul Ekman menciona que las emociones pueden ser consideradas discretas, medibles y confirma que las emociones básicas del ser humano son respuestas fisiológicas [48] [49]. Las emociones pueden ser divididas en de una manera muy básica en seis categorías, alegría, enojo, miedo, sorpresa, tristeza y disgusto. De acuerdo a la psicología las emociones se pueden caracterizar de la siguiente manera:

- Miedo: El comportamiento instintivo de una persona o creatura que es expuesta al peligro. El miedo puede generar cambios en el ritmo cardíaco, elevar la presión arterial, entre otros fenómenos fisiológicos.
- Enojo: Agitación emocional, genera respuestas fisiológicas muy similares al miedo, pero puede detonar una respuesta hostil del sujeto.
- Tristeza: Es usualmente frustración psicológica por el fracaso. Se produce retardo psicomotor, alteración del ritmo cardíaco, aunque tiene un ritmo respiratorio estable su amplitud respiratoria es mayor
- Alegría: Estado psicológico de placer, Al estar alegres se produce un aumento de la frecuencia cardiaca, un aumento de la presión sanguínea, fluctuaciones en la actividad electrodérmica.
- Sorpresa: Se produce por la estimulación inesperada, resultando en una temporal acción de alto.
- Disgusto: Se produce al exponerse a estímulos negativos en el ambiente.

La Federación de sociedades de electroencefalografía y neurofisiología distingue las ondas cerebrales utilizando diferentes frecuencias [50]. Las ondas cerebrales son voltajes eléctricos oscilantes de una amplitud sumamente baja. Existen cinco ondas cerebrales ampliamente reconocidas. Varias regiones del cerebro no emiten la misma onda cerebral simultáneamente. Una señal de EEG entre electrodos situados en el cuero cabelludo consiste en muchas ondas con distintas características. La enorme cantidad de información recibida en un EEG puede hacer su interpretación difícil. Los patrones de ondas cerebrales son únicos para cada persona. En la Figura 2.2 se muestran las formas de onda de las distintas ondas cerebrales [51].

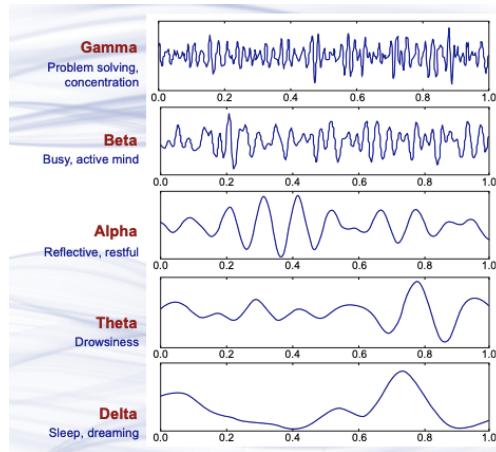


Figura 2.2 Señales de onda cerebrales [51].

Las distintas ondas cerebrales tienen distintas características de emociones, las cuales se combinan para hacer las emociones humanas. La clasificación se muestra en la Tabla 2.2 [23]:

Tabla 2.2 Relación de señales de onda neuronales y estado psicológico [23].

Señal de onda	Estado de conciencia	Frecuencia (Hz)	Estado psicológico
δ Delta	Inconsciente	1-3	Usualmente aparece en el sueño profundo en adultos. Esta señal se utiliza como base para terapia del sueño [52].
θ Theta	Subconsciente	4-7	Aparece en el estado de sueño superficial, así como en estados de meditación. Son las primeras señales de onda que se manifiestan cuando el sujeto se duerme.
Low α Alpha	Nivel consciente y subconsciente	8-9	Es la onda cerebral más común en adultos en estado de ánimo relajado.
High α Alpha	Nivel consciente y subconsciente	10- 12	Estudios relacionan esta señal de onda con el estado emocional de la felicidad. Al haber alta actividad de esta señal de onda representa que se está en un estado óptimo para el pensamiento y aprendizaje [53].
Low β Beta	Nivel consciente	13-17	Está relacionada con estados psicológicos como la atención externa, ansiedad [51].
High β Beta		18-30	
Low γ Gama	Nivel consciente	31-40	Se relaciona con el estado emocional de la felicidad. Cuando hay altas manifestaciones de la señal Gamma representa un mayor sentimiento de felicidad y reducción de estrés [23]. También se asocia con un estado de concentración[51] .
High γ Gama		41-50	

Las emociones son una entidad multimodal, las cuales pueden ser identificadas al analizar señales neuronales, pero también se pueden utilizar otras señales fisiológicas para hacer esta identificación [51]. Las emociones tienen un efecto directo en el ritmo cardíaco. Por ejemplo, el estrés emocional ocasiona que el cuerpo libere hormonas tales como cortisol y adrenalina. Estas hormonas ocasionan un aumento en el ritmo cardíaco, se estrechan los vasos sanguíneos, así mismo se aumenta la presión sanguínea [54]. El enojo ha mostrado ser la emoción más común previo al comienzo de arritmia ventricular. En los seres humanos el enojo y el estrés incrementan catecolaminas y decrementan la actividad vagolítica [55].

Otra variable fisiológica importante a considerar es la respiración. La respiración está regulada primariamente para propósitos metabólicos y homeostáticos en el tronco encefálico. Sin embargo, la respiración puede cambiar en respuesta a cambios en las emociones, como la tristeza, alegría, ansiedad o el miedo [56]. La ansiedad es una emoción relacionada con los mecanismos de auto defensa. La ansiedad anticipatoria está definida como el tiempo entre la aparición de la alerta y la estimulación, esta aumenta el ritmo respiratorio. Es importante resaltar que esto no cambia el consumo de O_2 .

Así mismo, el ritmo cardíaco ha sido correlacionado con mediciones individuales de rasgo de ansiedad (*Trait anxiety*) como se muestra en la Figura 2.3 [57].

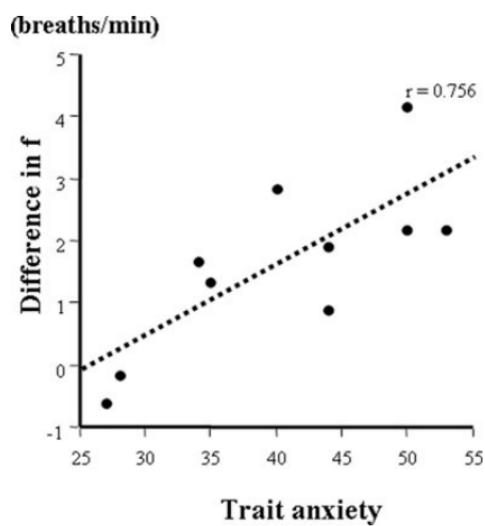


Figura 2.3 Relación entre frecuencias respiratorias y mediciones de rasgo de ansiedad individual durante ansiedad anticipatoria (*Trait anxiety*) [57].

Es por esto que el ritmo de respiración es una variable importante a considerar para poder determinar o regular el estado de ánimo de una persona. Diversos estudios han logrado demostrar un porcentaje de acierto considerablemente alto al clasificar las emociones de determinada persona por medio de la medición de sus parámetros fisiológicos.

En la siguiente tabla se muestra la relación que se ha encontrado entre parámetros fisiológicos y el estado emocional. Las flechas hacia arriba \uparrow indica un incremento, mientras que la flecha hacia abajo \downarrow un decremento. El símbolo de guion dentro de un paréntesis (-) representa que no ha habido ningún cambio [48].

Tabla 2.3 Relación de parámetros fisiológicos y estado emocional [48].

	Enojo	Estrés	Alegría
Cardiovascular			
Frecuencia cardíaca	↑	↑	↑
Variabilidad de frecuencia cardíaca	↓	↓	↑
Potencia frecuencias bajas		↑	(-)
Actividad electrodérmica			
Respuesta de conductividad en la piel	↑	↑	
Conductividad no específica en la piel	↑	↑	↑
Nivel base de conductividad en la piel	↑	↑	(-)
Respiración			
Frecuencia respiratoria	↑	↑	↑
Electroencefalografía			
Frecuencia α	↑	↓	↑
Frecuencia β	↓		
Frecuencia γ		↓	↑

2.3 Estimulación sensorial en pacientes con autismo.

La falta de habilidad de regulación emocional es una característica que está ligada al autismo. Generándoles grandes problemas durante la interacción social. La falta de regulación emocional tiene un directo efecto negativo en las habilidades sociales emocionales, las cuales se definen como la gama de conductas que una persona comparte en su contexto personal, permitiendo la expresión de sentimientos, pensamientos e ideas. Es por esto que a lo largo de los años se han buscado desarrollar técnicas que permitan coadyuvar a la regulación emocional de los pacientes con autismo. Una de las técnicas que más ha sido utilizada durante los últimos años es la terapia musical. La terapia musical ha demostrado que puede ayudar a mejorar diversas habilidades en áreas muy importantes para pacientes con autismo, como lo son la interacción social, la comunicación y regulación emocional [58].

2.3.1 Terapia musical.

La música ha sido utilizada por el ser humano desde la antigüedad como una herramienta para expresar sentimientos, ideas e incluso conservar memoria de eventos que sucedieron en el pasado. La música es uno de los medios de expresión más universal que existen. Desde la antigüedad se ha asociado la música en tratamientos de medicina. Por ejemplo, el dios Apolo de la mitología griega

es el dios griego de la música y la medicina. La música tiene la capacidad de asociar diferentes áreas corticales, es por esto que equilibra la capacidad excitatoria y la atención en el cerebro. El proceso por el cual el cuerpo humano procesa e interpreta la música ha sido estudiado durante los últimos años a profundidad, para poder determinar cuál es el impacto fisiológico de la música en el oyente. Se ha descubierto que los distintos componentes de la música son procesados por diversas áreas del cerebro. El ritmo es procesado en la corteza auditiva primaria, localizada en el lóbulo temporal, pero cuando se busca generar un patrón de ritmo la corteza motora y el cerebelo son los encargados de realizar este trabajo. El tono igualmente es procesado en la corteza auditiva, pero también intervienen el cerebelo y la corteza prefrontal en este proceso. La corteza prefrontal también toma parte en el procesamiento de las emociones al escuchar una melodía. En la Figura 2.4 se muestran las distintas áreas del cerebro que se activan de acuerdo al tipo de música [59].

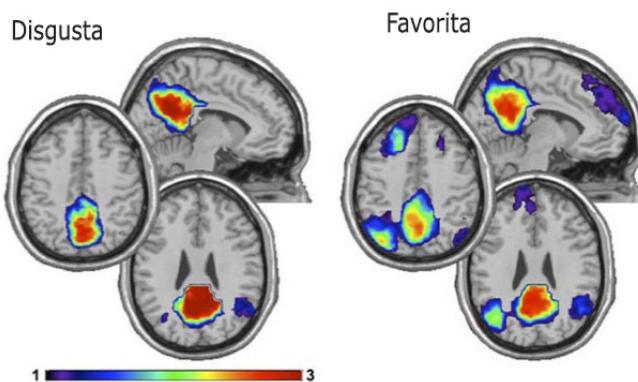


Figura 2.4 Áreas del cerebro activadas según el tipo de música [59].

La música ha sido utilizada como una herramienta muy eficaz para reducir la ansiedad como el medicamento “midazolam”. Se cree que puede ser aún más eficiente que muchos de los medicamentos utilizados en la actualidad para contrarrestar la ansiedad. Esto puede atribuirse al efecto neuroquímico que tiene en el ser humano, pues incrementa los niveles de opioides endógenos y dopamina. De igual manera, existe evidencia que sugiere que por medio de la terapia musical se puede reducir el cortisol, previniendo situaciones de estrés de cortisol. Es por esto que se ha utilizado prominentemente como terapia para pacientes con autismo [60].

2.3.2 Estimulación visual.

La estimulación visual por medio de luz es usualmente utilizada para tratar desórdenes asociados con problemas de regulación del eje de estrés hipotálamo-pituitario-adrenal. Este es un ciclo de retroalimentación que incluye el hipotálamo y las glándulas pituitaria y adrenal. La corticotropina, arginina vasopresina y adrenocorticotropa son las principales hormonas que lo activan. Para completarse el ciclo se requiere de retroalimentación negativa de cortisol en el hipotálamo y la pituitaria. En la Figura 2.5 se muestra un diagrama del eje hipotalámico-pituitario-adrenal [61].

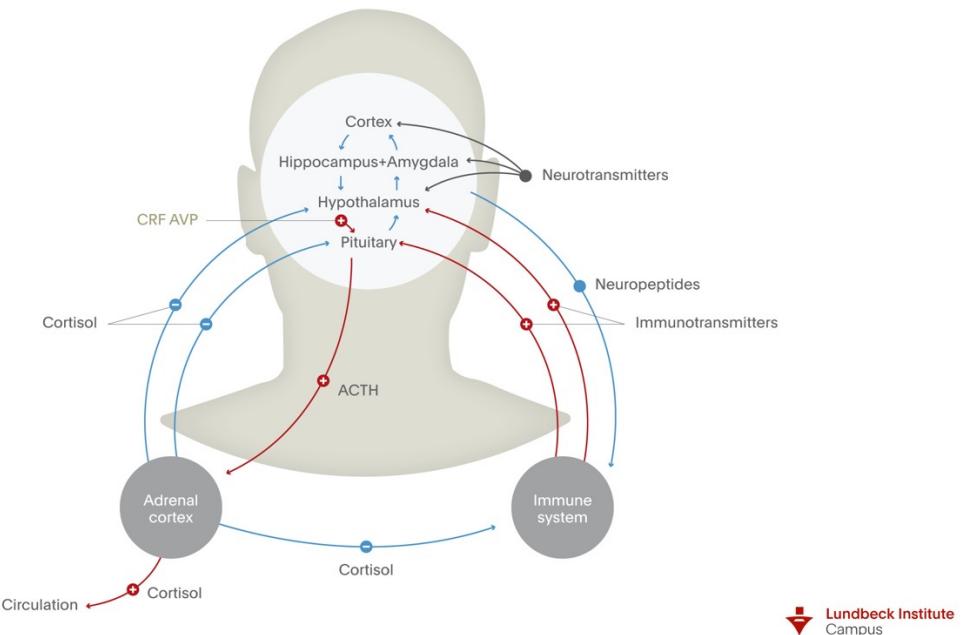


Figura 2.5 Eje hipotalámico-pituitario-adrenal [61].

Lundbeck Institute
Campus

A través de diversos experimentos se ha descubierto que la terapia de estimulación por medio de luz puede llegar a aliviar desordenes de regulación emocional, a través de la reducción del factor de liberación de corticotropina del hipotálamo (CRF^{Hy}). La ablación neuronal de CRF^{Hy} aumenta la conectividad funcional en el cerebro, asociada con un estado exploratorio [62].

2.4 Fotopletismografía (PPG).

La fotopletismografía es una técnica basada en la optoelectrónica, la cual nos permite medir las variaciones volumétricas de la sangre [63]. Para realizar esta medición esta técnica se basa en el hecho de que las células de la sangre absorben luz. Se utiliza un LED (diodo emisor de luz) y un fotodiodo, el cual es situado en paralelo al LED sobre la superficie de medición. En la Figura 2.6 se muestra el funcionamiento del sensor de PPG.

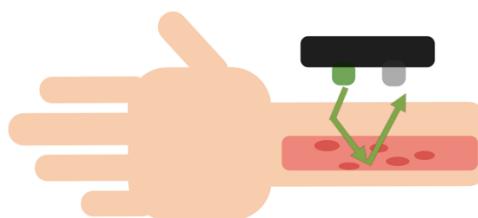


Figura 2.6 Sensor de fotopletismografía [autoría propia].

Al emitir un haz de luz el fotodiodo recibirá la luz reflejada y se puede determinar la cantidad de luz que fue absorbida. Debido a que durante el proceso de sístole las arterias contienen una mayor cantidad de sangre que durante el proceso de diástole, el diámetro de las arterias aumenta. Esto ocasiona que la cantidad de luz reflejada fluctúa en el tiempo en función del flujo sanguíneo. La

señal de PPG obtenida se compone de 2 componentes; la componente de corriente alterna, la cual fluctúa en el tiempo y está basada en los latidos del corazón y la componente de corriente directa, la cual está basada en la luz que se absorbe en diversas capas del cuerpo, tales como la piel, grasa entre otras [64]. Es importante mencionar que existen diversos sensores de PPG, los cuales utilizan distintos espectros de frecuencias de luz. Algunos utilizan luz azul, roja, verde. De acuerdo a la ley de Beer-Lambert cada longitud de onda tiene distintas características de penetración en la piel, por lo cual esto debe ser considerado dependiendo de la aplicación en la que se busque emplear. En la Figura 2.7 se muestra cómo las distintas longitudes de onda tienen diferente comportamiento al penetrar la piel [65].

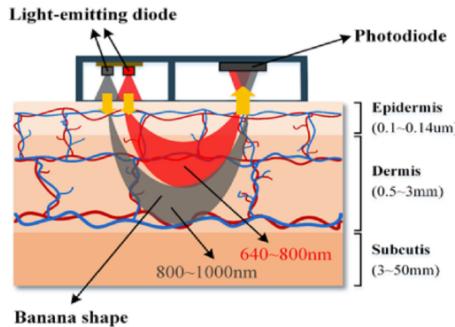


Figura 2.7 Comportamiento de distintas longitudes de onda al penetrar la piel [65].

2.5 Estudios N = 1.

Los estudios de caso único, o $N = 1$, se constituyen por ensayos cruzados, idealmente aleatorizados y cegados, que son conducidos en un solo paciente. El propósito principal de este tipo de estudio es determinar la intervención óptima para un paciente utilizando criterios basados en el análisis de datos. Este tipo de estudios tiene su origen en 1986, cuando investigadores de la universidad McMaster presentaron el caso de un paciente con asma no controlado, a pesar de estar recibiendo tratamiento de ipratropio, teofilina y prednisona. Los investigadores diseñaron un ensayo clínico para determinar si el tratamiento combinado realmente estaba beneficiando al paciente o no. Durante este estudio clínico el paciente fue intervenido de manera intercalada con distintos esquemas de intervención. Al final del estudio se pudo concluir que el tratamiento que presentaba mayores mejorías era el de ipratropio y prednisona, el cual a su vez correspondía a los períodos con mayores mejorías [66]. En los últimos años se ha dado un énfasis a la medicina individualizada, por lo cual se ha popularizado el empleo de los estudios de caso único. Es posible lograr mejores resultados para un paciente en particular con mayor eficiencia que utilizando metodologías de tratamiento basados en estudios que utilizan poblaciones más grandes. Igualmente, los estudios N1 han sido utilizados en estudios del área educativa y psiquiátrica [67]. Existen dos tipos de diseños de experimento. El primero es el diseño de inversión, el cual puede representarse simbólicamente de la siguiente manera:

$$A \rightarrow B \rightarrow A$$

Donde A indica la primera fase de recopilación de datos, previo a la aplicación del tratamiento. B indica la fase de intervención. Y por último hay una fase de recopilación de datos post intervención. El término inversión se refiere a la retirada del tratamiento para realizar una evaluación posterior al tratamiento. Posteriormente también se pueden diseñar secuencias como la siguiente:

$$B \rightarrow A \rightarrow B$$

El segundo tipo de diseño de experimento es el diseño de la línea de base múltiple. En estos diseños se identifican y miden respuestas, o conductas sin ningún tipo de tratamiento para poder proporcionar una línea de base, la cual se utilizará para evaluar los cambios alcanzados por medio del tratamiento [68].

2.6 Internet de las cosas (IoT).

El término internet de las cosas refiere a la descripción de la red de objetos físicos, los cuales son llamados “cosas” y que están embebidos con sensores, software y diversas otras tecnologías. Esto con el propósito de intercambiar información con otros dispositivos por medio del internet [69].

Podemos dividir la arquitectura del internet de las cosas en 3 distintas capas. La primera es la capa física, la cual es responsable de proveer información del entorno en el que se encuentra. La segunda capa es el corazón del internet de las cosas, pues es en la cual se transmiten y procesan los datos adquiridos en la capa física. Por último, se encuentra la capa de aplicación, la cual se constituye de las funciones y servicios que se dan a los usuarios. El mercado actual del internet de las cosas ha tenido un crecimiento exponencial en los últimos años. Se prevé que puede crecer de los 77.3 billones de dólares registrados en 2020 a 110.6 billones de dólares en 2025 [70].

La implementación de esta tecnología en el área médica ha crecido en los últimos años. Esto ha abierto la puerta al desarrollo de sistemas de monitoreo médico portátiles. Se ha logrado pasar de sistemas de monitoreo de grandes dimensiones a dispositivos de monitoreo que se pueden utilizar como una prenda. De igual manera, esto ha logrado hacer los sistemas de monitoreo de parámetros fisiológicos más accesibles para las personas [71]. Esto es muy beneficial para las personas, debido a que el poder monitorear constantemente determinados parámetros fisiológicos puede ayudar a los médicos a detectar, tratar y prevenir enfermedades por medio del análisis de la información proporcionada por los sensores [72].

2.7 Protocolo de datagramas de usuario (UDP).

Es un protocolo que permite la transmisión sin conexión de datagramas en redes basadas en IP. Para obtener los servicios deseados en los hosts de destino, se basa en los puertos que están listados como uno de los campos principales en la cabecera UDP. Algunas de sus principales características son las siguientes:

1. **El protocolo UDP funciona sin conexión:** el protocolo UDP se caracteriza porque permite el envío de datagramas a través de la red sin que se haya establecido previamente una conexión entre el emisor y el receptor. Los datagramas respectivos se envían a la dirección IP preferida de la secuencia **especificando el puerto de destino**, sin que sea necesario que el ordenador asociado al mismo tenga que dar una respuesta. No obstante, cuando los paquetes tienen que ser devueltos al emisor, existe la posibilidad de incluir en la cabecera UDP información sobre el puerto de origen.
2. **UDP utiliza puertos:** al igual que el TCP (Protocolo de Control de Transmisión)
3. El protocolo UDP utiliza puertos para permitir que los datagramas se transfieran a los protocolos correctos, es decir, a las aplicaciones elegidas del sistema de destino. Los puertos

- quedan definidos mediante un número conforme a un rango de valores válidos, estando reservado el rango de 0 a 1023 para los servicios fijos.
4. El protocolo UDP permite una comunicación rápida y sin retardos: el protocolo de transporte es el adecuado para una transmisión de datos rápida debido a que no hay que llevar a cabo una configuración de la conexión. Esto resulta también del hecho de que la pérdida de un paquete individual afecta exclusivamente a la calidad de la transmisión. En el caso de conexiones TCP, en cambio, se intenta reenviar de nuevo los paquetes perdidos de forma automática, lo que provoca que todo el proceso de transmisión se detenga.
 5. El protocolo UDP no ofrece ninguna garantía de seguridad e integridad de los datos: la ausencia de acuse de recibo mutuo entre el emisor y el receptor garantiza que la velocidad de transmisión en el protocolo UDP sea excelente; no obstante, el protocolo no puede garantizar la seguridad ni la integridad de los datagramas. Tampoco puede garantizar el orden de los paquetes enviados. Por ello, los servicios que utilizan UDP deben aplicar sus propias medidas de corrección y protección [73].

2.8 ESP32.

Este microcontrolador nos permite utilizar diversos protocolos de comunicación inalámbrica, tales como WiFi, Bluetooth y BLE. A continuación se muestran algunas de las especificaciones de este microcontrolador [74]:

- Procesador Tensilica Xtensa 32bits LX6 hasta 240MHz.
- Wi-Fi: 802.11b/g/n/e/i (802.11n @ 2.4 Ghz hasta 150 Mbit/s).
- Bluetooth: v4.2 BR/EDR y bluetooth Low Energy (BLE).
- Rom:448 KiB.
- SRAM: 520 KiB.
- RTC slow SRAM: 8 KiB.
- RTC fast SRAM: 8 KiB.
- eFuse: 1 Kbit.
- Flash embebida: 0 MiB (ESP32-D0WDQ6, ESP32-D0WD, and ESP32-S0WD chips); 2 MiB (ESP32-D2WD chip); 4 MiB (ESP32-PICO-D4 SIP module).
- Periféricos compatibles: ADC, DAC, I2C, UART, Interfaz CAN 2.0, SPI, I2S, RMII y PWM entre otros.
- Seguridad tipo IEEE 802.11, WFA, WPA/WPA2 y WAPI.
- Encriptación de memoria Flash.
- Criptografía soportada por acelerador de hardware: AES, SHA-2, RSA, ECC, RNG.
- Voltaje de trabajo 3.3VDC.
- Energía y datos vía conector micro USB 5VDC.

2.9 Raspberry Pi 3B.

Raspberry Pi es una computadora de placa única, la cual tiene dimensiones muy pequeñas, similares a la de una tarjeta de crédito, igualmente puede trabajar con un bajo consumo de energía. Estas características la hacen ideal para proyectos como este.

Algunas de las especificaciones técnicas de esta placa son las siguientes [75]:

- SoC: Broadcom BCM2387 (CPU, GPU, DSP y SDRAM)
- Juego de instrucciones: RISC de 64 bits
- CPU: 1.2GHz Quad-core ARM Cortex-A53 (ARMv8 instruction set)
- GPU Broadcom VideoCore IV @ 400MHz
- Memoria RAM 1GB LPDDR2 (compartidos con la GPU)
- Conexiones
 - 4 x USB 2.0
 - 1 x Salida audio mini jack 3.5 mm
 - 1 x Salida audio/vídeo HDMI
 - 1 x Micro USB (Alimentación)
 - 1 x RJ45 10/100 Ethernet
- Wifi integrado 802.11 b/g/n
- Bluetooth 4.1 y BLE
- Interfaz para Cámara (CSI)
- Interfaz para Display (DSI)
- Slot para tarjeta Micro SD
- Jack 3.5mm para Audio y Vídeo compuesto
- Alimentación: 5V/2.5 A (3.5 W) via micro-USB
- Dimensiones: 85.6 mm x 56.5 mm
- Peso: 45g

2.10 Pure Data.

Pure Data es un entorno de programación visual, el cual puede correr tanto en computadoras personales como en dispositivos embebidos o dispositivos celulares. Este entorno le permite a artistas, músicos, investigadores y programadores crear software de procesamiento de señales de una manera visual. Pure Data puede procesar y generar audio, video, gráficos 2D y 3D, sensores de interfaz e interfaz digital de instrumentos musicales. Una de las grandes ventajas de Pure Data es que puede trabajar con redes locales y remotas de comunicación, para poder integrarse con dispositivos que utilizan tecnologías del internet de las cosas. Las funciones y algoritmos son representados en Pure Data por medio de cajas que se llaman “objetos”, las cuales pueden ser situadas en el espacio de trabajo del entorno de desarrollo llamado “canvas”. El flujo de información entre objetos se logra a través de conexiones visuales. Por último, una característica que hace que trabajar con Pure Data sea extremadamente conveniente es que es software libre, lo cual significa que no se requiere licencia para poder trabajar con él. De igual forma, existe una extensa comunidad de apoyo en internet [76].

2.11 Cadenas de Markov.

Una cadena de Markov es un proceso estocástico discreto, el cual consiste en una serie de eventos, en la cual la probabilidad de que ocurra un evento depende del evento inmediato anterior. Esta herramienta se utiliza para analizar procesos en que el cambio o sucesión de estado o variables se da únicamente en función de otra variable o estado. Una cadena de Markov es una secuencia $X_1, X_2, X_3 \dots$ de variables aleatorias. El valor de X_n es el estado del proceso en el tiempo n . De esta manera se obtiene la propiedad markoviana:

$$P(X_{n+1} = X_{n+1} | X_n = x_n, X_{n-1} = x_{n-1}, \dots, X_2 = x_2, X_1 = x_1) = P(X_{n+1} = X_{n+1} | X_n) \quad (1)$$

Donde X_i es el estado del proceso en el instante i [77]. En general una cadena de Markov finita es un proceso evolutivo que consiste de un número finito de estados que usualmente se denotan como estado 1, estado 2, ..., estado n . En cada paso o punto en el tiempo el proceso puede estar en cualquiera de los estados o puede cambiar de estado mediante unas probabilidades fijas llamadas probabilidades de transición. Para cada tiempo k se define el vector x_k como el vector de probabilidades de estar en los distintos estados en el tiempo k , es decir,

$$x_k = \begin{bmatrix} x_{k,1} \\ x_{k,2} \\ \vdots \\ x_{k,n} \end{bmatrix} \quad (2)$$

donde $x_{k,i}$ denota la probabilidad de estar en el estado i -ésimo en el tiempo k . Los vectores x_k son vectores de probabilidad, esto significa que $x_{k,i} \geq 0$ para $i=1, 2, \dots, n$ y además $x_{k,1} + x_{k,2} + \dots + x_{k,n} = 1$. Se denota a p_{ij} la probabilidad de pasar del estado j -ésimo al estado i -ésimo, estas probabilidades son las entradas de una matriz P que es llamada la matriz de transición de la cadena de Markov. La matriz P tiene la propiedad que la suma de las entradas de cada columna es 1, es decir, los vectores columna de P son vectores de probabilidad. La regla fundamental en un proceso de Markov dice que el vector de probabilidades x_k está dado por:

$$x_k = P^k x_0 \quad (3)$$

Por lo tanto si se conoce la matriz de transición P y el vector de estados iniciales x_0 , entonces utilizando la regla anterior se logra encontrar el vector de probabilidades para cualquier tiempo [78].

2.12 Diseño mecánico.

Una de las problemáticas más comunes a enfrentar cuando se trata a pacientes con autismo es el gran rechazo que presentan frente a los sistemas de monitoreo de parámetros fisiológicos. Aproximadamente el 60% de los pacientes diagnosticados con ASD presentan conductas agresivas frente a los sistemas de monitoreo de parámetros fisiológicos [16]. Debido a que los sistemas de monitoreo tradicionales pueden ser voluminosos, incómodos de usar, o tener un aspecto intimidante es muy difícil que un paciente con autismo utilice por un tiempo prolongado uno de estos sistemas. Esta problemática puede llegar a tener efectos no deseables durante tratamientos de terapia o procedimientos médicos, debido a que se está sometiendo al paciente a un estrés psicológico constante. En los últimos años las tecnologías del internet de las cosas (IoT) han proporcionado nuevas opciones para poder desarrollar sistemas de instrumentación biomédicos que pueden ajustarse a las necesidades específicas de los pacientes. Una ventaja que surgió a partir de la implementación de este tipo de sensores, es que los pacientes pueden seguir utilizando los sistemas de monitoreo desde su hogar. Esto permite monitorear al paciente durante un mayor tiempo, eliminando las limitantes del cambio de locación [33]. Haciendo uso de las tecnologías de IoT, en este trabajo se implementó un sistema de monitoreo en el que se redujo lo más posible el uso de cableado. Una vez logrado esto se exploró la importancia de introducir un diseño atractivo para el

paciente. A lo largo de los años se ha establecido que introducir elementos o temáticas relacionados con superhéroes tiene efectos positivos en sesiones de terapia para pacientes con autismo [79]. Para los pacientes con autismo este tipo de temáticas les provee la oportunidad de sentirse más cómodos en situaciones nuevas, permitiéndoles tener una mejora en sus habilidades sociales y verbales [80]. Un claro ejemplo de cómo la temática de superhéroes puede tener un impacto importante en los pacientes con autismo es el caso de Led Bradshaw. Al tener un hijo diagnosticado con autismo Bradshaw creó un comic llamado “Jake Jetpulse”, el cual está inspirado en su hijo. Bradshaw utilizó esto para poder acercarse más a su hijo y poder estar más involucrado en sus trabajos de escuela. Esto tuvo como resultado una mejoría considerable en su desempeño académico y una mejoría en sus habilidades de comunicación [81].

Una poderosa herramienta para el diseño mecánico es Solid Works. En 1993 esta empresa fue fundada por Jon Hirschtick y en 1995 se lanzó su primera versión de diseño asistido por computadora. Solid Works es un software de diseño asistido por computadora 3D, el cual se utiliza para modelar piezas y ensambles en 3D y 2D. Solid Works ofrece soluciones intuitivas para cada fase de diseño. Proporciona herramientas para diseño, análisis y simulación de piezas mecánicas en 3D [82].

2.13 Lab Streaming Layer.

Lab Streaming Layer (LSL) es una herramienta de software libre, la cual está diseñada para recibir, enviar, sincronizar y almacenar señales neuronales y otras señales fisiológicas. Permite hacer una interfaz de telemetría por medio del intérprete de programación Python. En diversas ocasiones una problemática que surge con los sistemas de instrumentación y telemetría es la sincronización cuando se tienen diversos sensores. LSL permite eliminar esta problemática por medio de scripts desarrollados en Python [83].

2.14 Psychopy.

PsychoPy es un paquete de software de código abierto escrito en el lenguaje de programación Python principalmente para su uso en neurociencia e investigación en psicología experimental. Desarrollado inicialmente como una biblioteca Python y luego como una aplicación con una interfaz gráfica, ahora también admite salidas de JavaScript para ejecutar estudios en línea y en dispositivos móviles [84].

Capítulo 3

En el capítulo 3 se describe el análisis que se hizo del paciente. Se describe detalladamente el desarrollo del sistema de instrumentación. Se menciona cómo se configuraron los sensores utilizados, la instrumentación que se requirió y los métodos que se utilizaron para poder comunicar los datos del sensor al bróker MQTT. También se describe cómo se configuró el sistema de comunicación MQTT utilizando “Mosquitto” en una Raspberry Pi. De igual manera, se describe el diseño del experimento de caso único a seguir, así como la información cualitativa que se requirió de los padres del paciente y el terapeuta.

3 Desarrollo y experimentación.

3.1 Análisis del paciente.

Debido a que el autismo es una discapacidad multifactorial y heterogénea en este trabajo se propone que es de suma importancia hacer un tratamiento de terapia individualizado para cada paciente. Esto debido a que la sintomatología presentada por cada paciente con autismo nunca es exactamente igual a la de otros pacientes. Basado en esta premisa, para este trabajo de investigación se decidió trabajar únicamente con un paciente.

Para la implementación de este proyecto se acudió al CREE Michoacán, localizado en la ciudad de Morelia. Este centro está dedicado a la rehabilitación y educación especial y ha ayudado a miles de personas del estado de Michoacán a poder sobrellevar sus discapacidades. El CREE es un centro que provee de estos servicios a personas con todo tipo de capacidad económica, siendo los tratamientos de muy bajo costo y en algunos casos sin costo alguno. Para los pacientes que son diagnosticados con autismo se les ofrecen sesiones de terapia de estimulación sensorial, terapia lingüística, motriz y psicológica.

Al acudir al CREE se realizó un acuerdo de colaboración entre dicho centro y el Instituto Tecnológico Nacional de México Campus Morelia, el cual está adjunto en el Anexo 2, este acuerdo permitió hacer uso de las instalaciones del CREE y acceso al historial clínico de los pacientes que son atendidos ahí.

Posteriormente se realizaron diversas sesiones de planteamiento del proyecto con el equipo médico y de terapia que labora en este centro. Se determinó que para este estudio lo mejor sería seleccionar un paciente que cumpliera con las siguientes características:

- Autismo nivel 1 o 2.
- Capacidades verbales moderadas.
- Sin historial de fotosensibilidad o epilepsia.
- En un rango de edad de 8 a 12 años.

Después de analizar esto el equipo médico del CREE se dio a la labor de buscar el paciente que ellos consideraran que cumpliera estas características. Pasadas 2 semanas se asignó un paciente en particular, el cual por cuestiones de privacidad se nombrará “Paciente 1”.

Posteriormente se condujeron diversas entrevistas con los padres del paciente 1 para la valoración médica, psicológica y psiquiátrica. Además de las características previamente mencionadas también se presentaron las siguientes:

- Hipersensibilidad al tacto.
- Hipersensibilidad auditiva.
- Hiposensibilidad del gusto.
- Hipersensibilidad en el sistema vestibular.
- Fijación por tareas o actitudes repetitivas.

- Deficiencias en habilidades para socializar.
- Deficiencias para entender, procesar y clasificar las emociones.
- Deficiencia de regulación emocional.
- Desinterés en la interacción social.
- Diversas deficiencias motrices.

Posteriormente se realizó una encuesta para la familia del Paciente 1, con el fin de poder conocer a mayor profundidad el estado del paciente, así como sus gustos y disgustos. Para así, con esta información poder realizar un proyecto que se adecúe lo más posible a sus necesidades.

1. ¿Cuáles son sus propósitos al llevar al Paciente 1 al CREE? Ayudar a mejorar su capacidad de regulación emocional, capacidad verbal y habilidades sociales.
2. ¿Cuál es el área en la que más ha mejorado el Paciente 1 gracias a las terapias? En sentido motriz e intelectual.
3. ¿Cuál es el área en la que más necesita apoyo? El área emocional.
4. ¿Cuál es su expectativa del proyecto? Mejorar la habilidad de regulación emocional del Paciente 1. También, debido a que la música le ha ayudado a Paciente 1 a mejorar sus habilidades verbales, se espera que en este proyecto se ayude a mejorarlas también.
5. ¿Podría explicar cómo es la capacidad de regulación emocional de Paciente 1? Es muy baja, tiene algunos episodios de enojo.
Reprime el llanto.
Cuando tiene episodios de estrés o enojo tienden a durar mucho.
Se relaja con ejercicios de respiración.
6. ¿Cómo se manifiesta el enojo? Avienta cosas, grita, se golpea levemente.
7. ¿Cómo manifiesta su inconformidad? Se quita las cosas, expresa verbalmente.
8. ¿Cuál es el nivel de tolerancia sensorial de Paciente 1? Le gustan las luces y los patrones de luz. El sonido muy fuerte lo estresa. Las luces que tienen una intensidad alta le molestan.
9. ¿El paciente 1 se siente molesto con sonidos fuertes fácilmente? Las frecuencias de sonido muy altas lo pueden estresar. Cuando el sonido tiene un volumen muy alto lo estresa.
10. ¿Hay algún punto sensible que debamos evitar (no poner sensores)? Ninguno, pero si es posible se debe evitar el área de los oídos. No poner audífonos.
11. ¿El Paciente 1 sufre de alguna otra condición médica que debamos considerar? El paciente 1 sufre de trastorno de sueño.
12. ¿Cuál es el color favorito del Paciente 1? Le gustan todos los colores, pero los que más le llaman la atención son el rojo, azul y amarillo. No le llama la atención el verde.

13. Consideraciones a tomar:

- Es importante evitar alzar la voz frente al Paciente 1 pues tiende a estresarse.
- Evitar hacer cuentas regresivas cuando está realizando una actividad.
- El paciente 1 tiene fijación por terminar las actividades que comenzó, por lo que es importante darle el tiempo suficiente para que las termine.
- Le cuesta mucho trabajo entender el espectro de emociones.
- En la encuesta para saber cómo se siente es importante delimitar los dibujos a feliz, enojado y triste.

3.2 Configuración de sistema de monitoreo de parámetros fisiológicos.

En esta sección se describe el proceso de diseño de un sistema de monitoreo de parámetros fisiológicos de un paciente con síndrome de espectro autista. Este diseño tiene como propósito que el sistema sea ergonómico y vestible. Debido a la naturaleza misma del síndrome de espectro autista cada paciente tiene necesidades y características únicas. Por lo cual, se propone diseñar un sistema de monitoreo que satisfaga las necesidades del paciente. El prototipo de dicho sistema de monitoreo consiste en 4 sensores, los cuales monitorean respectivamente; ritmo cardíaco, ritmo respiratorio, sensibilidad galvánica en la piel y señales neuronales en el lóbulo frontal. Es importante mencionar que para poder lograr que este sistema sea vestible y ergonómico se hizo uso de tecnologías del internet de las cosas.

A continuación, se describe el proceso de diseño electrónico de estos sensores. Una de las metas que se tuvo en este proyecto es poder realizar un sistema de monitoreo que tuviera la menor cantidad de cableado posible. Después de diversas entrevistas, los padres del paciente 1 comentaron que el tener un sistema de monitoreo donde tuviera mucho cableado le sería muy incómodo, además de que se correría el riesgo de que en algún episodio de estrés o enojo el paciente desconectara o dañara los cables. Para poder lograr este sistema inalámbrico también se recurrió a las tecnologías del IoT. Este sistema que nos permite enviar los datos de los sensores a un servidor para su procesamiento y almacenamiento se compone por 2 partes; el microcontrolador ESP32 y la *single board computer* Raspberry Pi 3B. Para este proyecto en particular se utilizó el ESP32, debido a que es una poderosa herramienta para aplicaciones de IoT. Este es un microcontrolador de muy bajo consumo, el cual está diseñado para ser utilizado en aplicaciones portátiles.

Para poder visualizar, almacenar y procesar los datos de los sensores se utilizó la Raspberry Pi 3B. Se escogió esta *single board computer* debido a que es de muy bajo consumo, es portátil y cuenta con la capacidad de procesamiento necesaria para este proyecto. Para poder lograr la comunicación entre el ESP32 y la Raspberry Pi se utilizó el protocolo de comunicación MQTT (Message Queuing Telemetry Transport.). MQTT es un protocolo de mensajería simple, diseñado para dispositivos limitados con poco ancho de banda. Por lo tanto, es la solución perfecta para intercambiar datos entre múltiples dispositivos IoT.

La comunicación MQTT funciona como un sistema de publicación y suscripción. Los dispositivos publican mensajes sobre un tema específico. Todos los dispositivos que están suscritos a ese tema reciben el mensaje. Se escogió este protocolo de comunicación puesto que está diseñado para trabajar en dispositivos de bajo consumo. Para poder utilizar este protocolo de comunicación fue necesario escoger un bróker. El bróker es responsable de recibir todos los mensajes, filtrarlos, decidir quién está interesado en ellos y luego publicar el mensaje para todos los

clientes suscritos [85]. En la Figura 3.1 se muestra un diagrama del funcionamiento del protocolo MQTT.

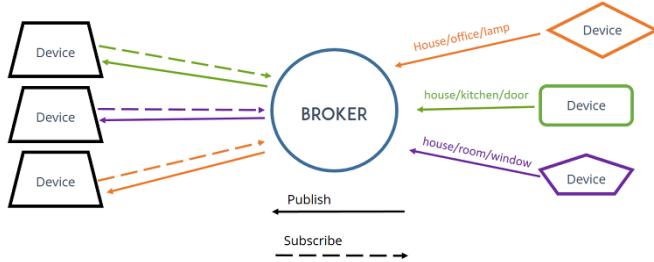


Figura 3.1 Diagrama de funcionamiento del bróker en MQTT [85].

El bróker que se seleccionó fue “Mosquitto”, debido a que está diseñado para funcionar en dispositivos de bajo consumo. De igual manera, ha demostrado tener un mejor desempeño que otros bróker cuando el flujo de datos no es muy grande [86]. Posteriormente se procedió a instalar la herramienta de Node-Red y Node-Red Dashboard en la Raspberry Pi, esta es una poderosa herramienta para poder procesar la información que llega al bróker. Esta herramienta provee diversos nodos, los cuales son scripts en Java que nos permiten procesar y visualizar en una interfaz amigable los datos que se están recibiendo.

3.3 Sensor de ritmo cardíaco.

Debido a que los niños con autismo generalmente presentan un rechazo hacia los sistemas de monitoreo de parámetros fisiológicos en este proyecto se buscó una opción que fuera lo menos invasivo para el paciente, que sus dimensiones no fueran grandes y que pudiera vestirlo sin incomodidad, pero que a su vez no comprometiera su capacidad de realizar mediciones confiables. Después de diversas entrevistas con la familia del paciente 1 se concluyó que utilizar un sistema de monitoreo cardíaco que utilizara electrodos no sería una opción. Esto debido a que el paciente no permitiría que se le quitase la playera para colocar los electrodos y aún si se hubiera logrado esto, el paciente sentiría mucha incomodidad al utilizar los mismos. Es por esto que se optó por distintas tecnologías que permitieran medir el ritmo cardíaco. Tomando en cuenta la ley de Beer-Lambert, en este proyecto se utilizó un sensor que utiliza luz verde, esto debido a que se ha demostrado que los sensores de PPG que utilizan luz verde tienen mejor desempeño que otros sensores cuando se utilizan con sujetos que están en constante movimiento [87]. En este proyecto se utilizó la placa Gravity SEN0203. Este sensor permite operar en 2 modos distintos de salida; analógica y digital. En ambos modos de operación se entrega una señal en el rango de 0-5 volts. Esta señal de salida de la placa Gravity SEN0203 permite conocer cuándo ocurre el proceso de diástole y sístole, posteriormente esta señal es procesada en el microcontrolador ESP32 para poder determinar un estimado del ritmo cardíaco por minuto. Es importante mencionar que este sensor se colocó en el dedo índice, esto debido a que la piel en esta parte del cuerpo es bastante delgada y por consecuencia permite tener mejores mediciones, puesto que la luz tiene una mejor penetración. En la Figura 3.2 se muestra la conexión entre el ESP32 y el sensor Gravity SEN0203.

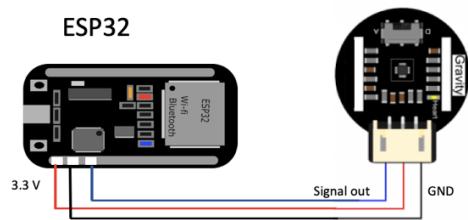


Figura 3.2 Conexión entre sensor de ritmo cardíaco y microcontrolador [autoría propia].

Posteriormente se enviaron los datos que se recibieron del sensor al servidor que se montó en la Raspberry Pi 3B para poder visualizarlos como se muestra en la Figura 3.3.

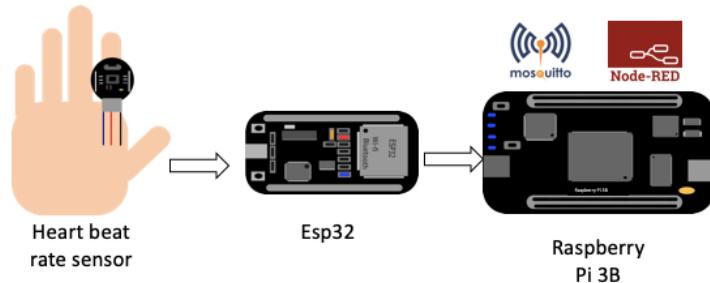


Figura 3.3 Metodología para enviar información del sensor de ritmo cardíaco a servidor en Raspberry Pi 3B [autoría propia].

A continuación, en la Figura 3.4 se muestra el algoritmo utilizado para poder estimar el ritmo cardíaco por minuto.

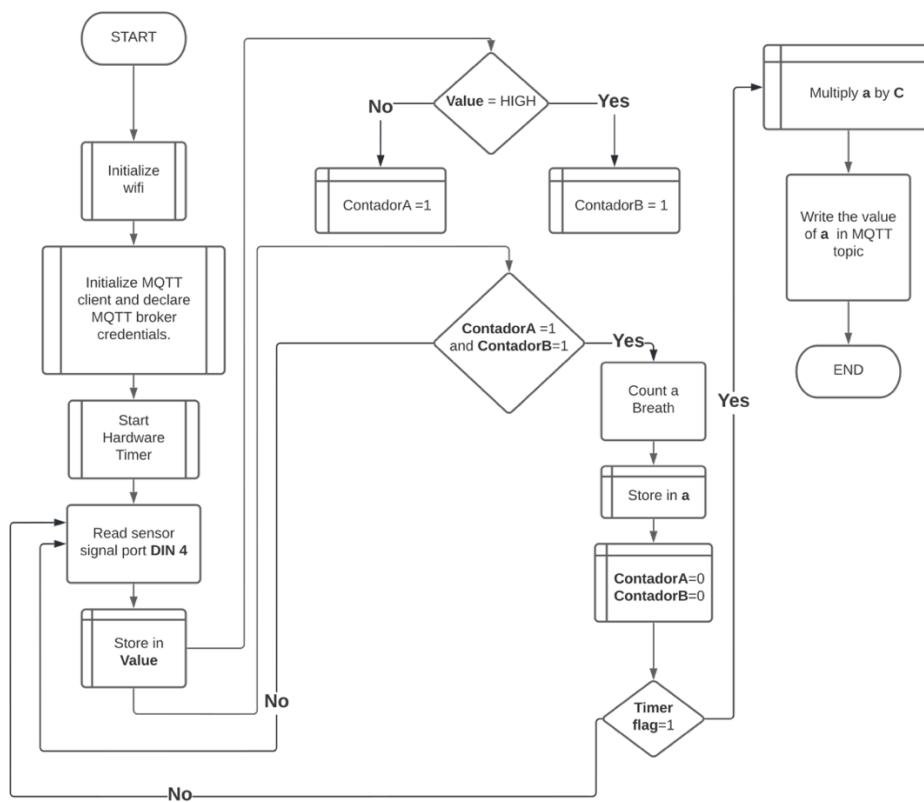


Figura 3.4 Algoritmo de programación para estimar ritmo cardíaco por minuto [autoría propia].

3.4 Sensor ritmo respiratorio.

El diseño e implementación del sensor de ritmo respiratorio fue un gran reto. Es imperativo resaltar que la mayoría de los sensores de respiración miden la expansión y contracción de la caja torácica por medio de galgas extensiométricas u otros sensores, pero que tienen como característica que deben colocarse muy ajustados para poder obtener buenas mediciones. Después de diversas entrevistas con la familia del paciente 1 se concluyó que utilizar algún sensor con estas características no sería una opción viable, debido a que el paciente no tolera la sensación de tener algo ajustado en el área de la caja torácica. Debido a esto, fue necesario diseñar un sistema que pudiera medir confiablemente la respiración, pero sin causar incomodidades para el paciente. Para esto es necesario mencionar cómo funciona el proceso de respiración en el ser humano. La primera etapa de este proceso es la inhalación, que es el proceso en el cual el aire entra a los pulmones y posteriormente el oxígeno entra al torrente sanguíneo. Durante el siguiente proceso, el cual es la exhalación la sangre rica en dióxido de carbono regresa al corazón por medio de las venas. Posteriormente el dióxido de carbono pasa al alvéolo para ser exhalado [88]. El diafragma juega un papel clave en este proceso, debido a que crea la acción de bombeo en el pulmón. El movimiento de los músculos crea una contracción y expansión de la cavidad de la caja torácica [89]. Basado en este principio se diseñó un sistema de instrumentación que nos permite medir cuando ocurre el proceso de inhalación y exhalación sin causar molestias al paciente. Una vez que se detectan estos procesos se calcula un estimado del promedio de respiraciones por minuto. Para poder lograr esto, se hizo uso de un sensor de proximidad capacitivo. Estos sensores son altamente utilizados en la industria, puesto que son muy precisos, son de bajo costo y de bajo consumo. Este tipo de sensores son sensibles a cualquier objeto que se acerque a ellos, el cual tenga una constante dieléctrica mayor a la del aire. El movimiento de un objeto hacia el sensor ocasionará un cambio de capacitancia. La relación entre capacitancia propia y la distancia con el objeto se puede expresar de la siguiente manera:

$$C_{Self-capacitance} = \frac{\epsilon_r \epsilon_0 A}{d} \quad (4)$$

Donde ϵ_r es la permitividad relativa del material, ϵ_0 es la permitividad en el vacío, A es el área de la superposición de las placas y d es la distancia de separación de las placas. Este tipo de sensor resultó ser una excelente opción para pacientes con autismo, debido a que el sensor solamente requiere estar colocado frente a la caja torácica, en una posición fija de referencia para poder determinar cuando ocurre la inhalación y la exhalación. Para este proyecto se utilizó el sensor ljc18a3-b-z/bx, este es un sensor capacitivo que puede detectar un objeto a partir de 1 mm de distancia. El ljc18a3-b-z/bx es un sensor capacitivo normalmente abierto. Una vez que el sensor detecta un objeto dentro del rango de distancia que se configuró el circuito se cerrará, dandonos una salida pulsante. En la Figura 3.5 se muestra el diagrama esquemático y una fotografía del sensor ljc18a3-b-z/bx [90].

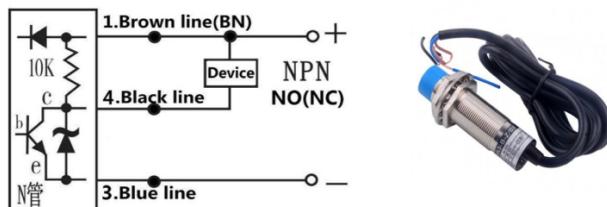


Figura 3.5 Diagrama esquemático y fotografía del sensor ljc18a3-b-z/bx [90].

Este sensor es alimentado con una batería de 9V Li-on, por lo que cada vez que detecta una inhalación entrega a la salida 9 V y cuando detecta una exhalación entrega 0 V. Una vez que se obtuvo esta señal se procesó en el ESP32 para poder calcular un estimado del promedio de respiraciones por minuto. Por último, estos datos son enviados a la Raspberry Pi por medio del protocolo de comunicación MQTT. El algoritmo utilizado es el mismo mostrado en la Figura 3.4. En la Figura 3.6 se muestra el circuito de instrumentación del sensor de ritmo respiratorio.

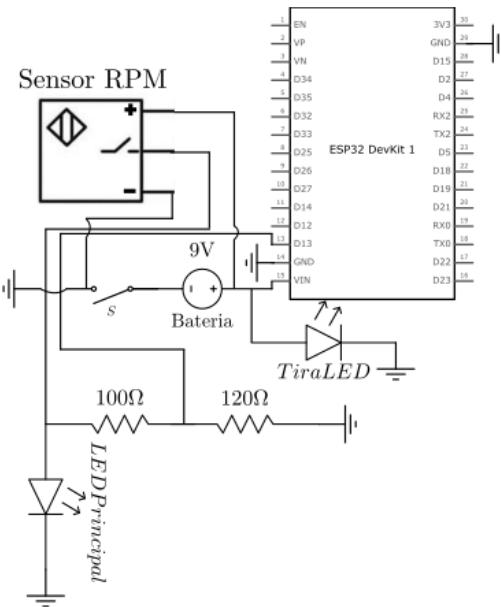


Figura 3.6 Circuito de instrumentación de sensor de ritmo respiratorio [autoría propia].

3.5 Sensor de respuesta galvánica en la piel (GSR).

En la actualidad son diversos los parámetros fisiológicos que son utilizados para medir el nivel de estrés de una persona. Uno de los más utilizados es la respuesta galvánica en la piel. La conductividad en la piel cambia drásticamente en función del nivel de excitación emocional. La conductividad en la piel está directamente relacionada con procesos que ocurren en diversas estructuras del cerebro. Entre estas estructuras se encuentra el sistema límbico, el cual es responsable del procesamiento de las emociones [91]. Si la rama simpática del sistema nervioso autónomo es excitada esto ocasionará una respuesta en aumento de actividad de las glándulas sudoríparas. Ocasionando así un cambio en las propiedades eléctricas de la piel [92]. Existe una gran concentración de glándulas sudoríparas en la frente, mejillas y manos, es por esto que usualmente los sensores de GSR son colocados en estas áreas [93]. Estos sensores consisten en 2 electrodos de cloruro de plata con puntos de contacto con la piel. Una vez que se adquiere la señal de los electrodos esta es amplificada, filtrada y acondicionada [94]. Para este proyecto se utilizaron 2 electrodos de cloruro de plata, colocados en los dedos de la mano. Posteriormente estos electrodos se conectaron a la placa Grove GSR Sensor. Una característica importante de estos electrodos es que no ocasionaron ninguna incomodidad para el paciente 1. La placa Grove GSR Sensor permite filtrar y acondicionar la señal, pues utiliza el circuito integrado LM324, el cual es perfecto para este tipo de aplicaciones, debido a que es de muy bajo consumo. Por último, la señal que se obtiene a la salida de la placa Grove GSR Sensor se procesa en el ESP32 para posteriormente enviar los datos a la

Raspberry Pi por medio de MQTT. Es importante mencionar que todo el circuito del sistema de monitoreo, así como el ESP32 es alimentado por una batería de 9 V, esto permite evitar intervenciones no deseadas de ruido electromagnético. En la Figura 3.7 se muestra el circuito del sensor [95].

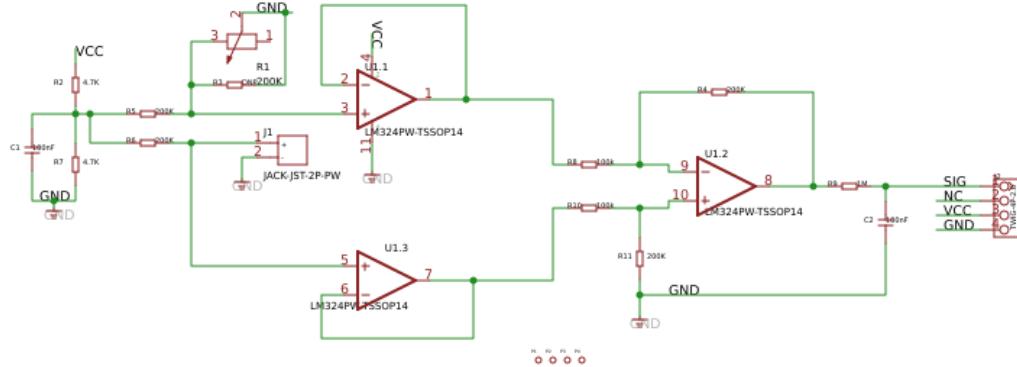


Figura 3.7 Diagrama esquemático de circuito de Grove GSR Sensor [95].

3.6 Sensor de señales neuronales.

La clasificación emocional basada en el análisis de señales neuronales para el tratamiento de desórdenes emocionales ha cobrado una prominente importancia en los últimos años. Por medio del encefalograma es posible determinar y analizar diversas frecuencias de las señales eléctricas en el cerebro. A pesar que la clasificación emocional en seres humanos es una tarea muy compleja y retadora, debido a la naturaleza misma de las emociones humanas, se ha manifestado un gran interés por la comunidad científica de mejorar las técnicas para poder realizar mejores y más precisas clasificaciones [23]. Cabe mencionar que el análisis de las señales neuronales también se ha utilizado en recientes años con propósitos de aplicaciones en biorretroalimentación. Por ejemplo, durante la pandemia de COVID-19 se utilizaron las señales neuronales como biorretroalimentación en tratamientos de regulación emocional para pacientes que sufrían de ataques de pánico [25]. Por muchos años los sistemas de medición de señales neuronales fueron inaccesibles para la mayoría de las personas, debido a que sus costos eran sumamente elevados. Sin embargo, en los últimos años se ha visto un incremento notable en el surgimiento de opciones de sistemas de instrumentación más accesibles para poder medir estas señales. Un claro ejemplo de esto son los productos ofrecidos por la marca Neurosky. Esta marca ha desarrollado diversos cascos y diademas que permiten medir señales de electroencefalografía [96]. Es por esto que para este proyecto se utilizó la diadema Neurosky Mindflex, la cual es una diadema que fue diseñada para el juego Mindflex de la marca Mattel. Este juego tiene como propósito que el jugador pueda hacer levitar una pelota de goma en función de su nivel de concentración. El nivel de concentración se determina por medio de la medición de las señales neuronales. En la Figura 3.8 se muestra una fotografía del juego Mindflex [97].



Figura 3.8 Juego Mindflex [97]

Para este proyecto se seleccionó esta diadema debido a que es una opción de costo accesible y también debido a que está diseñada de manera que sea cómodo portarla para los niños. Gracias al diseño ergonómico de esta diadema el paciente 1 no tuvo ningún inconveniente en usarla por un tiempo prolongado. Debido a que la diadema de Neurosky está diseñada para interactuar con el tablero del juego Mindflex fue necesario extraer la información del sensor de EEG (Electroencefalograma) directamente del circuito. La diadema Mindflex utiliza la placa de circuito TGAM1 para poder realizar la adquisición, filtrado y análisis de la señal del sensor [98].

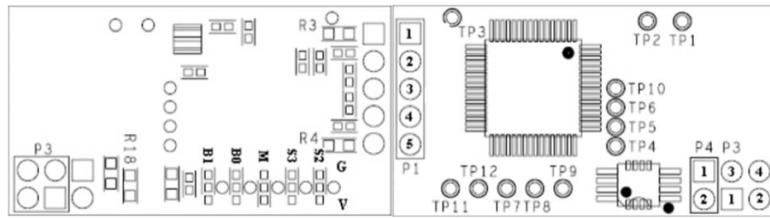


Figura 3.9 Placa de circuito de Neurosky Mindflex [98].

Para poder adquirir los datos de la placa se utilizó el procedimiento documentado en el Mental Block Project. Para interceptar la información fue necesario lograr comunicación UART entre el microcontrolador ESP32 y el circuito del sensor. Una vez realizado esto se obtiene la información y se utilizó la biblioteca desarrollada por el Mental Block Project para poder analizar e interpretar la información proveniente del circuito del sensor. Posteriormente la información es almacenada en un archivo de 32 bits en el microcontrolador. Una vez que la información está en el microcontrolador es enviada por medio del protocolo MQTT a la Raspberry Pi, para poder ser visualizada y analizada. Es importante mencionar que para el funcionamiento correcto de este sensor fue necesario utilizar una batería de 9 V para alimentar el ESP32 que está conectado al sensor. Esto debido a que si se utiliza el puerto USB del ESP32 como puerto de alimentación se tendrá mucho ruido electromagnético que alterará las mediciones. Este sensor es sumamente propenso a interferencia electromagnética, por lo cual es necesario tratar de aislarlo de cualquier fuente de ruido posible. El algoritmo utilizado para el sistema de monitoreo de señales neuronales se muestra en la figura 3.10.

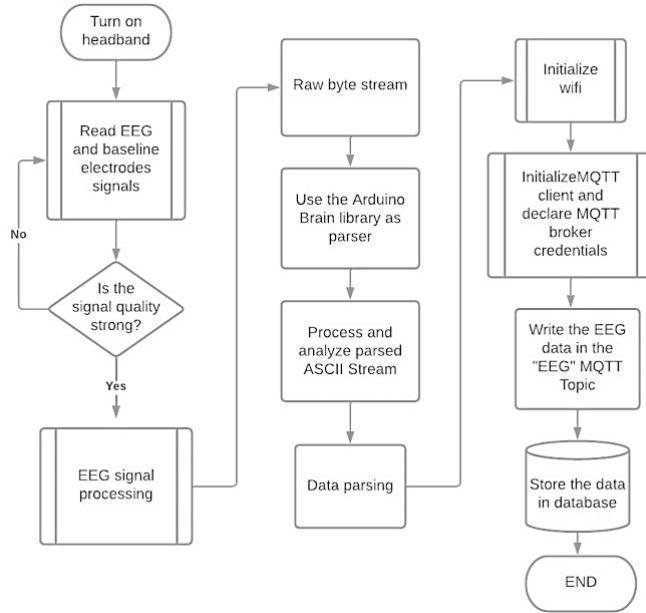


Figura 3.10 Diagrama de flujo de algoritmo para el sistema de monitoreo de señales neuronales [autoría propia].

En la Figura 3.11 se muestran las señales que se obtienen por medio de este sensor. Se visualizan como una cadena de caracteres, la cual divide cada una de las señales por medio de una coma. El valor del extremo izquierdo corresponde a la calidad de la señal, si la señal es buena entonces el valor será 0. Los siguientes 2 valores representan el nivel de concentración y de relajación correspondientemente. Consecuentemente se muestran las señales:

- Delta (1-3 Hz), la cual se asocia con procesos cerebrales como el sueño.
- Theta (4-7 Hz), la cual se asocia con estados de relajación o meditación.
- Alpha baja (8-9 Hz), se puede asociar con procesos como cerrar los ojos, estados de relajación.
- Alpha alta (10-12 Hz).
- Beta baja (13-17 Hz) estados de alerta o concentración.
- Beta alta (18-30 Hz).
- Gama baja (41-50 Hz) procesamiento multisensorial.
- Gama alta (41-50 Hz).

Estos valores son utilizados para calcular los niveles de estrés, relajación y concentración de la persona que está utilizando la diadema [99].

```

21:07:15.139 ->
21:07:15.139 -> 0,30,54,34981,3376,8432,1301,2201,1056,1182,544
21:07:16.147 ->
21:07:16.147 -> 0,29,61,331060,67131,19864,10192,8746,4092,6404,3357
21:07:17.128 ->
21:07:17.128 -> 0,51,64,174108,4981,670,1000,2345,1957,956,559
21:07:18.113 ->
21:07:18.113 -> 0,63,75,1790510,338279,241199,194440,159990,103582,56091,68123
21:07:19.112 ->
21:07:19.112 -> 0,60,60,898529,92490,7133,7194,7739,6407,7862,7477
21:07:20.116 ->
21:07:20.116 -> 0,61,53,34913,35605,4158,543,2843,2403,1040,601
21:07:21.094 ->
21:07:21.094 -> 0,47,50,396132,336702,8805,31483,10229,12355,3774,2044
21:07:22.119 ->
21:07:22.119 -> 0,40,50,123252,38354,13865,21697,8207,4024,4458,4082
21:07:23.105 ->
21:07:23.105 -> 0,38,54,76750,13086,4127,149,1643,843,1092,816
21:07:24.096 ->
21:07:24.096 -> 0,43,56,43699,8772,1127,1165,2956,1035,982,911

```

Figura 3.11 Valores de señales neuronales obtenidas por medio del sensor Neurosky Mindflex.

3.7 Diseño mecánico

Para el diseño mecánico de los dispositivos de montaje de los sensores se indagó exhaustivamente cuáles son las necesidades específicas del paciente, así como sus preferencias referentes a personajes animados y colores. De igual manera, se realizó un escaneo 3D del paciente para poder hacer un modelo en Solid Works con sus medidas. Para poder realizar el escaneo del paciente se hizo uso de la técnica de fotogrametría. Se utilizó el software ReconstructMe, el cual tiene una interfaz para conectarse con la consola de videojuegos Xbox Kinect para poder adquirir las imágenes. Una vez que el software marca que ya tiene las suficientes imágenes para hacer el modelado 3D se exporta el archivo para poderse visualizar y manipular en Solid Works.

3.7.1 Sensor de ritmo respiratorio.

Respecto al sensor de ritmo respiratorio se presentó un gran reto, el cual es; cómo colocar el sensor de manera que no se comprometa la calidad de medición y que a su vez fuese ergonómico y con un diseño atractivo para el paciente. A pesar de que los sensores capacitivos son sensores que no necesitan tener contacto directo con el cuerpo del paciente sí necesitan estar colocados de manera que no tengan mucho movimiento y en una posición fija. Es por esto que se diseñó una pechera, en la cual se pudiesen colocar todo el sistema de instrumentación, los sistemas embebidos y la fuente de alimentación. El diseño mecánico que se realizó es un ensamblaje de 4 piezas y al centro del ensamblaje se colocó un domo. Dentro de este domo se colocó toda la circuitería. El colocar la circuitería del sistema dentro de un domo cerrado tiene 2 ventajas. La primera es que el paciente no tiene contacto visual con los circuitos, lo cual podría generarle estrés y la segunda es que no le permite al paciente tocar los circuitos, evitando cualquier falla del sistema. El diseño del domo está pensado para que sea transparente, esto porque aparte de colocar la circuitería dentro del mismo, también se colocaron diversos LED. Se colocó una tira de LED en la periferia del domo y de igual manera se colocó un LED central, el cual se enciende y apaga con respecto a la respiración del paciente. Con el propósito de garantizar la seguridad del paciente y del sistema en ensamblaje de 4 placas se imprimieron con Tereftalato de polietileno de Glicol (PETG), se escogió este material,

debido a que resistencia considerable a los impactos. Para poder garantizar una resistencia estructural suficiente para evitar deformaciones por golpes o por cambios de temperatura, pero que a su vez no aumentara mucho el peso del ensamble se imprimieron las piezas con un relleno del 18%. Ahora bien, el domo fue impreso utilizando ácido poliláctico (PLA). Este material tiene una menor resistencia a impactos que el PETG, pero presenta otras ventajas, como transparencia, menor deformación durante el proceso de impresión entre otras. Es importante mencionar que debido a que se está tratando con un domo, la geometría de la estructura permite utilizar materiales de menor densidad, con menor resistencia a impactos y mantener una resistencia al impacto y deformación por peso considerable [100]. Para la impresión del domo se utilizó PLA transparente, para poder garantizar una mayor transparencia se utilizó un relleno del 12%. En la Figura 3.12a se muestra el diseño final del ensamble, en la Figura 3.12b se muestra una explosión del ensamble, mostrando todos los componentes del ensamble.

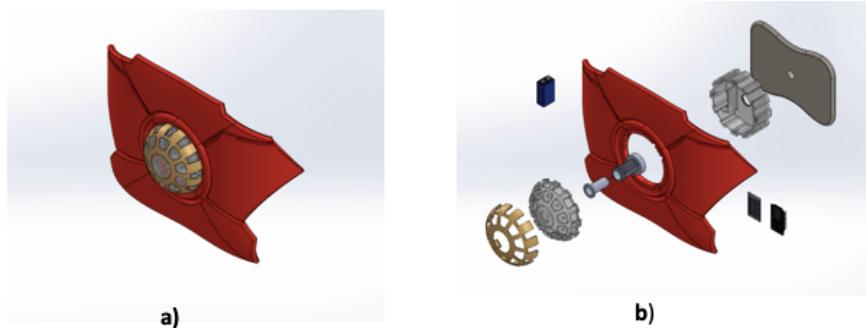


Figura 3.12 Diseño mecánico de pechera: a) Ensamble de pechera, b) Explosión de diseño mecánico.

3.7.2 Sensor de GSR y ritmo cardíaco.

Debido a que ambos, el sensor de GSR y el sensor de ritmo cardíaco se pueden colocar en los dedos, fue posible colocarlos en la misma mano. Esto redujo el uso de componentes electrónicos y la cantidad de piezas a diseñar. A diferencia del sensor capacitivo, el cual no tiene que tener contacto directo con el cuerpo del paciente, el sensor de GSR y ritmo cardíaco sí necesitan tener contacto directo en todo tiempo con la piel del paciente. En el caso del sensor de ritmo cardíaco es de suma importancia colocar el sensor en una posición fija, para que pueda estar en contacto con la yema del dedo. Esto es debido a que la yema del dedo tiene piel muy delgada y transparente, lo cual propicia una mejor medición [101]. Respecto al sensor de GSR es importante que los electrodos tengan contacto con la mayor área posible del dedo [102], es por esto que se colocaron en las falanges. Para poder lograr esto, se utilizó un guante de licra, en el cual se montaron los sensores. El guante de licra se hizo a la medida de la mano del paciente. Las ventajas de utilizar tela de licra es que se puede contraer y expandir en función de la forma de la mano que la está utilizando, también es cómoda de usar y no genera comezón o hinchazón. Para propósitos estéticos, se utilizó un guante de látex con diseño de superhéroe para cubrir el guante de licra. Por último, para poder esconder la circuitería se realizó el diseño de una pieza que se colocó en el antebrazo tal como se muestra en la Figura 3.13.



Figura 3.13 Diseño de guante y antebrazo: a) Explosión de diseño mecánico frontal, b) Explosión de diseño mecánico trasera.

3.7.3 Sensor de señales neuronales.

Después de diversas entrevistas y reuniones con el equipo de trabajo del CREE Michoacán se descubrió que la mayoría de pacientes con autismo tienden a ser muy sensibles al contacto físico en el área del cuello y la cabeza. La mayoría de ellos no pueden tolerar ningún tipo de contacto físico en estas áreas. Es por esta razón que el poder lograr que el paciente quisiera utilizar el sensor Neurosky fue un gran reto. Después de diversas entrevistas con los padres del paciente se descubrió que el paciente presenta un disgusto agudo al contacto físico en el área del cuello, de igual manera, se siente muy incómodo utilizando cualquier tipo de gorra o sombrero. Después de analizar esta información se decidió utilizar una careta con temática de superhéroe para poder esconder el sensor Neurosky y poder hacer atractivo para el paciente utilizar dicho sensor. Debido a que los colores favoritos son dorado y rojo, estos son los colores que se utilizaron para la careta. Fue necesario diseñar una pieza de montaje para poder colocar los sistemas embebidos, la fuente de alimentación y el sensor. La impresión de esta pieza fue un reto debido a las dimensiones de la misma. Para poder imprimir esta pieza se requirió imprimir en un ángulo de 45 grados. De igual manera, se requirió utilizar soportes de árbol, debido a que estos soportes consumen menos material, sin comprometer su resistencia y así, evitando deformaciones de la pieza. En la figura 3.14 se muestra la vista frontal de la pieza que se diseñó para poder sostener el sensor y esconder la circuitería.

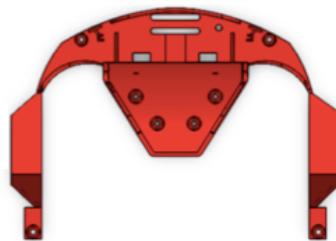


Figura 3.14 Sensor de señales neuronales: Vista frontal de diseño mecánico de pieza de montaje para el sensor

3.8 Diseño de software de estimulación audiovisual.

Para este proyecto se diseñó un sistema de estimulación que se constituye por estímulos visuales, al igual que estímulos musicales. Como se discutió previamente, la estimulación audiovisual y en particular la estimulación musical ha demostrado tener un gran impacto en diversas áreas como la regulación emocional y el desarrollo de habilidades verbales y sociales. Es por esto que en este proyecto se buscó integrar este tipo de estimulación en las metodologías de terapia que actualmente

son implementadas en el CREE Michoacán. En estudios previos [18] se ha podido demostrar que técnicas como la retroalimentación de parámetros fisiológicos aplicadas a la estimulación musical puede tener un efecto mayor que el de estímulos musicales previamente grabados. Para poder lograr aplicar retroalimentación de parámetros fisiológicos para modular los estímulos audiovisuales fue necesario adquirir los datos de los parámetros fisiológicos del paciente. Para lograr esto, se utilizó el sistema de instrumentación que se describió previamente. Gracias a protocolos de telemetría como MQTT, fue posible adquirir y procesar estos datos. Para poder procesar los datos adquiridos de los sensores y generar los estímulos audiovisuales se hizo uso del software Pure Data. Este software fue instalado en la misma Raspberry Pi en la que está montado el bróker MQTT. Es importante mencionar que para poder procesar los datos en Pure Data fue necesario diseñar un algoritmo que permitiera enviar los datos del bróker MQTT a Pure Data. Para la implementación de este software se utilizó el intérprete de programación Python 3. En la Figura 3.15 se muestra el diagrama de flujo del algoritmo utilizado para poder enviar los datos a Pure Data.

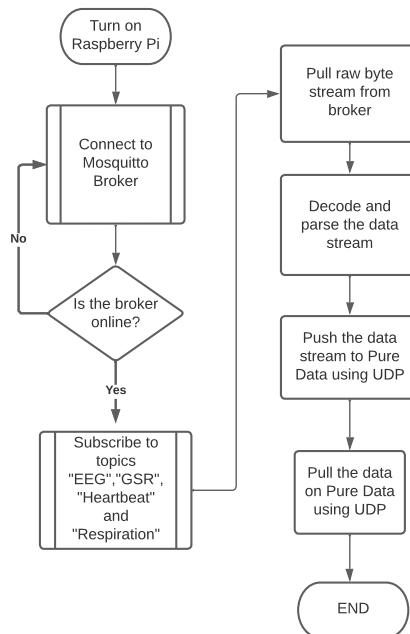


Figura 3.15 Algoritmo utilizado para recibir datos del MQTT bróker y enviar dichos datos a Pure Data.

Una vez que se pudo lograr la conexión entre el bróker MQTT y Pure Data fue necesario decidir qué componente del estímulo audiovisual modularía cada parámetro. La música está constituida por 3 componentes fundamentales:

- Ritmo: El ritmo es la forma en que la música se divide sistemáticamente en pulsos que se repiten un número específico de veces dentro de un compás a una velocidad definida o tempo [103].
- Melodía: El conjunto de sonidos configurados de manera única y particular, los cuales forman un patrón identificable al oído. Rítmicamente, esta sucesión de sonidos está ordenada de acuerdo a dos elementos ubicados en el compás musical.
- Armonía: La armonía ocurre cuando hay dos o más notas distintas que suenan a la vez. La armonía se puede referir tanto al arreglo de las notas individuales en un acorde, así como a la estructura general de acordes en una pieza musical [104].

Para generar el estímulo musical se generó un algoritmo para generar el ritmo. Se utilizó procesamiento de señales para poder generar un sonido que simulara el sonido de los componentes de una batería. En la Figura 3.16 se muestra la programación utilizada en Pure Data para generar este componente.

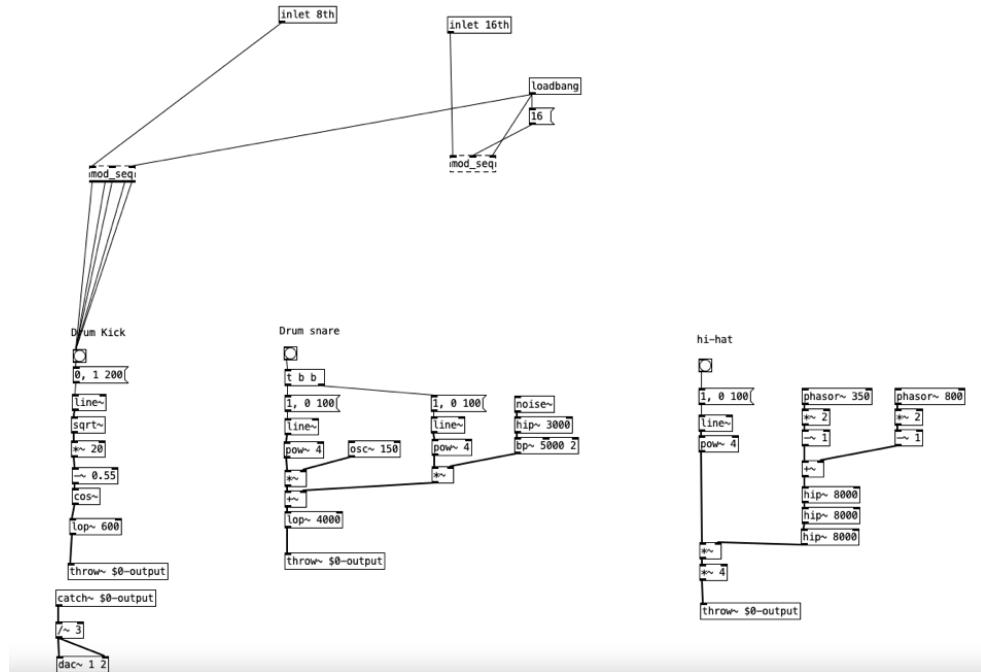


Figura 3.16 Algoritmo utilizado para generar secuencias de patrones rítmicos.

En la literatura se muestra que 2 de los parámetros fisiológicos más utilizados en técnicas de retroalimentación biológica son el ritmo cardíaco [105], [106] y la respiración [107],[108]. Es por esto que se decidió utilizar el ritmo respiratorio para modular el ritmo. En la Figura 3.17 se muestra cómo son utilizados los datos obtenidos del sensor de ritmo respiratorio para poder controlar el patrón de ritmo que se produce por el algoritmo simulador de batería.

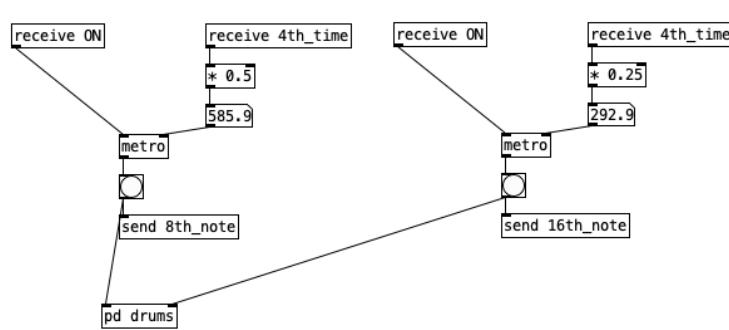


Figura 3.17 Envío de datos del sensor de ritmo respiratorio para control del patrón de ritmo generado.

Para poder controlar los componentes de armonía y melodía se utilizó el ritmo cardíaco. Se generaron 3 distintos componentes para generar la melodía. Se utilizó un componente de tiempo completo, un octavo de tiempo y un dieciseisavo. Para la base de la armonía que es el componente de tiempo completo se utilizaron sonidos de frecuencias bajas, debido a que se ha comprobado que

los sonidos de frecuencia baja pueden ayudar a ayudar a producir un estado de calma en el oyente [109]. Se seleccionaron frecuencias en el rango de los 261.63 Hz a los 440 Hz. Es importante mencionar que las frecuencias seleccionadas para los componentes de un octavo y un dieciseisavo son más altas que las que se utilizan en el componente de tiempo completo. Cada nota musical es la representación en notación musical de una frecuencia determinada. En la Figura 3.18 se muestra la relación que existe entre nota y frecuencia [110].

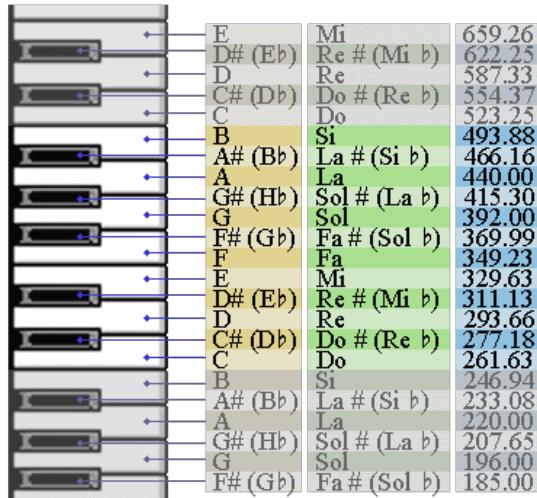


Figura 3.18 Relación entre notas musicales y frecuencias [110].

En Pure Data se utiliza la codificación del protocolo de interconexión digital para instrumentos musicales (MIDI). En la Tabla 4.1 se muestra el código que le otorga a cada nota en el protocolo MIDI [111].

Tabla 3.1 Codificación MIDI de notas musicales [111].

NOTAS	OCTAVA											
	-1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	
Do	C	0	12	24	36	48	60	72	84	96	108	120
Do#	C#	1	13	25	37	49	61	73	85	97	109	121
Re	D	2	14	26	38	50	62	74	86	98	110	122
Re#	D#	3	15	27	39	51	63	75	87	99	111	123
Mi	E	4	16	28	40	52	64	76	88	100	112	124
Fa	F	5	17	29	41	53	65	77	89	101	113	125
Fa#	F#	6	18	30	42	54	66	78	90	102	114	126
Sol	G	7	19	31	43	55	67	79	91	103	115	127
Sol#	G#	8	20	32	44	56	68	80	92	104	116	
La	A	9	21	33	45	57	69	81	93	105	117	
La#	A#	10	22	34	46	58	70	82	94	106	118	
Si	B	11	23	35	47	59	71	83	95	107	119	

Para seleccionar qué notas se tocarán, así como el ritmo de la melodía se creó un algoritmo en Pure Data. Algo muy importante para este proyecto es generar estímulos musicales que no sean repetitivos. Por esta razón se generó un algoritmo, el cual por medio de cadenas de Markov pudiera crear secuencias aleatorias de progresiones de notas. La salida de la matriz de Markov se utiliza como entrada para el selector de frecuencias, el cual contiene 10 distintas frecuencias, las cuales son

parte de la escala que se predeterminó. En la Figura 3.19 se muestra la matriz de Markov que se utiliza para generar las progresiones de melodía. De igual manera, la salida de la matriz de Markov es utilizada para generar las combinaciones que componen a armonía.

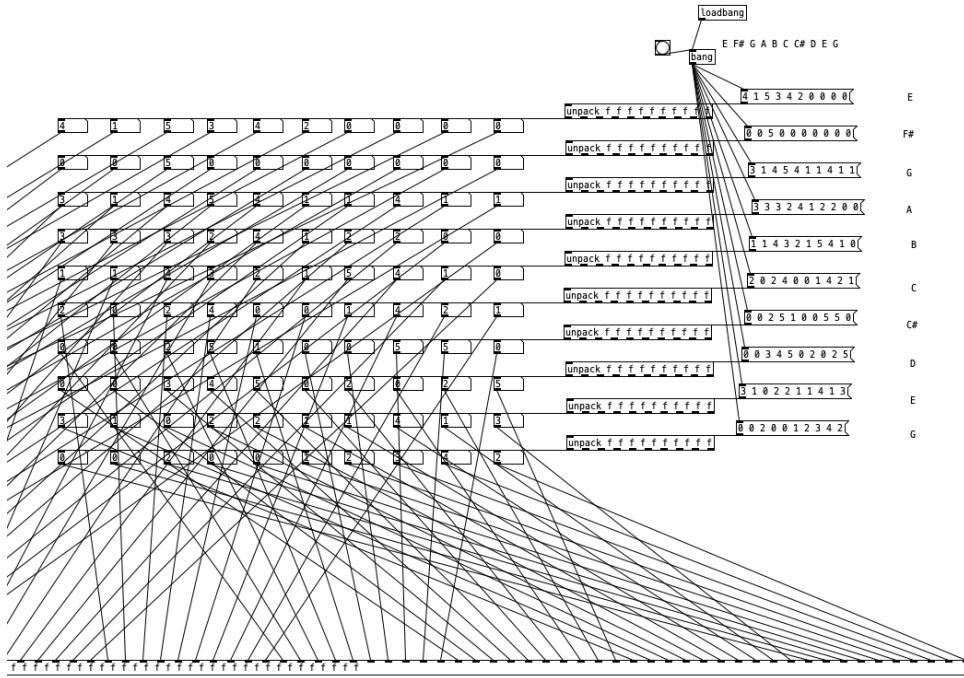


Figura 3.19 Matriz de Markov utilizada para controlar la armonía y melodía.

En cuanto al estímulo visual, se generaron 2 distintas señales. Una de ellas fue tomar la salida del algoritmo que genera la melodía y graficar las distintas frecuencias y las amplitudes de éstas. Esto con el propósito de que el paciente pueda no solamente escuchar la música que se está produciendo en vivo utilizando sus parámetros fisiológicos como entrada, sino que también pueda visualizar la misma. Para el segundo estímulo visual se utilizó la señal adquirida por el sensor de GSR. De igual manera, se utilizó Pure Data para poder generar una esfera, la cual cambia su escala y rota en los ejes x, y, z en función de los datos que están siendo recibidos. Se utilizó una esfera porque tanto los padres del paciente como el terapeuta mencionaron en diversas ocasiones que al paciente le gusta observar esferas giratorias.

3.9 Diseño de experimento.

Debido a la naturaleza misma del síndrome de espectro autista cada uno de los pacientes manifiestan distintas sintomatologías y por lo tanto tendrán una respuesta distinta a los tratamientos a los que sean sometidos. Es por esta razón que en el CREE Michoacán cada uno de los pacientes con autismo tienen un tratamiento de terapia individualizado, ad hoc a las necesidades y sintomatología que presente cada paciente. Este tratamiento es actualizado aproximadamente cada 6 meses. Al término de este periodo un médico pediatra y un terapeuta de educación especial evalúan al paciente y determinan la estructura del nuevo tratamiento. Tomando este modelo como guía para poder diseñar un sistema de estimulación eficiente, en este proyecto se utilizó el diseño de experimentos de caso único. Como se mencionó previamente, este tipo de estudios han sido ampliamente utilizados cuando un tratamiento médico o terapia requieren de un diseño individualizado. En este proyecto se utilizó la metodología de experimentación caso único base de línea. Primeramente, se consultó con el médico

pediatra y el terapeuta cuál era la condición actual del paciente. Gracias a estas conversaciones se pudieron determinar las necesidades y las adecuaciones que se deberían hacer al proyecto. El experimento se constituye por 2 partes:

1. Toma de la base de línea de las respuestas que tiene el paciente ante las sesiones de terapia y estimulación en el CREE Michoacán, sin ningún tipo de intervención del prototipo diseñado en este proyecto.
2. Despues de algunas semanas de la primera etapa se aplica un experimento de base de línea, el cual puede ser representado de la siguiente manera: $A \rightarrow B \rightarrow A$. Donde A representa la toma de los datos de base de línea sin intervención del prototipo de estimulación, B representa la intervención del sistema de estimulación y por último A representa nuevamente la toma de datos sin intervención. El experimento se diseño para tener una duración de 20 minutos. Los primeros 5 minutos consisten en la etapa A , donde se hará la medición de los parámetros fisiológicos del paciente sin ningún tipo de intervención. La etapa B se constituye por 2 partes de 5 minutos cada una. La primera consiste en intervención de estímulo musical, la segunda en intervención de estímulo audiovisual y la intervención con estímulo audiovisual agregando la participación de biorretroalimentación del paciente. En esta última etapa, se le pide al paciente que inhale profundamente y al momento de exhalar trate de igualar la frecuencia que está escuchando con su voz.

Debido a que durante la primera etapa del experimento no debe haber ningún tipo de intervención del prototipo no fue posible tomar medidas de los parámetros fisiológicos durante la sesión de terapia. Por lo cual se tomaron datos cualitativos, por medio de entrevistas a los padres del paciente. De igual manera, durante la segunda etapa del experimento se analizaron datos cualitativos, los cuales se obtuvieron igualmente por medio de entrevistas al paciente y a los padres del paciente. La estructura de estas entrevistas se hizo basadas en la siguiente entrevista clínica sobre autismo para padres de familia [112], esta entrevista está basada en [113] y [114].

Para poder obtener información directamente del paciente de su estado de ánimo se realizó una encuesta. Debido a que el paciente tiene dificultades para poder comunicar sus emociones e ideas se propuso una encuesta donde el paciente escogería entre 3 distintos estados de ánimo. Se seleccionaron los estados de enojo, tristeza y alegría debido a que después de diversas entrevistas con los padres del paciente se llegó a la conclusión que son las emociones que el paciente puede identificar con mayor facilidad.



Figura 3.20 Encuesta de estado de ánimo del paciente [autoría propia].

Igualmente, se hizo un análisis de la respuesta fisiológica del paciente durante la terapia para poder determinar el impacto de la misma. La línea de base en esta etapa del experimento consiste en los parámetros fisiológicos que se almacenan durante la etapa de no intervención. Posteriormente estos datos se comparan con los obtenidos durante la intervención del sistema para poder determinar el impacto que se tuvo en el paciente.

3.10 Adquisición y almacenamiento de los datos.

Una fase fundamental para poder hacer un análisis de los resultados es la adquisición y almacenamiento de los datos. Para poder hacer un análisis adecuado de los datos se debe tener cuidado en registrar el tiempo en el que se realiza una muestra, la frecuencia de muestreo. Esto representa un reto cuando se está trabajando con más de un sensor, debido a que casi siempre llega a presentarse una diferencia tanto en la frecuencia de muestreo como en los tiempos en los que se hace la medición y se transmiten los datos. En este proyecto se hizo uso del software LSL para poder sincronizar la adquisición de datos de todos los sensores. Se realizó un script en Python para poder vincular el software LSL con el bróker MQTT y suscribirse a los tópicos donde se transmiten los datos de los sensores. De igual manera, se utilizó el software Psychopy para hacer una rutina del proceso de experimentación. Como se mencionó previamente se diseñó un experimento de caso único de base de línea que se divide en 2 tomas de base de línea y una etapa de intervención, la cual a su vez se subdivide en 2 distintas etapas. Se realizó un script en Python que describiera esta rutina de experimento en Psychopy y que de igual manera enviase por protocolo MQTT una bandera para señalar el comienzo y término de cada una de las etapas del experimento.

Capítulo 4.

En el capítulo 4 se describen los resultados que se obtuvieron en el desarrollo de este proyecto. Primero, se muestra la validación del funcionamiento de los sensores. De igual forma se muestra la visualización en vivo de los sensores. Posteriormente se muestran los ensambles finales de los diseños mecánicos y el sistema de instrumentación. Por último, se describen los resultados obtenidos durante el experimento con el paciente. Por medio del análisis de los resultados se puede determinar que el sistema de estimulación tuvo un efecto positivo considerable en el paciente.

4 Resultados.

4.1 Validación de los sensores.

La validación de la calidad de la medición es algo fundamental en un sistema de instrumentación, es por esto que en el caso del sensor de ritmo cardíaco para poder validar que se estuvieron obteniendo mediciones confiables con este sensor se realizaron 2 comparaciones. La primera comparación fue con el monitor de ritmo cardíaco del reloj iWatch Serie 6. Se realizaron 100 mediciones para poder encontrar el coeficiente de correlación entre los 2 sensores. Se pudo encontrar un coeficiente de correlación de 0.996. La segunda comparación que se realizó fue con un dispositivo de monitoreo certificado. Para esta comparación se utilizó el Inhala Care 1NH0. De igual forma, se realizaron 100 mediciones para poder encontrar la correlación entre los valores entregados por los 2 sensores. Se pudo encontrar un coeficiente de correlación de 0.916. En la Figura 4.1 se muestran las gráficas de los valores documentados de los 2 sensores. En color azul se pueden visualizar los valores del Inhala Care 1NH01, mientras que de color rojo se pueden visualizar los valores del sensor SEN0302.

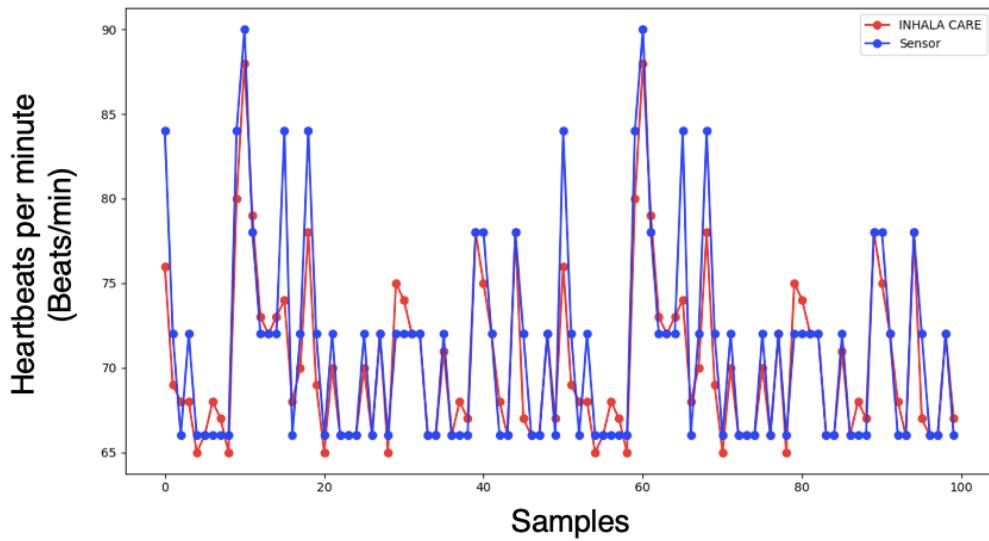


Figura 4.1 Comparación entre SEN0302 e Inhala Care 1NH01.

Como se mencionó previamente es una parte importante el poder monitorear en tiempo real los parámetros fisiológicos. Node-Red Dashboard nos proporciona una interfaz gráfica para visualizar de manera amigable estos valores. En la Figura 4.2 se muestra cómo se visualizan los valores del ritmo cardíaco en Node-Red Dashboard.

Heartbeat monitoring

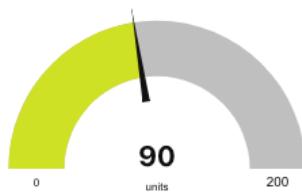


Figura 4.2 Valores del ritmo cardíaco en Node Red Dashboard.

Para poder validar que se obtuvieron mediciones confiables del sensor de respiración se hizo una comparación entre las mediciones que se realizaron utilizando el sensor capacitivo y un conteo manual del proceso de inhalación y exhalación. Se pudo encontrar un coeficiente de correlación de 0.9713. En la Figura 4.3 se muestra la comparación de la medición con el sensor capacitivo y la medición manual.

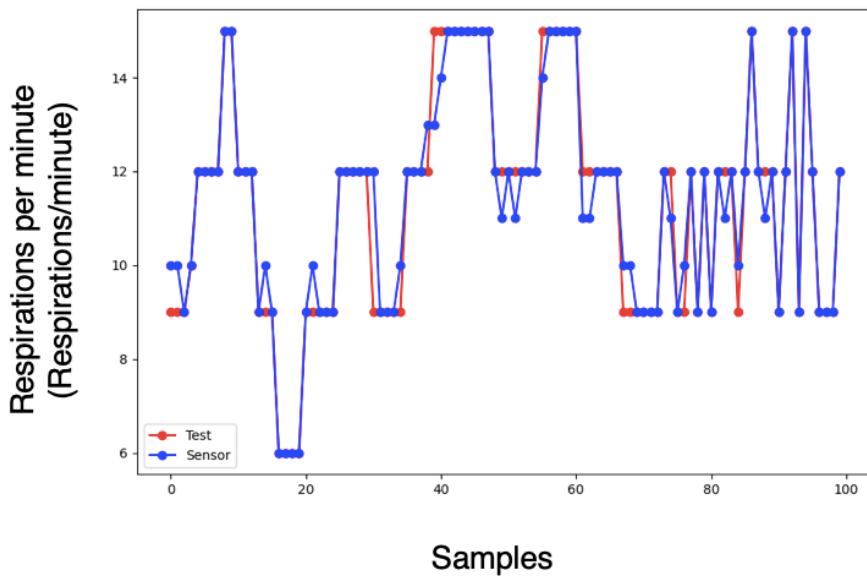


Figura 4.3 Comparación mediciones de ritmo respiratorio.

En la Figura 4.4 se muestra cómo se visualizan los valores del ritmo respiratorio en Node-Red Dashboard.

RPM monitoring

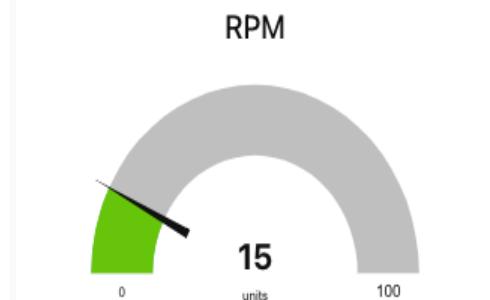


Figura 4.4 Visualización de ritmo respiratorio en Node-Red Dashboard.

Respecto al sensor de GSR en la Figura 4.5 se muestra la visualización de los valores en Node-Red Dashboard.



Figura 4.5 Visualización de valores de GSR en Node-Red Dashboard.

En la Figura 4.6 se muestra cómo se visualizan estos valores en la plataforma Node-Red Dashboard. En la Figura 4.6a se muestra el valor de la calidad de la señal, su magnitud puede variar entre 0 y 100, esta magnitud es una unidad de medición arbitraria. El valor de 0 corresponde a la mejor calidad de señal. Posteriormente se visualiza el valor de concentración y el valor de meditación o relajación. De igual manera sus magnitudes corresponden a una unidad de medición arbitraria. Sus magnitudes pueden variar entre 0 y 100. En la Figura 4.6b se muestran los valores de las frecuencias:

- Delta (1-3 Hz)
- Theta (4-7 Hz)
- Alpha baja (8-9 Hz)
- Alpha alta (10-12 Hz).
-

En la figura 4.6c se muestran los valores de las frecuencias:

- Beta baja (13-17 Hz) estados de alerta o concentración.
- Beta alta (18-30 Hz).
- Gama baja (41-50 Hz) procesamiento multisensorial.

- Gama alta (41-50 Hz).

Todos los valores de las frecuencias son magnitudes instantáneas, muestreadas a una frecuencia de 10 Hertz.

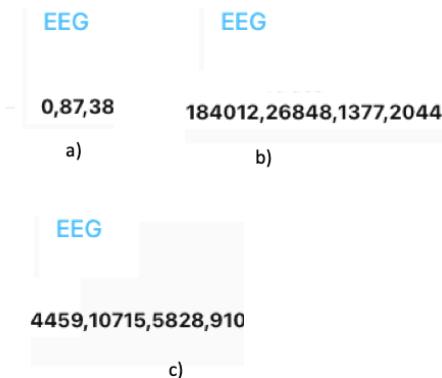


Figura 4.6 Señales Neuronales.

4.2 Diseño mecánico.

Una vez que se terminó de ensamblar el sistema de instrumentación con las partes de montaje se procedió a probar el ensamble completo en el paciente. Este proceso duro aproximadamente 3 meses, debido a que se requirió hacer diversos ajustes a la medida de la pechera y el antebrazo. El primer prototipo resultó ser muy grande para el paciente, lo que le ocasionaba incomodidad y generaba mucho movimiento en los sensores, lo que a su vez ocasionaba muchas lecturas erróneas. En la Figura 4.7 se muestra la primera versión del ensamble completo siendo usado por el paciente.



Figura 4.7 Primera versión de ensamble del sistema de instrumentación y diseño mecánico

Una vez que se realizaron todas las correcciones se procedió a medir de nueva cuenta el prototipo con el paciente. En esta ocasión el ensamble le quedó a su medida y no sentía ningún tipo de incomodidad. Se utilizó un guante de látex con temática de superhéroe para poder fijar los sensores de ritmo cardíaco y GSR.



Figura 4.8 a) Circuitería colocada al interior de antebrazo, b) Ensamble final.

El pecho tuvo un reacomodo de las piezas para poder lograr una simetría más estable. También se redujo el tamaño del ensamble de las piezas de base en aproximadamente un 5%.



Figura 4.9 a) Sistema de instrumentación, alimentación y embebido, b) Ensamble final.

Se realizaron los ajustes necesarios a la máscara para que el sensor pudiera estar lo más fijo posible a la frente del paciente, pero sin causar ningún tipo de incomodidad. La pieza de ensamble que se diseñó se pintó con pintura dorada metálica para coincidir con la temática de la máscara. En la Figura 4.10 se muestra la toma frontal, lateral y trasera del ensamble final. En la toma trasera se puede apreciar cómo se ensambló el sensor y el compartimiento donde se colocó el microcontrolador y la fuente de alimentación.

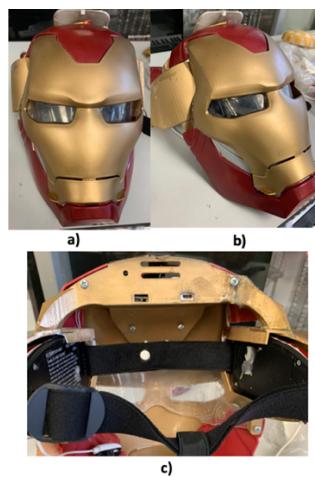


Figura 4.10 Resultado final ensamble de sensor de señales neuronales: a) Vista frontal, b) Vista lateral, c) Vista trasera.

En la figura 4.11 se muestra la máscara con todos los ajustes que se realizaron, siendo portada por el paciente. Se logró ajustar de manera conveniente el sensor sin causar ninguna incomodidad.



Figura 4.11 Ensamble final de sistema de instrumentación y diseño mecánico portado por el paciente.

4.3 Estímulos audiovisuales.

En la Figura 4.12 se muestra el primer estímulo visual. Es una esfera la cual rota en los ejes x,y,z y también cambia su tamaño en función de los datos recibidos por el sensor de sensibilidad galvánica en la piel. Esta esfera cautivó la atención del paciente con gran eficacia. El dinamismo del movimiento de la esfera fue algo que mantuvo al paciente concentrado.

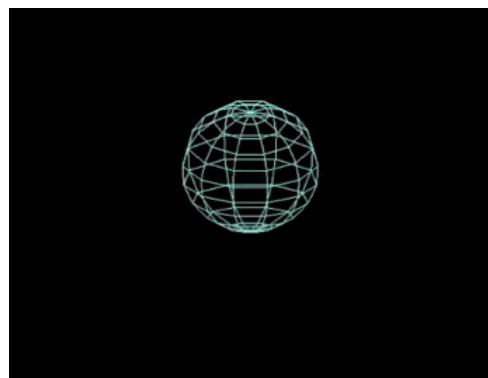


Figura 4.12 Estímulo visual controlado por la señal de GSR.

Igualmente, se muestra el segundo estímulo visual. Este estímulo es la gráfica de las distintas frecuencias que conforman la melodía que se está generando. Esta gráfica se está refrescando cada segundo, por lo cual se puede dar la impresión de que se visualiza en tiempo real la música que se está generando.

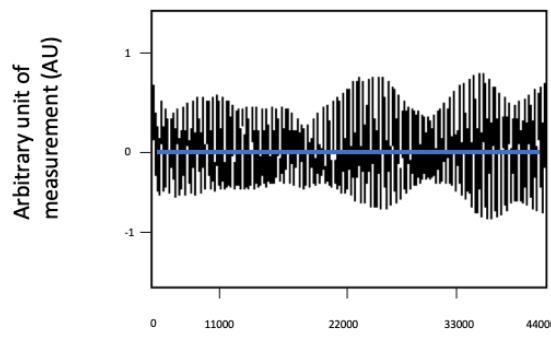


Figura 4.13 Gráfica de estímulo musical.

4.4 Proceso de adquisición de datos.

Para el proceso de adquisición de datos se diseñó un algoritmo que permitió delimitar todos los pasos necesarios para poder guardar la información adquirida por los sensores de una manera ordenada, sincronizada y que facilitara el análisis de los datos en el futuro. En la Figura 4.14 se muestra el algoritmo utilizado para este proceso. El proceso para la adquisición de datos comienza por encender la Raspberry Pi, pues es indispensable para el funcionamiento del sistema de comunicación MQTT. Una vez que los sensores están enviando correctamente la información a la Raspberry se debe ejecutar el script “mqtt-lsl-binder.py”. Este script permite vincular el software LSL con la red de comunicación MQTT. Una vez que se hace esto, en LSL Recorder se requiere agregar un canal más de MQTT para poder marcar cada una de las etapas del experimento, este canal se llama “psychopy”. Para lograr esto es necesario correr el script “psychopy-builder2.py”. Es necesario seleccionar la sesión y el sujeto de experimento. Finalmente, una vez que todos los tópicos de MQTT están listos se envía la información al software LSL Recorder para el almacenamiento de los datos en el disco duro de la computadora.

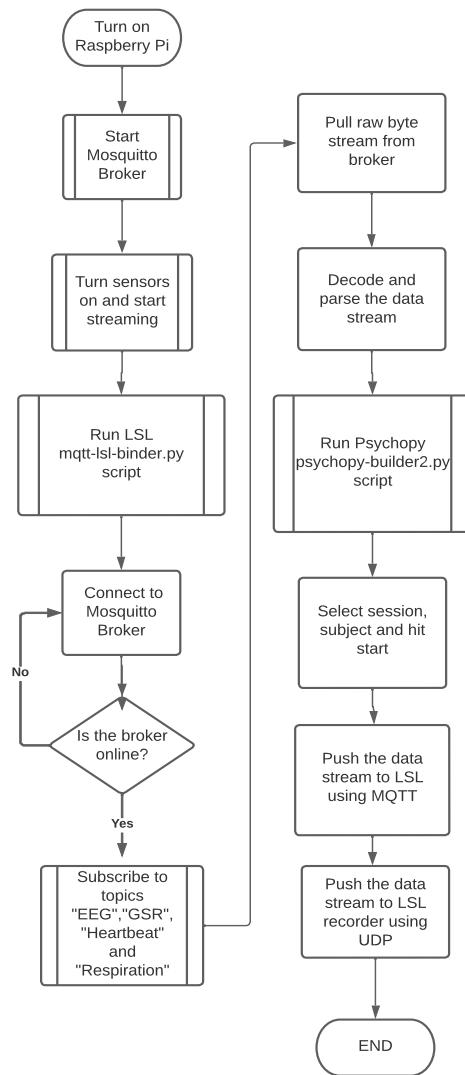


Figura 4.14 Algoritmo para adquisición de datos [autoría propia].

4.5 Proceso de experimentación.

4.5.1 Análisis de datos cualitativos.

Como se mencionó previamente el proceso de experimentación consistió en 2 partes principales. La primera etapa refiere a la adquisición de información de la respuesta del paciente ante las terapias de estimulación sensorial en el CREE Michoacán. Se les pidió a los padres del paciente que contestaran una encuesta, donde calificaron la respuesta del paciente ante la sesión de terapia. En cada una de las sesiones se contestó la encuesta mostrada en la Figura 3.20 con la opción de felicidad. Para este proyecto fue de suma importancia determinar el nivel de aceptación que tendría el paciente ya que esto tendría un gran impacto en la eficiencia de la sesión de estimulación. Es por esto que cada sesión antes de comenzar se le hizo la encuesta del estado de ánimo. En las 3 sesiones se contestó que el paciente se encontraba feliz y emocionado de utilizar el traje de superhéroe. Esto fue un gran indicativo para este proyecto. Posteriormente se procedió a ponerle el ensamble del sistema de instrumentación, a lo que el paciente en las 3 sesiones reaccionó con mucha emoción, se contestó en la encuesta que el paciente se encontraba feliz y emocionado. Se utilizó la encuesta mostrada en la Figura 3.20 para determinar su estado de ánimo actual. El paciente seleccionó en todas las ocasiones la opción de alegría o felicidad.

4.5.2 Análisis de datos cuantitativos.

4.5.2.1 Entrevistas.

Estas son las respuestas a la entrevista que se le proporcionó a los padres del paciente. Donde 0 corresponde al nivel más bajo y 5 el nivel más alto.

Entrevista durante el periodo previo a la intervención.

- 1) Califique el nivel de estrés que le causa a su hijo atender a las sesiones de estimulación sensorial en el CREE.

Respuesta de padres: 3.2

- 2) Califique el nivel de entusiasmo con el que su hijo atiende a las sesiones de estimulación sensorial.

Respuesta de padres: 2.8

- 3) Califique el nivel de cooperación que presenta su hijo con el terapeuta durante la sesión de estimulación sensorial.

Respuesta de padres: 2.5

- 4) Califique la aceptación que tiene su hijo hacia las actividades propuestas durante la sesión de estimulación.

Respuesta de padres: 3

- 5) Califique el nivel de estrés de su hijo previo a comenzar la sesión de estimulación sensorial.

Respuesta de padres: 2.8

6) Califique el nivel de estrés de su hijo posterior a la sesión de estimulación sensorial.

Respuesta de padres: 2.5

7) Califique las mejorías en regulación emocional que presenta su hijo.

Respuesta de padres: 1.5

8) Califique la habilidad de su hijo para identificar sus emociones.

Respuesta de padres: 1

9) Califique la habilidad de su hijo para comunicar sus emociones.

Respuesta de padres: 1

Entrevista durante el periodo de la intervención.

1) Califique el nivel de estrés que le causa a su hijo atender a las sesiones de estimulación sensorial en el CREE.

Respuesta de padres: 1.5

2) Califique el nivel de entusiasmo con el que el paciente atiende a las sesiones de estimulación sensorial.

Respuesta de padres: 5

3) Califique el nivel de cooperación que presenta el paciente con el terapeuta durante la sesión de estimulación sensorial.

Respuesta de padres: 3.5

4) Califique la aceptación que tiene el paciente hacia las actividades propuestas durante la sesión de estimulación.

Respuesta de padres: 4.5

5) Califique el nivel de estrés del paciente previo a comenzar la sesión de estimulación sensorial.

Respuesta de padres: 1.5

6) Califique el nivel de estrés del paciente posterior a la sesión de estimulación sensorial.

Respuesta de padres: 1

7) Califique las mejorías en regulación emocional que presenta el paciente.

Respuesta de padres: 2.5

8) Califique el impacto que tiene en el paciente el disfraz con temática de superhéroes en la aceptación del sistema de monitoreo.

Respuesta de padres: 5

9) Califique el impacto que tiene en el paciente el disfraz con temática de superhéroes en el entusiasmo que presenta al ir a las sesiones de estimulación.

Respuesta de padres: 5

10) Califique el impacto que tiene introducir la estimulación musical en la terapia.

Respuesta de padres: 5

11) Califique el impacto que tiene la estimulación visual en la terapia.

Respuesta de padres: 5

Analizando los resultados se puede ver que la implementación del traje de superhéroe en el paciente tuvo una gran aceptación. Según los padres del paciente el interés del paciente por atender a las sesiones de terapia creció considerablemente después de que se le dijera que utilizaría el traje. De igual manera, la información proporcionada por las encuestas permite deducir que la estimulación audiovisual tuvo un efecto considerable en la participación del paciente durante las sesiones de terapia y en el nivel de estrés posterior a la sesión.

A continuación, se mostrará el análisis que se hizo de las señales que se adquirieron durante las sesiones de estimulación sensorial.

4.5.2.2 *Respuesta galvánica en la piel.*

En la Figura 4.15 siguiente se puede observar la gráfica de la respuesta galvánica en la piel del paciente, se puede visualizar que no hay cambios abruptos del valor de la conductancia eléctrica, lo cual significa que no hay cambios de estado emocional tan fuertes. Para poder lograr tomar una mejor medición de la respuesta galvánica en la piel es indispensable que el sujeto de prueba se encuentre inmóvil. Es por esto que algunos de los cambios que se pueden apreciar pueden ser ocasionados por el movimiento de la mano del paciente. En particular tratando de esta variable se llegaron a tener algunas complicaciones de medición, debido a que el paciente es muy inquieto.

Se puede apreciar en la Figura 4.15 que la gráfica se mantiene constante y con un crecimiento en amplitud a partir de los 3000 decisegundos (ds), lo cual coincide con el inicio de la estimulación musical.

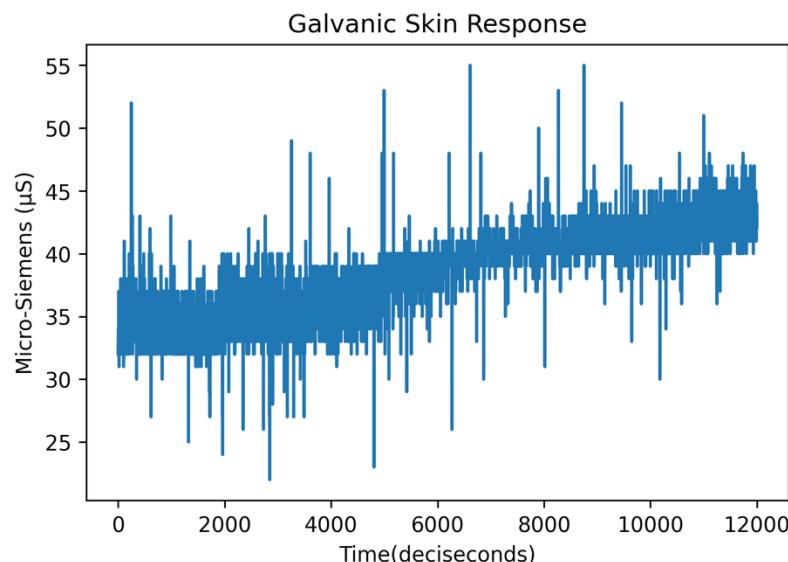


Figura 4.15 Sesión de estimulación 1: Respuesta galvánica en la piel.

Es de suma importancia mencionar que la amplitud de la respuesta galvánica en la piel puede variar mucho de persona a persona e incluso varía en la misma persona dependiendo de muchos factores como la temperatura, su estado de agitación, la humedad del ambiente, entre otros. En la Figura 4.16 se muestra la gráfica de la respuesta galvánica en la piel de la segunda sesión de estimulación. Se puede observar que, de igual manera, los valores se mantienen estables los primeros minutos. A partir de los 3000 decisegundos (ds) se puede apreciar un cambio abrupto de la señal. Este cambio coincide nuevamente con el inicio de la intervención de estimulación musical. A partir de los 6000 decisegundos se puede observar otro cambio de la amplitud. Esto corresponde al periodo de tiempo donde se aplicó la estimulación audiovisual, cabe resaltar que, durante este periodo de tiempo el paciente se quedó dormido.

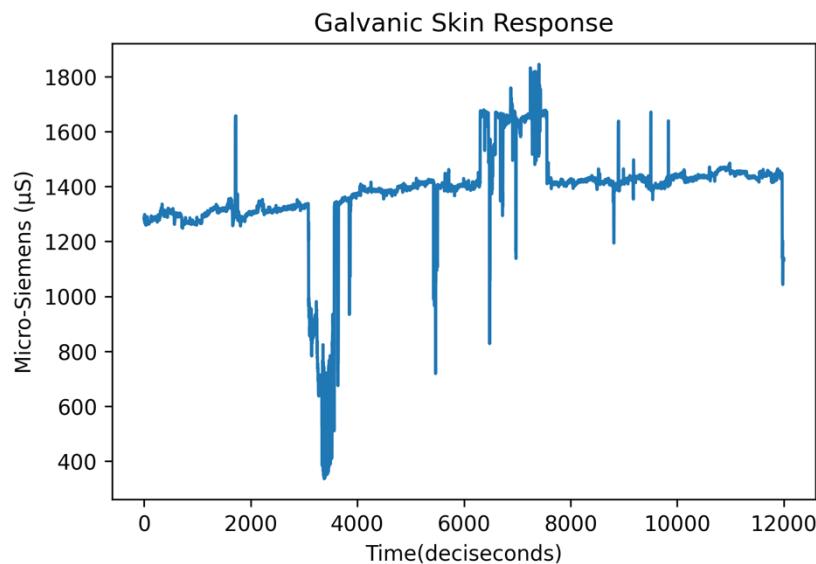


Figura 4.16 Sesión de estimulación 2: Respuesta galvánica en la piel.

Por último, en la Figura 4.17 se muestra la gráfica de la respuesta galvánica en la piel durante la sesión de estimulación 3. Se puede visualizar que en la señal no hay muchos cambios abruptos, lo cual nos permite deducir que no hubo cambios bruscos de estado emocional. A partir de los 3000 ds se puede notar una tendencia a la baja de la amplitud de la señal.

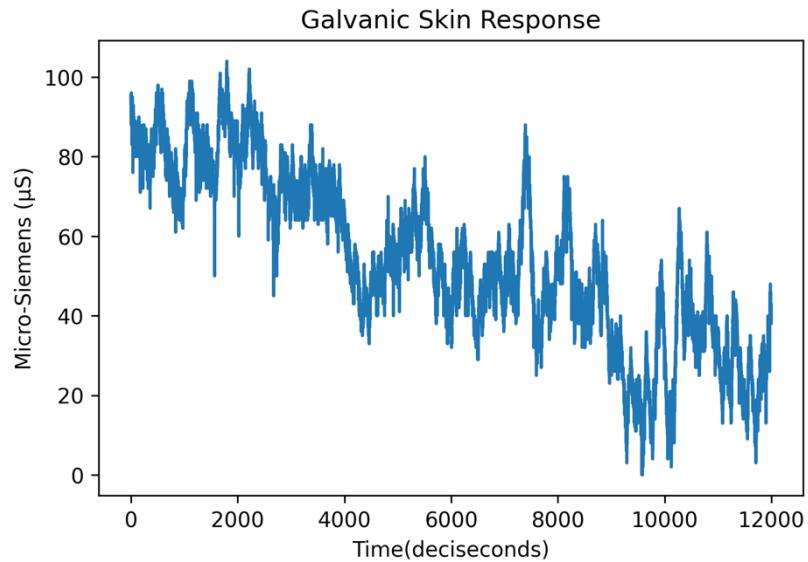


Figura 4.17 Sesión de estimulación 3: Respuesta galvánica en la piel.

4.5.2.3 Ritmo cardíaco.

4.5.2.3.1 Sesión 1.

El ritmo cardíaco es un indicador de estrés muy evidente. Durante las 3 sesiones se analizó el ritmo cardíaco del paciente durante las distintas etapas del experimento, para así poder determinar el estado emocional de éste. En la Figura 4.18 se puede visualizar la gráfica del ritmo cardíaco del paciente durante toda la sesión 1.

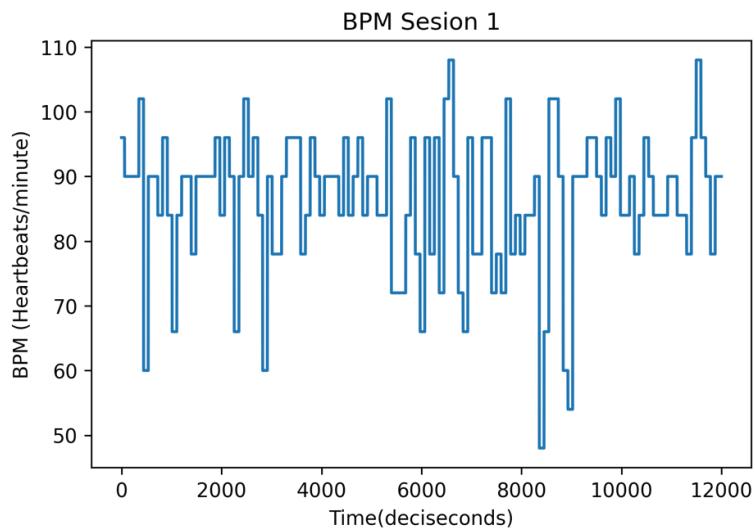


Figura 4.18 Sesión de estimulación 1: Ritmo cardíaco.

Para poder analizar si la señal se mantiene dentro de los parámetros considerados como normales para un niño de 7 a 10 años [115], [116] se generó una señal de ventana de histéresis. La señal A, obtenida por los sensores se comparó con la señal de la ventana de histéresis B, para determinar si A se mantiene dentro de los parámetros de operación de la ventana. Se determinó que se mantiene el 100% del tiempo dentro de la ventana de histéresis. Se determinó que el promedio de latidos por minuto durante toda la sesión de estimulación es de 86.314499, mientras que la moda es de 90.0. Se

puede deducir que el paciente en ningún momento tuvo lapsos de estrés severo. Al analizar los valores del ritmo cardíaco previo a la estimulación se puede determinar que la moda es de 90.0 bpm y el promedio es de 88.6 bpm. En la figura 4.19 se muestra la gráfica de este periodo.

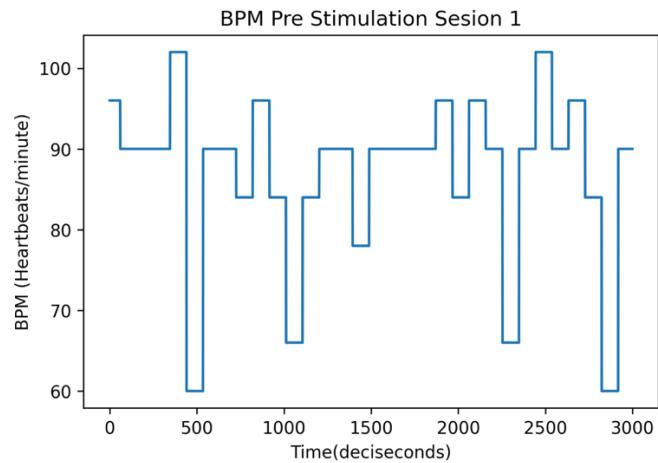


Figura 4.19 Sesión de estimulación 1: Ritmo cardíaco previo a estimulación.

Posteriormente se analizó el periodo donde se comenzó la intervención. A partir de los 3000 ds comenzó la estimulación musical. Se obtuvo una moda de 90.0 bpm y un promedio de 86.314499 bpm. Se puede observar en la Figura 4.20 cómo el promedio comienza a disminuir comparado con el periodo en el que no había ningún tipo de intervención.

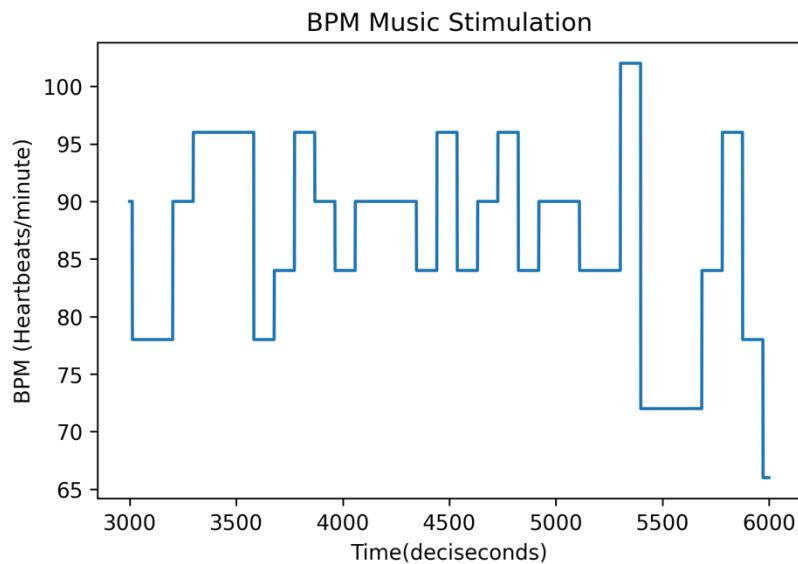


Figura 4.20 Sesión de estimulación 1: Ritmo cardíaco durante estimulación musical.

También se realizó un análisis del periodo de estimulación audiovisual y con intervención de biorretroalimentación. En este periodo se obtuvo una moda de 78.0 bpm y un promedio de 82.713997 bpm. Se puede observar en la Figura 4.21 cómo durante este periodo de estimulación el ritmo cardíaco disminuye considerablemente.

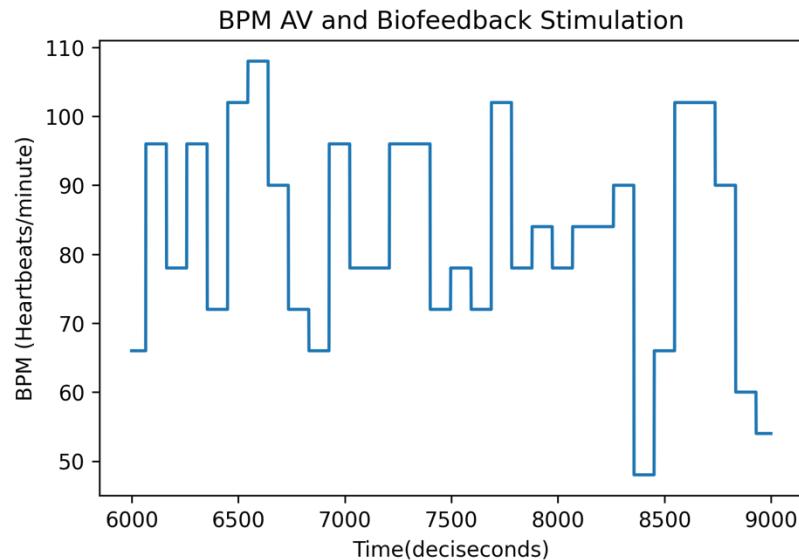


Figura 4.21 Sesión de estimulación 1: Ritmo cardíaco durante estimulación audiovisual.

Por último, se analizó el periodo post-estimulación. Se obtuvo una moda de 90 latidos por minuto y un promedio de 88.952 latidos por minuto. Se nota en la Figura 4.22 una tendencia a regresar al estado inicial.

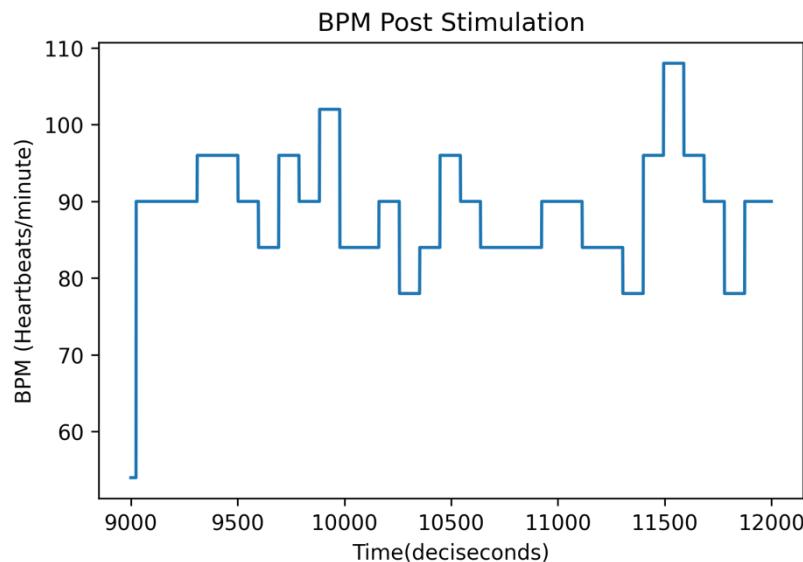


Figura 4.22 Sesión de estimulación 1: Ritmo cardíaco post-estimulación.

4.5.2.3.2 Sesión 2.

A continuación, se muestra en la Figura 4.23 la gráfica de los latidos por minuto durante toda la sesión 2. Se obtuvo un promedio de 86.8965 latidos por minuto y una moda de 102 latidos por minuto. Comparando los datos de toda la sesión con la ventana de histéresis se encontró que durante el 100% del tiempo se mantuvo el paciente dentro de los parámetros normales. Por lo cual se puede deducir que no hubo cambios drásticos de estado emocional.

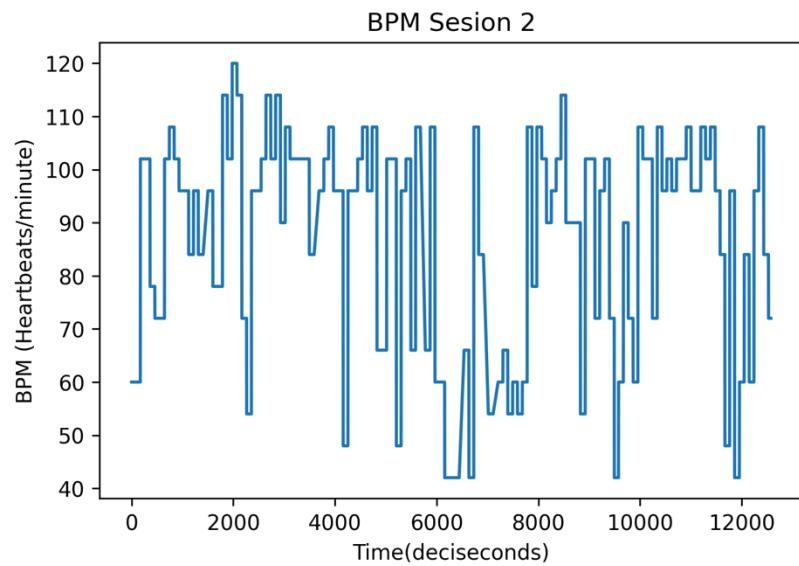


Figura 4.23 Sesión de estimulación 2: Ritmo cardíaco.

Durante el periodo previo a la estimulación se obtuvo una moda de 102 latidos por minuto y un promedio de 92.708 latidos por minuto. Como se muestra en la Figura 4.24.

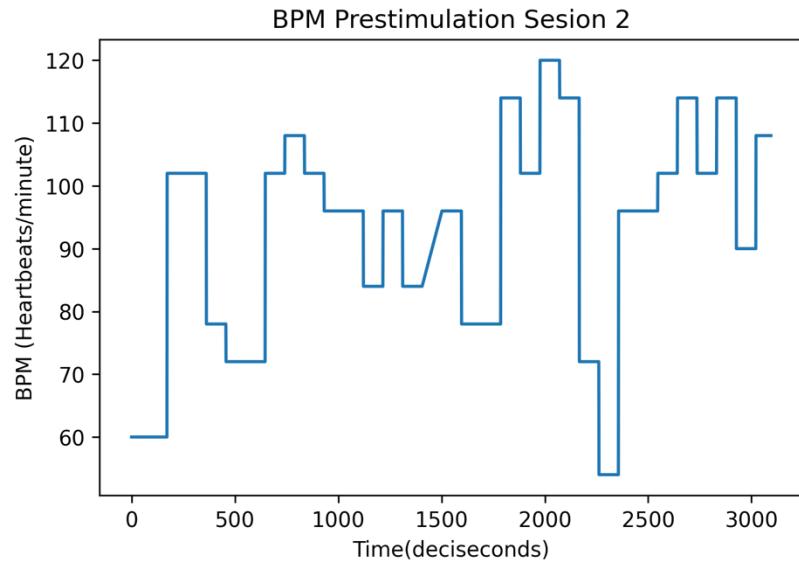


Figura 4.24 Sesión de estimulación 2: Ritmo cardíaco previo a la estimulación.

Durante el periodo de estimulación musical se obtuvo un promedio de 87.834 latidos por minuto y una moda de 102 latidos por minuto. Se puede notar en la Figura 4.25 que hay una disminución en los latidos por minuto, lo que muestra una relajación.

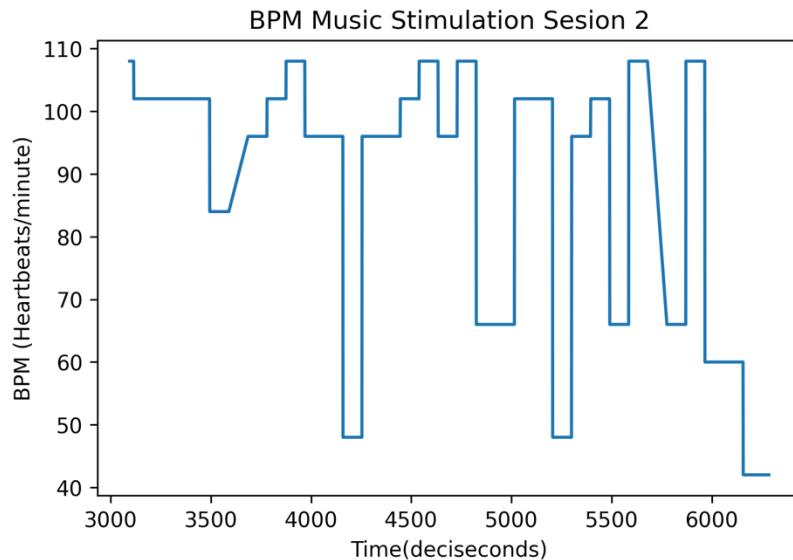


Figura 4.25 Sesión de estimulación 2: Ritmo cardíaco estimulación musical.

Durante el periodo de estimulación audiovisual y biorretroalimentación se obtuvo un promedio de 78.711 con una moda de 102 latidos por minuto. Mostrando una reducción muy considerable a comparación con las 2 etapas previas como se muestra en la Figura 4.26.

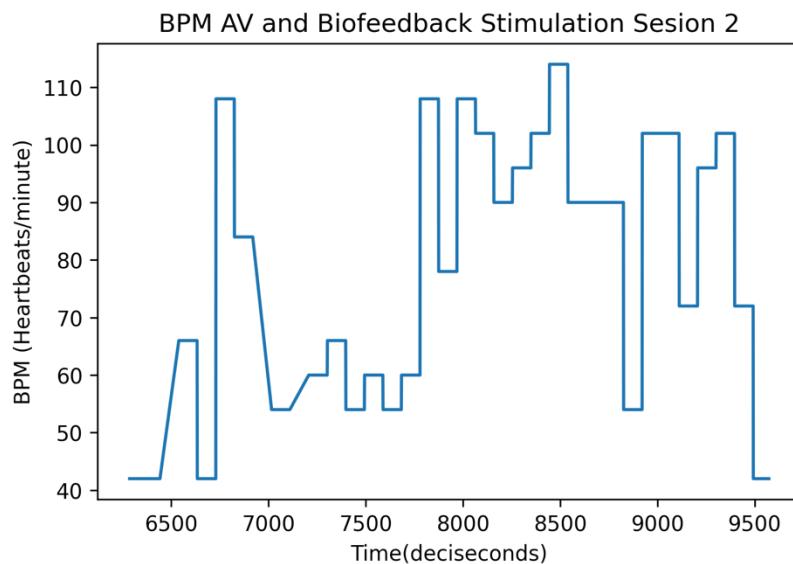


Figura 4.26 Sesión de estimulación 2: Ritmo cardíaco estimulación audiovisual y biorretroalimentación.

Por último, como se muestra en la Figura 4.27, durante el periodo posterior a la intervención se obtuvo un promedio de 88.332 latidos por minuto con una moda de 96 latidos por minuto. Se nota una tendencia de volver al estado inicial.

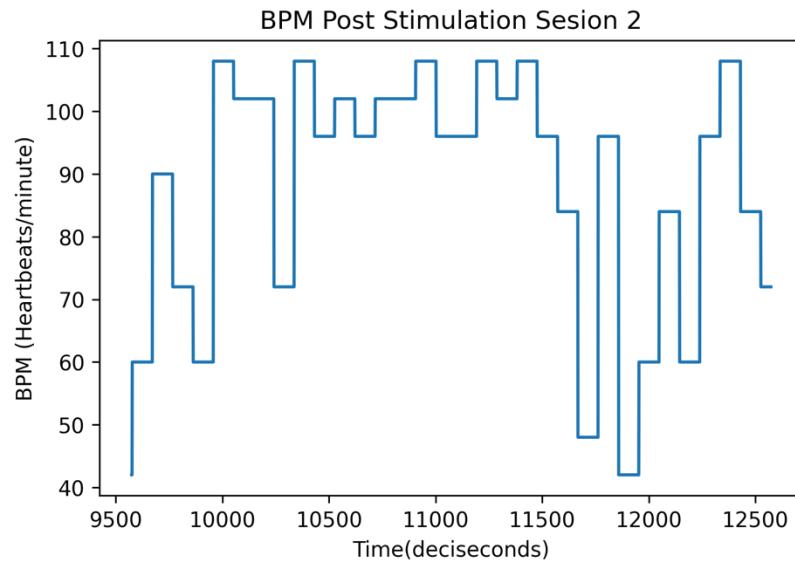


Figura 4.27 Sesión de estimulación 2: Ritmo cardíaco post-estimulación.

4.5.2.3.3 Sesión 3.

A continuación, en la Figura 4.28 se muestra la gráfica de los latidos por minuto durante toda la sesión 3. Se obtuvo un promedio de 88.758 latidos por minuto y una moda de 102 latidos por minuto. Comparando los datos de toda la sesión con la ventana de histéresis se encontró que durante el 100% del tiempo se mantuvo el paciente dentro de los parámetros normales. Por lo cual se puede deducir que no hubo cambios drásticos de estado emocional.

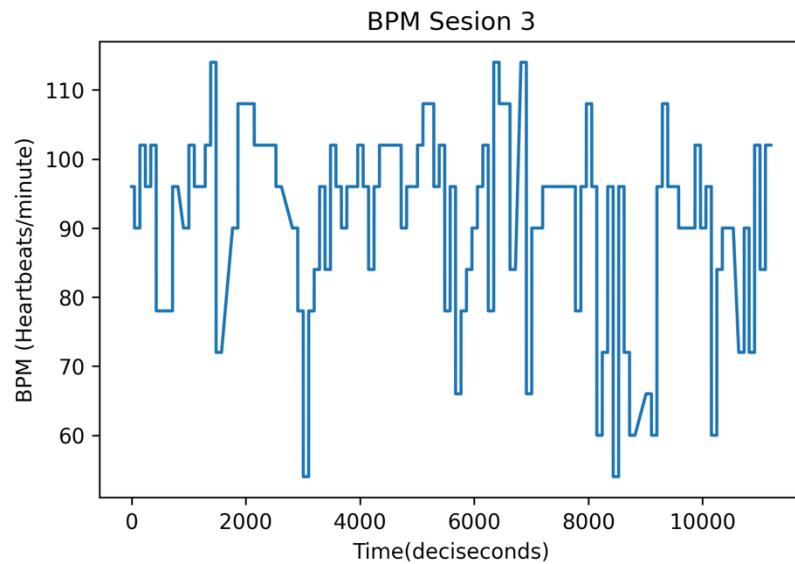


Figura 4.28 Sesión 3 Ritmo cardíaco.

Durante el periodo previo a la estimulación se obtuvo una moda de 96 latidos por minuto y un promedio de 92.762 latidos por minuto. Como se muestra en la Figura 4.29.

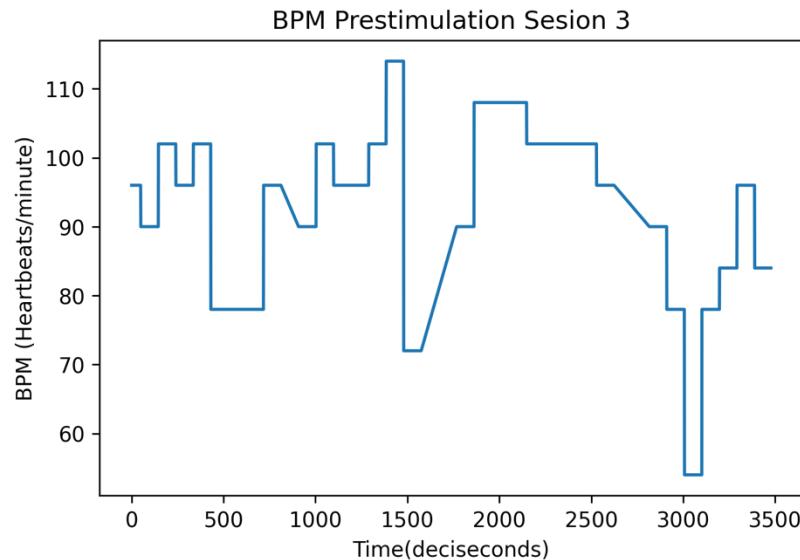


Figura 4.29 Sesión 3 Ritmo cardiaco Pre-estimulación.

Durante el periodo de estimulación musical se obtuvo un promedio de 94.11 latidos por minuto y una moda de 96 latidos por minuto. Se puede notar en la Figura 4.30 una reducción en los latidos por minuto, lo que significa una reducción del nivel de estrés.

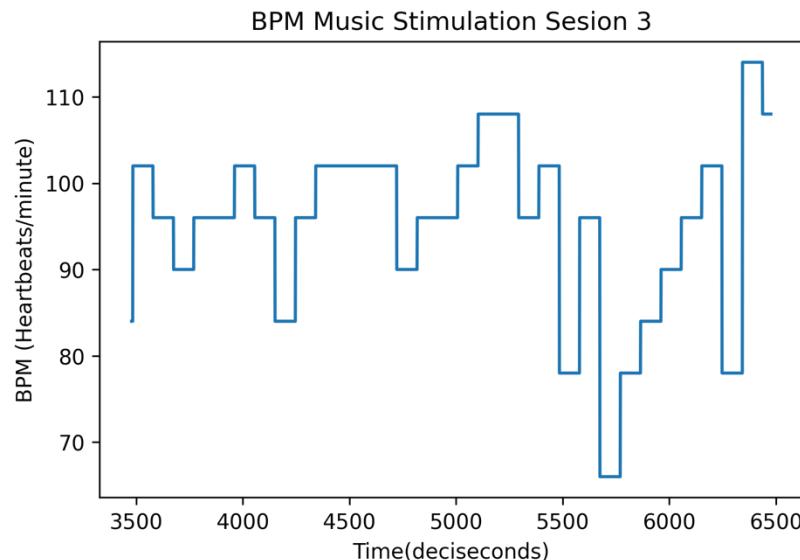


Figura 4.30 Sesión 3 Ritmo cardíaco estimulación musical.

Durante el periodo de estimulación audiovisual y biorretroalimentación se obtuvo un promedio de 86.851 con una moda de 96 latidos por minuto. Mostrando una reducción muy considerable a comparación con las 2 etapas previas.

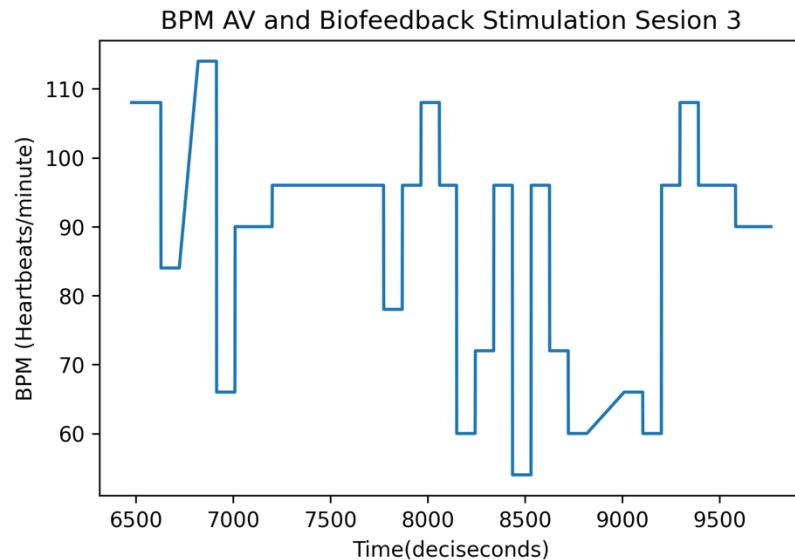


Figura 4.31 Sesión 3 Ritmo cardíaco estimulación audiovisual y biorretroalimentación.

Por último, en la Figura 4.32 se muestra que durante el periodo posterior a la intervención se obtuvo un promedio de 88.7525 latidos por minuto con una moda de 90 latidos por minuto. Es importante mencionar que al final de la última sesión el paciente apagó por accidente el sensor de ritmo cardíaco, por lo cual no se pudieron tomar todas las muestras.

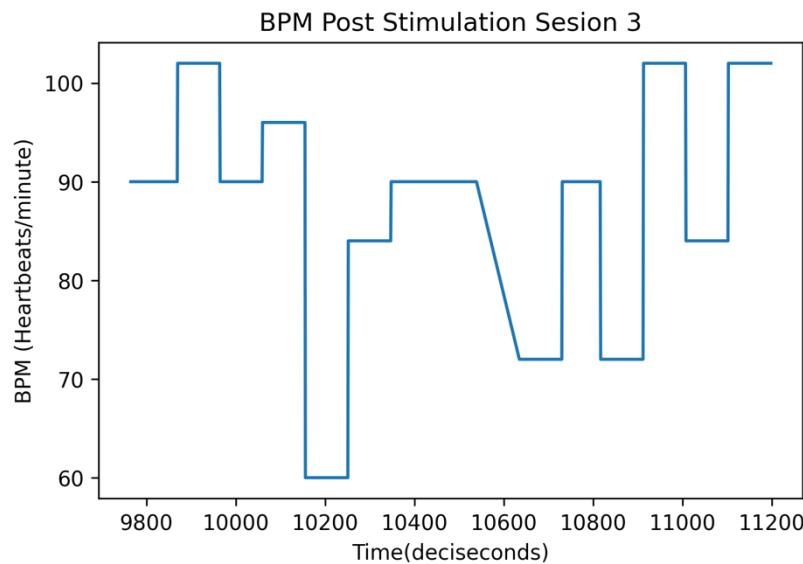


Figura 4.32 Sesión 3 Ritmo cardíaco Post-estimulación.

4.5.2.4 Ritmo respiratorio.

4.5.2.4.1 Sesión 1.

De igual manera, el ritmo respiratorio es uno de los indicadores de estrés más importantes, a continuación, se muestra el análisis de la sesión 1. En la Figura 4.33 se muestra la gráfica de las respiraciones por minuto durante toda la sesión de estimulación. Se hace la comparación con la señal de histéresis para determinar el tiempo que se mantuvo en los niveles normales y se determinó que

el 94.15% del tiempo se mantuvo dentro de estos valores. Se puede deducir que durante la sesión se evitaron sobresaltos emocionales. Es importante mencionar que durante la primera sesión fue un reto colocar el sensor de manera correcta puesto que el paciente es muy inquieto, esto pudo ocasionar algunas lecturas erróneas.

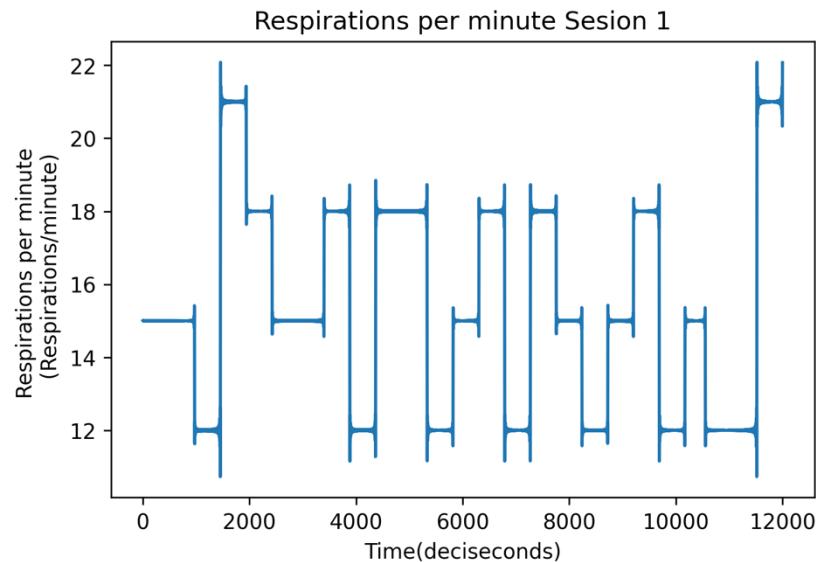


Figura 4.33 Respiraciones por minuto Sesión 1.

Durante el tiempo de toma de base de línea se midió una moda de 15 respiraciones por minuto y un promedio de 16.05 respiraciones por minuto. Como se muestra en la Figura 4.34.

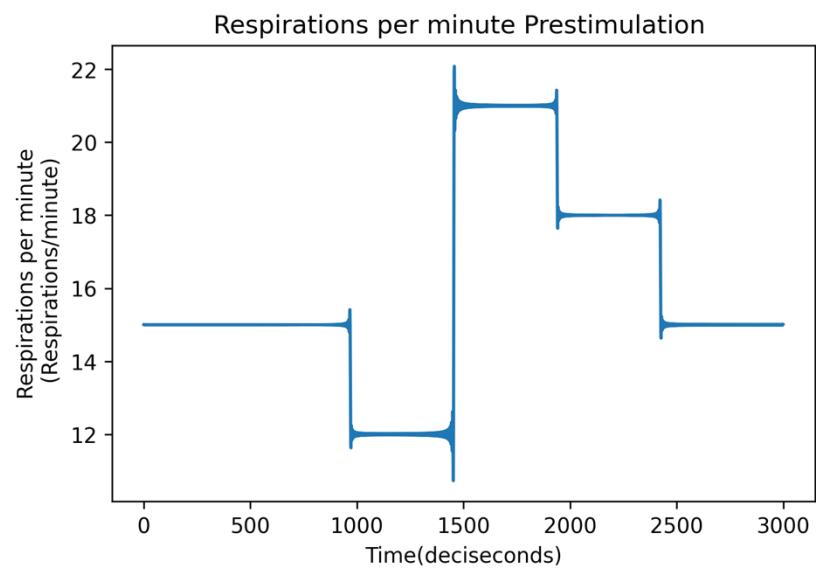


Figura 4.34 Sesión 1: Respiraciones por minuto pre-estimulación.

Durante la estimulación musical se obtuvo una moda de 18 respiraciones por minuto y un promedio de 15.2839 respiraciones por minuto. Se puede observar en la Figura 4.35 que el promedio de respiraciones por minuto disminuye a la etapa de previo a la estimulación.

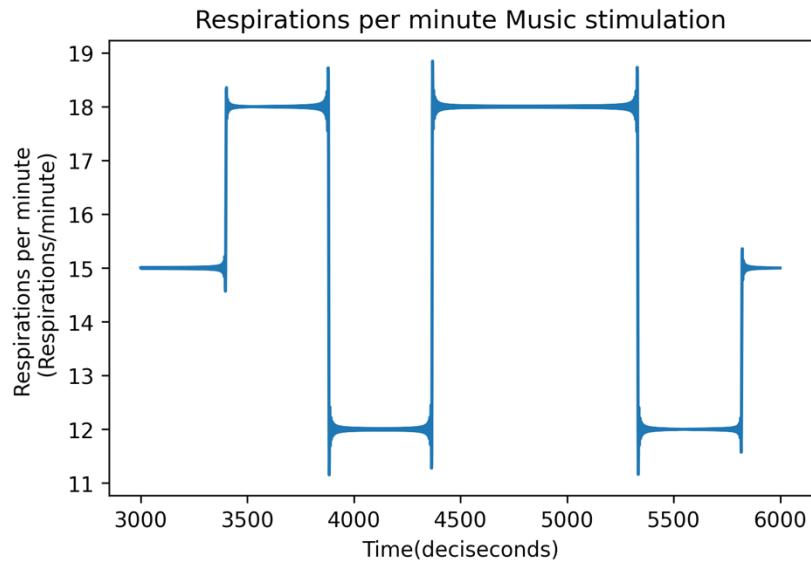


Figura 4.35 Sesión 1: Respiraciones por minuto durante estimulación musical.

Durante la estimulación audiovisual y biorretroalimentación se obtuvo una moda de 12 respiraciones por minuto y un promedio de 14.25 respiraciones por minuto. Se puede apreciar en la Figura 4.36 que hay una disminución considerable del ritmo respiratorio durante este periodo de la sesión.

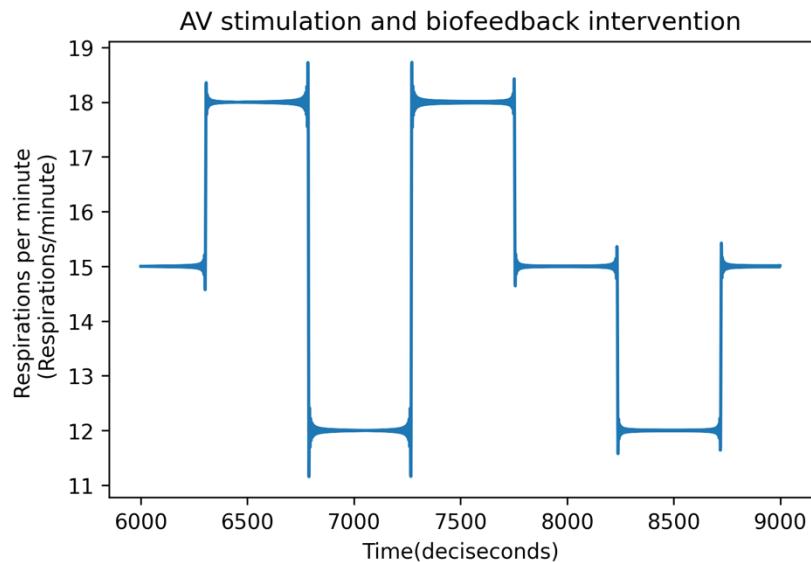


Figura 4.36 Sesión 1: Respiraciones por minuto durante estimulación audiovisual y biorretroalimentación.

Por último, durante la toma de parámetros post estimulación se obtuvo una moda de 12 respiraciones por minuto y un promedio de 14.99 respiraciones por minuto. Se puede notar que sigue habiendo una tendencia a mantener un ritmo respiratorio más bajo que el que se tenía previo a la intervención.

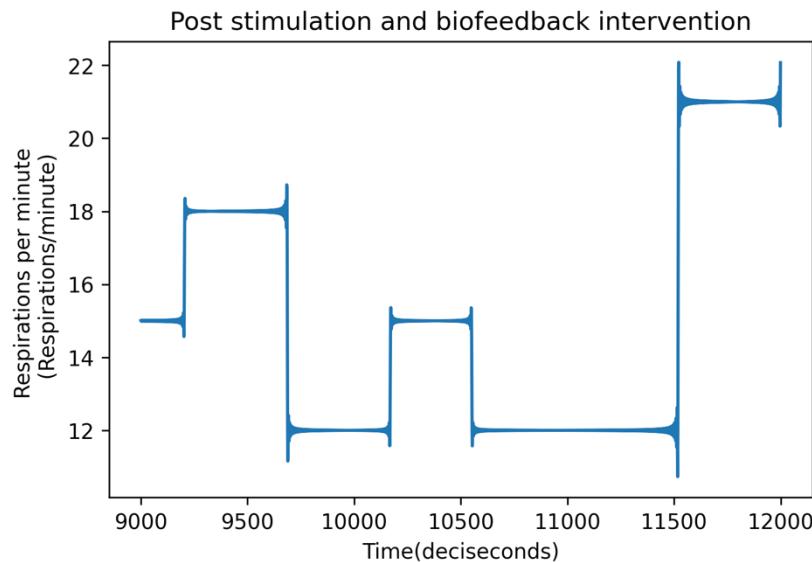


Figura 4.37 Sesión 1: Respiraciones por minuto Post-estimulación.

4.5.2.4.2 Sesión 2.

A continuación, se hace el análisis de la sesión 2. Durante esta sesión el paciente se mantuvo un 89.83% del tiempo dentro de la ventana de histéresis. En términos generales se mantuvo un estado emocional estable durante toda la sesión. Aunque, hubo algunos momentos donde el paciente estuvo muy inquieto y movió los sensores como se muestra en la Figura 4.38. Esto pudo ocasionar algunas lecturas erróneas. Durante toda la sesión se mantuvo una moda de 12 respiraciones por minuto y un promedio de 13.677 respiraciones por minuto.

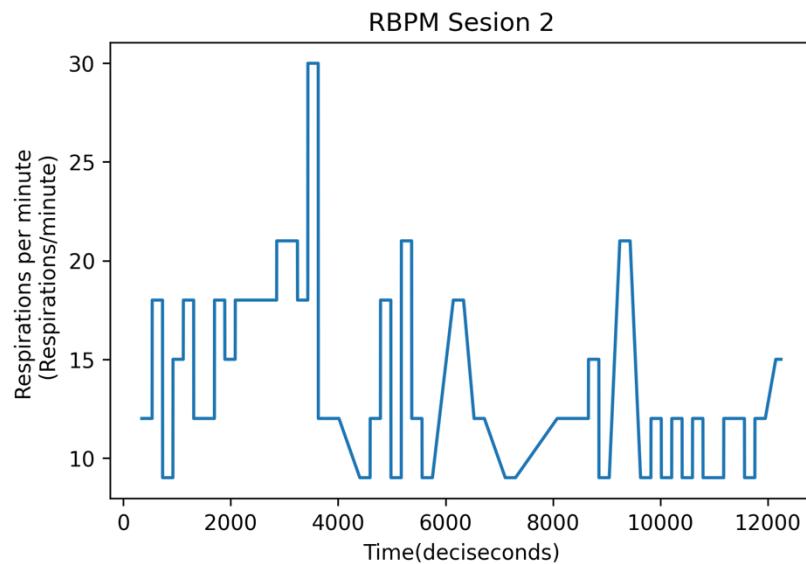


Figura 4.38 Respiraciones por minuto Sesión 2.

Durante el tiempo de toma de base de línea se midió una moda de 18 respiraciones por minuto y un promedio de 16.261 respiraciones por minuto.

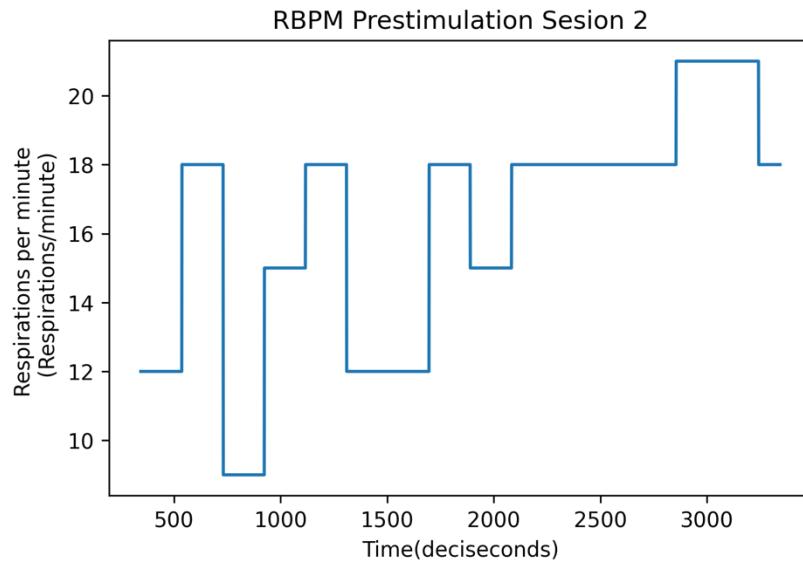


Figura 4.39 Sesión 2: Respiraciones por minuto pre-estimulación.

Durante la estimulación musical se obtuvo una moda de 12 respiraciones por minuto y un promedio de 13.932 respiraciones por minuto. Se puede apreciar en la Figura 4.40 que hay una disminución considerable de las respiraciones a comparación de la etapa de pre-estimulación.

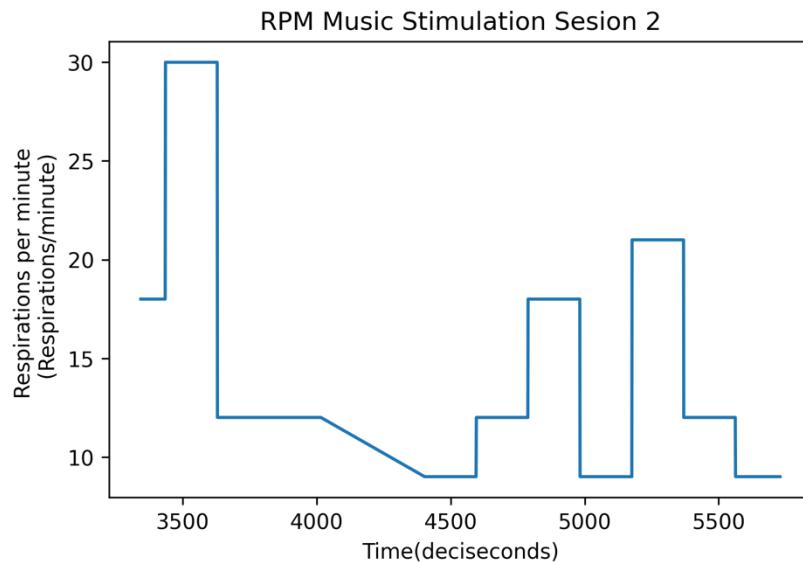


Figura 4.40 Sesión 2: Respiraciones por minuto durante estimulación musical.

Durante la estimulación audiovisual y biorretroalimentación se obtuvo una moda de 9 respiraciones por minuto y un promedio de 11.514 respiraciones por minuto. Se puede apreciar en la Figura 4.41 que hay una disminución considerable del ritmo respiratorio durante este periodo de la sesión.

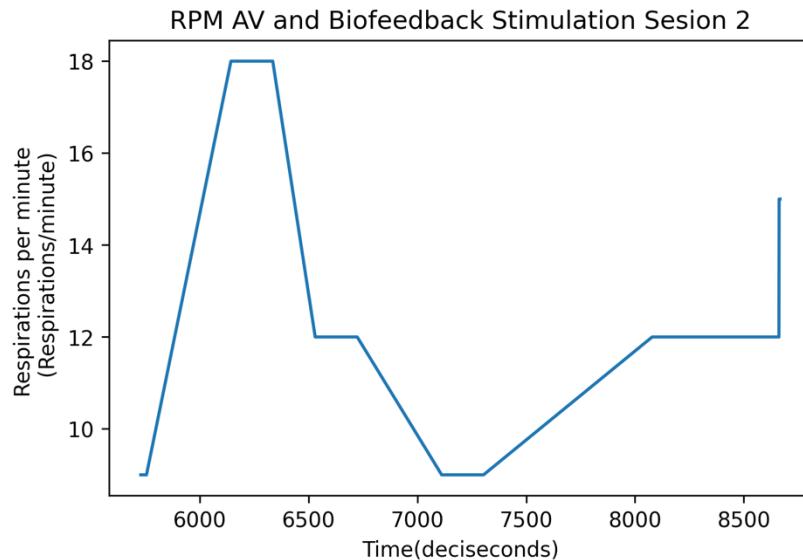


Figura 4.41 Sesión 2: Respiraciones por minuto durante estimulación audiovisual y biorretroalimentación.

Por último, durante la toma de parámetros post estimulación se obtuvo una moda de 15 respiraciones por minuto y un promedio de 12.84 respiraciones por minuto. Se puede apreciar en la Figura 4.42 que hay una tendencia a un ritmo respiratorio bastante estable. El pico que hay al inicio de esta sección se debe a que el paciente movía el sensor de lugar, ocasionando algunas lecturas erróneas.

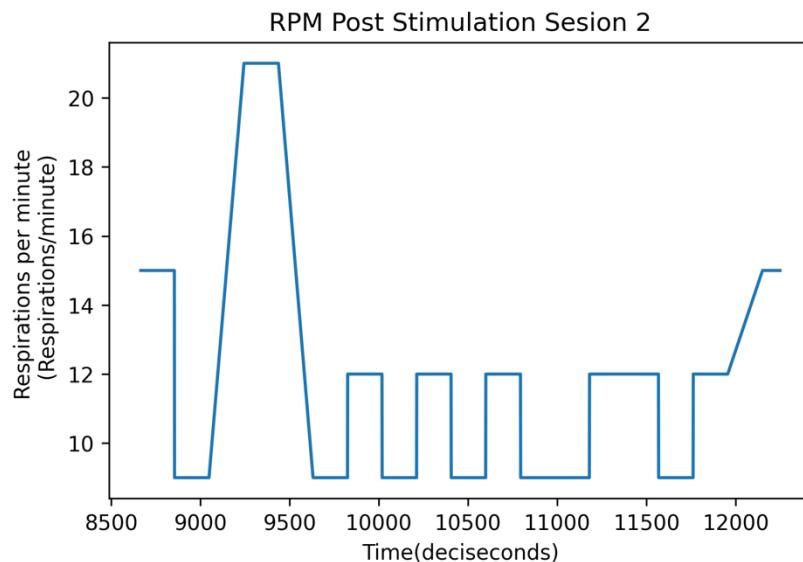


Figura 4.42 Sesión 2: Respiraciones por minuto post-estimulación.

4.5.2.4.3 Sesión 3.

A continuación, se hace el análisis de la sesión 3. Durante esta sesión el paciente se mantuvo un 78.7523% del tiempo dentro de la ventana de histéresis. En términos generales se mantuvo un estado emocional estable durante toda la sesión. Aunque, hubo algunos momentos donde el paciente estuvo muy inquieto y movió los sensores. Esto pudo ocasionar algunas agitaciones del paciente al igual

que lecturas erróneas como se muestra en la Figura 4.43. Durante toda la sesión se mantuvo una moda de 12 respiraciones por minuto y un promedio de 13.769 respiraciones por minuto.

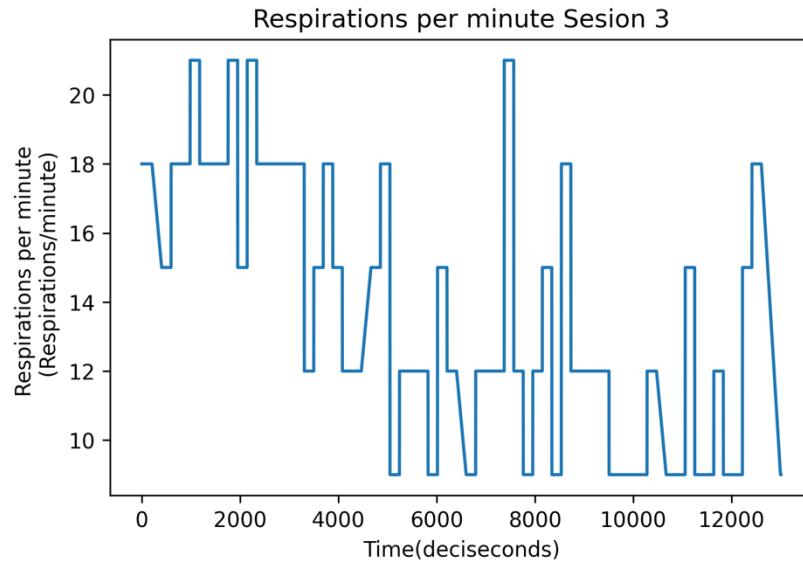


Figura 4.43 Respiraciones por minuto Sesión 3.

En la Figura 4.44 se muestra que durante el tiempo de toma de base de línea se midió una moda de 18 respiraciones por minuto y un promedio de 18.195 respiraciones por minuto.

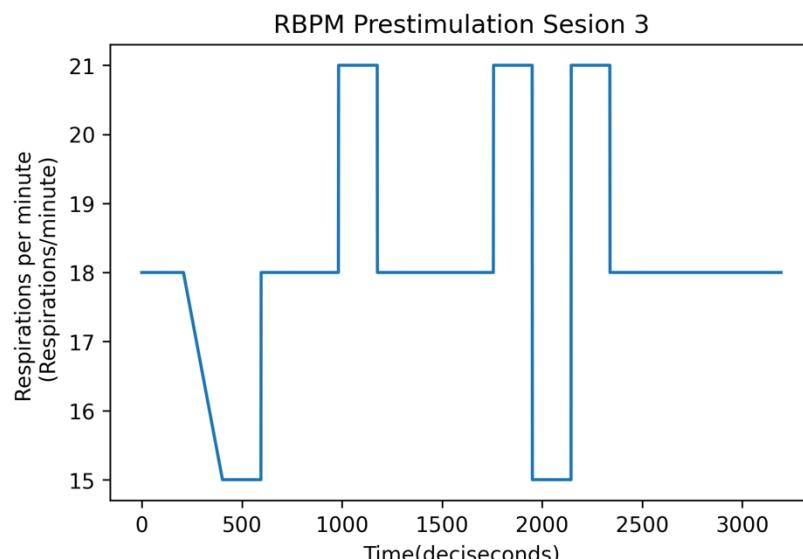


Figura 4.44 Sesión 3: Respiraciones por minuto pre estimulación.

Durante la estimulación musical se obtuvo una moda de 12 respiraciones por minuto y un promedio de 13.387 respiraciones por minuto. Se puede apreciar en la Figura 4.45 que hay una disminución considerable del ritmo respiratorio a comparación de la etapa anterior.

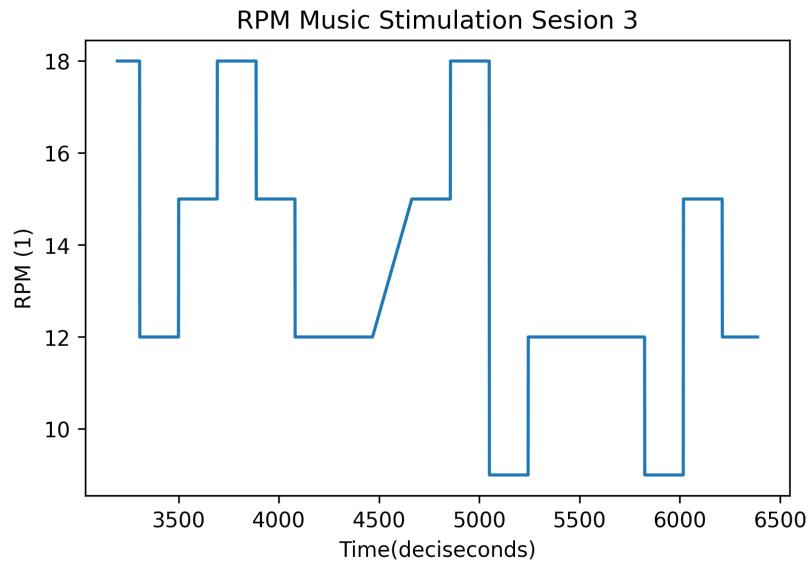


Figura 4.45 Sesión 3: Respiraciones por minuto durante estimulación musical.

Durante la estimulación audiovisual y biorretroalimentación se obtuvo una moda de 12 respiraciones por minuto y un promedio de 12.511 respiraciones por minuto. Se puede apreciar en la Figura 4.46 que hay una disminución del ritmo respiratorio durante este periodo de la sesión. Al igual que en las sesiones anteriores se puede notar que es la sección de la terapia donde más disminuye el ritmo respiratorio.

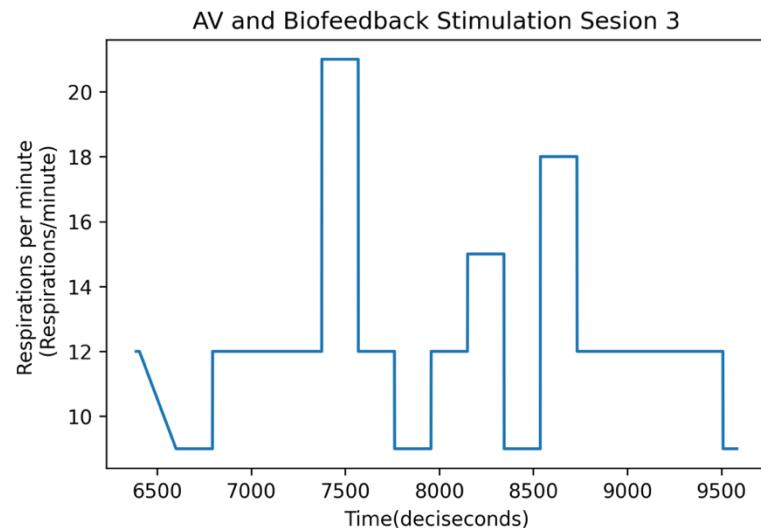


Figura 4.46 Sesión 3: Respiraciones por minuto durante estimulación audiovisual y biorretroalimentación.

Por último, durante la toma de parámetros post-estimulación se obtuvo una moda de 9 respiraciones por minuto y un promedio de 10.8535 respiraciones por minuto. Se puede notar en la Figura 4.47 que igual que las sesiones anteriores se mantiene un ritmo respiratorio estable y con valores mucho más bajos que en la sección de previo a la estimulación.

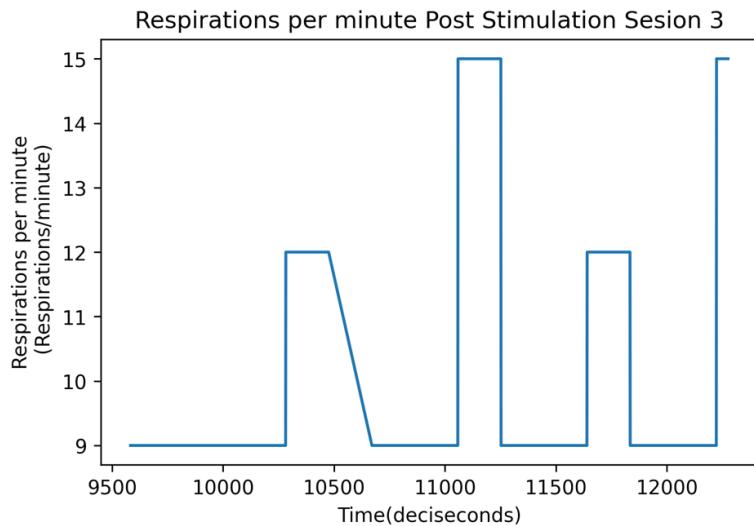


Figura 4.47 Sesión 3: Respiraciones por minuto post-estimulación.

4.5.2.5 Señales neuronales.

4.5.2.5.1 Sesión 1.

Se realizó un análisis de las señales neuronales que se monitorearon durante el experimento. Se prestó especial interés los valores de meditación y concentración. Estos valores son estimados en la placa TGAM1 por medio del procesamiento y cuantificación de las señales alfa, beta y gama. De igual manera como en los parámetros anteriores se hizo un análisis. Durante toda la sesión se obtuvo un promedio de meditación de 46.35 como se muestra en la Figura 4.48 y un promedio de concentración de 50.234 como se muestra en la Figura 4.49. Durante el periodo de toma de base de línea se obtuvo un promedio de meditación de 43.81 y una concentración de 64.19. Durante el periodo de estimulación musical se obtuvo un promedio de meditación de 49.135, mientras que se obtuvo un promedio de concentración de 48.3654.

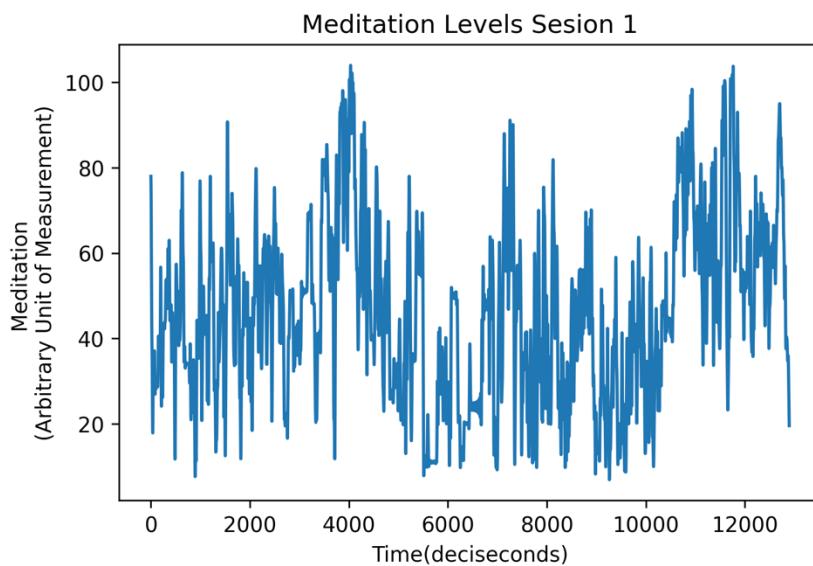


Figura 4.48 Niveles de relajación o meditación Sesión 1.

Durante la etapa de estimulación audiovisual y biorretroalimentación se obtuvo un promedio de meditación de 38.7 y un promedio de concentración e 46.289. Por último, en el periodo post estimulación se obtuvo un promedio de meditación de 49.6376 y un promedio de concentración de 46.289.

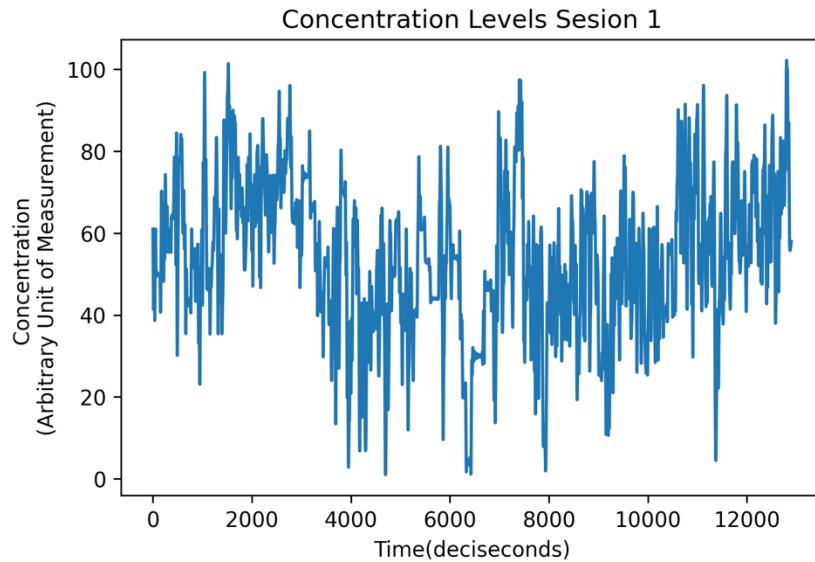


Figura 4.49 Niveles de concentración Sesión 1

4.5.2.5.2 Sesión 2.

Durante toda la sesión se obtuvo un promedio de meditación de 57.39 como se muestra en la Figura 4.50 y un promedio de concentración de 56.619 como se muestra en la Figura 4.51. Durante el periodo de toma de base de línea se obtuvo un promedio de meditación de 59.187 y una concentración de 57.806. Durante el periodo de estimulación musical se obtuvo un promedio de meditación de 63.77, mientras que se obtuvo un promedio de concentración de 56.347.

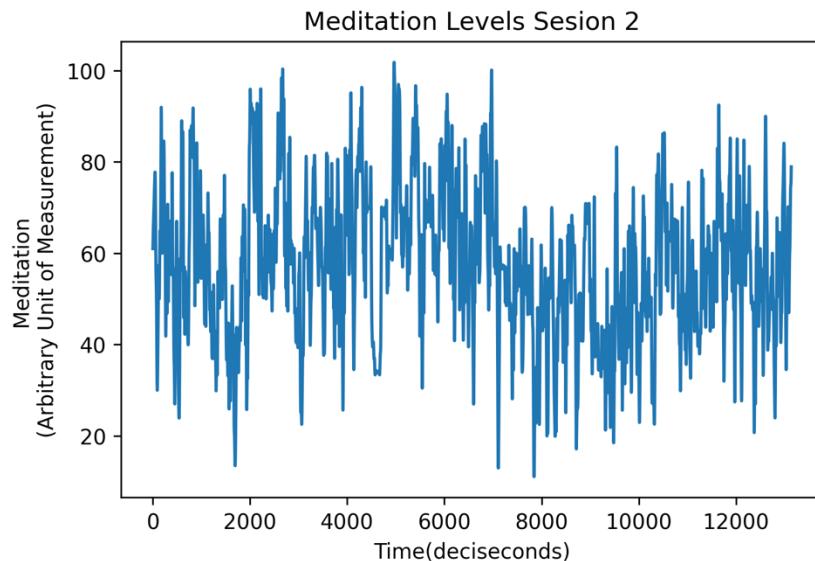


Figura 4.50 Niveles de relajación o meditación Sesión 2.

Durante la etapa de estimulación audiovisual y biorretroalimentación se obtuvo un promedio de meditación de 55.30462 y un promedio de concentración e 52.702. Por último, en el periodo post estimulación se obtuvo un promedio de meditación de 51.95 y un promedio de concentración de 52.7.

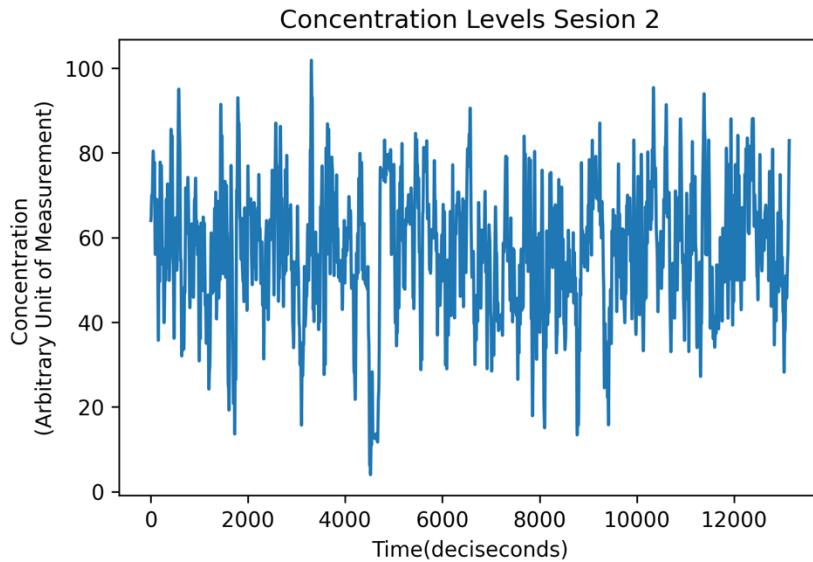


Figura 4.51 Niveles de concentración Sesión 2.

4.5.2.5.3 Sesión 3.

Durante toda la sesión se obtuvo un promedio de meditación de 46.382 como se muestra en la Figura 4.52 y un promedio de concentración de 58.82 como se muestra en la Figura 4.53. Durante el periodo de toma de base de línea se obtuvo un promedio de meditación de 47.5 y una concentración de 54.527. Durante el periodo de estimulación musical se obtuvo un promedio de meditación de 61.994, mientras que se obtuvo un promedio de concentración de 49.866.

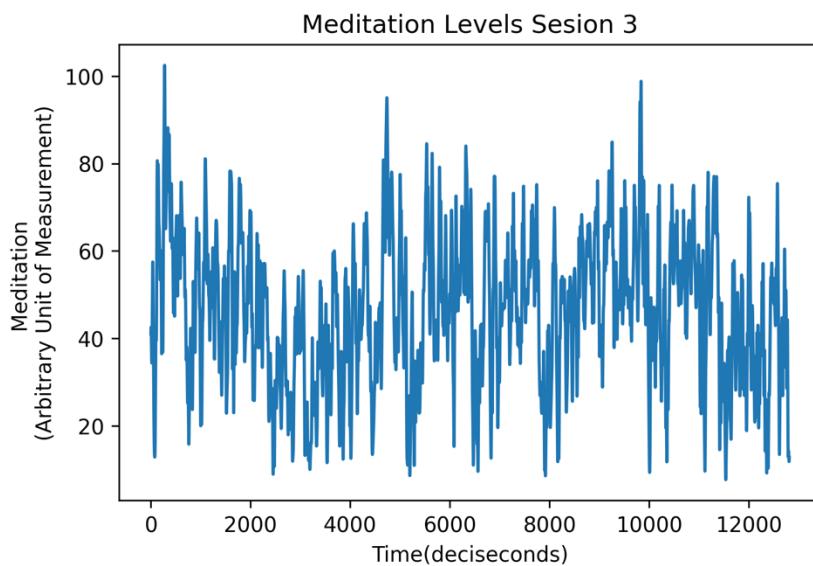


Figura 4.52 Niveles de relajación o meditación Sesión 3.

Durante la etapa de estimulación audiovisual y biorretroalimentación se obtuvo un promedio de meditación 47.94 y un promedio de concentración e 60.912. Por último, en el periodo post estimulación se obtuvo un promedio de meditación de 49.866 y un promedio de concentración de 60.926.

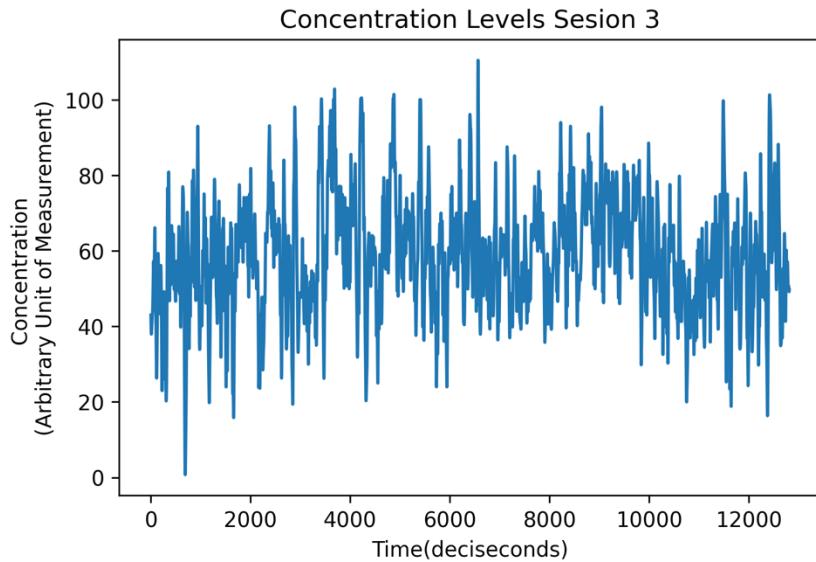


Figura 4.53 Niveles de concentración Sesión 3.

Se puede observar a lo largo de las 3 sesiones que se mantuvo una estabilidad emocional muy ecuánime. Algo que no es característico el paciente 1. Es interesante ver cómo los niveles de relajación siempre aumentan durante el periodo de tiempo en el que se aplica la estimulación musical. Es importante mencionar que en las 3 sesiones fue durante esta misma etapa de la sesión de estimulación que el paciente se relajó al punto de quedarse dormido. La concentración mantiene niveles muy estables durante toda la sesión, aumentando generalmente en el periodo de tiempo en el que se aplica la estimulación audiovisual con biorretroalimentación. Se puede deducir que estos ejercicios pueden coadyuvar al mejoramiento de las habilidades de concentración del paciente.

Capítulo 5.

En el capítulo 5 se describen las conclusiones alcanzadas posterior al análisis de los resultados. Se presenta un desglose de los resultados adquiridos por el análisis de los datos proporcionados por las entrevistas, determinando así el impacto del sistema de estimulación y la aceptación del paciente hacia el sistema de monitoreo. Igualmente, se presentan los resultados del análisis de las señales fisiológicas durante las sesiones de estimulación. Se encontró que hubo un impacto bastante significativo. Por último, se discuten posibles mejoras y trabajo futuro.

5 Conclusiones.

Basándose en la investigación y resultados sobre la naturaleza y sintomatología del autismo se puede concluir que el autismo es un síndrome multifactorial y que tiene manifestaciones distintas en cada paciente. Esta es la razón de la gran complejidad del trato con pacientes con autismo. Dichos pacientes presentan una renuente resistencia a utilizar sistemas de instrumentación biomédica. Es por esto que, en este proyecto se resalta la necesidad de la individualización tanto de los tratamientos como de los sistemas de monitoreo en pacientes con autismo. Es importante mencionar que durante todo el proceso del proyecto se recibió constantemente el apoyo del personal del CREE Michoacán. La selección del paciente fue posible gracias a la colaboración con la dirección general y la dirección de valoración del CREE. Lograr la comodidad del paciente al momento de utilizar el sistema de monitoreo fue uno de los grandes retos de este trabajo. El internet de las cosas demostró ser un gran aliado en esta empresa, debido a que gracias a sus protocolos de telemetría es posible pasar de los sistemas de monitoreo biomédico voluminosos e incómodos tradicionales, a sistemas portátiles e inalámbricos. El protocolo de telemetría MQTT demostró ser una gran opción para la transmisión de datos de sensores. El sistema de instrumentación IoT que se diseñó utiliza el microcontrolador ESP32 para adquirir, procesar y transmitir los datos de los sensores a una Raspberry Pi, la cual hace función de bróker y servidor de datos. Por medio de este trabajo se logró implementar un sistema de monitoreo capaz de medir el ritmo cardíaco, ritmo respiratorio, sensibilidad galvánica en la piel y las señales neuronales en los lóbulos frontales. Concerniente al sensor de ritmo cardíaco se utilizó un sensor de PPG, esto para evitar cualquier incomodidad en el usuario. Posteriormente, se validó la calidad de sus mediciones haciendo una comparación con un sistema de monitoreo de ritmo cardíaco medicamente certificado y se obtuvo un coeficiente de correlación de 0.916. Para el sensor de ritmo respiratorio se diseñó un sistema de instrumentación que permite medir la expansión y contracción de la caja torácica. Para lograr medir este proceso sin causar incomodidad se utilizó un sensor capacitivo, el cual permite medir las variaciones de distancia sin necesidad de tener contacto con el objeto que se está midiendo. De igual, manera se buscó hacer la validación de las mediciones del sensor de ritmo respiratorio. Debido a que las respiraciones se pueden contar de manera manual se hizo una comparación entre la estimación manual del ritmo respiratorio por minuto de manera manual y el que se obtuvo por medio del sensor, obteniéndose un coeficiente de correlación de 0.9713. Para el sensor de sensibilidad galvánica en la piel se utilizó el sensor Grove GSR.

Es importante mencionar que durante la experimentación se tuvieron algunas dificultades con este sensor. Estas dificultades surgieron porque para tener lecturas de buena calidad se requiere que el usuario no tenga mucho movimiento. Esto no fue posible durante el experimento, puesto que el paciente con el que se trabajó es muy activo. El constante movimiento del paciente pudo generar algunas lecturas erróneas. Durante este proyecto se utilizó la banda de EEG Mindflex de Neurosky, la cual demostró ser una opción accesible para medir algunas señales de EEG. Gracias a la interconexión que se hizo entre la tarjeta TGAM1 de la banda Mindflex y el ESP32 se logró monitorear de una manera no invasiva las señales alfa, beta y gama, de igual manera, se monitoreó la estimación que realiza la placa TGAM1 del nivel de concentración y relajación. Una parte fundamental de este proyecto fue la individualización del sistema de monitoreo, esto se alcanzó por

medio del diseño mecánico de un sistema de montaje, donde se colocaron cada uno de los sensores. Todos los diseños se realizaron basados en las medidas del paciente, una temática de superhéroes y los colores favoritos del paciente. Gracias a la dirección general y la dirección de valoración del CREE se pudieron agendar 2 semanas de sesiones de terapia sin intervención del sistema y 3 días para conducir el experimento, donde se tendría la intervención del sistema de monitoreo y el sistema de estimulación audiovisual.

Gracias a las entrevistas realizadas a los padres de familia del paciente se pudo determinar que al emplear el sistema de instrumentación con temática de super héroe se pudo reducir el estrés del paciente previo a la sesión de terapia en el CREE en un 72.3404%. El nivel de entusiasmo con el que el paciente atendía a las sesiones en el CREE aumentó en un 56.4103%. El nivel de aceptación de las actividades de la sesión de terapia aumentó en un 40%. El nivel de estrés posterior a la sesión de estimulación se redujo en un 85%. Durante las entrevistas se solicitó que calificara el impacto de utilizar el traje con temática de superhéroes, obteniéndose siempre una calificación de 5, el cual es el valor máximo estipulado en la entrevista. Igualmente, se empleó una entrevista cualitativa para conocer el estado emocional del paciente, al cual siempre se contestó con la opción de alegría o emoción.

Respecto al sistema de estimulación audiovisual, se diseñó e implementó un algoritmo que permitiese crear estímulos musicales y de video en vivo basándose en los parámetros fisiológicos del paciente. Para lograr esto se implementó un algoritmo en Python que enviara los datos del sensor a Pure Data. Es en este software donde se diseñó un algoritmo que utilizara un espectro específico de frecuencias y creara una melodía, armonía y ritmo basándose en la información obtenida por los sensores. Para que la armonía y melodía no fuese repetitiva se implementó una matriz de Markov. De igual manera, se generaron 2 estímulos visuales: el primero, una esfera, la cual gira en los ejes x,y,z y cambia su magnitud por medio de un mapeo de los valores obtenidos por el sensor GSR y el segundo, una gráfica de las frecuencias que se están reproduciendo en las bocinas. Una vez que se tuvo todo el sistema listo fue necesario sincronizar el muestreo de los datos de todos los sensores para poder hacer el almacenamiento ordenado y posteriormente análisis de los datos. Para esto se utilizó Psychopy, LSL y LSL Recorder.

Teniendo estas etapas del proyecto listas se procedió a aplicar la intervención del sistema de estimulación audiovisual y el sistema de monitoreo con temática de superhéroe durante 3 sesiones de estimulación en el CREE Michoacán. Las sesiones de estimulación se dividieron en 4 partes: Pre-estimulación, estimulación musical, estimulación audiovisual con ejercicio de biorretroalimentación y post-estimulación. Se analizaron detenidamente los resultados de las distintas variables que se monitorearon durante cada una de estas etapas. Respecto la variable de GSR se pudo determinar que no hubo cambios muy abruptos en el estado emocional del paciente, lo cual era una de las metas de este proyecto. Se puede notar que hay una tendencia a la estabilidad una vez que comienza la estimulación musical. En la información obtenida por el sensor de ritmo cardíaco se puede observar que hubo una disminución del ritmo cardíaco durante las secciones de estimulación musical y estimulación audiovisual y ejercicios de bio-retroalimentación, siendo la última la sección en la que más disminuyó el ritmo cardíaco. Se obtuvo una disminución de 8.438% en el ritmo cardíaco durante la sección de estimulación audiovisual y ejercicios de biorretroalimentación en comparación a la sección de pre-estimulación. Se obtuvo una disminución del 7.17374% en el ritmo cardíaco durante la sección de estimulación audiovisual y ejercicios de biorretroalimentación en comparación a la sección de estimulación musical. Y se pudo notar una disminución del 1.3621% en el ritmo cardíaco en la sección de estimulación musical en comparación con la sección de pre-estimulación. Se puede observar en la Figura 5.1 que durante la sección post-estimulación el ritmo cardíaco se mantiene en un nivel estable y mucho más bajo que durante la sección de pre-estimulación. En la siguiente gráfica

se muestran cada una de las secciones, así como el promedio de ritmo cardíaco durante las sesiones completas.

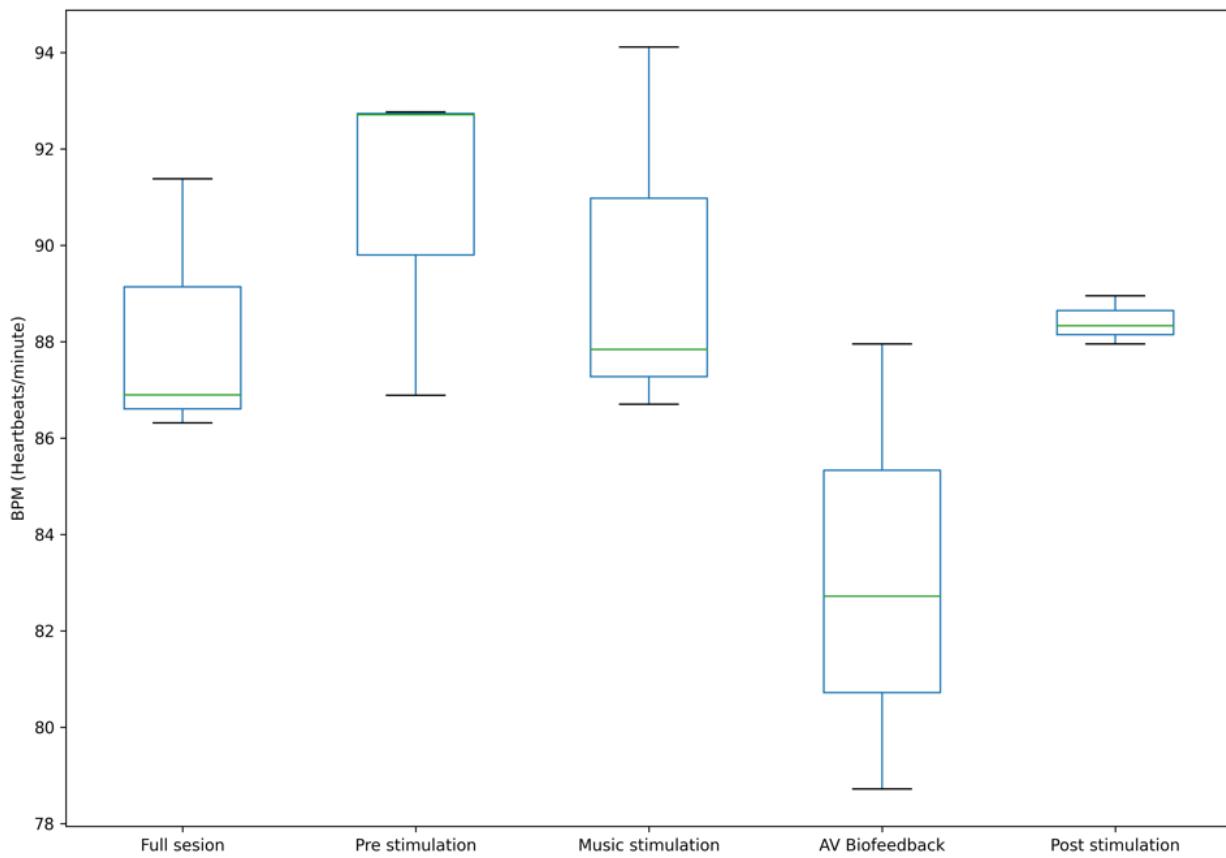


Figura 5.1 Resultados ritmo cardíaco.

En la información obtenida por el sensor de ritmo respiratorio se puede observar que hubo una disminución muy notable del ritmo respiratorio durante las secciones de estimulación musical y estimulación audiovisual y ejercicios de bio-retroalimentación, siendo la última la sección en la que más disminuyó el ritmo respiratorio. Se obtuvo una disminución de 20.62824% en el ritmo respiratorio durante la sección de estimulación audiovisual y ejercicios de biorretroalimentación en comparación a la sección de pre-estimulación. Se obtuvo una disminución del 7.9876% en el ritmo respiratorio durante la sección de estimulación audiovisual y ejercicios de biorretroalimentación en comparación a la sección de estimulación musical. Y se pudo notar una disminución del 13.7379% en el ritmo respiratorio en la sección de estimulación musical en comparación con la sección de pre-estimulación. Se puede observar en la Figura 5.2 que durante la sección post-estimulación el ritmo respiratorio se mantiene en un nivel estable y más bajo que el resto de las secciones. En la siguiente gráfica se muestran cada una de las secciones, así como el promedio de ritmo respiratorio durante las sesiones completas.

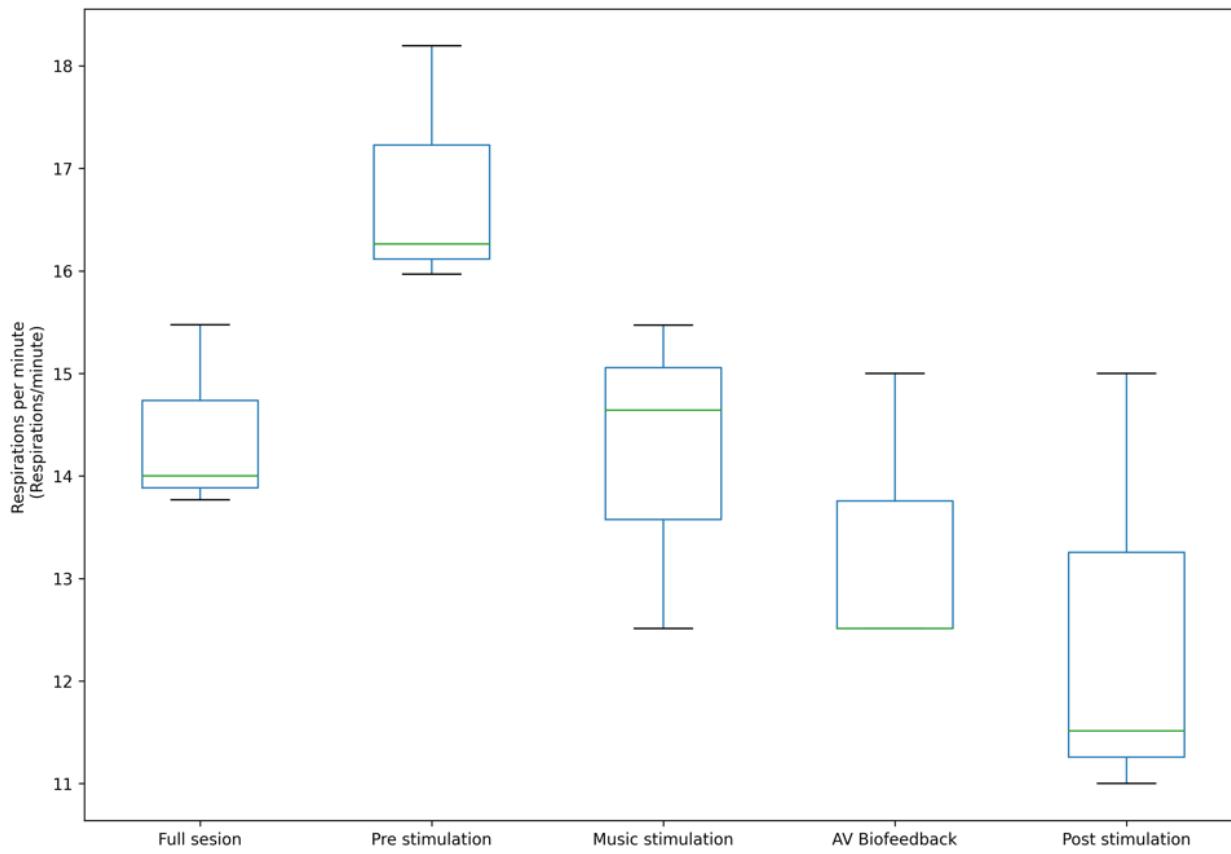


Figura 5.2 Resultados ritmo respiratorio.

Por último, en la información obtenida por el sensor de ritmo respiratorio se puede observar que hubo un aumento en el valor estimado de relajación por la tarjeta TGAM1 durante la estimulación musical y la estimulación audiovisual con ejercicio de bio-retroalimentación. Se pudo determinar que el periodo donde hubo mayor aumento de porcentaje de relajación fue durante la estimulación musica. Esto es súmamente interesante, debido a que durante las 3 sesiones fue durante esta sección que el paciente se quedó dormido. Como se muestra en la Figura 5.3, se obtuvo un aumento del 3.1642% en comparación con la sección de pre-estimulación y un aumento del 8.5274% en comparación con la sección de estimulación audiovisual con ejercicio de bio-retroalimentación.

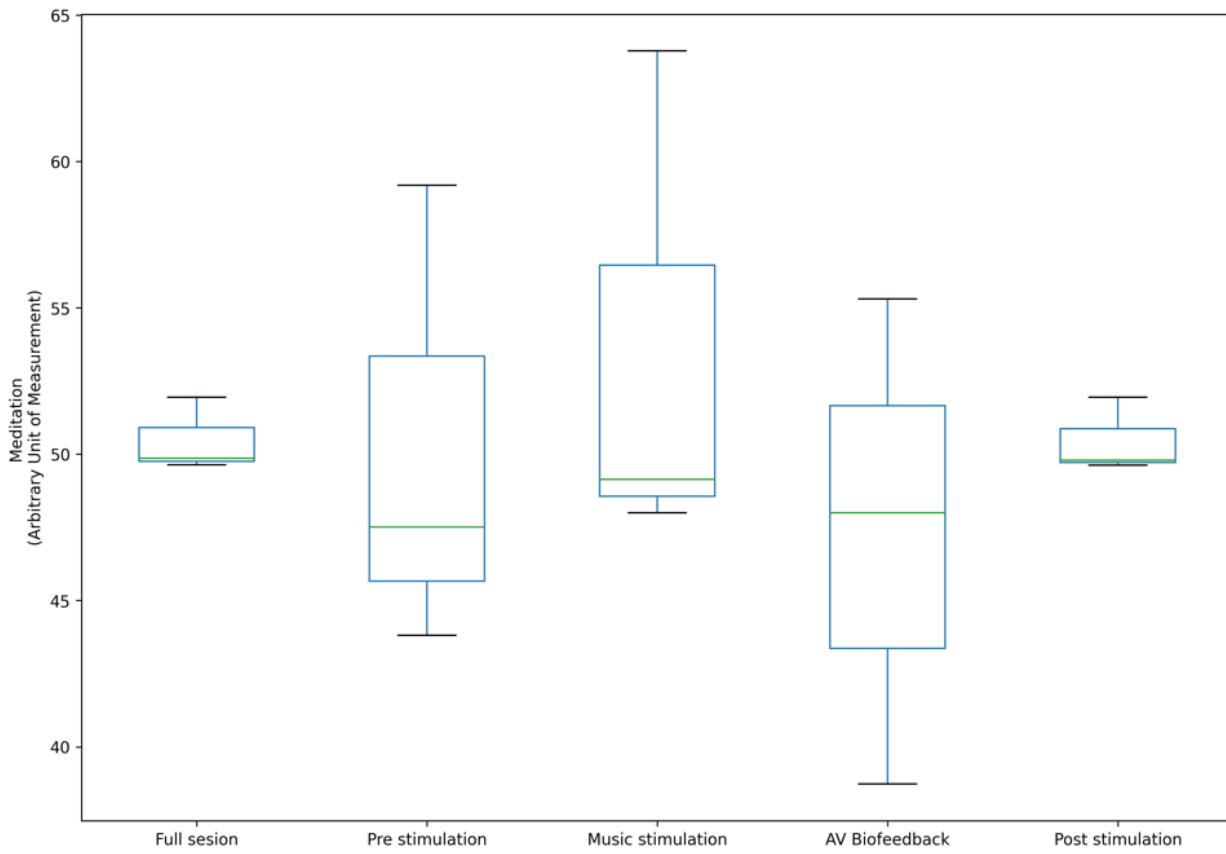


Figura 5.3 Resultados niveles de meditación.

Con la información recaudada se puede concluir que el utilizar un sistema de monitoreo individualizado, ergonómico e inalámbrico tiene beneficios sustanciales respecto a la aceptación del paciente hacia los sistemas de monitoreo biomédicos y las sesiones de terapia. La implementación de estímulos musicales, los cuales se generan a partir de los parámetros del paciente puede inducir un estado de relajación y meditación en el paciente. La implementación de estimulación audiovisual y ejercicios de biorretroalimentación pueden inducir un estado de tranquilidad y estabilidad emocional en el paciente, en algunos casos mayor al inducido por la estimulación musical. Este tipo de estimulación puede ser muy efectiva en la prevención de colapsos emocionales y en ejercicios de regulación emocional. Es importante resaltar que durante la sesión de estimulación y, posterior a la sesión se logró mantener una condición emocional muy estable, lo cual usualmente no es común en el paciente 1. Como trabajo futuro se sugiere buscar alternativas para mitigar el impacto del constante movimiento del paciente en la calidad de las mediciones.

Bibliografía

- [1] U. Frith y F. Happé, «Autism spectrum disorder», *Curr. Biol.*, vol. 15, n.º 19, pp. R786-R790, oct. 2005, doi: 10.1016/j.cub.2005.09.033.
- [2] «Síntomas o signos del Trastorno del Espectro Autista | Hospital Clínic Barcelona», Clínic Barcelona. Accedido: 17 de mayo de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.clinicbarcelona.org/asistencia/enfermedades/trastorno-del-espectro-autista/sintomas-y-signos>
- [3] CDC, «Data and Statistics on Autism Spectrum Disorder | CDC», Centers for Disease Control and Prevention. Accedido: 8 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.cdc.gov/ncbddd/autism/data.html>
- [4] M. J. Maenner, «Prevalence of Autism Spectrum Disorder Among Children Aged 8 Years — Autism and Developmental Disabilities Monitoring Network, 11 Sites, United States, 2016», *MMWR Surveill. Summ.*, vol. 69, 2020, doi: 10.15585/mmwr.ss6904a1.
- [5] J. Zeidan *et al.*, «Global prevalence of autism: A systematic review update», *Autism Res.*, vol. 15, n.º 5, pp. 778-790, 2022, doi: 10.1002/aur.2696.
- [6] «CDC estimate on autism prevalence increases by nearly 10 percent, to 1 in 54 children in the U.S.», Autism Speaks. Accedido: 17 de mayo de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.autismspeaks.org/press-release/cdc-estimate-autism-prevalence-increases-nearly-10-percent-1-54-children-us>
- [7] J. Wright,Spectrum, «The Real Reasons Autism Rates Are Up in the U.S.», Scientific American. Accedido: 31 de marzo de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.scientificamerican.com/article/the-real-reasons-autism-rates-are-up-in-the-u-s/>
- [8] «2 de abril, Día Mundial del Autismo | Portal Ciudadano del Gobierno del Estado de México». Accedido: 2 de abril de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://edomex.gob.mx/autismo>
- [9] C. R. Damiano, C. A. Mazefsky, S. W. White, y G. S. Dichter, «Future Directions for Research in Autism Spectrum Disorders», *J. Clin. Child Adolesc. Psychol. Off. J. Soc. Clin. Child Adolesc. Psychol. Am. Psychol. Assoc. Div.* 53, vol. 43, n.º 5, pp. 828-843, 2014, doi: 10.1080/15374416.2014.945214.
- [10] M. A. Montoya y L. P. C. Ruiz, «Capacidades científicas en el Trastorno del Espectro Autista en México: reflexiones desde el vínculo entre ciencia, tecnología e innovación y políticas sociales», *Cienc. Soc.*, vol. 44, n.º 1, pp. 13-26, 2019.
- [11] «Autismo», Teletón México. Accedido: 7 de mayo de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://teleton.org/centro-autismo-teleton/>
- [12] 2022 Viguera Editores S.L.U, «Música y cerebro: fundamentos neurocientíficos y trastornos musicales : Neurología.com». Accedido: 2 de abril de 2022. [En línea]. Disponible en: <http://www.neurologia.com/articulo/2010578>
- [13] T. Hillecke, A. Nickel, y H. V. Bolay, «Scientific perspectives on music therapy», *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 1060, pp. 271-282, dic. 2005, doi: 10.1196/annals.1360.020.
- [14] M. Hartmann *et al.*, «Musical interaction in music therapy for depression treatment», *Psychol. Music*, vol. 51, n.º 1, pp. 33-50, ene. 2023, doi: 10.1177/03057356221084368.
- [15] J.-J. Cabibihan, H. Javed, M. Aldosari, T. W. Frazier, y H. Elbashir, «Sensing

- Technologies for Autism Spectrum Disorder Screening and Intervention», *Sensors*, vol. 17, n.º 1, p. 46, dic. 2016, doi: 10.3390/s17010046.
- [16] L. Lecavalier, S. Leone, y J. Wiltz, «The impact of behaviour problems on caregiver stress in young people with autism spectrum disorders», *J. Intellect. Disabil. Res. JIDR*, vol. 50, n.º Pt 3, pp. 172-183, mar. 2006, doi: 10.1111/j.1365-2788.2005.00732.x.
- [17] K. Valencia, C. Rusu, D. Quiñones, y E. Jamet, «The Impact of Technology on People with Autism Spectrum Disorder: A Systematic Literature Review», *Sensors*, vol. 19, n.º 20, Art. n.º 20, ene. 2019, doi: 10.3390/s19204485.
- [18] G. A. Leslie, Ghandeharioun, A., y Zhou, D., & Picard, R. W., «Engineering Music to Slow Breathing and Invite Relaxed Physiology», *2019 8th Int. Conf. Affect. Comput. Intell. Interact. ACII IEEE*, pp. 1-7., doi: 1907.08844v1.
- [19] X. Ke, W. Song, M. Yang, J. Li, y W. Liu, «Effectiveness of music therapy in children with autism spectrum disorder: A systematic review and meta-analysis», *Front. Psychiatry*, vol. 13, 2022, Accedido: 24 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fpsyg.2022.905113>
- [20] R. J. Quon *et al.*, «Musical components important for the Mozart K448 effect in epilepsy», *Sci. Rep.*, vol. 11, n.º 1, Art. n.º 1, sep. 2021, doi: 10.1038/s41598-021-95922-7.
- [21] C. A. Virgen, A. C. Valencia, y E. Flores-Arias, «Impacto de la musicoterapia en la estimulación sensorial, social, cognitiva y motriz en niños, con déficit neurológico en México», p. 6.
- [22] H. Mayer-Benarous, X. Benarous, F. Vontron, y D. Cohen, «Music Therapy for Children With Autistic Spectrum Disorder and/or Other Neurodevelopmental Disorders: A Systematic Review», *Front. Psychiatry*, vol. 12, 2021, doi: 10.3389/fpsyg.2021.643234.
- [23] T.-M. Li, H.-C. Chao, y J. Zhang, «Emotion classification based on brain wave: a survey», *Hum.-Centric Comput. Inf. Sci.*, vol. 9, n.º 1, p. 42, dic. 2019, doi: 10.1186/s13673-019-0201-x.
- [24] G. Ragone, J. Good, y K. Howland, «How Technology Applied to Music-Therapy and Sound-Based Activities Addresses Motor and Social Skills in Autistic Children», *Multimodal Technol. Interact.*, vol. 5, n.º 3, Art. n.º 3, mar. 2021, doi: 10.3390/mti5030011.
- [25] F. O. Akinloye, O. Obe, y O. Boyinbode, «Development of an affective-based e-healthcare system for autistic children», *Sci. Afr.*, vol. 9, p. e00514, sep. 2020, doi: 10.1016/j.sciaf.2020.e00514.
- [26] S. Sarabadani, L. C. Schudlo, A. A. Samadani, y A. Kushski, «Physiological Detection of Affective States in Children with Autism Spectrum Disorder», *IEEE Trans. Affect. Comput.*, vol. 11, n.º 4, pp. 588-600, oct. 2020, doi: 10.1109/TAFFC.2018.2820049.
- [27] C. B. Redd *et al.*, «Physiological Signal Monitoring for Identification of Emotional Dysregulation in Children», en *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, Montreal, QC, Canada: IEEE, jul. 2020, pp. 4273-4277. doi: 10.1109/EMBC44109.2020.9176506.
- [28] M. Taj-Eldin, C. Ryan, B. O'Flynn, y P. Galvin, «A Review of Wearable Solutions for Physiological and Emotional Monitoring for Use by People with Autism Spectrum Disorder and Their Caregivers», *Sensors*, vol. 18, n.º 12, Art. n.º 12, dic. 2018, doi: 10.3390/s18124271.
- [29] J.-J. Cabibihan *et al.*, «Social Robots and Wearable Sensors for Mitigating Meltdowns in Autism - A Pilot Test», en *Social Robotics*, vol. 11357, S. S. Ge, J.-J. Cabibihan, M. A. Salichs, E. Broadbent, H. He, A. R. Wagner, y Á. Castro-González, Eds., en *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 11357. , Cham: Springer International Publishing, 2018, pp. 103-114. doi: 10.1007/978-3-030-05204-1_11.
- [30] F. L. Cibrian, M. Tentori, y N. Weibel, «A musical interactive surface to support the multi-

sensory stimulation of children», en *Proceedings of the 10th EAI International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, en PervasiveHealth '16. Brussels, BEL: ICST (Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering), may 2016, pp. 241-244.

- [31] S. Cano, E. Franco, J. Apablaza, y M. García, «Wearable Solutions for Stress Monitoring for Individuals with Autism Spectrum Disorder (ASD): Systematic Literature Review». Preprints, 17 de agosto de 2023. doi: 10.20944/preprints202308.1236.v1.
- [32] M. A. Mohaini, N. S. M. Nor, M. Mohamad, N. E. Ghazali, y H. M. Saputra, «IoT-Based Instrumented Bicycle Handlebar for Children with Autism Spectrum Disorder», *J. Adv. Res. Appl. Mech.*, vol. 105, n.º 1, Art. n.º 1, jun. 2023, doi: 10.37934/aram.105.1.1227.
- [33] D. Sehrawat y N. S. Gill, «Smart Sensors: Analysis of Different Types of IoT Sensors», en *2019 3rd International Conference on Trends in Electronics and Informatics (ICOEI)*, Tirunelveli, India: IEEE, abr. 2019, pp. 523-528. doi: 10.1109/ICOEI.2019.8862778.
- [34] R.- ASALE y RAE, «autismo | Diccionario de la lengua española», «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Accedido: 17 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://dle.rae.es/autismo>
- [35] Redacción, «¿Quién fue Leo Kanner?», Autismo Madrid. Accedido: 17 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://autismomadrid.es/noticias/quien-fue-leo-kanner/>
- [36] S. L. Gómez, R. M. R. Torres, y E. M. T. Ares, «Historia del trastorno autista», *Apunt. Psicol.*, vol. 28, n.º 1, Art. n.º 1, 2010.
- [37] C. Arberas y V. Ruggieri, «Autismo: Aspectos genéticos y biológicos», *Med. B. Aires*, vol. 79, n.º 1, pp. 16-21, abr. 2019.
- [38] «Sinapsis: ¿sabes como se conectan tus neuronas?», neuronas en crecimiento. Accedido: 17 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://neuropediatra.org/2014/06/04/sinapsis-neuronal/>
- [39] «Explicación de la sinapsis neuronal - Blog del COBCM». Accedido: 17 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://cobcm.net/blogcobcm/2021/06/22/explicacion-sinapsis-neuronal/>
- [40] «Alteraciones de la sinaptogénesis en el autismo. Implicaciones etiopatogénicas y terapéuticas | Curso 2012». Accedido: 17 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://invanep.com/curso-2012/alteraciones-de-la-sinaptogenesis-en-el-autismo-implicaciones-etiopatogenicas-y-terapeuticas>
- [41] J. C. Espín Jaime, M. del Valle Cerezo Navarro, y F. Espín Jaime, «Lo que es trastorno del espectro autista y lo que no lo es», *An. Pediatría Contin.*, vol. 11, n.º 6, pp. 333-341, nov. 2013, doi: 10.1016/S1696-2818(13)70155-0.
- [42] L. Kalsner *et al.*, «Genetic testing including targeted gene panel in a diverse clinical population of children with autism spectrum disorder: Findings and implications», *Mol. Genet. Genomic Med.*, vol. 6, n.º 2, pp. 171-185, mar. 2018, doi: 10.1002/mgg3.354.
- [43] O. T. Leyfer *et al.*, «Comorbid psychiatric disorders in children with autism: interview development and rates of disorders», *J. Autism Dev. Disord.*, vol. 36, n.º 7, pp. 849-861, oct. 2006, doi: 10.1007/s10803-006-0123-0.
- [44] M. Velarde-Incháustegui, M. E. Ignacio-Espíritu, A. Cárdenas-Soza, M. Velarde-Incháustegui, M. E. Ignacio-Espíritu, y A. Cárdenas-Soza, «Diagnóstico de Trastorno del Espectro Autista-TEA, adaptándonos a la nueva realidad, Telesalud.», *Rev. Neuro-Psiquiatr.*, vol. 84, n.º 3, pp. 175-182, jul. 2021, doi: 10.20453/rnp.v84i3.4034.
- [45] CDC, «Data and Statistics on Autism Spectrum Disorder | CDC», Centers for Disease Control and Prevention. Accedido: 31 de marzo de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.cdc.gov/ncbddd/autism/data.html>

- [46] A. Etkin, C. Büchel, y J. J. Gross, «The neural bases of emotion regulation», *Nat. Rev. Neurosci.*, vol. 16, n.º 11, pp. 693-700, nov. 2015, doi: 10.1038/nrn4044.
- [47] D. G. Myers, *Psychology, Seventh Edition, in Modules (spiral)*, Seventh Edition. United States: Worth Publishers, 2004.
- [48] L. Shu *et al.*, «A Review of Emotion Recognition Using Physiological Signals», *Sensors*, vol. 18, n.º 7, p. 2074, jun. 2018, doi: 10.3390/s18072074.
- [49] T. Dalgleish y M. Power, *Handbook of Cognition and Emotion*. John Wiley & Sons, 2000.
- [50] Z. Mohammadi, J. Frounchi, y M. Amiri, «Wavelet-based emotion recognition system using EEG signal», *Neural Comput. Appl.*, vol. 28, n.º 8, pp. 1985-1990, ago. 2017, doi: 10.1007/s00521-015-2149-8.
- [51] P. A. Abhang, B. W. Gawali, y S. C. Mehrotra, «Chapter 2 - Technological Basics of EEG Recording and Operation of Apparatus», en *Introduction to EEG- and Speech-Based Emotion Recognition*, P. A. Abhang, B. W. Gawali, y S. C. Mehrotra, Eds., Academic Press, 2016, pp. 19-50. doi: 10.1016/B978-0-12-804490-2.00002-6.
- [52] K. A. I. Aboalayon, M. Faezipour, W. S. Almuhammadi, y S. Moslehpoor, «Sleep Stage Classification Using EEG Signal Analysis: A Comprehensive Survey and New Investigation», *Entropy*, vol. 18, n.º 9, Art. n.º 9, sep. 2016, doi: 10.3390/e18090272.
- [53] R. Du, R. M. Mehmood, y H. J. Lee, «Alpha Activity during Emotional Experience Revealed by ERSP», *J. Internet Technol.*, vol. 15, pp. 775-782, sep. 2014, doi: 10.6138/JIT.2014.15.5.07.
- [54] «Emotions and Heart Health - Health Encyclopedia - University of Rochester Medical Center». Accedido: 8 de enero de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.urmc.rochester.edu/encyclopedia/content.aspx?ContentTypeID=134&ContentID=165>
- [55] P. Taggart, M. R. Boyett, S. J. R. J. Logantha, y P. D. Lambiase, «Anger, Emotion, and Arrhythmias: from Brain to Heart», *Front. Physiol.*, vol. 2, p. 67, oct. 2011, doi: 10.3389/fphys.2011.00067.
- [56] I. Homma y Y. Masaoka, «Breathing rhythms and emotions», *Exp. Physiol.*, vol. 93, n.º 9, pp. 1011-1021, sep. 2008, doi: 10.1113/expphysiol.2008.042424.
- [57] Y. Masaoka y I. Homma, «The effect of anticipatory anxiety on breathing and metabolism in humans», *Respir. Physiol.*, vol. 128, n.º 2, pp. 171-177, nov. 2001, doi: 10.1016/s0034-5687(01)00278-x.
- [58] M. Geretsegger, C. Elefant, K. A. Mössler, y C. Gold, «Music therapy for people with autism spectrum disorder», *Cochrane Database Syst. Rev.*, n.º 6, 2014, doi: 10.1002/14651858.CD004381.pub3.
- [59] E. F. García, «Música en el cerebro: Cuando el cerebro escucha», NeuroClass. Accedido: 10 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://neuro-class.com/la-musica-en-el-cerebro-cuando-el-cerebro-escucha/>
- [60] H. Bringman, K. Giesecke, A. Thörne, y S. Bringman, «Relaxing music as pre-medication before surgery: a randomised controlled trial», *Acta Anaesthesiol. Scand.*, vol. 53, n.º 6, pp. 759-764, 2009, doi: 10.1111/j.1399-6576.2009.01969.x.
- [61] «El eje hipotalámico-pituitario-adrenal (HPA) | Lundbeck Institute Campus». Accedido: 6 de mayo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://institute.progress.im/es/content/hypothalamic-pituitary-adrenal-hpa-axis>
- [62] M. Wagle *et al.*, «Brain-wide perception of the emotional valence of light is regulated by distinct hypothalamic neurons», *Mol. Psychiatry*, vol. 27, n.º 9, Art. n.º 9, sep. 2022, doi: 10.1038/s41380-022-01567-x.
- [63] H. W. Loh *et al.*, «Application of photoplethysmography signals for healthcare systems:

- An in-depth review», *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 216, p. 106677, abr. 2022, doi: 10.1016/j.cmpb.2022.106677.
- [64] C. Wang, Z. Li, y X. Wei, «Monitoring heart and respiratory rates at radial artery based on PPG», *Optik*, vol. 124, n.º 19, pp. 3954-3956, oct. 2013, doi: 10.1016/j.ijleo.2012.11.044.
- [65] C.-J. Ku, Y. Wang, C.-Y. Chang, M.-T. Wu, S.-T. Dai, y L.-D. Liao, «Noninvasive blood oxygen, heartbeat rate, and blood pressure parameter monitoring by photoplethysmography signals», *Heliyon*, vol. 8, n.º 11, p. e11698, nov. 2022, doi: 10.1016/j.heliyon.2022.e11698.
- [66] I. M. E, «N of 1 trials: otro tipo de estudio experimental», Estudiantes por la Mejor Evidencia - ExME. Accedido: 5 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://exme.cochrane.org/?p=1487>
- [67] E. O. Lillie, B. Patay, J. Diamant, B. Issell, E. J. Topol, y N. J. Schork, «The n-of-1 clinical trial: the ultimate strategy for individualizing medicine?», *Pers. Med.*, vol. 8, n.º 2, pp. 161-173, mar. 2011, doi: 10.2217/pme.11.7.
- [68] D. Frias-Navarro, «Diseño de N = 1». Accedido: 5 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.uv.es/~friasan/Nigualuno.pdf>
- [69] «What is the Internet of Things (IoT)?» Accedido: 4 de mayo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.oracle.com/internet-of-things/what-is-iot/>
- [70] A. Rejeb, K. Rejeb, S. Simske, H. Treiblmaier, y S. Zailani, «The big picture on the internet of things and the smart city: a review of what we know and what we need to know», *Internet Things*, vol. 19, p. 100565, ago. 2022, doi: 10.1016/j.iot.2022.100565.
- [71] P. Dwivedi y M. K. Singha, «IoT Based Wearable Healthcare System: Post COVID-19», en *The Impact of the COVID-19 Pandemic on Green Societies: Environmental Sustainability*, C. Chakraborty, S. Roy, S. Sharma, y T. A. Tran, Eds., Cham: Springer International Publishing, 2021, pp. 305-321. doi: 10.1007/978-3-030-66490-9_13.
- [72] M. A. Khan, «Challenges Facing the Application of IoT in Medicine and Healthcare», *Int. J. Comput. Inf. Manuf. IJCIM*, vol. 1, n.º 1, Art. n.º 1, dic. 2021, doi: 10.54489/ijcim.v1i1.32.
- [73] «UDP: ¿qué es el protocolo UDP?», IONOS Digital Guide. Accedido: 5 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.ionos.mx/digitalguide/servidores/know-how/udp-user-datagram-protocol/>
- [74] «ESP32 vs ESP8266 - Pros and Cons», Maker Advisor. Accedido: 16 de junio de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://makeradvisor.com/esp32-vs-esp8266/>
- [75] «Raspberry Pi 3B [descontinuado]», Naylamp Mechatronics - Perú. Accedido: 12 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://naylampmechatronics.com/raspberry-pi/255-raspberry-pi-3-b.html>
- [76] «Pure Data — Pd Community Site». Accedido: 10 de mayo de 2023. [En línea]. Disponible en: <http://puredata.info/>
- [77] «Cadenas de Markov». Accedido: 10 de mayo de 2023. [En línea]. Disponible en: https://www.ingenieria.unam.mx/javical/ingsistemas2/Simulacion/Cadenas_de_Markov.htm
- [78] «Universidad Nacional de Colombia : Clase 23. Aplicaciones: Cadenas de Markov.» Accedido: 4 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://ciencias.medellin.unal.edu.co/cursos/algebra-lineal/clases/8-clases/25-clase-23-aplicaciones-cadenas-de-markov.html>
- [79] K. Kaur y S. Pany, «Meta-Analysis of Development of the Social Skills among Autism Spectrum Disorder(ASD) Children», vol. XIV, pp. 57-79, abr. 2019.
- [80] K. I. Harris, «Children With Autism Soar Through Superhero Play», *Child. Educ.*, vol. 99, n.º 1, pp. 48-55, ene. 2023, doi: 10.1080/00094056.2023.2169550.
- [81] «Comics Books for Kids with Disabilities: Increasing Disability Awareness». Accedido: 25

- de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://edcomix.eu/2021/09/23/comics-books-for-kids-with-disabilities-increasing-disability-awareness/>
- [82] E. S. Darwin Alzuro, «Simulación de piezas automotrices con la herramienta SolidWorks para mejorar las competencias digitales de los docentes de bachillerato del área electromecánica automotriz de la unidad educativa “Valle del Chota», masterThesis, 2023. Accedido: 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <http://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/14609>
- [83] «Lab Streaming Layer». Accedido: 23 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://labstreaminglayer.org/#/>
- [84] «Psicopía » Psicologos en línea gratis». Accedido: 23 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://psicologosenlinea.net/539-psicopia.html>
- [85] «Install Mosquitto Broker Raspberry Pi | Random Nerd Tutorials». Accedido: 12 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://randomnerdtutorials.com/how-to-install-mosquitto-broker-on-raspberry-pi/>
- [86] «Performance Evaluation of MQTT Brokers in the Internet of Things for Smart Cities». Accedido: 27 de junio de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8783166/>
- [87] J. Lee, K. Matsumura, K. Yamakoshi, P. Rolfe, S. Tanaka, y T. Yamakoshi, «Comparison between red, green and blue light reflection photoplethysmography for heart rate monitoring during motion», *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf.*, vol. 2013, pp. 1724-1727, jul. 2013, doi: 10.1109/EMBC.2013.6609852.
- [88] «Lungs and Respiratory System (for Teens) - Nemours KidsHealth». Accedido: 19 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://kidshealth.org/en/teens/lungs.html>
- [89] «Human respiratory system - The pharynx | Britannica». Accedido: 19 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.britannica.com/science/human-respiratory-system>
- [90] «RBS13144-Datenblatt.pdf». Accedido: 19 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.roboter-bausatz.de/media/pdf/8a/61/5e/RBS13144-Datenblatt.pdf>
- [91] R. Markiewicz, A. Markiewicz-Gospodarek, y B. Dobrowolska, «Galvanic Skin Response Features in Psychiatry and Mental Disorders: A Narrative Review», *Int. J. Environ. Res. Public. Health*, vol. 19, n.º 20, Art. n.º 20, ene. 2022, doi: 10.3390/ijerph192013428.
- [92] R. F. Navea, P. J. Buenvenida, y C. D. Cruz, «Stress Detection using Galvanic Skin Response: An Android Application», *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 1372, n.º 1, p. 012001, nov. 2019, doi: 10.1088/1742-6596/1372/1/012001.
- [93] G. Gali, «Analyzing emotion regulation using multimodal data», *Theses*, mar. 2021, [En línea]. Disponible en: <https://scholarworks.rit.edu/theses/10707>
- [94] «What is GSR (galvanic skin response) and how does it work?», NMSBA. Accedido: 25 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://nmsba.com/>
- [95] «Grove - GSR sensor - EasyEDA open source hardware lab». Accedido: 13 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: https://oshwlab.com/seeedstudio/Grove_GSR_sensor-gUgBXH3pL
- [96] S. Morshad, Md. R. Mazumder, y F. Ahmed, «Analysis of Brain Wave Data Using Neurosky Mindwave Mobile II», en *Proceedings of the International Conference on Computing Advancements*, en ICCA 2020. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, mar. 2020, pp. 1-4. doi: 10.1145/3377049.3377053.
- [97] «Mindflex». Accedido: 16 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://store.neurosky.com/products/mindflex>
- [98] A. Jain, «Understanding NeuroSky EEG Chip in Detail (Part 2/13)», Engineers Garage. Accedido: 13 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en:

- <https://www.engineersgarage.com/understanding-neuroskey-eeg-chip-in-detail-part-2-13/>
- [99] «How to Hack Toy EEGs | Frontier Nerds». Accedido: 25 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://frontiernerds.com/brain-hack>
- [100] D. Bysiec, «Sustainable Shaping of Lightweight Structures Created According to Different Methods», *Sustainability*, vol. 15, n.º 4, Art. n.º 4, ene. 2023, doi: 10.3390/su15043236.
- [101] W. Wu, L. Li, Z. Li, J. Sun, y L. Wang, «Extensible Integrated System for Real-Time Monitoring of Cardiovascular Physiological Signals And Limb Health», *Adv. Mater.*, vol. n/a, n.º n/a, p. 2304596, doi: 10.1002/adma.202304596.
- [102] «Smart Skin-Adhesive Patches: From Design to Biomedical Applications - Wong - 2023 - Advanced Functional Materials - Wiley Online Library». Accedido: 28 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adfm.202213560>
- [103] «Qué es el Ritmo: Cómo el Tiempo, Pulso y Métrica funcionan en la Música», LANDR Blog. Accedido: 4 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://blog.landr.com/es/que-es-el-ritmo-como-el-tiempo-pulso-y-metrica-funcionan-en-la-musica/>
- [104] «¿Qué es la Armonía en la Música? Cómo usar la Armonía en tus Canciones», LANDR Blog. Accedido: 4 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://blog.landr.com/es/la-armonia-en-la-musica/>
- [105] «A Narrative Review of Heart Rate Variability as a Good Index of Psychophysical Health in Athletes and in Biofeedback Training in: Journal of Clinical Sport Psychology - Ahead of print». Accedido: 4 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/jcsp/aop/article-10.1123-jcsp.2022-0016/article-10.1123-jcsp.2022-0016.xml>
- [106] S. L. Bachman *et al.*, «Daily heart rate variability biofeedback training decreases locus coeruleus MRI contrast in younger adults in a randomized clinical trial», *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 193, p. 112241, nov. 2023, doi: 10.1016/j.ijpsycho.2023.08.014.
- [107] «Design of a Respiratory Biofeedback Serious Game for Stress Management Based on HRV Analysis | SpringerLink». Accedido: 4 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-031-35992-7_3
- [108] A. E. Meuret, D. Rosenfield, M. M. Millard, y T. Ritz, «Biofeedback Training to Increase Pco₂ in Asthma With Elevated Anxiety: A One-Stop Treatment of Both Conditions?», *Psychosom. Med.*, vol. 85, n.º 5, p. 440, jun. 2023, doi: 10.1097/PSY.0000000000001188.
- [109] H. Ahonen, P. Deek, y J. Kroeker, «Ahonen H. , Deek P. & Kroeker J.(2012). Low Frequency Sound Treatment Promoting Physical and Emotional Relaxation Qualitative Study. International Journal of Psychosocial Rehabilitation. Vol 17(1) 45-58», *Int. J. Psychosoc. Rehabil.*, vol. 17, pp. 45-58, ene. 2012.
- [110] «Ingeniería de las Ondas I 2006/2007 - Grupo nº5». Accedido: 4 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: https://www.lpi.tel.uva.es/~nacho/docencia/ing_ond_1/trabajos_06_07/io5/public_html/p3.html
- [111] «Octavas y sus números MIDI — documentación de Curso de programación y música - 1.0». Accedido: 4 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://music-and-programation-course.readthedocs.io/es/latest/chuck/basic/octavesAndMIDINumbers.html>
- [112] C. Romo, «Entrevista con los Padres para el Autismo – Versión Clínica», Accedido: 9 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: https://www.academia.edu/44725631/Entrevista_con_los_Padres_para_el_Autismo_Versi%C3%BCn_Cl%C3%ADnica
- [113] W. L. Stone y K. L. Hogan, «A structured parent interview for identifying young children with autism», *J. Autism Dev. Disord.*, vol. 23, n.º 4, pp. 639-652, dic. 1993, doi:

10.1007/BF01046106.

- [114] W. L. Stone, E. E. Coonrod, S. L. Pozdol, y L. M. Turner, «The Parent Interview for Autism-Clinical Version (PIA-CV): a measure of behavioral change for young children with autism», *Autism Int. J. Res. Pract.*, vol. 7, n.º 1, pp. 9-30, mar. 2003, doi: 10.1177/1362361303007001003.
- [115] «Pulse». Accedido: 9 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.ucsfbenioffchildrens.org/medical-tests/pulse>
- [116] Kliegman RM, St Geme JW, Blum NJ, Shah SS, Tasker RC, Wilson KM, eds., *Nelson Textbook of Pediatrics.*, 21st ed. Philadelphia, PA: Elsevier.

Anexo

Anexo A1. Publicaciones.

2022 IEEE International Autumn Meeting on Power, Electronics and Computing (ROPEC 2022). Ixtapa, Mexico

Design of a physiological parameter monitoring system, implementing internet of things communication protocols by using embedded Systems.

Daniel Llamas-Maldonado

Maestría en Ciencias en Ingeniería en Electrónica
Tecnológico Nacional de México/I.T Morelia
Morelia, México
dllamasm4412@gmail.com

Grace Leslie

ATLAS Institute
University of Colorado Boulder
Boulder, United States of America
grace@colorado.edu

Juan Alfonso Salazar-Torres,
Adriana del Carmen Téllez-Anguiano
and Miguelangel Fraga-Aguilar
División de Estudios de Posgrado e Investigación
Tecnológico Nacional de México/I.T Morelia
Morelia, México
jast2007@hotmail.com
adriana.ta@morelia.tecmn.mx
miguelangel.fa@morelia.tecmn.mx

Abstract—In this paper the procedure and methodology for the wireless communication of biomedical sensors is shown. In this case of study, we focused on Photoplethysmography (PPG) Heart Beat Rate and Respiratory Rate sensors. This communication system was made using the ESP32 and Beagle Bone Black embedded systems. Also, a graphical user interface (GUI) and data storage system was developed in order to facilitate its visualization, analysis and consequentially the decision making.

Keywords—Communication protocols, Embedded Systems, IoT, Physiological Sensors, Respiratory and Heartbeat Rates.

I. INTRODUCTION

The implementation of wireless communication technologies, and other Internet of Things (IoT) technologies in healthcare and wellness has grown rapidly in recent years. The ability to measure physiological signals with a wireless network opened the door for wearable sensors. Wearable technology is an emerging trend, which integrates electronics into daily activities and with the ability to exchange data between devices through the internet, as well as the ability to be worn at any moment on any part of the body. According to Cisco Systems, the number of connected wearable devices is expected to increase from 593 million in 2018 to 1,105 million in 2022 [1]. In the past couple of years, the COVID 19 pandemic showed us that there is a great need of improving and evolving our health care monitoring system. Because of this pandemic we were forced to move from bulky monitoring systems to wearable monitoring systems. And in doing so, healthcare

monitoring has become more accessible for everyone [2]. The applications of IoT in human wellbeing is not limited to healthcare, it is also applied in rehabilitation, recreation sports among other fields [3]. In sports, wearable sensors have already been inserted into just about every type of equipment with the purpose of enhancing the performance and safety of the athletes. This technology provides the ability to develop safer equipment for sports like football and hockey through applications such as head impact detection systems. It also allows coaches to analyze physiological parameters such as breathing rate and heart beat rate in order to develop better training methodologies that will improve the athlete's performance [4]. Wearable biomedical instrumentation systems allow us to track different variables in the body. By collecting and analyzing the data provided by these sensors, medical professionals can detect, treat or prevent diseases, as well as improve rehabilitation methodologies [5]. These technologies have opened the door to creating ergonomic wearable instrumentation systems. The lack of ergonomic devices in which the instrumentation system can be mounted on has been a major issue, especially when trying to measure physiological parameters from patients with neurological disorders such as autism [6]. Needless to say, the appliances of IoT technologies are not only limited to healthcare. These technologies are being integrated more and more to our daily life. They are highly used in agriculture. IoT technologies allow developing systems that support different agricultural processes. Some of these systems are remote monitoring systems of humidity,

Anexo A2. Carta de consentimiento informado.

Morelia, Michoacán, a 23 de 09 de 2023

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO [dd/mm/aaaa]

Título de la Investigación: Estudio de metodología de rehabilitación en pacientes con síndrome de desorden autista aplicando técnicas de estímulo visual y auditivo aplicando un sistema de instrumentación ergonómico.

Nombre de Investigadores: Juan Alfonso Salazar Torres, Grace Leslie, Daniel Llamas Maldonado.

Nombre de la persona que participará en la Investigación:

César Baltazar Juárez Navarro.

A través de este documento que forma parte del proceso para la obtención del consentimiento informado, me gustaría invitarlo a participar en la investigación titulada: Estudio de metodología de rehabilitación en pacientes con síndrome de desorden autista aplicando técnicas de estímulo visual y auditivo aplicando un sistema de instrumentación ergonómico. Antes de decidir, necesita entender por qué se está realizando esta investigación y en qué consistirá su participación. Por favor tómese el tiempo que usted necesite, para leer la siguiente información cuidadosamente y pregunte cualquier cosa que no comprenda. Si usted lo desea puede consultar con personas de su confianza (Familiar y/o Médico tratante) sobre la presente investigación.

1. ¿Dónde se llevará a cabo esta investigación?

Esta investigación se llevará a cabo en las instalaciones del Centro de Rehabilitación y Educación Especial (CREE) MICHOACÁN.

2. ¿Cuál es el objetivo de esta investigación?

Esta investigación tiene como objetivo la caracterización de la respuesta fisiológica de pacientes con autismo, ante estímulos audiovisuales, mediante la medición de parámetros corporales, para coadyuvar al mejoramiento de tratamientos de rehabilitación utilizando un sistema ergonómico para el usuario.

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

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

1. Nivel de trastorno del espectro autista: Basándonos en la siguiente tabla obtenida de la American Psychiatric Association consideramos que los niveles de autismo con los que se desarrollaría mejor el proyecto son con Nivel 1 y Nivel 2.

Tabla II. Niveles de gravedad del trastorno del espectro del autismo (TEA)*		
Categoría dimensional del TEA en el DSM5	Comunicación social	Comportamientos restringidos y repetitivos
Grado 3 "Necesita ayuda muy notable"	Mínima comunicación social	Marcada interferencia en la vida diaria por inflexibilidad y dificultades de cambio y foco atención
Grado 2 "Necesita ayuda notable"	Marcado déficit con limitada iniciación o respuestas reducidas o atípicas	Interferencia frecuente relacionada con la inflexibilidad y dificultades del cambio de foco
Grado 1 "Necesita ayuda"	Sin apoyo <i>in situ</i> , aunque presenta alteraciones significativas en el área de la comunicación social	Interferencia significativa en, al menos, un contexto
Síntomas subclínicos	Algunos síntomas en este o ambas dimensiones, pero sin alteraciones significativas	Presenta un inusual o excesivo interés, pero no interfiere
Dentro de la normalidad	Puede ser peculiar o aislado, pero sin interferencia	No interferencia

*Fuente: American Psychiatric Association, 2014.

2. Capacidades Verbales deseadas: Capacidad verbal moderada a capacidad verbal completa.
3. Rango de edades: 4 a 12 años.
4. Otras consideraciones: Es deseable que el paciente no presente epilepsia, o sea fotosensible.

5. ¿Estoy obligado a participar?

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

5. ¿Estoy obligado a participar?

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

6. ¿En qué consistirá mi participación y cuánto durará?

Su participación consistirá en lo siguiente: (1000 caracteres con espacios)

- Participación del paciente y alguno de sus padres en las sesiones de estimulación sensorial en el CREE.
- Uso del sistema de instrumentación para monitoreo de parámetros fisiológicos.
- Seguimiento del estado anímico del paciente posterior a la sesión de estimulación.

Esta investigación tendrá una duración aproximada de 7 meses.

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

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

Se realizarán sesiones de estimulación multisensorial que buscará tener un impacto positivo en la regulación emocional del paciente.

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

Esta investigación no tiene riesgo inmediato para la salud del paciente. Durante la investigación todos los procedimientos serán no invasivos, de igual manera en el momento en el que el paciente sienta alguna incomodidad se podrá pausar el procedimiento.

9. ¿Tendrá algún costo para mi participar en esta Investigación?

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

10. Una vez que acepte participar ¿Es posible retirarme de la Investigación?

Se le informa que usted tiene el derecho, en cualquier momento y sin necesidad de dar explicación de dejar de participar en la presente investigación, sin que esto disminuya la atención y calidad o se crean prejuicios para continuar con sus tratamientos y la atención que como paciente le otorga el CREE. Únicamente avisando a alguno de los investigadores su decisión.

11. ¿Qué sucede cuando la Investigación termina?

Los resultados, de manera anónima, podrán ser publicados en revistas de investigación científica o podrán ser presentados en congresos.

Es posible que sus muestras, datos no personales, información médica, entre otros datos pueden ser usadas para otros proyectos de investigación relacionados, previa revisión y aprobación por los Comités de Investigación y de Ética en Investigación.

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

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

Dr. Juan Alfonso Salazar

Teléfono: 4434941341

Correo: jast2007@hotmail.com

Dra. Grace Leslie

Correo: grace@colorado.edu

Daniel Llamas Maldonado

Teléfono: 4433771843

Correo: dllamasm4412@gmail.com

He leído y comprendido la información anterior, y todas mis preguntas han sido respondidas de manera clara y a mi entera satisfacción, por parte de Juan Alfonso Salazar Tones y Daniel Ullamas Maldonado


Teresa Ibeth Navarro Coronay
NOMBRE Y FIRMA DEL PARTICIPANTE

PADRE/TUTOR O REPRESENTANTE LEGAL

(según aplique, se requiere identificación)

TESTIGOS


M.C. Matheva Silvia Montes
NOMBRE Y FIRMA


Dr. Verónica Mendieta
NOMBRE Y FIRMA DE MÉDICO

PARENTESCO

DOMICILIO

Capitan Victor Bravo #11
Tuentes de valladolid.

4431355490.

4433201130 .

Anexo A3. Diseño mecánico.

1. Sensor ritmo cardíaco y GSR.

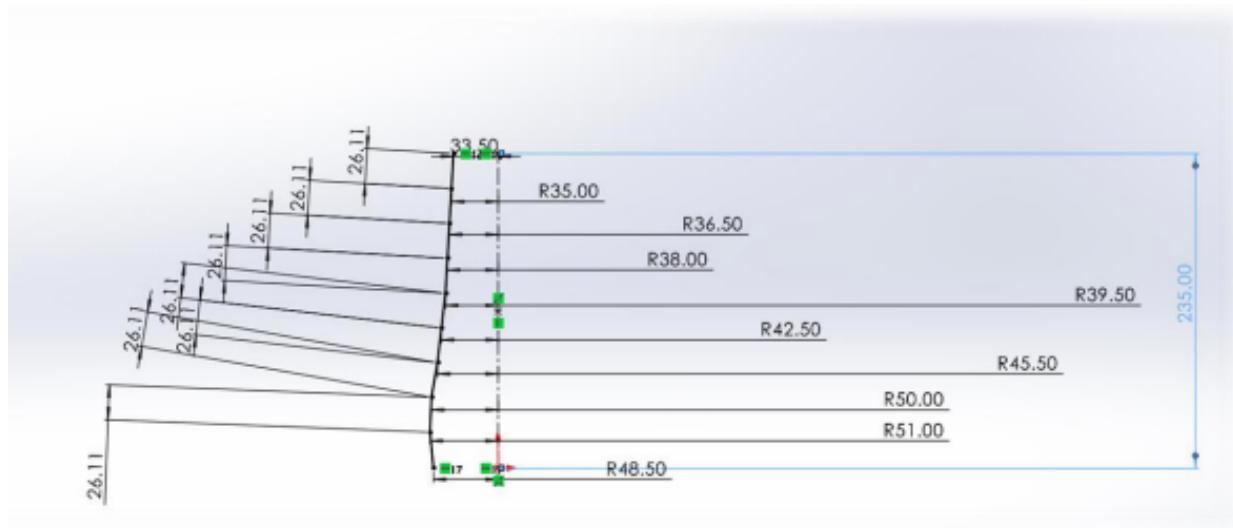


Figura Anexo 1. Medidas para diseño de dispositivo de montaje de sensor de ritmo cardíaco y GSR.

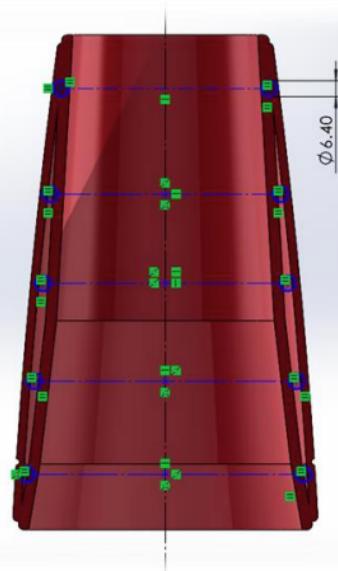


Figura Anexo 2. Diseño mecánico de dispositivo de montaje de sensor de ritmo cardíaco y GSR.

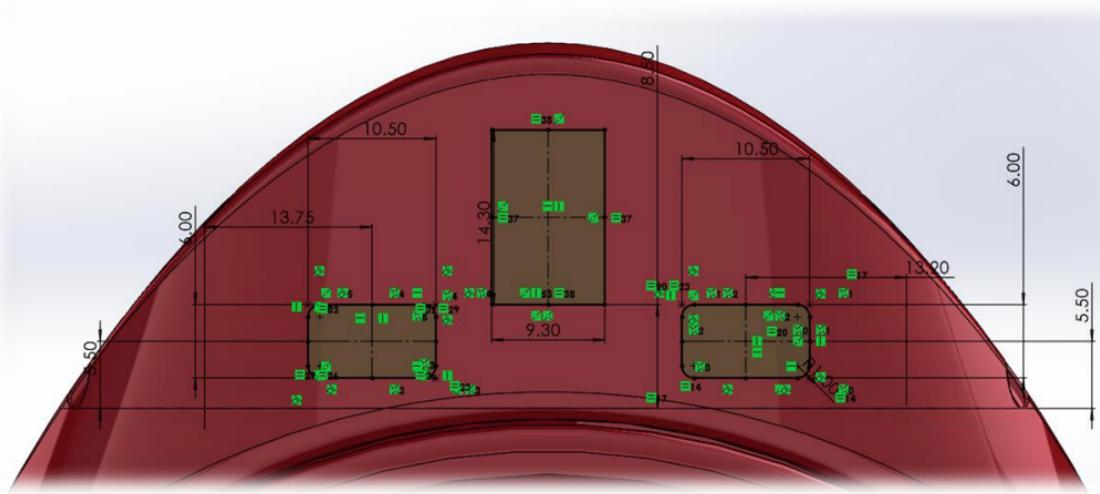


Figura Anexo 3. Diseño y medidas de compartimiento para colocar circuitería para los sensores de ritmo cardíaco y GSR.

1. Sensor ritmo respiratorio.

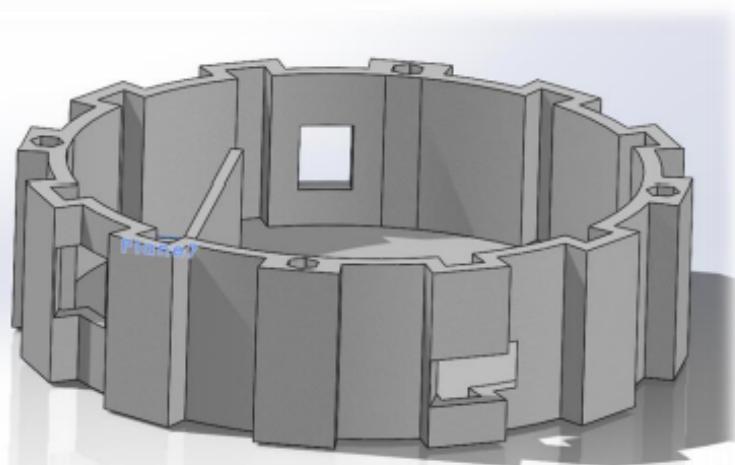


Figura Anexo 4. Compartimiento para colocar circuitería y fuente de alimentación de sensor de ritmo respiratorio.

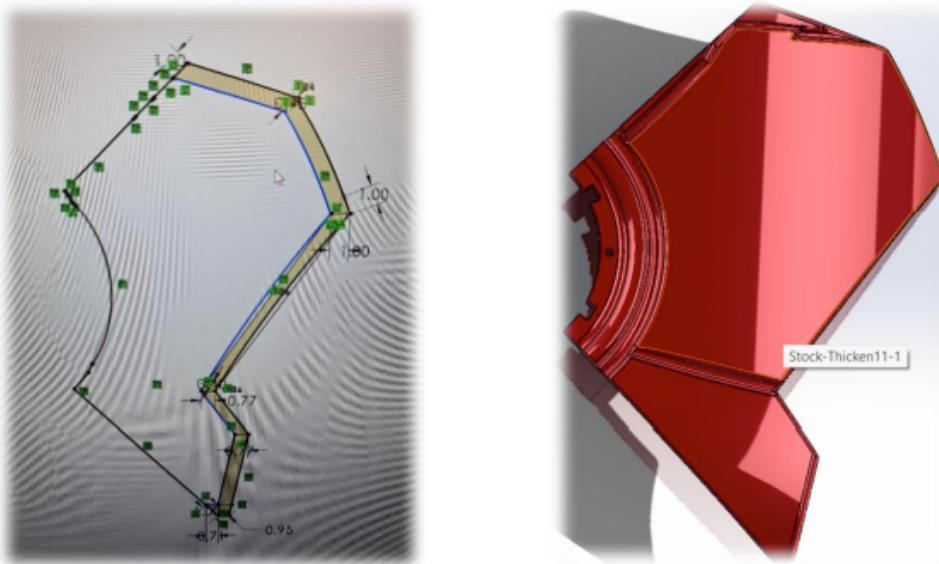


Figura Anexo 5. Medidas y diseño de placas de ensamble para el sensor de ritmo respiratorio.

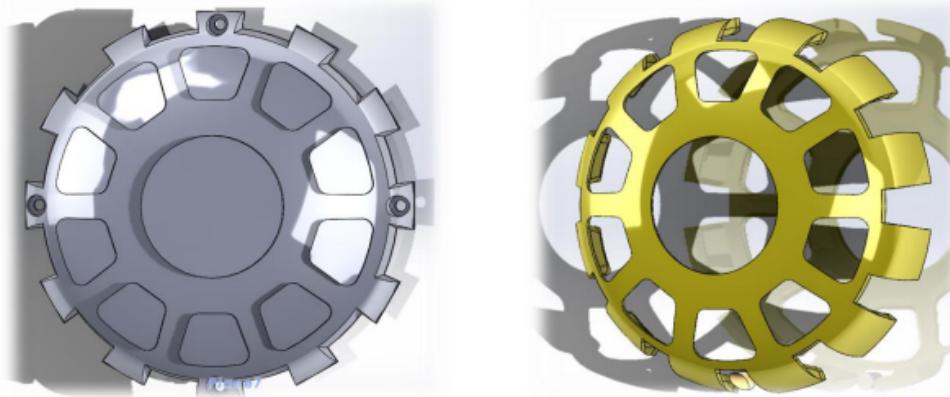
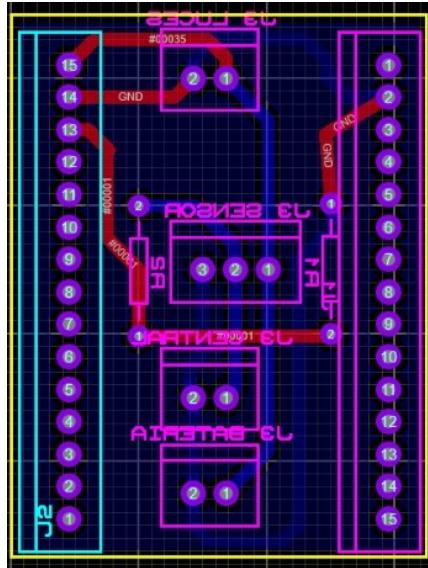


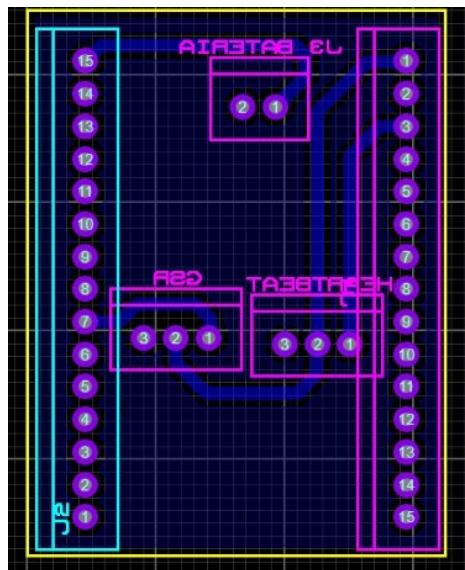
Figura Anexo 6. Diseño de domo para el ensamblaje del sensor de ritmo respiratorio.

Anexo A4. Diseño de PCB.

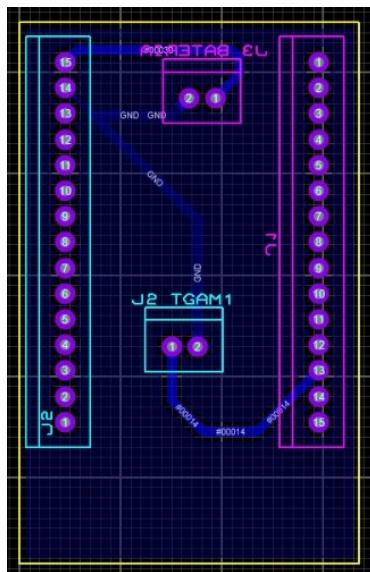
Fuente de alimentación y sensor de ritmo respiratorio.



Fuente de alimentación y sensor de ritmo cardíaco y GSR.



Fuente de alimentación e Interconexión de TGAM1 y ESP32.



Anexo A5. Entrevistas al paciente.

Estas son las respuestas a la entrevista que se le proporcionó a los padres del paciente.

Entrevista durante el periodo previo a la intervención.

- 10) Califique el nivel de estrés que le causa a su hijo atender a las sesiones de estimulación sensorial en el CREE.
- 11) Califique el nivel de entusiasmo con el que su hijo atiende a las sesiones de estimulación sensorial.
- 12) Califique el nivel de cooperación que presenta su hijo con el terapeuta durante la sesión de estimulación sensorial.
- 13) Califique la aceptación que tiene su hijo hacia las actividades propuestas durante la sesión de estimulación.
- 14) Califique el nivel de estrés de su hijo previo a comenzar la sesión de estimulación sensorial.
- 15) Califique el nivel de estrés de su hijo posterior a la sesión de estimulación sensorial.
- 16) Califique las mejorías en regulación emocional que presenta su hijo.
- 17) Califique la habilidad de su hijo para identificar sus emociones.

18) Califique la habilidad de su hijo para comunicar sus emociones.

Entrevista durante el periodo de la intervención.

- 12) Califique el nivel de estrés que le causa a su hijo atender a las sesiones de estimulación sensorial en el CREE.
- 13) Califique el nivel de entusiasmo con el que el paciente atiende a las sesiones de estimulación sensorial.
- 14) Califique el nivel de cooperación que presenta el paciente con el terapeuta durante la sesión de estimulación sensorial.
- 15) Califique la aceptación que tiene el paciente hacia las actividades propuestas durante la sesión de estimulación.
- 16) Califique el nivel de estrés de el paciente previo a comenzar la sesión de estimulación sensorial.
- 17) Califique el nivel de estrés de el paciente posterior a la sesión de estimulación sensorial.
- 18) Califique las mejorías en regulación emocional que presenta el paciente.
- 19) Califique el impacto que tiene en el paciente el disfraz con temática de superhéroes en la aceptación del sistema de monitoreo.
- 20) Califique el impacto que tiene en el paciente el disfraz con temática de superhéroes en el entusiasmo que presenta al ir a las sesiones de estimulación.
- 21) Califique el impacto que tiene introducir la estimulación musical en la terapia.
- 22) Califique el impacto que tiene la estimulación visual en la terapia.

Anexo A6. Códigos de programación.

Sensores GSR y ritmo cardíaco.

```
#include <WiFi.h>
#include <PubSubClient.h>
#define DIN 15 // digital read
double value, volts;
char br[] = "respiracion";
int a=0;
int contadorA = 0;
int contadorB = 0;
int contadorAt = 0;
int contadorBt = 0;
int b= 0;
int c= 0;
int ldrPin = 33;
int v=0;

// WiFi
//const char* ssid = "sedeam";
//const char* password = "Sede@m2025";

//const char* ssid = "INFINITUMBD74_2.4";
//const char* password = "4484179056";

const char* ssid = "Linksys00295";
const char* password = "jgh3ycqkqe";

// MQTT Broker
//const char *mqtt_broker = "mqtt.eclipseprojects.io";//"broker";
//const char *mqtt_broker = "10.27.56.47";//"broker";
const char *mqtt_broker = "192.168.1.145";//"broker";
const char *topic = "Heartbeat";
const char *topic3 = "Heartbeat2";
const char *topic2 = "GSR";
```

```

const char *topic4 = "GSR2";
const char *mqtt_username = "";//"emqx";
const char *mqtt_password = "";//"public";
const int mqtt_port = 1883;

WiFiClient espClient;
PubSubClient client(espClient);

//----- TIMER -----
/*timer de hardware*/
hw_timer_t * timer = NULL;
volatile byte state = LOW;

void IRAM_ATTR onTimer(){
    state = !state;
    // digitalWrite(led, state);
}

//-----

void setup() {
    pinMode(ldrPin,INPUT);

    adcAttachPin(ldrPin);
    analogReadResolution(11);
    analogSetAttenuation(ADC_6db);
//----- TIMER
    timer = timerBegin(0, 80, true);
    timerAttachInterrupt(timer, &onTimer, true);
    timerAlarmWrite(timer, 5000000, true);
    timerAlarmEnable(timer);
//-----
    pinMode(DIN, INPUT);
    Serial.begin(115200);
    delay(1000);
//-----
    WiFi.begin(ssid, password);
    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
        delay(1000);
        Serial.println("Connecting to WiFi..");
    }
    Serial.println("Connected to the WiFi network");
}

```

```

//connecting to a mqtt broker
client.setServer(mqtt_broker, mqtt_port);
client.setCallback(callback);
while (!client.connected()) {
    String client_id = "esp32-client-";
    client_id += String(WiFi.macAddress());
    Serial.printf("The client %s connects to the mqtt broker\n", client_id.c_str());
    if (client.connect(client_id.c_str(), mqtt_username, mqtt_password)) {
        Serial.println("broker connected");
    } else {
        Serial.print("failed with state ");
        Serial.print(client.state());
        delay(2000);
    }
}

// publish and subscribe
//client.publish(topic, "Hi");
client.subscribe(topic);

}

void callback(char *topic, byte *payload, unsigned int length) {
Serial.print("Message arrived in topic: ");
Serial.println(topic);
Serial.print("Message:");
for (int i = 0; i < length; i++) {
    Serial.print((char) payload[i]);
}
Serial.println();
Serial.println("-----");
}

void loop() {
    v=analogRead(ldrPin);
    int v2 = v/10;
    client.loop();
    value = digitalRead(DIN);
    if (value == LOW){
        contadorA = 1;
    }

    if (value == HIGH){
        contadorB = 1;
    }
}

```

```

if(contadorA == 1 ){
  if(contadorB == 1){
    a = a + 1;
  }
  contadorA =0;
  contadorB= 0;
}

if (state == HIGH){
  contadorAt = 1;
}
if (state == LOW){
  contadorBt = 1;
}

if(contadorBt == 1 ){
  if(contadorAt == 1){
    b = a*6;
    a= 0;
  }

  contadorAt =0;
  contadorBt= 0;
}
Serial.print ("BPM ");
Serial.println(b);
Serial.print ("Heart beats ");
Serial.println(a);
String as = String(a);
String gs = String(v);
String bs = String(b);
String gsr = "GSR " + gs;
String ab = "Beats " + as + " BPM " + bs;
String be = "BPM " + bs;
Serial.println(ab);
Serial.println(gsr);
char bpm[8];
char bpm2[8];
char gsr2[8];
itoa(b,bpm,10);
itoa(v,bpm2,10);
// itoa(gs,gsr2,10);
client.publish(topic,ab.c_str());
client.publish(topic2,gsr.c_str());
  client.publish(topic3,be.c_str());
client.publish(topic3,bpm);
client.publish(topic4,bpm2);

```

```
delay(100);
```

```
}
```

Sensor ritmo respiratorio.

```
#include <WiFi.h>
#include <PubSubClient.h>
#define DIN 13 // digital read
double value, volts;
char br[] = "respiracion";
int a=0;
int contadorA = 0;
int contadorB = 0;
int contadorAt = 0;
int contadorBt = 0;
int b= 0;
int c= 0;
int beats = 0;
int setpoint = 12; // setpoint de respiraciones por minuto deseadas.
String flag;
// WiFi
//const char* ssid = "TP-Link_AP_6B1A";
///const char* password = "36538294";

//const char* ssid = "INFINITUMBD74_2.4";
//const char* password = "4484179056";

const char* ssid = "Linksys00295";
const char* password = "jgh3ycqkqe";

// MQTT Broker
//const char *mqtt_broker = "192.168.1.94";//"broker";
const char *mqtt_broker = "192.168.1.145";//"broker";
//const char *mqtt_broker = "mqtt.eclipseprojects.io";//"broker";
const char *topic = "Breathing";
const char *topic2 = "BRPM";
const char *topic3 = "BRPM:";
const char *topic4 = "BEATS";
const char *mqtt_username = "daniel";//"emqx";
const char *mqtt_password = "daniel";//"public";
```

```

const int mqtt_port = 1883;

WiFiClient espClient;
PubSubClient client(espClient);

//----- TIMER -----
/*timer de hardware*/
hw_timer_t * timer = NULL;
volatile byte state = LOW; //flaj del timmer.

void IRAM_ATTR onTimer(){
    state = !state;
    // digitalWrite(led, state);
}

//-----

void setup()
{
//----- TIMER
    timer = timerBegin(0, 80, true);
    timerAttachInterrupt(timer, &onTimer, true);
    timerAlarmWrite(timer, 10000000, true);
    timerAlarmEnable(timer);
//-----
    pinMode(DIN, INPUT);
    Serial.begin(115200);
    delay(1000);

//-----
    WiFi.begin(ssid, password);
    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
        delay(1000);
        Serial.println("Connecting to WiFi..");
    }
    Serial.println("Connected to the WiFi network");
//connecting to a mqtt broker
    client.setServer(mqtt_broker, mqtt_port);
    client.setCallback(callback);
    while (!client.connected()) {
        String client_id = "esp32-client-";
        client_id += String(WiFi.macAddress());
        Serial.printf("The client %s connects to the mqtt broker\n", client_id.c_str());
        if (client.connect(client_id.c_str(), mqtt_username, mqtt_password)) {
            Serial.println("broker connected");
        }
    }
}

```

```

    } else {
        Serial.print("failed with state ");
        Serial.print(client.state());
        delay(2000);
    }
}

// publish and subscribe
//client.publish(topic, "Hi");
client.subscribe(topic);

}

void callback(char *topic, byte *payload, unsigned int length) {
    Serial.print("Message arrived in topic: ");
    Serial.println(topic);
    Serial.print("Message:");
    for (int i = 0; i < length; i++) {
        Serial.print((char) payload[i]);
    }
    Serial.println();
    Serial.println("-----");
}

```

```

//-----
void loop()
{
    client.loop();
    value = digitalRead(DIN);
    if(value == LOW){
        contadorA = 1;
    }

    if(value == HIGH){
        contadorB = 1;
    }

    if(contadorA == 1 ){
        if(contadorB == 1){
            a = a + 1;
        }
        contadorA =0;
        contadorB= 0;
    }

    if(state == HIGH){
        contadorAt = 1;
    }
}
```

```

if(state == LOW){
    contadorBt = 1;
}
//----- control de respiración -----


if(contadorBt == 1 ){
    if(contadorAt == 1){
        b = a*3;
        a= 0;
    }
    contadorAt =0;
    contadorBt= 0;
}

if(b>16){
    flag = "warning";
    beats = b*10;
    while(beats > 80){
        int beats2;
        beats = beats - 5;
        delay(1000);
        String beatstring = String(beats);
        String as = String(a);
        String bs = String(b);
        String ab = "Breaths: " + as + " b " + beatstring ;
        client.publish(topic,ab.c_str());
        //client.publish(topic,beatstring.c_str());
        Serial.print("\n");
        Serial.print("beats");
        Serial.print('\n');
        Serial.print(beats);
        delay(100);
    }
} b=14; }

if(b<15){
    beats= b * 5.5;
    flag = "0";
}
//----- control de respiración -----


Serial.print ("RPM ");
Serial.println(b);
String beatstring = String(beats);
String as = String(a);

```

```

String bs = String(b);
String ab = "Breaths: " + as + " b " + bs ;
Serial.print ("Respirations ");
Serial.println(a);
Serial.println(beats);
Serial.println(flag);

char bpm[8];
char breath[8];
itoa(b,bpm,10);
itoa(a,breath,10);
client.publish(topic,ab.c_str());
client.publish(topic3,bpm);
client.publish(topic4,beatstring.c_str());

delay(100);

}

```

Señales neuronales.

```

#include <Brain.h>
#include <WiFi.h>
#include <PubSubClient.h>
char* signals;

// WiFi
//const char* ssid = "TP-Link_AP_6B1A";
//const char* password = "36538294";

//const char* ssid = "INFINITUMBD74_2.4";
//const char* password = "4484179056";

//const char* ssid = "sedeam";
//const char* password = "Sede@m2025";

const char* ssid = "Linksys00295";
const char* password = "jgh3ycqkqe";
// MQTT Broker
//const char *mqtt_broker = "192.168.1.94";//"broker";
const char *mqtt_broker = "192.168.1.145";//"broker";
//const char *mqtt_broker = "mqtt.eclipseprojects.io";//"broker";
const char *topic = "EEG";
const char *mqtt_username = "";//"emqx";
const char *mqtt_password = "";//"public";

```

```

const int mqtt_port = 1883;

WiFiClient espClient;
PubSubClient client(espClient);
// Set up the brain parser, pass it the hardware serial object you want to listen on.
Brain brain(Serial);

void setup() {
    // Start the hardware serial.
    Serial.begin(9600);

    WiFi.begin(ssid, password);
    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
        delay(1000);
        Serial.println("Connecting to WiFi..");
    }
    Serial.println("Connected to the WiFi network");
    //connecting to a mqtt broker
    client.setServer(mqtt_broker, mqtt_port);
    client.setCallback(callback);
    while (!client.connected()) {
        String client_id = "esp32-client-";
        client_id += String(WiFi.macAddress());
        Serial.printf("The client %s connects to the mqtt broker\n", client_id.c_str());
        if (client.connect(client_id.c_str(), mqtt_username, mqtt_password)) {
            Serial.println("broker connected");
        } else {
            Serial.print("failed with state ");
            Serial.print(client.state());
            delay(2000);
        }
    }
    // publish and subscribe
    //client.publish(topic, "Hi");
    client.subscribe(topic);
}

```

```

void callback(char *topic, byte *payload, unsigned int length) {
    Serial.print("Message arrived in topic: ");
    Serial.println(topic);
    Serial.print("Message:");

```

```

for (int i = 0; i < length; i++) {
    Serial.print((char) payload[i]);
}
Serial.println();
Serial.println("-----");
}

void loop() {
    // Expect packets about once per second.
    // The .readCSV() function returns a string (well, char*) listing the most recent brain data, in the
    // following format:
    // "signal strength, attention, meditation, delta, theta, low alpha, high alpha, low beta, high beta,
    // low gamma, high gamma"
    if (brain.update()) {
        Serial.println(brain.readErrors());
        // Serial.println(brain.readCSV());
        char* sig= brain.readCSV();
        char signals2 = *sig;
        String ab = String(sig);
        //client.publish(topic,signals2);
        Serial.println(ab);
        client.publish(topic,ab.c_str());
    }
}

```

Conexión MQTT y PD.

```

import time
import os
import subprocess
import paho.mqtt.client as mqtt
import json

broker_address="192.168.0.102"

mqtt_topic=[("Breathing",0),("Heartbeat",0),("GSR",0)]

def on_message(client, userdata, message):
    print("message received ",str(message.payload.decode("utf-8")))
    print("message topic=",message.topic)
    print("message qos=",message.qos)
    print("message retain flag=",message.retain)

```

```

#playSingleShot()
#obj = json.loads(str(message.payload.decode("utf-8")))
#obj = json.loads(str(message))
#val = obj[0]
val = message.payload.decode("utf-8")
print("received ", val)
send2Pd(val)

def send2Pd(message=""):
    os.system("echo " + message + " | pdsend 12347 localhost udp")

print("creating new mqtt client instance")
client = mqtt.Client("Alvin")

print("connecting to broker")
client.connect(broker_address, 1883)

print("Subscribing to topic",mqtt_topic)
client.subscribe(mqtt_topic)

print("Publishing message to topic",mqtt_topic)
#client.publish(mqtt_topic,"Hallo!!!")

client.on_message=on_message
client.loop_start()

#####

```

```

while True:
    print(".")
    #client.publish(mqtt_topic,"Hallo!!!")
    time.sleep(3)

```

Conexión MQTT- LSL

```

import paho.mqtt.client as mqtt
import time
import re
from pylsl import StreamInfo, StreamOutlet

```

```

import random

# mqttBroker = "broker.emqx.io"
mqttBroker = "mqtt.eclipseprojects.io"
port = 1883

topic=[("Breathing_ ",0),("Heartbeat_ ",0),("GSR2",0),("EEG",0),("BRPM:",0)]
# generate client ID with pub prefix randomly
client_id = f'python-mqtt-{random.randint(0, 100)}'
# username = 'emqx'

def on_message(client, userdata, message):
    print("-----")
    msg = message.payload.decode("utf-8")
    print("received: ")
    print(type(msg))
    # msg1=str([int(msg)])
    # print(msg1)
    msg1=msg.split(" ")
    print(msg1)

p = re.compile(r'\d+\.\d+') # Compile a pattern to capture float values
val = [float(i) for i in p.findall(msg1)] # Convert strings to float

if message.topic == 'BRPM:':
    print("received BR")
    print(val)
    outletStreamResp.push_sample(val)
elif message.topic == 'Heartbeat':
    print("received HR")
    print(val)
    outletStreamHeart.push_sample(val)
elif message.topic == 'GSR2':
    print("received GSR")
    print(val)
    outletStreamGSR.push_sample(val)
elif message.topic == 'EEG':
    print("received EEG")
    # [signal strength, attention, meditation, delta, theta, low alpha, high alpha, low beta, high
beta, low gamma, high gamma]
    print(val)
    outletStreamEEG.push_sample(val)
    print(".....")

```

```

# Set up LabStreamingLayer stream.
RespStream = StreamInfo('ESP_Breath', 'RBPM', 1, 10, 'float32', 'b')
HeartStream = StreamInfo('ESP_Heart', 'BPM', 1, 10, 'float32', 'b')
GSRStream = StreamInfo('ESP_GSR', 'GSR', 1, 10, 'float32', 'b')
EEGStream = StreamInfo('ESP_EEG', 'EEG', 11, 10, 'float32', 'b')

# infoMarker = StreamInfo(name='Psychopy', type='Markers', channel_count=1,
#                         channel_format='int32', source_id='example_stream_001')

```

```

# outletMarker = StreamOutlet(infoMarker) # Broadcast the stream.
outletStreamResp = StreamOutlet(RespStream)
outletStreamHeart = StreamOutlet(HeartStream)
outletStreamGSR = StreamOutlet(GSRStream)
outletStreamEEG = StreamOutlet(EEGStream)

```

```

client = mqtt.Client(client_id)
client.connect(mqttBroker, port)

```

```

client.loop_start()

client.subscribe(topic)
client.on_message = on_message
time.sleep(30)
# client.disconnect()
outletStreamResp.__del__()
outletStreamHeart.__del__()
outletStreamGSR.__del__()
outletStreamEEG.__del__()

client.loop_stop()

```

PSYCHOPY.

```

# --- Import packages ---
from psychopy import locale_setup
from psychopy import prefs
from psychopy import plugins
plugins.activatePlugins()
prefs.hardware['audioLib'] = 'ptb'
prefs.hardware['audioLatencyMode'] = '3'
from psychopy import sound, gui, visual, core, data, event, logging, clock, colors, layout

```

```

from psychopy.constants import (NOT_STARTED, STARTED, PLAYING, PAUSED,
                                STOPPED, FINISHED, PRESSED, RELEASED, FOREVER)

import numpy as np # whole numpy lib is available, prepend 'np.'
from numpy import (sin, cos, tan, log, log10, pi, average,
                   sqrt, std, deg2rad, rad2deg, linspace, asarray)
from numpy.random import random, randint, normal, shuffle, choice as randchoice
import os # handy system and path functions
import sys # to get file system encoding

import psychopy.iohub as io
from psychopy.hardware import keyboard

from pylsl import StreamInfo, StreamOutlet, local_clock

# Set up LabStreamingLayer stream.
infoMarker = StreamInfo(name='Psychopy', type='Markers', channel_count=1,
                        channel_format='int32', source_id='example_stream_001')

outletMarker = StreamOutlet(infoMarker) # Broadcast the stream.

# This is not necessary but can be useful to keep track of markers and the
# events they correspond to.
markers = {
    'Start': [90],
    'Session1': [1],
    'Session2': [2],
    'Session3': [3],
    'Session4': [4],
    'End': [99]
}

# Ensure that relative paths start from the same directory as this script
_thisDir = os.path.dirname(os.path.abspath(__file__))
os.chdir(_thisDir)
# Store info about the experiment session
psychopyVersion = '2023.1.2'
expName = 'teste2' # from the Builder filename that created this script
expInfo = {
    'participant': f"{randint(0, 999999):06.0f}",
    'session': '001',
}
# --- Show participant info dialog --
dlg = gui.DlgFromDict(dictionary=expInfo, sortKeys=False, title=expName)

```

```

if dlg.OK == False:
    core.quit() # user pressed cancel
expInfo['date'] = data.getDateStr() # add a simple timestamp
expInfo['expName'] = expName
expInfo['psychopyVersion'] = psychopyVersion

# Data file name stem = absolute path + name; later add .psyexp, .csv, .log, etc
filename = _thisDir + os.sep + u'data/%s_%s_%s' % (expInfo['participant'], expName,
expInfo['date'])

# An ExperimentHandler isn't essential but helps with data saving
thisExp = data.ExperimentHandler(name=expName, version="",
extraInfo=expInfo, runtimeInfo=None,
originPath='C:\\Users\\thiag\\Documents\\Git
Repos\\CREEproject\\Python\\Psychopy\\Psychopy - Builder.py',
savePickle=True, saveWideText=True,
dataFileName=filename)
# save a log file for detail verbose info
logFile = logging.LogFile(filename+'.log', level=logging.EXP)
logging.console.setLevel(logging.WARNING) # this outputs to the screen, not a file

endExpNow = False # flag for 'escape' or other condition => quit the exp
frameTolerance = 0.001 # how close to onset before 'same' frame

# Start Code - component code to be run after the window creation

# --- Setup the Window ---
win = visual.Window(
    size=(1024, 768), fullscr=True, screen=0,
    winType='pyglet', allowStencil=False,
    monitor='testMonitor', color=[0,0,0], colorSpace='rgb',
    backgroundImage='', backgroundFit='none',
    blendMode='avg', useFBO=True,
    units='height')
win.mouseVisible = False
# store frame rate of monitor if we can measure it
expInfo['frameRate'] = win.getActualFrameRate()
if expInfo['frameRate'] != None:
    frameDur = 1.0 / round(expInfo['frameRate'])
else:
    frameDur = 1.0 / 60.0 # could not measure, so guess
# --- Setup input devices ---
ioConfig = {}

# Setup iohub keyboard
ioConfig['Keyboard'] = dict(use_keymap='psychopy')

```

```

ioSession = 'I'
if 'session' in expInfo:
    ioSession = str(expInfo['session'])
ioServer = io.launchHubServer(window=win, **ioConfig)
eyetracker = None

# create a default keyboard (e.g. to check for escape)
defaultKeyboard = keyboard.Keyboard(backend='iohub')

# --- Initialize components for Routine "Session_1" ---
text_countdown = visual.TextStim(win=win, name='text_countdown',
    text="",
    font='Open Sans',
    pos=(0, -0.2), height=0.1, wrapWidth=None, ori=0.0,
    color='white', colorSpace='rgb', opacity=None,
    languageStyle='LTR',
    depth=0.0);
text_2 = visual.TextStim(win=win, name='text_2',
    text='Session 1',
    font='Open Sans',
    pos=(0, 0), height=0.05, wrapWidth=None, ori=0.0,
    color='white', colorSpace='rgb', opacity=None,
    languageStyle='LTR',
    depth=-1.0);
text_3 = visual.TextStim(win=win, name='text_3',
    text='Session 1',
    font='Open Sans',
    pos=(0, 0.0), height=0.05, wrapWidth=None, ori=0.0,
    color='white', colorSpace='rgb', opacity=None,
    languageStyle='LTR',
    depth=-2.0);

# --- Initialize components for Routine "Session_2" ---
text_countdown_2 = visual.TextStim(win=win, name='text_countdown_2',
    text="",
    font='Open Sans',
    pos=(0, -0.2), height=0.1, wrapWidth=None, ori=0.0,
    color='white', colorSpace='rgb', opacity=None,
    languageStyle='LTR',
    depth=0.0);
text = visual.TextStim(win=win, name='text',
    text='Session 2',
    font='Open Sans',
    pos=(0, 0), height=0.05, wrapWidth=None, ori=0.0,
    color='white', colorSpace='rgb', opacity=None,
    languageStyle='LTR',
    depth=-1.0);

```

```

text_4 = visual.TextStim(win=win, name='text_4',
    text='Session 2',
    font='Open Sans',
    pos=(0, 0), height=0.05, wrapWidth=None, ori=0.0,
    color='white', colorSpace='rgb', opacity=None,
    languageStyle='LTR',
    depth=-2.0);

# --- Initialize components for Routine "Session_3" ---
text_countdown_3 = visual.TextStim(win=win, name='text_countdown_3',
    text="",
    font='Open Sans',
    pos=(0, -0.2), height=0.1, wrapWidth=None, ori=0.0,
    color='white', colorSpace='rgb', opacity=None,
    languageStyle='LTR',
    depth=0.0);
text_5 = visual.TextStim(win=win, name='text_5',
    text='Session 1',
    font='Open Sans',
    pos=(0, 0), height=0.05, wrapWidth=None, ori=0.0,
    color='white', colorSpace='rgb', opacity=None,
    languageStyle='LTR',
    depth=-1.0);
text_6 = visual.TextStim(win=win, name='text_6',
    text='Session 1',
    font='Open Sans',
    pos=(0, 0.0), height=0.05, wrapWidth=None, ori=0.0,
    color='white', colorSpace='rgb', opacity=None,
    languageStyle='LTR',
    depth=-2.0);

# --- Initialize components for Routine "Session_4" ---
text_countdown_4 = visual.TextStim(win=win, name='text_countdown_4',
    text="",
    font='Open Sans',
    pos=(0, -0.2), height=0.1, wrapWidth=None, ori=0.0,
    color='white', colorSpace='rgb', opacity=None,
    languageStyle='LTR',
    depth=0.0);
text_7 = visual.TextStim(win=win, name='text_7',
    text='Session 1',
    font='Open Sans',
    pos=(0, 0), height=0.05, wrapWidth=None, ori=0.0,
    color='white', colorSpace='rgb', opacity=None,
    languageStyle='LTR',
    depth=-1.0);
text_8 = visual.TextStim(win=win, name='text_8',

```

```

text='Session 1',
font='Open Sans',
pos=(0, 0.0), height=0.05, wrapWidth=None, ori=0.0,
color='white', colorSpace='rgb', opacity=None,
languageStyle='LTR',
depth=-2.0);

# Create some handy timers
globalClock = core.Clock() # to track the time since experiment started
routineTimer = core.Clock() # to track time remaining of each (possibly non-slip) routine

# --- Prepare to start Routine "Session_1" ---
continueRoutine = True
# update component parameters for each repeat
# keep track of which components have finished
Session_1Components = [text_countdown, text_2, text_3]
for thisComponent in Session_1Components:
    thisComponent.tStart = None
    thisComponent.tStop = None
    thisComponent.tStartRefresh = None
    thisComponent.tStopRefresh = None
    if hasattr(thisComponent, 'status'):
        thisComponent.status = NOT_STARTED
# reset timers
t = 0
_timeToFirstFrame = win.getFutureFlipTime(clock="now")
frameN = -1

outletMarker.push_sample(markers['Session1'])

# --- Run Routine "Session_1" ---
routineForceEnded = not continueRoutine
while continueRoutine and routineTimer.getTime() < 60.0:
    # get current time
    t = routineTimer.getTime()
    tThisFlip = win.getFutureFlipTime(clock=routineTimer)
    tThisFlipGlobal = win.getFutureFlipTime(clock=None)
    frameN = frameN + 1 # number of completed frames (so 0 is the first frame)
    # update/draw components on each frame

    # *text_countdown* updates

    # if text_countdown is starting this frame...
    if text_countdown.status == NOT_STARTED and tThisFlip >= 10-frameTolerance:
        # keep track of start time/frame for later
        text_countdown.frameNStart = frameN # exact frame index
        text_countdown.tStart = t # local t and not account for scr refresh

```

```

text_countdown.tStartRefresh = tThisFlipGlobal # on global time
win.timeOnFlip(text_countdown, 'tStartRefresh') # time at next scr refresh
# add timestamp to datafile
thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_countdown.started')
# update status
text_countdown.status = STARTED
text_countdown.setAutoDraw(True)

# if text_countdown is active this frame...
if text_countdown.status == STARTED:
    # update params
    text_countdown.setText(str(20-int(t)), log=False)

# if text_countdown is stopping this frame...
if text_countdown.status == STARTED:
    # is it time to stop? (based on global clock, using actual start)
    if tThisFlipGlobal > text_countdown.tStartRefresh + 10-frameTolerance:
        # keep track of stop time/frame for later
        text_countdown.tStop = t # not accounting for scr refresh
        text_countdown.frameNStop = frameN # exact frame index
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_countdown.stopped')
        # update status
        text_countdown.status = FINISHED
        text_countdown.setAutoDraw(False)

# *text_2* updates

# if text_2 is starting this frame...
if text_2.status == NOT_STARTED and tThisFlip >= 0.0-frameTolerance:
    # keep track of start time/frame for later
    text_2.frameNStart = frameN # exact frame index
    text_2.tStart = t # local t and not account for scr refresh
    text_2.tStartRefresh = tThisFlipGlobal # on global time
    win.timeOnFlip(text_2, 'tStartRefresh') # time at next scr refresh
    # add timestamp to datafile
    thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_2.started')
    # update status
    text_2.status = STARTED
    text_2.setAutoDraw(True)

# if text_2 is active this frame...
if text_2.status == STARTED:
    # update params
    pass

# if text_2 is stopping this frame...

```

```

if text_2.status == STARTED:
    # is it time to stop? (based on global clock, using actual start)
    if tThisFlipGlobal > text_2.tStartRefresh + 10-frameTolerance:
        # keep track of stop time/frame for later
        text_2.tStop = t # not accounting for scr refresh
        text_2.frameNStop = frameN # exact frame index
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_2.stopped')
        # update status
        text_2.status = FINISHED
        text_2.setAutoDraw(False)

# *text_3* updates

# if text_3 is starting this frame...
if text_3.status == NOT_STARTED and tThisFlip >= 10-frameTolerance:
    # keep track of start time/frame for later
    text_3.frameNStart = frameN # exact frame index
    text_3.tStart = t # local t and not account for scr refresh
    text_3.tStartRefresh = tThisFlipGlobal # on global time
    win.timeOnFlip(text_3, 'tStartRefresh') # time at next scr refresh
    # add timestamp to datafile
    thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_3.started')
    # update status
    text_3.status = STARTED
    text_3.setAutoDraw(True)

# if text_3 is active this frame...
if text_3.status == STARTED:
    # update params
    pass

# if text_3 is stopping this frame...
if text_3.status == STARTED:
    # is it time to stop? (based on global clock, using actual start)
    if tThisFlipGlobal > text_3.tStartRefresh + 10-frameTolerance:
        # keep track of stop time/frame for later
        text_3.tStop = t # not accounting for scr refresh
        text_3.frameNStop = frameN # exact frame index
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_3.stopped')
        # update status
        text_3.status = FINISHED
        text_3.setAutoDraw(False)

# check for quit (typically the Esc key)
if endExpNow or defaultKeyboard.getKeys(keyList=["escape"]):

```

```

core.quit()
if eyetracker:
    eyetracker.setConnectionState(False)

# check if all components have finished
if not continueRoutine: # a component has requested a forced-end of Routine
    routineForceEnded = True
    break
continueRoutine = False # will revert to True if at least one component still running
for thisComponent in Session_1Components:
    if hasattr(thisComponent, "status") and thisComponent.status != FINISHED:
        continueRoutine = True
    break # at least one component has not yet finished

# refresh the screen
if continueRoutine: # don't flip if this routine is over or we'll get a blank screen
    win.flip()

# --- Ending Routine "Session_1" ---
for thisComponent in Session_1Components:
    if hasattr(thisComponent, "setAutoDraw"):
        thisComponent.setAutoDraw(False)
# using non-slip timing so subtract the expected duration of this Routine (unless ended on request)
if routineForceEnded:
    routineTimer.reset()
else:
    routineTimer.addTime(-20.000000)

# --- Prepare to start Routine "Session_2" ---
continueRoutine = True
# update component parameters for each repeat
# keep track of which components have finished
Session_2Components = [text_countdown_2, text, text_4]
for thisComponent in Session_2Components:
    thisComponent.tStart = None
    thisComponent.tStop = None
    thisComponent.tStartRefresh = None
    thisComponent.tStopRefresh = None
    if hasattr(thisComponent, 'status'):
        thisComponent.status = NOT_STARTED
# reset timers
t = 0
_timeToFirstFrame = win.getFutureFlipTime(clock="now")
frameN = -1

outletMarker.push_sample(markers['Session2'])

```

```

# --- Run Routine "Session_2" ---
routineForceEnded = not continueRoutine
while continueRoutine and routineTimer.getTime() < 20.0:
    # get current time
    t = routineTimer.getTime()
    tThisFlip = win.getFutureFlipTime(clock=routineTimer)
    tThisFlipGlobal = win.getFutureFlipTime(clock=None)
    frameN = frameN + 1 # number of completed frames (so 0 is the first frame)
    # update/draw components on each frame

    # *text_countdown_2* updates

    # if text_countdown_2 is starting this frame...
    if text_countdown_2.status == NOT_STARTED and tThisFlip >= 10-frameTolerance:
        # keep track of start time/frame for later
        text_countdown_2.frameNStart = frameN # exact frame index
        text_countdown_2.tStart = t # local t and not account for scr refresh
        text_countdown_2.tStartRefresh = tThisFlipGlobal # on global time
        win.timeOnFlip(text_countdown_2, 'tStartRefresh') # time at next scr refresh
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_countdown_2.started')
        # update status
        text_countdown_2.status = STARTED
        text_countdown_2.setAutoDraw(True)

    # if text_countdown_2 is active this frame...
    if text_countdown_2.status == STARTED:
        # update params
        text_countdown_2.setText(str(20-int(t)), log=False)

    # if text_countdown_2 is stopping this frame...
    if text_countdown_2.status == STARTED:
        # is it time to stop? (based on global clock, using actual start)
        if tThisFlipGlobal > text_countdown_2.tStartRefresh + 10-frameTolerance:
            # keep track of stop time/frame for later
            text_countdown_2.tStop = t # not accounting for scr refresh
            text_countdown_2.frameNStop = frameN # exact frame index
            # add timestamp to datafile
            thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_countdown_2.stopped')
            # update status
            text_countdown_2.status = FINISHED
            text_countdown_2.setAutoDraw(False)

    # *text* updates

    # if text is starting this frame...
    if text.status == NOT_STARTED and tThisFlip >= 0.0-frameTolerance:

```

```

# keep track of start time/frame for later
text.frameNStart = frameN # exact frame index
text.tStart = t # local t and not account for scr refresh
text.tStartRefresh = tThisFlipGlobal # on global time
win.timeOnFlip(text, 'tStartRefresh') # time at next scr refresh
# add timestamp to datafile
thisExp.timestampOnFlip(win, 'text.started')
# update status
text.status = STARTED
text.setAutoDraw(True)

# if text is active this frame...
if text.status == STARTED:
    # update params
    pass

# if text is stopping this frame...
if text.status == STARTED:
    # is it time to stop? (based on global clock, using actual start)
    if tThisFlipGlobal > text.tStartRefresh + 10-frameTolerance:
        # keep track of stop time/frame for later
        text.tStop = t # not accounting for scr refresh
        text.frameNStop = frameN # exact frame index
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text.stopped')
        # update status
        text.status = FINISHED
        text.setAutoDraw(False)

# *text_4* updates

# if text_4 is starting this frame...
if text_4.status == NOT_STARTED and tThisFlip >= 10-frameTolerance:
    # keep track of start time/frame for later
    text_4.frameNStart = frameN # exact frame index
    text_4.tStart = t # local t and not account for scr refresh
    text_4.tStartRefresh = tThisFlipGlobal # on global time
    win.timeOnFlip(text_4, 'tStartRefresh') # time at next scr refresh
    # add timestamp to datafile
    thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_4.started')
    # update status
    text_4.status = STARTED
    text_4.setAutoDraw(True)

# if text_4 is active this frame...
if text_4.status == STARTED:
    # update params

```

```

pass

# if text_4 is stopping this frame...
if text_4.status == STARTED:
    # is it time to stop? (based on global clock, using actual start)
    if tThisFlipGlobal > text_4.tStartRefresh + 10-frameTolerance:
        # keep track of stop time/frame for later
        text_4.tStop = t # not accounting for scr refresh
        text_4.frameNStop = frameN # exact frame index
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_4.stopped')
        # update status
        text_4.status = FINISHED
        text_4.setAutoDraw(False)

# check for quit (typically the Esc key)
if endExpNow or defaultKeyboard.getKeys(keyList=["escape"]):
    core.quit()
    if eyetracker:
        eyetracker.setConnectionState(False)

# check if all components have finished
if not continueRoutine: # a component has requested a forced-end of Routine
    routineForceEnded = True
    break
continueRoutine = False # will revert to True if at least one component still running
for thisComponent in Session_2Components:
    if hasattr(thisComponent, "status") and thisComponent.status != FINISHED:
        continueRoutine = True
        break # at least one component has not yet finished

# refresh the screen
if continueRoutine: # don't flip if this routine is over or we'll get a blank screen
    win.flip()

# --- Ending Routine "Session_2" ---
for thisComponent in Session_2Components:
    if hasattr(thisComponent, "setAutoDraw"):
        thisComponent.setAutoDraw(False)
# using non-slip timing so subtract the expected duration of this Routine (unless ended on request)
if routineForceEnded:
    routineTimer.reset()
else:
    routineTimer.addTime(-20.000000)

# --- Prepare to start Routine "Session_3" ---
continueRoutine = True

```

```

# update component parameters for each repeat
# keep track of which components have finished
Session_3Components = [text_countdown_3, text_5, text_6]
for thisComponent in Session_3Components:
    thisComponent.tStart = None
    thisComponent.tStop = None
    thisComponent.tStartRefresh = None
    thisComponent.tStopRefresh = None
    if hasattr(thisComponent, 'status'):
        thisComponent.status = NOT_STARTED
# reset timers
t = 0
_timeToFirstFrame = win.getFutureFlipTime(clock="now")
frameN = -1

outletMarker.push_sample(markers['Session3'])
# --- Run Routine "Session_3" ---
routineForceEnded = not continueRoutine
while continueRoutine and routineTimer.getTime() < 20.0:
    # get current time
    t = routineTimer.getTime()
    tThisFlip = win.getFutureFlipTime(clock=routineTimer)
    tThisFlipGlobal = win.getFutureFlipTime(clock=None)
    frameN = frameN + 1 # number of completed frames (so 0 is the first frame)
    # update/draw components on each frame

    # *text_countdown_3* updates

    # if text_countdown_3 is starting this frame...
    if text_countdown_3.status == NOT_STARTED and tThisFlip >= 10-frameTolerance:
        # keep track of start time/frame for later
        text_countdown_3.frameNStart = frameN # exact frame index
        text_countdown_3.tStart = t # local t and not account for scr refresh
        text_countdown_3.tStartRefresh = tThisFlipGlobal # on global time
        win.timeOnFlip(text_countdown_3, 'tStartRefresh') # time at next scr refresh
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_countdown_3.started')
        # update status
        text_countdown_3.status = STARTED
        text_countdown_3.setAutoDraw(True)

    # if text_countdown_3 is active this frame...
    if text_countdown_3.status == STARTED:
        # update params
        text_countdown_3.setText(str(20-int(t)), log=False)

    # if text_countdown_3 is stopping this frame...

```

```

if text_countdown_3.status == STARTED:
    # is it time to stop? (based on global clock, using actual start)
    if tThisFlipGlobal > text_countdown_3.tStartRefresh + 10-frameTolerance:
        # keep track of stop time/frame for later
        text_countdown_3.tStop = t # not accounting for scr refresh
        text_countdown_3.frameNStop = frameN # exact frame index
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_countdown_3.stopped')
        # update status
        text_countdown_3.status = FINISHED
        text_countdown_3.setAutoDraw(False)

# *text_5* updates

# if text_5 is starting this frame...
if text_5.status == NOT_STARTED and tThisFlip >= 0.0-frameTolerance:
    # keep track of start time/frame for later
    text_5.frameNStart = frameN # exact frame index
    text_5.tStart = t # local t and not account for scr refresh
    text_5.tStartRefresh = tThisFlipGlobal # on global time
    win.timeOnFlip(text_5, 'tStartRefresh') # time at next scr refresh
    # add timestamp to datafile
    thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_5.started')
    # update status
    text_5.status = STARTED
    text_5.setAutoDraw(True)

# if text_5 is active this frame...
if text_5.status == STARTED:
    # update params
    pass

# if text_5 is stopping this frame...
if text_5.status == STARTED:
    # is it time to stop? (based on global clock, using actual start)
    if tThisFlipGlobal > text_5.tStartRefresh + 10-frameTolerance:
        # keep track of stop time/frame for later
        text_5.tStop = t # not accounting for scr refresh
        text_5.frameNStop = frameN # exact frame index
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_5.stopped')
        # update status
        text_5.status = FINISHED
        text_5.setAutoDraw(False)

# *text_6* updates

```

```

# if text_6 is starting this frame...
if text_6.status == NOT_STARTED and tThisFlip >= 10-frameTolerance:
    # keep track of start time/frame for later
    text_6.frameNStart = frameN # exact frame index
    text_6.tStart = t # local t and not account for scr refresh
    text_6.tStartRefresh = tThisFlipGlobal # on global time
    win.timeOnFlip(text_6, 'tStartRefresh') # time at next scr refresh
    # add timestamp to datafile
    thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_6.started')
    # update status
    text_6.status = STARTED
    text_6.setAutoDraw(True)

# if text_6 is active this frame...
if text_6.status == STARTED:
    # update params
    pass

# if text_6 is stopping this frame...
if text_6.status == STARTED:
    # is it time to stop? (based on global clock, using actual start)
    if tThisFlipGlobal > text_6.tStartRefresh + 10-frameTolerance:
        # keep track of stop time/frame for later
        text_6.tStop = t # not accounting for scr refresh
        text_6.frameNStop = frameN # exact frame index
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_6.stopped')
        # update status
        text_6.status = FINISHED
        text_6.setAutoDraw(False)

# check for quit (typically the Esc key)
if endExpNow or defaultKeyboard.getKeys(keyList=["escape"]):
    core.quit()
    if eyetracker:
        eyetracker.setConnectionState(False)

# check if all components have finished
if not continueRoutine: # a component has requested a forced-end of Routine
    routineForceEnded = True
    break
continueRoutine = False # will revert to True if at least one component still running
for thisComponent in Session_3Components:
    if hasattr(thisComponent, "status") and thisComponent.status != FINISHED:
        continueRoutine = True
        break # at least one component has not yet finished

```

```

# refresh the screen
if continueRoutine: # don't flip if this routine is over or we'll get a blank screen
    win.flip()

# --- Ending Routine "Session_3" ---
for thisComponent in Session_3Components:
    if hasattr(thisComponent, "setAutoDraw"):
        thisComponent.setAutoDraw(False)
# using non-slip timing so subtract the expected duration of this Routine (unless ended on request)
if routineForceEnded:
    routineTimer.reset()
else:
    routineTimer.addTime(-20.000000)

# --- Prepare to start Routine "Session_4" ---
continueRoutine = True
# update component parameters for each repeat
# keep track of which components have finished
Session_4Components = [text_countdown_4, text_7, text_8]
for thisComponent in Session_4Components:
    thisComponent.tStart = None
    thisComponent.tStop = None
    thisComponent.tStartRefresh = None
    thisComponent.tStopRefresh = None
    if hasattr(thisComponent, 'status'):
        thisComponent.status = NOT_STARTED
# reset timers
t = 0
_timeToFirstFrame = win.getFutureFlipTime(clock="now")
frameN = -1

outletMarker.push_sample(markers['Session4'])
# --- Run Routine "Session_4" ---
routineForceEnded = not continueRoutine
while continueRoutine and routineTimer.getTime() < 20.0:
    # get current time
    t = routineTimer.getTime()
    tThisFlip = win.getFutureFlipTime(clock=routineTimer)
    tThisFlipGlobal = win.getFutureFlipTime(clock=None)
    frameN = frameN + 1 # number of completed frames (so 0 is the first frame)
    # update/draw components on each frame

    # *text_countdown_4* updates

    # if text_countdown_4 is starting this frame...
    if text_countdown_4.status == NOT_STARTED and tThisFlip >= 10-frameTolerance:
        # keep track of start time/frame for later

```

```

text_countdown_4.frameNStart = frameN # exact frame index
text_countdown_4.tStart = t # local t and not account for scr refresh
text_countdown_4.tStartRefresh = tThisFlipGlobal # on global time
win.timeOnFlip(text_countdown_4, 'tStartRefresh') # time at next scr refresh
# add timestamp to datafile
thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_countdown_4.started')
# update status
text_countdown_4.status = STARTED
text_countdown_4.setAutoDraw(True)

# if text_countdown_4 is active this frame...
if text_countdown_4.status == STARTED:
    # update params
    text_countdown_4.setText(str(20-int(t)), log=False)

# if text_countdown_4 is stopping this frame...
if text_countdown_4.status == STARTED:
    # is it time to stop? (based on global clock, using actual start)
    if tThisFlipGlobal > text_countdown_4.tStartRefresh + 10-frameTolerance:
        # keep track of stop time/frame for later
        text_countdown_4.tStop = t # not accounting for scr refresh
        text_countdown_4.frameNStop = frameN # exact frame index
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_countdown_4.stopped')
        # update status
        text_countdown_4.status = FINISHED
        text_countdown_4.setAutoDraw(False)

# *text_7* updates

# if text_7 is starting this frame...
if text_7.status == NOT_STARTED and tThisFlip >= 0.0-frameTolerance:
    # keep track of start time/frame for later
    text_7.frameNStart = frameN # exact frame index
    text_7.tStart = t # local t and not account for scr refresh
    text_7.tStartRefresh = tThisFlipGlobal # on global time
    win.timeOnFlip(text_7, 'tStartRefresh') # time at next scr refresh
    # add timestamp to datafile
    thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_7.started')
    # update status
    text_7.status = STARTED
    text_7.setAutoDraw(True)

# if text_7 is active this frame...
if text_7.status == STARTED:
    # update params
    pass

```

```

# if text_7 is stopping this frame...
if text_7.status == STARTED:
    # is it time to stop? (based on global clock, using actual start)
    if tThisFlipGlobal > text_7.tStartRefresh + 10-frameTolerance:
        # keep track of stop time/frame for later
        text_7.tStop = t # not accounting for scr refresh
        text_7.frameNStop = frameN # exact frame index
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_7.stopped')
        # update status
        text_7.status = FINISHED
        text_7.setAutoDraw(False)

# *text_8* updates

# if text_8 is starting this frame...
if text_8.status == NOT_STARTED and tThisFlip >= 10-frameTolerance:
    # keep track of start time/frame for later
    text_8.frameNStart = frameN # exact frame index
    text_8.tStart = t # local t and not account for scr refresh
    text_8.tStartRefresh = tThisFlipGlobal # on global time
    win.timeOnFlip(text_8, 'tStartRefresh') # time at next scr refresh
    # add timestamp to datafile
    thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_8.started')
    # update status
    text_8.status = STARTED
    text_8.setAutoDraw(True)

# if text_8 is active this frame...
if text_8.status == STARTED:
    # update params
    pass

# if text_8 is stopping this frame...
if text_8.status == STARTED:
    # is it time to stop? (based on global clock, using actual start)
    if tThisFlipGlobal > text_8.tStartRefresh + 10-frameTolerance:
        # keep track of stop time/frame for later
        text_8.tStop = t # not accounting for scr refresh
        text_8.frameNStop = frameN # exact frame index
        # add timestamp to datafile
        thisExp.timestampOnFlip(win, 'text_8.stopped')
        # update status
        text_8.status = FINISHED
        text_8.setAutoDraw(False)

```

```

# check for quit (typically the Esc key)
if endExpNow or defaultKeyboard.getKeys(keyList=["escape"]):
    core.quit()
    if eyetracker:
        eyetracker.setConnectionState(False)

# check if all components have finished
if not continueRoutine: # a component has requested a forced-end of Routine
    routineForceEnded = True
    break
continueRoutine = False # will revert to True if at least one component still running
for thisComponent in Session_4Components:
    if hasattr(thisComponent, "status") and thisComponent.status != FINISHED:
        continueRoutine = True
    break # at least one component has not yet finished

# refresh the screen
if continueRoutine: # don't flip if this routine is over or we'll get a blank screen
    win.flip()

# --- Ending Routine "Session_4" ---
for thisComponent in Session_4Components:
    if hasattr(thisComponent, "setAutoDraw"):
        thisComponent.setAutoDraw(False)
# using non-slip timing so subtract the expected duration of this Routine (unless ended on request)
if routineForceEnded:
    routineTimer.reset()
else:
    routineTimer.addTime(-20.000000)

# --- End experiment ---
# Flip one final time so any remaining win.callOnFlip()
# and win.timeOnFlip() tasks get executed before quitting
win.flip()

# these shouldn't be strictly necessary (should auto-save)
thisExp.saveAsWideText(filename+'.csv', delim='auto')
thisExp.saveAsPickle(filename)
logging.flush()
# make sure everything is closed down
if eyetracker:
    eyetracker.setConnectionState(False)
thisExp.abort() # or data files will save again on exit
win.close()
core.quit()

```

Pure Data patches.

```
#N canvas 0 25 1440 790 12;
#X floatatom 546 269 5 0 0 0 - - - 0;
#X obj 466 155 loadbang;
#X obj 459 258 bng 19 250 50 0 empty empty empty empty 0 -10 0 12 #fcfcfc
#000000 #000000;
#X obj 459 286 /;
#X floatatom 459 314 5 0 0 0 - - - 0;
#X obj 459 341 send 4th_time;
#X obj 41 451 receive ON;
#X obj 160 451 receive 4th_time;
#X obj 160 483 * 4;
#X floatatom 160 515 5 0 0 0 - - - 0;
#X obj 160 546 send whole_time;
#X obj 98 539 metro;
#X obj 98 571 bng 19 250 50 0 empty empty empty empty 0 -10 0 12 #fcfcfc
#000000 #000000;
#X obj 98 603 send whole_note;
#X obj 639 452 receive ON;
#X obj 794 452 receive 4th_time;
#X floatatom 794 516 5 0 0 0 - - - 0;
#X obj 725 540 metro;
#X obj 725 572 bng 19 250 50 0 empty empty empty empty 0 -10 0 12 #fcfcfc
#000000 #000000;
#X obj 725 604 send 4th_note;
#X obj 97 154 tgl 19 0 empty empty empty empty 0 -10 0 12 #fcfcfc #000000
#000000 0 1;
#X obj 95 211 send ON;
#X msg 397 211 60000;
#X obj 324 451 receive ON;
#X obj 479 451 receive 4th_time;
#X floatatom 479 515 5 0 0 0 - - - 0;
#X obj 410 539 metro;
#X obj 410 571 bng 19 250 50 0 empty empty empty empty 0 -10 0 12 #fcfcfc
#000000 #000000;
#X obj 410 603 send half_note;
#X obj 479 483 * 2;
#X obj 466 184 t b b b;
#X obj 269 824 CREE_markov;
#X obj 735 748 CREE_markov_Melody;
#X obj 529 766 CREE_markov_Melody;
#X msg 540 211 64;
#N canvas 0 25 1440 790 drums 1;
#X obj 269 765 catch~ \$0-output;
#X obj 270 842 dac~ 1 2;
#X obj 289 486 bng 15 250 50 0 empty empty empty empty 17 7 0 10 #fcfcfc
```

```
#000000 #000000;
#X msg 289 506 0 \, 1 200;
#X obj 288 538 line~;
#X obj 287 564 sqrt~;
#X obj 288 647 cos~;
#X obj 283 734 throw~ \$0-output;
#X obj 287 592 *~ 20;
#X text 285 457 Drum Kick;
#X obj 534 483 bng 15 250 50 0 empty empty empty 17 7 0 10 #fcfcfc
#000000 #000000;
#X obj 535 509 t b b, f 6;
#X msg 535 539 1 \, 0 100;
#X msg 705 539 1 \, 0 100;
#X obj 535 566 line~;
#X obj 534 593 pow~ 4;
#X obj 535 626 *~;
#X obj 535 650 +~;
#X obj 535 674 lop~ 4000;
#X obj 705 564 line~;
#X obj 706 590 pow~ 4;
#X obj 706 622 *~;
#X obj 802 540 noise~;
#X obj 802 564 hip~ 3000;
#X obj 802 588 bp~ 5000 2;
#X obj 535 722 throw~ \$0-output;
#X obj 609 592 osc~ 150;
#X text 527 455 Drum snare;
#X text 1012 465 hi-hat;
#X obj 1016 497 bng 15 250 50 0 empty empty empty 17 7 0 10 #fcfcfc
#000000 #000000;
#X msg 1016 531 1 \, 0 100;
#X obj 1016 562 line~;
#X obj 1016 586 pow~ 4;
#X obj 1017 710 *~;
#X obj 1017 735 *~ 4;
#X obj 1136 531 phasor~ 350;
#X obj 1136 555 *~ 2;
#X obj 1136 579 -~ 1;
#X obj 1136 615 +~;
#X obj 1244 555 *~ 2;
#X obj 1244 579 -~ 1;
#X obj 1244 531 phasor~ 800;
#X obj 1136 645 hip~ 8000;
#X obj 1136 669 hip~ 8000;
#X obj 1135 694 hip~ 8000;
#X obj 1018 780 throw~ \$0-output;
#X obj 288 623 -~ 0.55;
```

```
#X obj 308 273 mod_seq;
#X obj 727 261 mod_seq;
#X obj 528 88 inlet 8th;
#X obj 724 100 inlet 16th;
#X msg 819 206 16;
#X obj 819 171 loadbang;
#X obj 285 682 lop~ 600;
#X obj 269 802 /~ 3;
#X connect 0 0 54 0;
#X connect 2 0 3 0;
#X connect 3 0 4 0;
#X connect 4 0 5 0;
#X connect 5 0 8 0;
#X connect 6 0 53 0;
#X connect 8 0 46 0;
#X connect 10 0 11 0;
#X connect 11 0 12 0;
#X connect 11 1 13 0;
#X connect 12 0 14 0;
#X connect 13 0 19 0;
#X connect 14 0 15 0;
#X connect 15 0 16 0;
#X connect 16 0 17 0;
#X connect 17 0 18 0;
#X connect 18 0 25 0;
#X connect 19 0 20 0;
#X connect 20 0 21 0;
#X connect 21 0 17 1;
#X connect 22 0 23 0;
#X connect 23 0 24 0;
#X connect 24 0 21 1;
#X connect 26 0 16 1;
#X connect 29 0 30 0;
#X connect 30 0 31 0;
#X connect 31 0 32 0;
#X connect 32 0 33 0;
#X connect 33 0 34 0;
#X connect 34 0 45 0;
#X connect 35 0 36 0;
#X connect 36 0 37 0;
#X connect 37 0 38 0;
#X connect 38 0 42 0;
#X connect 39 0 40 0;
#X connect 40 0 38 1;
#X connect 41 0 39 0;
#X connect 42 0 43 0;
#X connect 43 0 44 0;
```

```
#X connect 44 0 33 1;
#X connect 46 0 6 0;
#X connect 47 0 2 0;
#X connect 47 2 2 0;
#X connect 47 3 2 0;
#X connect 47 5 2 0;
#X connect 47 6 2 0;
#X connect 49 0 47 0;
#X connect 50 0 48 0;
#X connect 51 0 48 1;
#X connect 52 0 51 0;
#X connect 52 0 47 2;
#X connect 52 0 48 2;
#X connect 53 0 7 0;
#X connect 54 0 1 0;
#X connect 54 0 1 1;
#X restore 1010 672 pd drums;
#X obj 938 449 receive ON;
#X obj 1093 449 receive 4th_time;
#X floatatom 1093 513 5 0 0 0 - - - 0;
#X obj 1024 537 metro;
#X obj 1024 569 bng 19 250 50 0 empty empty empty 0 -10 0 12 #fcfcfc
#000000 #000000;
#X obj 1024 601 send 8th_note;
#X obj 1243 448 receive ON;
#X obj 1398 448 receive 4th_time;
#X floatatom 1398 512 5 0 0 0 - - - 0;
#X obj 1329 536 metro;
#X obj 1329 568 bng 19 250 50 0 empty empty empty 0 -10 0 12 #fcfcfc
#000000 #000000;
#X obj 1398 480 * 0.25;
#X obj 1329 600 send 16th_note;
#X obj 80 755 CREE_markov_Bass;
#X obj 649 18 netreceive -u 12347;
#X obj 651 64 route Breaths:;
#X obj 646 112 unpack 0 string 0;
#X floatatom 643 157 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 755 148 5 0 0 0 - - - 0;
#X text 754 170 RPM;
#X floatatom 840 148 5 0 0 0 - - - 0;
#X text 793 178 comment;
#X obj 822 62 route GSR;
#X obj 841 205 send animation;
#X obj 794 484 * 2;
#X obj 1093 481 * 0.5;
#X obj 610 236 * 0.8;
#X connect 0 0 2 0;
```

```
#X connect 0 0 3 1;
#X connect 1 0 30 0;
#X connect 2 0 3 0;
#X connect 3 0 4 0;
#X connect 4 0 5 0;
#X connect 6 0 11 0;
#X connect 7 0 8 0;
#X connect 8 0 9 0;
#X connect 9 0 10 0;
#X connect 9 0 11 1;
#X connect 11 0 12 0;
#X connect 12 0 13 0;
#X connect 14 0 17 0;
#X connect 15 0 60 0;
#X connect 16 0 17 1;
#X connect 17 0 18 0;
#X connect 18 0 19 0;
#X connect 18 0 32 0;
#X connect 20 0 21 0;
#X connect 22 0 3 0;
#X connect 23 0 26 0;
#X connect 24 0 29 0;
#X connect 25 0 26 1;
#X connect 26 0 27 0;
#X connect 27 0 28 0;
#X connect 27 0 31 0;
#X connect 29 0 25 0;
#X connect 30 0 22 0;
#X connect 30 1 0 0;
#X connect 30 2 34 0;
#X connect 34 0 62 0;
#X connect 36 0 39 0;
#X connect 37 0 61 0;
#X connect 38 0 39 1;
#X connect 39 0 40 0;
#X connect 40 0 41 0;
#X connect 40 0 35 0;
#X connect 42 0 45 0;
#X connect 43 0 47 0;
#X connect 44 0 45 1;
#X connect 45 0 46 0;
#X connect 46 0 48 0;
#X connect 46 0 35 1;
#X connect 47 0 44 0;
#X connect 50 0 51 0;
#X connect 50 0 58 0;
#X connect 51 0 52 0;
```

```

#X connect 52 0 53 0;
#X connect 52 2 54 0;
#X connect 54 0 62 0;
#X connect 56 0 59 0;
#X connect 58 0 56 0;
#X connect 60 0 16 0;
#X connect 61 0 38 0;
#X connect 62 0 0 0;

#N canvas 1312 0 1239 1028 10;
#X obj 54 186 markov_matrix;
#X obj 54 136 bng 15 250 50 0 empty empty play 17 7 0 10 #fcfcfc #000000 #000000;
#X obj 129 151 bng 15 250 50 0 empty empty reset 17 7 0 10 #fcfcfc #000000 #000000;
#X obj 76 211 print out;
#X floatatom 905 44 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 962 44 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1020 44 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1067 44 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1117 44 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1170 44 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1216 44 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1269 44 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1216 83 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1269 83 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 905 122 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 962 122 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1020 122 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1067 122 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1117 122 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1170 122 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1117 161 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1170 161 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1216 161 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1269 161 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 905 200 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 962 200 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1020 200 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1067 200 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1020 239 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1067 239 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1117 239 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1170 239 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1216 239 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1269 239 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 905 278 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 962 278 5 0 0 0 - - - 0;

```



```
#X obj 1613 -78 loadbang;
#X obj 1566 -40 bng 16 250 50 0 empty empty empty empty 0 -8 0 10 #fcfcfc #000000 #000000;
#X obj 1445 28 unpack f f f f f f f f;
#X obj 1443 67 unpack f f f f f f f;
#X obj 1441 106 unpack f f f f f f f;
#X obj 1442 145 unpack f f f f f f f;
#X obj 1444 184 unpack f f f f f f f;
#X obj 1444 223 unpack f f f f f f f;
#X obj 1445 262 unpack f f f f f f f;
#X obj 1448 301 unpack f f f f f f f;
#X text 1637 -44 Em C#m7 Bm Am Dmajor Gmajor Dmajor Cmajor;
#X text 1838 14 Em;
#X text 1833 54 C#m7;
#X text 1837 96 Bm;
#X text 1837 136 Am;
#X text 1842 174 Dmajor;
#X text 1842 221 Gmajor;
#X text 1837 261 Dmajor;
#X text 1841 303 Cmajor;
#X msg 1659 12 1 4 3 2 0 1 0 0;
#X msg 1667 90 1 0 0 4 2 1 2 0;
#X msg 1671 129 2 1 0 1 4 0 4 3;
#X msg 1668 168 0 3 3 0 0 5 2 0;
#X msg 1663 51 1 2 4 1 2 2 2 0;
#X msg 1667 207 4 1 2 0 2 2 2 2;
#X msg 1664 246 0 3 3 0 2 5 0 0;
#X msg 1661 285 4 0 0 4 5 2 5 0;
#X obj 111 86 inlet;
#X obj 400 390 loadbang;
#X connect 0 0 3 0;
#X connect 0 0 70 0;
#X connect 0 0 71 0;
#X connect 1 0 0 0;
#X connect 2 0 0 1;
#X connect 4 0 72 0;
#X connect 5 0 72 1;
#X connect 6 0 72 2;
#X connect 7 0 72 3;
#X connect 8 0 72 4;
#X connect 9 0 72 5;
#X connect 10 0 72 6;
#X connect 11 0 72 7;
#X connect 12 0 72 14;
#X connect 13 0 72 15;
#X connect 14 0 72 16;
#X connect 15 0 72 17;
#X connect 16 0 72 18;
```

```
#X connect 17 0 72 19;
#X connect 18 0 72 20;
#X connect 19 0 72 21;
#X connect 20 0 72 28;
#X connect 21 0 72 29;
#X connect 22 0 72 30;
#X connect 23 0 72 31;
#X connect 24 0 72 32;
#X connect 25 0 72 33;
#X connect 26 0 72 34;
#X connect 27 0 72 35;
#X connect 28 0 72 42;
#X connect 29 0 72 43;
#X connect 30 0 72 44;
#X connect 31 0 72 45;
#X connect 32 0 72 46;
#X connect 33 0 72 47;
#X connect 34 0 72 48;
#X connect 35 0 72 49;
#X connect 36 0 72 56;
#X connect 37 0 72 57;
#X connect 38 0 72 58;
#X connect 39 0 72 59;
#X connect 40 0 72 60;
#X connect 41 0 72 61;
#X connect 42 0 72 62;
#X connect 43 0 72 63;
#X connect 45 0 72 8;
#X connect 46 0 72 9;
#X connect 47 0 72 10;
#X connect 48 0 72 11;
#X connect 49 0 72 12;
#X connect 50 0 72 13;
#X connect 51 0 72 22;
#X connect 52 0 72 23;
#X connect 53 0 72 24;
#X connect 54 0 72 25;
#X connect 55 0 72 26;
#X connect 56 0 72 27;
#X connect 57 0 72 36;
#X connect 58 0 72 37;
#X connect 59 0 72 38;
#X connect 60 0 72 39;
#X connect 61 0 72 40;
#X connect 62 0 72 41;
#X connect 63 0 72 50;
#X connect 64 0 72 51;
```

```
#X connect 65 0 72 52;
#X connect 66 0 72 53;
#X connect 67 0 72 54;
#X connect 68 0 72 55;
#X connect 69 0 72 0;
#X connect 72 0 73 0;
#X connect 73 0 44 0;
#X connect 73 0 0 1;
#X connect 74 0 94 0;
#X connect 74 0 98 0;
#X connect 74 0 97 0;
#X connect 74 0 99 0;
#X connect 74 0 100 0;
#X connect 74 0 101 0;
#X connect 74 0 96 0;
#X connect 74 0 95 0;
#X connect 75 0 74 0;
#X connect 76 0 74 0;
#X connect 77 0 4 0;
#X connect 77 1 5 0;
#X connect 77 2 6 0;
#X connect 77 3 7 0;
#X connect 77 4 8 0;
#X connect 77 5 9 0;
#X connect 77 6 10 0;
#X connect 77 7 11 0;
#X connect 78 0 45 0;
#X connect 78 1 46 0;
#X connect 78 2 47 0;
#X connect 78 3 48 0;
#X connect 78 4 49 0;
#X connect 78 5 50 0;
#X connect 78 6 12 0;
#X connect 78 7 13 0;
#X connect 79 0 14 0;
#X connect 79 1 15 0;
#X connect 79 2 16 0;
#X connect 79 3 17 0;
#X connect 79 4 18 0;
#X connect 79 5 19 0;
#X connect 79 6 51 0;
#X connect 79 7 52 0;
#X connect 80 0 53 0;
#X connect 80 1 54 0;
#X connect 80 2 55 0;
#X connect 80 3 56 0;
#X connect 80 4 20 0;
```

```
#X connect 80 5 21 0;  
#X connect 80 6 22 0;  
#X connect 80 7 23 0;  
#X connect 81 0 24 0;  
#X connect 81 1 25 0;  
#X connect 81 2 26 0;  
#X connect 81 3 27 0;  
#X connect 81 4 57 0;  
#X connect 81 5 58 0;  
#X connect 81 6 59 0;  
#X connect 81 7 60 0;  
#X connect 82 0 61 0;  
#X connect 82 1 62 0;  
#X connect 82 2 28 0;  
#X connect 82 3 29 0;  
#X connect 82 4 30 0;  
#X connect 82 5 31 0;  
#X connect 82 6 32 0;  
#X connect 82 7 33 0;  
#X connect 83 0 34 0;  
#X connect 83 1 35 0;  
#X connect 83 2 63 0;  
#X connect 83 3 64 0;  
#X connect 83 4 65 0;  
#X connect 83 5 66 0;  
#X connect 83 6 67 0;  
#X connect 83 7 68 0;  
#X connect 84 0 36 0;  
#X connect 84 1 37 0;  
#X connect 84 2 38 0;  
#X connect 84 3 39 0;  
#X connect 84 4 40 0;  
#X connect 84 5 41 0;  
#X connect 84 6 42 0;  
#X connect 84 7 43 0;  
#X connect 94 0 77 0;  
#X connect 95 0 79 0;  
#X connect 96 0 80 0;  
#X connect 97 0 81 0;  
#X connect 98 0 78 0;  
#X connect 99 0 82 0;  
#X connect 100 0 83 0;  
#X connect 101 0 84 0;  
#X connect 102 0 1 0;  
#X connect 103 0 69 0;
```

```
#N canvas 719 89 1241 1037 10;
```

```
#X obj 54 186 markov_matrix;
#X obj 54 136 bng 15 250 50 0 empty empty play 17 7 0 10 #fcfcfc #000000 #000000;
#X obj 129 151 bng 15 250 50 0 empty empty reset 17 7 0 10 #fcfcfc #000000 #000000;
#X obj 76 211 print out;
#X floatatom 1008 137 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1065 137 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1123 137 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1170 137 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1220 137 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1273 137 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1319 137 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1372 137 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1220 177 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1273 177 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1319 177 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1372 177 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1424 177 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1481 177 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1008 217 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1065 217 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1424 217 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1481 217 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1008 257 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1065 257 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1123 257 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1170 257 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1220 257 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1273 257 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1123 297 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1170 297 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1220 297 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1273 297 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1319 297 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1372 297 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1424 297 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1481 297 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1319 337 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1372 337 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1424 337 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1481 337 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1008 377 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1065 377 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1123 377 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1170 377 5 0 0 0 - - - 0;
#X obj 114 874 print;
#X floatatom 1424 137 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1481 137 5 0 0 0 - - - 0;
```



```
#X floatatom 1319 417 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1372 417 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1319 377 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1372 377 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1424 377 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1481 377 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1424 417 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1481 417 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1008 457 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1065 457 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1123 457 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1170 457 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1220 457 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1273 457 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1008 497 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1065 497 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1123 497 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1170 497 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1220 497 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1273 497 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1319 497 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1372 497 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1319 457 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1372 457 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1424 457 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1481 457 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1424 497 5 0 0 0 - - - 0;
#X floatatom 1481 497 5 0 0 0 - - - 0;
#X obj 1558 121 unpack f f f f f f f f f f;
#X obj 1559 161 unpack f f f f f f f f f f;
#X obj 1559 201 unpack f f f f f f f f f f;
#X obj 1559 241 unpack f f f f f f f f f f;
#X obj 1558 281 unpack f f f f f f f f f f;
#X obj 1557 321 unpack f f f f f f f f f f;
#X obj 1557 361 unpack f f f f f f f f f f;
#X obj 1559 401 unpack f f f f f f f f f f;
#X obj 1560 441 unpack f f f f f f f f f f;
#X obj 1560 481 unpack f f f f f f f f f f;
#X msg 1749 105 4 1 5 3 4 2 0 0 0 0;
#X msg 1753 145 0 0 5 0 0 0 0 0 0 0;
#X text 1727 48 E F# G A B C C# D E G;
#X text 1928 106 E;
#X text 1923 146 F#;
#X text 1927 188 G;
#X text 1927 228 A;
#X text 1932 266 B;
#X text 1932 313 C;
```

```
#X text 1927 353 C#;
#X text 1931 395 D;
#X text 1931 435 E;
#X text 1931 472 G;
#X msg 1744 465 0 0 2 0 0 1 2 3 4 2;
#X msg 1747 425 3 1 0 2 2 1 1 4 1 3;
#X msg 1756 305 2 0 2 4 0 0 1 4 2 1;
#X msg 1753 345 0 0 2 5 1 0 0 5 5 0;
#X msg 1761 225 3 3 3 2 4 1 2 2 0 0;
#X msg 1757 185 3 1 4 5 4 1 1 4 1 1;
#X msg 1758 265 1 1 4 3 2 1 5 4 1 0;
#X msg 1750 385 0 0 3 4 5 0 2 0 2 5;
#X obj 1693 62 bang;
#X obj 1703 14 loadbang;
#X obj 1656 52 bng 16 250 50 0 empty empty empty empty 0 -8 0 10 #fcfcfc #000000 #000000;
#X obj 57 102 inlet;
#X obj 49 465 loadbang;
#X connect 0 0 3 0;
#X connect 0 0 70 0;
#X connect 0 0 71 0;
#X connect 1 0 0 0;
#X connect 2 0 0 1;
#X connect 4 0 73 0;
#X connect 5 0 73 1;
#X connect 6 0 73 2;
#X connect 7 0 73 3;
#X connect 8 0 73 4;
#X connect 9 0 73 5;
#X connect 10 0 73 6;
#X connect 11 0 73 7;
#X connect 12 0 73 14;
#X connect 13 0 73 15;
#X connect 14 0 73 16;
#X connect 15 0 73 17;
#X connect 16 0 73 18;
#X connect 17 0 73 19;
#X connect 18 0 73 20;
#X connect 19 0 73 21;
#X connect 20 0 73 28;
#X connect 21 0 73 29;
#X connect 22 0 73 30;
#X connect 23 0 73 31;
#X connect 24 0 73 32;
#X connect 25 0 73 33;
#X connect 26 0 73 34;
#X connect 27 0 73 35;
#X connect 28 0 73 42;
```

```
#X connect 29 0 73 43;
#X connect 30 0 73 44;
#X connect 31 0 73 45;
#X connect 32 0 73 46;
#X connect 33 0 73 47;
#X connect 34 0 73 48;
#X connect 35 0 73 49;
#X connect 36 0 73 56;
#X connect 37 0 73 57;
#X connect 38 0 73 58;
#X connect 39 0 73 59;
#X connect 40 0 73 60;
#X connect 41 0 73 61;
#X connect 42 0 73 62;
#X connect 43 0 73 63;
#X connect 45 0 73 8;
#X connect 46 0 73 9;
#X connect 47 0 73 10;
#X connect 48 0 73 11;
#X connect 49 0 73 12;
#X connect 50 0 73 13;
#X connect 51 0 73 22;
#X connect 52 0 73 23;
#X connect 53 0 73 24;
#X connect 54 0 73 25;
#X connect 55 0 73 26;
#X connect 56 0 73 27;
#X connect 57 0 73 36;
#X connect 58 0 73 37;
#X connect 59 0 73 38;
#X connect 60 0 73 39;
#X connect 61 0 73 40;
#X connect 62 0 73 41;
#X connect 63 0 73 50;
#X connect 64 0 73 51;
#X connect 65 0 73 52;
#X connect 66 0 73 53;
#X connect 67 0 73 54;
#X connect 68 0 73 55;
#X connect 69 0 73 0;
#X connect 72 0 44 0;
#X connect 72 0 0 1;
#X connect 73 0 72 0;
#X connect 74 0 73 64;
#X connect 75 0 73 65;
#X connect 76 0 73 70;
#X connect 77 0 73 71;
```

```
#X connect 78 0 73 72;
#X connect 79 0 73 73;
#X connect 80 0 73 74;
#X connect 81 0 73 75;
#X connect 82 0 73 76;
#X connect 83 0 73 77;
#X connect 84 0 73 66;
#X connect 85 0 73 67;
#X connect 86 0 73 68;
#X connect 87 0 73 69;
#X connect 88 0 73 78;
#X connect 89 0 73 79;
#X connect 90 0 73 80;
#X connect 91 0 73 81;
#X connect 92 0 73 82;
#X connect 93 0 73 83;
#X connect 94 0 73 84;
#X connect 95 0 73 85;
#X connect 96 0 73 90;
#X connect 97 0 73 91;
#X connect 98 0 73 92;
#X connect 99 0 73 93;
#X connect 100 0 73 94;
#X connect 101 0 73 95;
#X connect 102 0 73 96;
#X connect 103 0 73 97;
#X connect 104 0 73 86;
#X connect 105 0 73 87;
#X connect 106 0 73 88;
#X connect 107 0 73 89;
#X connect 108 0 73 98;
#X connect 109 0 73 99;
#X connect 110 0 4 0;
#X connect 110 1 5 0;
#X connect 110 2 6 0;
#X connect 110 3 7 0;
#X connect 110 4 8 0;
#X connect 110 5 9 0;
#X connect 110 6 10 0;
#X connect 110 7 11 0;
#X connect 110 8 45 0;
#X connect 110 9 46 0;
#X connect 111 0 47 0;
#X connect 111 1 48 0;
#X connect 111 2 49 0;
#X connect 111 3 50 0;
#X connect 111 4 12 0;
```

```
#X connect 111 5 13 0;
#X connect 111 6 14 0;
#X connect 111 7 15 0;
#X connect 111 8 16 0;
#X connect 111 9 17 0;
#X connect 112 0 18 0;
#X connect 112 1 19 0;
#X connect 112 2 51 0;
#X connect 112 3 52 0;
#X connect 112 4 53 0;
#X connect 112 5 54 0;
#X connect 112 6 55 0;
#X connect 112 7 56 0;
#X connect 112 8 20 0;
#X connect 112 9 21 0;
#X connect 113 0 22 0;
#X connect 113 1 23 0;
#X connect 113 2 24 0;
#X connect 113 3 25 0;
#X connect 113 4 26 0;
#X connect 113 5 27 0;
#X connect 113 6 57 0;
#X connect 113 7 58 0;
#X connect 113 8 59 0;
#X connect 113 9 60 0;
#X connect 114 0 61 0;
#X connect 114 1 62 0;
#X connect 114 2 28 0;
#X connect 114 3 29 0;
#X connect 114 4 30 0;
#X connect 114 5 31 0;
#X connect 114 6 32 0;
#X connect 114 7 33 0;
#X connect 114 8 34 0;
#X connect 114 9 35 0;
#X connect 115 0 63 0;
#X connect 115 1 64 0;
#X connect 115 2 65 0;
#X connect 115 3 66 0;
#X connect 115 4 67 0;
#X connect 115 5 68 0;
#X connect 115 6 36 0;
#X connect 115 7 37 0;
#X connect 115 8 38 0;
#X connect 115 9 39 0;
#X connect 116 0 40 0;
#X connect 116 1 41 0;
```

```
#X connect 116 2 42 0;
#X connect 116 3 43 0;
#X connect 116 4 74 0;
#X connect 116 5 75 0;
#X connect 116 6 84 0;
#X connect 116 7 85 0;
#X connect 116 8 86 0;
#X connect 116 9 87 0;
#X connect 117 0 76 0;
#X connect 117 1 77 0;
#X connect 117 2 78 0;
#X connect 117 3 79 0;
#X connect 117 4 80 0;
#X connect 117 5 81 0;
#X connect 117 6 82 0;
#X connect 117 7 83 0;
#X connect 117 8 88 0;
#X connect 117 9 89 0;
#X connect 118 0 90 0;
#X connect 118 1 91 0;
#X connect 118 2 92 0;
#X connect 118 3 93 0;
#X connect 118 4 94 0;
#X connect 118 5 95 0;
#X connect 118 6 104 0;
#X connect 118 7 105 0;
#X connect 118 8 106 0;
#X connect 118 9 107 0;
#X connect 119 0 96 0;
#X connect 119 1 97 0;
#X connect 119 2 98 0;
#X connect 119 3 99 0;
#X connect 119 4 100 0;
#X connect 119 5 101 0;
#X connect 119 6 102 0;
#X connect 119 7 103 0;
#X connect 119 8 108 0;
#X connect 119 9 109 0;
#X connect 120 0 110 0;
#X connect 121 0 111 0;
#X connect 133 0 119 0;
#X connect 134 0 118 0;
#X connect 135 0 115 0;
#X connect 136 0 116 0;
#X connect 137 0 113 0;
#X connect 138 0 112 0;
#X connect 139 0 114 0;
```

```
#X connect 140 0 117 0;  
#X connect 141 0 120 0;  
#X connect 141 0 121 0;  
#X connect 141 0 139 0;  
#X connect 141 0 135 0;  
#X connect 141 0 136 0;  
#X connect 141 0 140 0;  
#X connect 141 0 133 0;  
#X connect 141 0 137 0;  
#X connect 141 0 134 0;  
#X connect 141 0 138 0;  
#X connect 142 0 141 0;  
#X connect 143 0 141 0;  
#X connect 144 0 1 0;  
#X connect 145 0 69 0;
```