



Diseño y construcción de un simulador para ciberterapia enfocado en la supervisión de signos vitales, señales de electroencefalograma y respuestas biomecánicas de miembros inferiores para tratamiento del Trastorno Obsesivo Compulsivo en el Hospital del día

Neuro-Salud

Cajas Calvopiña, Eduardo Rubén y Del Salto Aguagallo, Daniela Sofía

Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniero en Mecatrónica

Ing. Lara Padilla, Hernán Vinicio PhD.

18 de octubre del 2022



Tesis_Cajas_DelSalto.pdf

Scanned on: 17:11 October 17, 2022 UTC



Overall Similarity Score



Results Found



Total Words in Text

Identical Words	14
Words with Minor Changes	0
Paraphrased Words	10
Omitted Words	0



Escaneado y certificado por:
HERNAN
VINICIO LARA
PADILLA

Ing. Lara Padilla, Hernán Vinicio PhD

C.C.: 060324736-2



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Certificación

Certifico que el trabajo de titulación, "Diseño y construcción de un simulador para ciberterapia enfocado en la supervisión de signos vitales, señales de electroencefalograma y respuestas biomecánicas de miembros inferiores para tratamiento del Trastorno Obsesivo Compulsivo en el Hospital del día Neuro-Salud" fue realizado por los señores: Cajas Calvopiña, Eduardo Rubén, y Del Salto Aguagallo, Daniela Sofía, el mismo que cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, además fue revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de prevención y/o verificación de similitud de contenidos; razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que se lo sustente públicamente

Sangolquí, 18 de octubre de 2022



Ing. Lara Padilla, Hernán Vinicio PhD

C.C.: 060324736-2



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Responsabilidad de Autoría

Nosotros, **Cajas Calvopiña, Eduardo Rubén**, con cédula de ciudadanía N.º 050392939-0 y **Del Salto Aguagallo, Daniela Sofía**, con cédula de ciudadanía N.º 172255686-5, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **"Diseño y construcción de un simulador para ciberterapia enfocado en la supervisión de signos vitales, señales de electroencefalograma y respuestas biomecánicas de miembros inferiores para tratamiento del Trastorno Obsesivo Compulsivo en el Hospital del día Neuro-Salud"** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Sangolquí, 18 de octubre de 2022

Cajas Calvopiña, Eduardo Rubén

C.C.: 050392939-0

Del Salto Aguagallo, Daniela Sofía

C.C.: 172255686-5



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Autorización de Publicación

Nosotros, **Cajas Calvopiña, Eduardo Rubén**, con cédula de ciudadanía N.º 050392939-0 y **Del Salto Aguagallo, Daniela Sofía**, con cédula de ciudadanía N.º 172255686-5, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **"Diseño y construcción de un simulador para ciberterapia enfocado en la supervisión de signos vitales, señales de electroencefalograma y respuestas biomecánicas de miembros inferiores para tratamiento del Trastorno Obsesivo Compulsivo en el Hospital del día Neuro-Salud"** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra responsabilidad

Sangolquí, 18 de octubre de 2022

Cajas Calvopiña, Eduardo Rubén

C.C.: 050392939-0

Del Salto Aguagallo, Daniela Sofia

C.C.: 172255686-5

Dedicatoria

Eduardo Rubén Cajas Calvopiña

Dedicado a mis papás, Trajano y Rosa, por ser incondicionales en todo este trayecto, por su esfuerzo para verme realizado y su ayuda para conseguir mis metas.

A mis hermanas Jilma, María Elena y Anita, por darme siempre alguna palabra de apoyo para seguir adelante, y darme el regalo de mis 5 sobrinos Andrés, Drengy, Francisco, Sofia y Anny que han sido una motivación para crecer y seguir adelante.

Daniela Sofía Del Salto Aguagallo

Este trabajo es dedicado a mi papá Edgar Patricio Del Salto y a mi mamá Felicita Emerita Aguagallo, quienes con su amor incondicional han sabido apoyarme en cada decisión que he tomado a lo largo de mi vida.

A mi hermana mayor María Eugenia Del Salto quien a pesar de estar a un océano de distancia le he sentido más cerca que nunca.

A mi hermana menor Paula Diana Del Salto de quien aprendo algo nuevo todos los días.

Agradecimiento

Eduardo Rubén Cajas Calvopiña

Agradezco a mi papá, Trajano, por su, paciencia, esfuerzo y dedicación para compartirme sus enseñanzas y formarme como un buen profesional.

A mi mamá, Rosa, por su ayuda, apoyo y preocupación de mi bienestar; pero sobre todo por su infinito e incondicional amor.

A mis hermanas, por sus palabras y su ayuda.

A mis sobrinos, por sus muestras de cariño y su capacidad de sacarme de la realidad por un momento para vivir una vida tan bonita, como la que miran sus ojos.

A mi amigo Lester, por haber hecho de mi sueño, el suyo, y convertirse en el hermano que me dio la vida para cumplir éste, y muchos sueños más.

A mi compañera Sofia, por su amistad, experiencia y paciencia.

Y finalmente a la vida, por permitirme cumplir este sueño.

Daniela Sofía Del Salto Aguagallo

Agradezco primero a Dios por darme la sabiduría y fortaleza para emprender este camino, y por haberme permitido nacer en la familia en la que nací.

A mis papas por haberme apoyado durante mi vida universitaria sabiendo darme todas las palabras precisas en los momentos de gozo y frustración.

A mis hermanas por ser esos ángeles que siempre han estado para mí dándome palabras de aliento y consejos que llevo todo el tiempo dentro de mí.

A mis amigos por todas las experiencias vividas en el camino que decidimos emprender.

A mi compañero de proyecto por enseñarme cosas nuevas y haber confiado en mí para desarrollar toda esta tesis.

Al Ingeniero Hernán Lara por su apoyo y asesoramiento en todo el periodo de desarrollo del proyecto y a la Doctora Daniela Villagómez por el tiempo dedicado a la revisión y reuniones.

Índice de Contenidos

Dedicatoria	6
Agradecimiento.....	7
Índice de Tablas	14
Índice de Figuras	16
Resumen	20
Abstract	21
CAPÍTULO I.....	22
Introducción	22
Antecedentes.....	22
Justificación e Importancia.....	24
Área de influencia.....	25
Alcance del Proyecto.....	26
Objetivos	27
Objetivo General	27
Objetivos Específicos.....	27
CAPÍTULO II.....	29
Marco Teórico.....	29
COVID-19: Pandemia Mundial	29
Medidas de bioseguridad.....	29

Sistemas de Supervisión Aplicados en Área de Salud.....	30
Tipos de Monitores de Supervisión	31
Opciones de monitores multiparamétricos disponibles.....	31
Gestión de monitores multiparamétricos en un servicio	32
Trastorno Obsesivo Compulsivo	32
Síntomas	33
Impacto Social y Calidad de vida en Pacientes Diagnosticados con TOC	34
Ciberterapia	34
Respuesta Biomecánica	35
Signos Vitales	36
Oxigenación en la sangre.	38
Temperatura corporal	39
Presión arterial.....	39
Ritmo cardíaco.....	39
Señales de Electroencefalograma (EEG).....	40
Internet de las Cosas (IoT).....	41
Realidad Aumentada	41
Ergonomía.....	42
Manufactura Aditiva	43
Protocolo MQTT	43

Análisis de sistemas de medición (MSA).....	43
Hospital del Día Neuro-Salud	44
CAPÍTULO III.....	46
Diseño Conceptual.	46
Metodología.....	46
Definición del Problema	47
Declaración del problema	47
Requerimientos y parámetros de diseño.....	47
Casa de la calidad (QFD)	49
Síntesis de Diseño	53
Descomposición a nivel funcional	53
Búsqueda externa	54
Patentes vigentes.....	56
Benchmarking	57
Búsqueda interna	57
División por módulos	60
Evaluación de Conceptos.....	61
Selección del concepto para alimentar y almacenar la energía del sistema..	61
Selección del sensor para obtener y acondicionar la señal de temperatura..	63

Selección del sensor para medir frecuencia cardiaca y oxigenación en la sangre	64
Selección del sensor para la medición de la presión arterial.....	65
Matriz de selección del dispositivo para la obtener las señales cerebrales ...	67
Selección del sensor para medir la posición del miembro inferior.....	69
Selección del software de diseño para obtener la señal de visualización y control de escenarios.	70
Selección del concepto para procesar la señal de posición del miembro inferior.	71
Selección de concepto para enviar señales a un broker en la nube	71
Selección del broker para la administración de datos en la nube.....	73
Selección del concepto para el desarrollo de la interfaz de visualización.	73
Selección del concepto para modificar la dificultad del escenario.....	76
Selección del concepto para visualizar el escenario escogido.....	76
Selección de la caja para el equipo.	77
Diseño del Sistema.....	79
Diseño del subsistema de supervisión de signos vitales	79
Módulo para medición de saturación y pulso cardiaco	79
Módulo para medición de presión arterial no invasiva (NIBP).....	81
Módulo de Temperatura Corporal	86

	12
Diseño del subsistema de alimentación de energía.....	91
Envío, recepción y administración de datos	96
Envío de datos de sensores a ESP32	96
Envío de datos al broker	100
Administración en el broker	101
Diseño del subsistema de SPI.....	103
Visualización de escenarios	106
Señales EEG	107
Visualización de datos	108
Diseño de la aplicación para visualización de signos vitales.....	109
Instalación y uso de EmotivPro.....	111
Instalación y configuración de Anydesk.	114
DISEÑO MECÁNICO.....	115
Modelado CAD y Simulaciones CAE	115
Diseño mecánico de la estructura para la mano.	115
Selección de Material	119
Simulación CAE.....	121
Diseño mecánico del módulo de signos vitales.	125
Selección de Material	126
Simulación CAE.....	128

Diseño mecánico del módulo SPI	130
Construcción del Simulador	133
Construcción módulo SPI.....	135
Instalación de la interfaz de visualización.....	136
CAPÍTULO IV	137
Pruebas, Validación y Discusión de Resultados.	137
Temperatura	137
Saturación de Oxígeno	143
Presión Arterial.....	148
Pulso Cardíaco.....	152
Análisis Estadístico de datos de Síndrome de Pierna Inquieta.....	154
Validación de la diadema para señales de EEG.	157
Validación a Nivel Funcional del Sistema.....	158
CAPITULO V	163
Conclusiones y Recomendaciones.....	163
Bibliografía	168
Apendices.....	176

Índice de Tablas

Tabla 1 Rangos normales de signos vitales según la edad.	36
Tabla 2 Requerimientos obtenidos directamente del cliente	48
Tabla 3 Características técnicas	49
Tabla 4 Significado de la simbología en la matriz qfd.	50
Tabla 5 Ponderaciones de la casa de la calidad.	52
Tabla 6 Especificaciones de las baterías seleccionadas.	62
Tabla 7 Búsqueda interna para obtener las señales cerebrales	67
Tabla 8 Selección de conceptos para mostrar datos en una aplicación de escritorio	75
Tabla 9 Listado de elementos del sistema.	77
Tabla 10 Características Técnicas de protocolo I2C del ESP32.	80
Tabla 11 Características Técnicas sensor MAX 30102 (Datasheet Anexo 21)	92
Tabla 12 Características Técnicas del sensor de temperatura	92
Tabla 13 Característica Técnica Sensor de Presión MPX5500, Bomba, válvula y Arduino	94
Tabla 14 Característica Técnica Sensor MPU6050.	104
Tabla 15 Medidas de la mano hombres	115
Tabla 16 Medidas de la mano mujeres	116
Tabla 17 Medidas Finales del diseño de la manilla	119
Tabla 18 Selección de materiales	120
Tabla 19 Medidas de elementos que van en el interior de caja de signos vitales	125
Tabla 20 Selección de materiales	127
Tabla 21 Medidas de elementos dentro del módulo	130
Tabla 22 Resultado de las pruebas señal de temperatura	141

Tabla 23 <i>Especificaciones del módulo de temperatura comparado con la norma vigente en Ecuador</i>	143
Tabla 24 <i>Resultado de las pruebas de saturación de oxígeno en porcentaje.</i>	146
Tabla 25 <i>Resultado de las pruebas de presión arterial, dado en mmhg</i>	151
Tabla 26 <i>Resultado de las pruebas de pulso cardíaco, dado en palpitaciones por minuto BPM</i>	153
Tabla 27 <i>Mediciones de frecuencia de oscilación dada en oscilaciones por minuto.</i>	157

Índice de Figuras

Figura 1 <i>Supervisión de señales biomédicas</i>	31
Figura 2 <i>Medición de saturación mediante el uso de luz roja e infrarroja</i>	38
Figura 3 <i>Ubicación de los electrodos para electroencefalograma</i>	40
Figura 4 <i>Ciberterapia utilizando realidad aumentada</i>	42
Figura 5 <i>Modelo en V, norma VDI 2206</i>	46
Figura 6 <i>Casa de Calidad</i>	51
Figura 7 <i>Descomposición funcional de nivel 0</i>	54
Figura 8 <i>Descomposición de sistema a nivel 1</i>	54
Figura 9 <i>Comparación con la competencia (Benchmarking)</i>	57
Figura 10 <i>División por módulos</i>	61
Figura 11 <i>Partes del sensor MAX30102</i>	65
Figura 12 <i>Direcciones de medida de la oscilación del pie</i>	70
Figura 13 <i>Diagrama funcional de bloques de ESP32 devkit v1</i>	72
Figura 14 <i>Caja para albergar y transportar el sistema</i>	78
Figura 15 <i>Diseño de sistemas</i>	79
Figura 16 <i>Diagrama de conexiones del módulo de saturación</i>	81
Figura 17 <i>Filtro pasa bajos seguido de buffer</i>	82
Figura 18 <i>Filtro pasa bando para acondicionamiento de señal de oscilaciones</i>	83
Figura 19 <i>Circuito de potencia de módulo de presión diseñado en Proteus 8.1485</i>	85
Figura 20 <i>Diagrama de conexiones del módulo de presión</i>	86
Figura 21 <i>Puente de Wheatstone para acondicionamiento de termistor</i>	88
Figura 22 <i>Simulación del módulo de temperatura</i>	91
Figura 23 <i>Esquema de conexión de módulo de temperatura</i>	91
Figura 24 <i>Módulo de alimentación</i>	95
Figura 25 <i>Diagrama de conexiones del módulo de alimentación</i>	95

Figura 26 <i>Conexión entre el PIC 16f887 y el ESP32</i>	96
Figura 27 <i>Diagrama de conexión del módulo MAX30102 y el ESP32</i>	97
Figura 28 <i>Esquema general de conexión del circuito de presión</i>	98
Figura 29 <i>Diagrama de conexión entre el Arduino nano y el ESP32</i>	99
Figura 30 <i>Esquema de interconexión de signos vitales, SPI y señales cerebrales</i>	100
Figura 31 <i>Pestaña para ingreso a la base de datos Realtime Database en Firebase</i>	102
Figura 32 <i>Diagrama de conexión entre el MPU6050 y el ESP32</i>	103
Figura 33 <i>Diseño de la placa del sistema de posición del miembro inferior...</i>	105
Figura 34 <i>Diagrama de conexiones del módulo de señales SPI</i>	105
Figura 35 <i>Control de escenografía</i>	107
Figura 36 <i>Pantalla de visualización del médico</i>	109
Figura 37 <i>Diseño de la pantalla de visualización en Visual Studio</i>	110
Figura 38 <i>Código de conexión entre Visual Studio y Firebase</i>	111
Figura 39 <i>Página de inicio de la aplicación emotivpro</i>	113
Figura 40 <i>Pantalla de visualización de datos cuantitativos</i>	114
Figura 41 <i>Primer diseño de mano destinada a sujeción de sensores</i>	117
Figura 42 <i>Segundo diseño de mano destinada a sujeción de sensores</i>	117
Figura 43 <i>Tercer diseño de mano destinada a sujeción de sensor</i>	119
Figura 44 <i>Fuerzas que actúan en la mano</i>	121
Figura 45 <i>Resultados de estudio estático</i>	122
Figura 46 <i>Fabricación de la manilla con impresión 3D, relleno inclinado a la derecha</i>	124
Figura 47 <i>Fabricación de la manilla con impresión 3D, relleno inclinado a la izquierda</i>	124
Figura 48 <i>Diseño caja de signos vitales</i>	126

Figura 49 <i>Aplicación de fuerzas producidas por el apoyo del brazo</i>	128
Figura 50 <i>Resultados de estudio estático</i>	129
Figura 51 <i>Fabricación de la caja de signos vitales con fibras inclinadas hacia la derecha y hacia la izquierda</i>	129
Figura 52 <i>Diseño caja señales SPI</i>	131
Figura 53 <i>Diseño tapa de caja de señales SPI</i>	132
Figura 54 <i>Diseño de caja para tarjetas en solidworks</i>	134
Figura 55 <i>Resultado final de caja para tarjetas</i>	134
Figura 56 <i>Resultado final de mano de sujeción de sensores</i>	135
Figura 57 <i>Uso de dispositivo de medición de la posición del miembro inferior</i>	136
Figura 58 <i>Comportamiento dinámico del sensor de temperatura</i>	137
Figura 59 <i>Resultados del estudio R&R para el módulo de temperatura y gráfica de componentes de variación</i>	139
Figura 60 <i>Grafica R por Operadores</i>	140
Figura 61 <i>Grafica Xbarra por operadores de Temperatura</i>	141
Figura 62 <i>Análisis estadístico descriptivo de datos de temperatura</i>	142
Figura 63 <i>Resultado del estudio R&R para el módulo de saturación de oxígeno</i>	144
Figura 64 <i>Gráfica R por operador de Saturación</i>	145
Figura 65 <i>Gráfica Xbarra por operadores de Saturación</i>	146
Figura 66 <i>Estadística descriptiva de la medida de saturación de oxígeno</i>	147
Figura 67 <i>Resultados R&R para presión arterial</i>	148
Figura 68 <i>Gráfica R por Operador de presión arterial</i>	149
Figura 69 <i>Gráfica Xbarra por operador para Presión Arterial</i>	150
Figura 70 <i>Resultados R&R del pulso cardíaco</i>	153
Figura 71 <i>Evaluación R&R del módulo SPI</i>	154
Figura 72 <i>Estadística descriptiva de datos SPI e Histograma con curva normal</i>	155

Figura 73 <i>Estadística descriptiva de datos SPI estático.</i>	156
Figura 74 <i>Señales SPI primer voluntario</i>	160
Figura 75 <i>Señales SPI segundo voluntario</i>	161
Figura 76 <i>Pruebas realizadas en hospital</i>	161

Resumen

El Trastorno Obsesivo Compulsivo también conocido como TOC, es una afección mental que le produce al paciente pensamientos obsesivos que vienen acompañados de sus respectivas compulsiones, donde la dificultad para controlarlas afecta la vida diaria de las personas que padecen esta enfermedad. El Hospital Quirúrgico Neuro Salud ubicado en la ciudad de Latacunga dispone del departamento de psiquiatría que se encarga directamente del tratamiento de esta afección mediante terapias de desensibilización, razón por la cual se realiza este proyecto donde se diseña y construye un simulador de ciberterapia enfocado en la supervisión de signos vitales, señales de encefalograma y respuestas biomecánicas de miembros inferiores, ante la exposición de escenografías en realidad aumentada de las situaciones que producen obsesiones en los usuarios del hospital, enviando estos datos por IoT al médico tratante donde este puede controlar la dificultad de cada escenario controlando el teléfono donde se encuentra instalada la aplicación mediante una aplicación comercial de acceso remoto.

Finalmente se realiza una validación a nivel funcional de cada subsistema, donde se comparan los valores obtenidos por el equipo desarrollado con uno de una marca comercial, de la misma forma se realiza un estudio de repetibilidad y reproducibilidad de las señales obtenidas y por último la validación final del sistema en el centro médico.

Palabras Clave: ciberterapia, TOC, signos vitales, realidad aumentada, validación

Abstract

Obsessive Compulsive Disorder also known as OCD is a mental condition that produces obsessive thoughts that are accompanied by their respective compulsions, where the difficulty in controlling them affects the daily life of people who suffer from this disease. The "Hospital del día Neuro-Salud" located in the city of Latacunga has a psychiatry department that is directly responsible for the treatment of this condition through desensitization therapies, which is why this project is carried out where a cybertherapy simulator is designed and built focused on the supervision of vital signs, encephalogram signals and biomechanical responses of the lower limbs, before the exposure of augmented reality scenarios of the situations that produce obsessions in the users of the Hospital, sending this data by IoT to the treating physician, where he take control of the difficulty of each scenography by controlling the cellphone in which the application is installed using a commercial remote desktop application

Finally, a validation at the functional level of each subsystem is carried out, comparing the values gotten from the developed device with an equipment from commercial brand. Also, it is made the reproducibility and repetitivity study and finally the last validation of the system in the medical center is done.

Key Words: cybertherapy, OCD, Vital Signs, augmented reality, validation

CAPÍTULO I

Introducción

Antecedentes

El trastorno obsesivo compulsivo también conocido como TOC, es una enfermedad mental que afecta a la vida diaria de las personas que la padecen, ésta “consiste en presentar pensamientos obsesiones y compulsiones una y otra vez, sin la capacidad de controlarlos o detenerlos” (MedlinePlus, 2021), de no cumplir dichos comportamientos repetitivos, el paciente comienza a presentar un alto grado de ansiedad.

Los síntomas de esta afección se pueden dar de distintas formas y para tratarlos se los diferencian en dos tipos. El primer tipo conocido como obsesiones que son ideas parásitas, reconocidas por los enfermos como anormales y extrañas a su yo (Wheaton et al., 2010). Entre las más conocidas son miedo a animales, gérmenes y contaminación, miedo a perder o extraviar cosas, preocupaciones por perjuicios hacia la persona o allegados, entre otros. Y el segundo tipo que son las compulsiones representadas por comportamientos repetitivos que los pacientes se sienten obligados a realizar con el fin de reducir los niveles de estrés y ansiedad causados por las obsesiones (International OCD Foundation, 2018). Estos muchas veces se ven en formas de rituales; lavado y aseo excesivo de manos, rostro cuerpo, comprobaciones repetitivas del orden específico de las cosas, conteos utilizando patrones. Otro de los síntomas característicos del TOC es el síndrome de la pierna inquieta que según (Llaneza González et al., 2009) es un trastorno a nivel neurológico que se manifiesta clínicamente por la frecuencia y presión realizada por el movimiento oscilatorio voluntario o involuntario de los miembros inferiores, que forma parte de los síntomas más frecuentes dentro del TOC y sus crisis desde leves a fuertes (Villagomez, 2021).

Existen varias técnicas electrofisiológicas que se utilizan para el estudio e investigación de este trastorno. Según Ricardo Garcell y Rueda Medina en su investigación publicada en el 2009, el electroencefalograma y las potenciales relaciones con eventos juegan un papel

importante en la detección del trastorno. En este trabajo se realiza un estudio sobre cómo se utiliza la información cuantitativa y cualitativa (morfología de la señal) de un electroencefalograma para el diagnóstico y tratamiento de personas con TOC.

Los tratamientos de este trastorno varían dependiendo de la severidad con la que se presentan los síntomas. Entre las soluciones más conocidas se encuentran la utilización de terapias, acompañadas de medicación que ayudan al paciente en el control de los mismos. Sin embargo, con la presencia de la pandemia estas se han visto afectadas enormemente, contribuyendo de esta manera a la utilización de ciberterapias. Dado que el conocimiento del estado de salud del paciente antes y durante la sesión es de suma importancia es necesario el uso de equipos de monitorización y supervisión de signos vitales. Estos datos se pueden obtener a partir de la lectura de valores cuantitativos de las señales del pulso cardiaco, temperatura, presión no invasiva, saturación, y de valores cualitativos como son las señales del cerebro reflejadas en la morfología de la señal de un electroencefalograma. (Fraile, 2007)

Mediante la utilización de la denominada ciberterapia para el control de trastornos mentales, se puede incluir dos tecnologías, que en la modernidad son de alta funcionalidad, estos son la realidad aumentada y el internet de las cosas.

La realidad aumentada usa elementos creados virtualmente, pero adaptados a imágenes (normalmente en tiempo real) del mundo real, que crean una interacción entre la realidad y el mundo virtual (Millán, 2015). Esta práctica es necesaria para el desarrollo de la ciberterapia debido a que permite la simulación de entornos, que, en este caso, pueden ser los desencadenantes de las obsesiones y compulsiones, como por ejemplo la proyección de objetos que provoquen miedo al usuario dentro de su entorno utilizando realidad aumentada. Es en esta simulación donde todos los cambios relevantes en las señales fisiológicas ante dicha exposición, pueden ser enviadas al médico especialista por medio del internet de las cosas, con el fin de tener acceso a los mismos desde cualquier parte del mundo.

Justificación e Importancia

En el año 2020 a raíz de la aparición de la pandemia provocada por COVID-19, personas de todas partes del mundo se vieron afectadas enormemente en todos los niveles socioeconómicos. El miedo al contagio, como también nuevas rutinas de limpieza y desinfección generan actualmente ansiedad, estrés y preocupación en todos los sectores de la población mundial.

El sistema médico de los países en general tuvo que tomar medidas drásticas para evitar el contagio del virus, como la necesidad de transformar los métodos de consulta tradicionales. Tomando por ejemplo a la psiquiatría, que al ser una especialidad donde el examen físico es necesario mas no indispensable, las teleconsultas fueron fácilmente adaptadas, a través de diferentes aplicaciones orientadas a la telecomunicación. Este método ha cumplido un papel fundamental durante este proceso debido a que permite al paciente tener citas médicas sin tener que asistir presencialmente al hospital.

Estudios realizados en varios institutos han demostrado que la pandemia muchas veces ha empeorado la sintomatología de pacientes con TOC debido a que las medidas de desinfección recomendadas provocan que dichas personas se obsesionen aún más con sus hábitos de limpieza (CLÍNE BARCELONA, 2020). De la misma forma la fobia a la contaminación evita que puedan recibir atención médica presencial, razón por la que se recurre al uso de telemedicina.

Por otro lado, los medios de comunicación actuales permiten el intercambio e interacción en tiempo real a través de contenido multimedia; sin embargo, esto no llega a dar una percepción clara del estado real del paciente, por lo que la calidad de una consulta presencial en contra de una virtual sigue teniendo una ventaja muy alta.

Actualmente para junio de 2021, en Ecuador, las medidas de restricción han ido disminuyendo debido a la aplicación de la vacuna a los ciudadanos del país, como por ejemplo

en el sector de la educación, donde varios planteles de educación primaria, secundaria y de educación superior han empezado con su plan de retorno a clases presenciales de manera progresiva y no obligatoria (COE Nacional, 2021). De igual manera diferentes centros de atención médica han ido retornando de manera progresiva y con acertadas medidas de bioseguridad a las consultas presenciales; en caso de este estudio, el Hospital del día Neuro-Salud, sigue contando con consultas médicas virtuales y presenciales; sin embargo, el contacto entre el paciente y el profesional es nulo, pues se han aislado 2 ambientes separados en 1, para la interacción en la consulta médica. En el área de Psiquiatría es necesario tanto para la telemedicina como con las consultas presenciales, el poder cuantificar ciertas señales de interés con el objetivo de conocer específicamente el estado del paciente ante estímulos, sin la necesidad de tener un contacto directo físicamente entre el paciente y el médico.

El poder conocer señales básicas de órganos vitales como el cerebro, corazón y pulmones, así como llegar a utilizar los mismos medios para ver el estado de algún otro órgano, permite mejorar la calidad de las consultas y brindar una mejor atención a los pacientes. La implementación de sistemas tecnológicos nuevos va a requerir la capacitación/educación para que los usuarios puedan darle el correcto uso y sacar el mejor provecho del simulador.

Área de influencia

El área directa de influencia es la medicina, específicamente en este caso, dentro de los médicos de la especialidad de psiquiatría para pacientes con Trastorno Obsesivo Compulsivo del Hospital del día Neuro-Salud. El área dedicada a la interacción entre la medicina, la biología y sistemas mecatrónicos se denomina Biomedicina, que varios semestres ha sido ofertada como materia optativa de profesionalización en la carrera de Mecatrónica en la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, resaltando la influencia de la Mecatrónica dentro de la Medicina.

Alcance del Proyecto.

El proyecto sigue las directrices planteadas en la norma VDI 2206 (Grassler & Hentze, 2020)

Para el diseño y construcción del proyecto se consideran requerimientos funcionales, adaptativos y constructivos, como el desempeño de etapas de adquisición de signos vitales que son: temperatura, presión arterial no invasiva, saturación, frecuencia cardiaca, señales de electroencefalograma y respuesta biomecánica del miembro inferior que es producida por la presencia del trastorno. Otro de los requerimientos importantes que se abordan es la portabilidad del dispositivo debido a que al ser destinado para ciberterapia, este debe ser fácil de transportar de un lugar a otro con la posibilidad de enviar la información por wifi, así como también la presencia de una aplicación con realidad aumentada que muestra escenografías con elementos que producen fobias en los usuarios como son sal, escaleras, gatos, limpieza, arañas y personas. Una de las delimitaciones con las que se cuenta es el desarrollo del dispositivo únicamente para usuarios adultos que no tengan historial de hipertensión arterial.

Entre los requerimientos adaptativos y constructivos se considera el diseño mecánico del dispositivo con el fin de albergar los sensores y garantizar la comodidad del usuario durante el tiempo que dure la terapia, así como también se utilizan definiciones de ergonomía y autonomía del sistema.

Para el diseño del sistema se dividió al proyecto en tres partes principales dependiendo de su función a desempeñar dentro del sistema:

La primera a tratar es la parte electrónica donde se realiza toda la adquisición de señales biológicas incluyendo el acondicionamiento y la comunicación a utilizar. La siguiente parte es la de funciones mecánicas, es decir el diseño de la manilla a fin de lograr la ergonomía necesaria para cumplir con su función de sostener a los sensores sin producir incomodidad en el usuario.

Dentro de esta parte también se realiza el dimensionamiento del sistema neumático para la adquisición de la presión no invasiva y por último la respuesta biomecánica del miembro inferior. La última parte es la de funcionamiento de IoT y el desarrollo de la aplicación de realidad aumentada, es decir se trata el envío de datos hacia el broker, la base de datos y posteriormente a la interfaz para visualización.

Uno de los requerimientos mencionados anteriormente a cumplir es la ergonomía de la manilla de sujeción, para esto se plantea la utilización de tablas de diseño con el fin de lograr una talla única tomando en consideración las medidas de la mano de personas adultas tanto hombres como mujeres. Para la respuesta biomecánica del miembro inferior es necesario realizar el sistema de detección de movimientos involuntarios, para esto y para la adquisición de signos vitales se requiere de sensores de alta sensibilidad y repetitividad acompañados de sus respectivos acondicionadores de señal.

La información de los usuarios se plantea enviar inalámbricamente a bases de datos mediante la utilización de protocolos de comunicación como MQTT con el fin que el personal médico tenga acceso a esa información en cualquier lugar, así como también el control remoto de la aplicación de realidad aumentada con el fin de variar la dificultad de la terapia.

Objetivos

Objetivo General

“Diseñar y construir un simulador para ciberterapia enfocado en la supervisión de signos vitales, señales de electroencefalograma y respuestas biomecánicas de miembros inferiores para tratamiento del Trastorno Obsesivo Compulsivo en el Hospital del día Neuro-Salud”

Objetivos Específicos.

- a. Recopilar información acerca de los síntomas, tipos de tratamientos y especificaciones acerca de sistemas biomédicos desarrollados para el trastorno obsesivo compulsivo

- b. Seleccionar y calibrar sensores para adquisición y acondicionamiento para el tratamiento de señales en terapias TOC
- c. Desarrollar 5 escenarios virtuales específicos mediante realidad aumentada orientados al tratamiento de TOC
- d. Diseñar un sistema que estudie el comportamiento de respuestas biomecánicas en el miembro inferior durante la aplicación del tratamiento TOC
- e. Diseñar una interfaz para administrar los datos obtenidos por el dispositivo en la nube, de forma gratuita y aplicar técnicas de Data Analytics para obtener tendencias en el tiempo
- f. Realizar pruebas de validación cualitativas (evaluación psiquiátrica) y cuantitativas (Bioestadística) del simulador desarrollado, en colaboración con los especialistas del hospital

CAPÍTULO II

Marco Teórico

COVID-19: Pandemia Mundial

La OMS también conocida como la Organización mundial de Salud declaró la existencia de una nueva enfermedad que representaría un peligro para la salud a nivel mundial debido a su alto riesgo de contagio. En enero del 2020, la enfermedad COVID-19 producida por el virus SARS-CoV-2, fue declarada como una emergencia sanitaria global, calificándola de pandemia en el mes de marzo del mismo año debido a la afectación de extensas áreas geográficas (Organización Panamericana de la Salud & Organización Mundial de la Salud,2020)

El origen de esta enfermedad se dio en la ciudad de Wuhan, Provincia de Hubei China, donde se detectaron un conglomerado de casos de neumonía en el mes de diciembre del 2019, a partir de ese entonces los casos se dispararon y comenzaron a dispersarse a una velocidad alarmante a los países aledaños y posteriormente a los otros continentes. El virus posee una vía de transmisión aérea mediante pequeñas partículas líquidas de la nariz o boca cuando una persona infectada tose, estornuda, habla o respira. Por su rápida transmisibilidad y propagación, la OMS denominó como pandemia lo que resultó en la paralización del mundo mediante la cuarentena, aislamiento y evitando la presencialidad en todo tipo de evento, clases, y trabajos.

De esta forma se implementaron medidas de bioseguridad donde el aislamiento fue el principal aliado para evitar la propagación masiva del virus, abriendo así paso al teletrabajo, clases online, citas médicas a distancia entre otros.

Medidas de bioseguridad

De acuerdo con la organización mundial de la salud, las medidas de bioseguridad pertinentes para evitar el contagio del virus son:

- Distanciamiento social de al menos 1 metro de distancia

- Utilización de mascarillas con filtros apropiados
- Lavado constante de manos y utilización de gel a base del 70% de alcohol
- Evitar lugares propensos a aglomeraciones
- Aislamiento en caso de presentar síntomas

Sistemas de Supervisión Aplicados en Área de Salud

El término supervisión se refiere a “observar” algún proceso con una visión global y a cierta distancia (Fraile, 2007), aplicado a los sistemas mecatrónicos se pueden diferenciar 2 consideraciones principales. La primera se refiere a lo que se va a observar, que en este caso son valores de temperatura, frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno, señales EEG del usuario, a través de diferentes elementos primarios; en la segunda consideración se define quien va a observar, que será el médico, a través de una interfaz. Como se puede apreciar en la Figura 1, los sistemas de supervisión médica ofrecen una interfaz en donde la información se muestra de manera simplificada y clara, para la fácil comprensión de los profesionales de la salud.

Figura 1

Supervisión de señales biomédicas



Nota. Tomado del artículo publicado por Spacelabs Healthcare sobre Telemetría y Ambulatoria, (Spacelabs, 2022)

Se Distingue 2 Tipos de Monitores Multiparamétricos con Diferentes Opciones

Esto puede variar según la época y el desarrollo de nueva tecnología.

Tipos de Monitores de Supervisión

Monitor de Supervisión Multiparamétrico Compacto. Sostiene un parámetro de medida fija, el módulo de sistema de adquisición y monitor forman una sola unidad.

Monitor de supervisión multiparamétrico modular. En este caso los módulos de adquisición son por separado, significa que los parámetros de medición pueden variar de un caso a otro.

Opciones de monitores multiparamétricos disponibles

Transmisión de Datos Inalámbrica. Es importante a la hora de monitorización ambulatoria ya que limita riesgos como, desconexiones involuntarias y la transmisión de infecciones dentro del Hospital, por otro lado se tiene la seguridad informática que hasta ahora es un inconveniente al momento de respaldar de manera segura una información, por lo que se

debe tomar precauciones especiales, en este caso es posible que intrusos informáticos pongan en riesgo la pérdida masiva de historiales clínicos con ayuda de programas dañinos que impiden el acceso al sistema operativo.

Interoperabilidad de los Datos. un sistema capaz de integrar, distinguir y gestionar los datos que surjan de diferentes módulos de supervisión.

Desfibrilador Integrado. Es útil en los servicios de urgencia ya que detecta latidos cardiacos rápidos posiblemente mortales, lo que permite una intervención inmediata.

Pantalla Táctil. Hoy por hoy es indispensable las pantallas táctiles, la interfaz gráfica facilita supervisar, controlar y visualizar contantemente el ciclo de manera oportuna.

Modo de Alimentación. actualmente viene integrado una batería que es fundamental para las intervenciones emergentes, tales como, apagones eléctricos.

Gestión de monitores multiparamétricos en un servicio

Son las centrales de monitorización que se encarga de supervisar simultáneamente de manera eficaz a un grupo de pacientes, en algunos casos hasta 66 visualizaciones al mismo tiempo, con alarmas que detectan anomalías durante la supervisión (Virtual Expo, 2019).

Trastorno Obsesivo Compulsivo

El Trastorno Obsesivo Compulsivo, también conocido como TOC, es una afección mental que “consiste en presentar pensamientos obsesiones y compulsiones una y otra vez, sin la capacidad de controlarlos o detenerlos” (Trastorno obsesivo-compulsivo, s. f.), de no cumplir con dichos comportamientos repetitivos conlleva a un alto grado de ansiedad. Entre los factores de riesgo para esta enfermedad se encuentran historia familiar, estructura y funcionamiento del cerebro como también traumas infantiles. “Las técnicas electrofisiológicas que se utilizan para su estudio investigación y detección son el electroencefalograma y los potenciales relacionados con eventos” (GONZALEZ GONZALEZ, GABRIEL, 2018).

Síntomas

Dentro del Trastorno Obsesivo Compulsivo existen dos tipos de síntomas, los relacionados con las obsesiones y por separado los que se manifiestan como compulsiones. Generalmente, las obsesiones son desarrolladas como miedos, dudas, o necesidades.

- ✓ Miedo a ciertos animales más comúnmente a los gatos
- ✓ Miedo a la contaminación y/o suciedad, a ser tocados por objetos que otras personas tocaron
- ✓ Miedo a la incertidumbre, muchas veces se manifiesta como intolerancia a la incertidumbre
- ✓ Necesidad de orden, que se manifiesta como tener un alto nivel de estrés cuando las cosas no están colocadas de cierta manera
- ✓ Miedo a perder el control sobre las cosas acompañado de temor por hacerse daño a sí mismos y a los demás

Las compulsiones son comportamientos repetitivos que los pacientes se sienten obligados a realizar (Psicoterapeutas.com, 2013) con el fin de reducir los niveles de estrés y ansiedad causados por las obsesiones. Estos muchas veces se ven en formas de rituales.

- ✓ Lavado y aseo excesivo de manos rostro cuerpo muchas veces más de una vez por lavada
- ✓ Comprobar que las cosas se encuentren en un orden específico de una manera obsesiva como por ejemplo los esferos en la mesa todos a la misma distancia y altura, o todos los armadores del armario viendo hacia el mismo lado
- ✓ Repetición de expresiones o conteos utilizando patrones

Los síntomas fisiológicos más comunes del TOC son temblores, movimientos involuntarios, sensación de nerviosismo acompañado de taquicardias, enfermedades derivadas de la ansiedad, alteración de neurotransmisores, problemas gastrointestinales, fatiga, fiebre, tensiones musculares, dificultad para conciliar el sueño.

- *Síndrome de pierna inquieta (SPI).*

Según (Llaneza González et al., 2009) SPI es un trastorno a nivel neurológico que se manifiesta clínicamente por la frecuencia y presión realizada por el movimiento oscilatorio voluntario o involuntario de los miembros inferiores, que forma parte de los síntomas más frecuentes dentro del TOC y sus crisis desde leves a fuerte (Villagómez, 2021).

Impacto Social y Calidad de vida en Pacientes Diagnosticados con TOC

La población de pacientes con TOC que no reciben tratamiento alguno son los más afectados por la presencia de esta afección puesto la enfermedad interfiere directamente en su vida personal y laboral. (Dr. David López, s. f.). Entre los factores causantes del deterioro de estilo de vida se destaca los siguientes:

El tiempo es uno de los motivos principales ya que las personas que padecen de este trastorno invierten mucho tiempo en sus obsesiones y compulsiones, como consecuencia disminuye el tiempo de productividad que puede generar la persona como también impuntualidad.

Situaciones que desencadenen temores obsesivos lo que evitaría el desempeño de actividades tanto cotidianas como laborales.

La pérdida de empleo es frecuente en este tipo de casos ya que las personas con TOC sienten desconfianza de sí mismos al realizar alguna tarea.

También se ven afectado las personas con obsesión a los gérmenes o enfermedades, evitando los hospitales y centros de ayuda.

El lavado frecuente de manos en algunos casos forma parte de las obsesiones compulsivas, provocando lesiones dermatológicas.

Ciberterapia

La Ciberterapia es un complemento a la psicoterapia tradicional donde la interacción terapeuta-paciente se ve mediada por herramientas tecnológicas avanzadas (Escalante, 2015). Su principal objetivo es la comunicación sincrónica mediante la utilización de redes, con el fin de ayudar a obtener información para el diagnóstico, consultas, supervisión e intervención psicoterapeuta.

Actualmente, esta nueva forma de metodología es utilizada como apoyo y muchas veces sustituyendo la terapia cognitiva tradicional con el fin de tratar trastornos de ansiedad, depresión, manejo de adicciones, déficit de atención entre otros. Es importante recalcar, que el grado de éxito depende del tipo de paciente con el que se esté tratando, como también de la severidad de manifestación de la enfermedad.

Existen varias formas de realizar Ciberterapia: a distancia, terapia tradicional con uso de herramientas tecnológicas como complemento entre sesiones, y terapia tradicional con aplicaciones de realidad virtual en consultorio (Escalante, 2015), para lo que se utilizan herramientas como correos electrónicos, equipos que pongan este tipo de realidad a disposición del médico y paciente, videollamadas, mensajería instantánea, plataformas, interfaces.

Respuesta Biomecánica

(Pillu, 2018) en su libro, “Biomecánica Funcional. Miembros, Cabeza, Tronco” asegura que el término << bio>> se ha convertido en una garantía a nivel de seguridad dentro del crecimiento de un mundo tan mecanizado; sin embargo, al abordar este término, lastimosamente no se pueden hablar solamente de efectos positivos, sino también negativos como armas biológicas entre muchas otras.

La locomoción del cuerpo, el reposo y la exposición a varios estímulos externos representan el sentido biomédico del sistema. Por otro lado, el diseño del prototipo para medir las señales generadas aborda la parte mecatrónica. La mecatrónica enfocada a la biomecánica garantiza la adquisición de dichas señales biomédicas con alta confiabilidad (Data Analytics), con el fin de controlar, optimizar e incluso automatizar diferentes sistemas mecánicos.

Cada señal biomecánica, proviene de diferentes partes corporales, conocido como señales fisiológicas, las cuales se caracterizan por llegar a ser medibles cualitativa y cuantitativamente. Sin embargo, (Pillu, 2018) aporta que los factores estimulantes o incluso de ruido a nivel de adquisición y tratamiento de señales son entre otros los psicológicos, entorno-

culturales, socio-profesionales, sexo, etnogeográficos, los cuales representan estímulos cualitativos, para dar respuestas cuantitativas y usarlos en sistemas/procesos biomecánicos.

En el Trastorno Obsesivo Compulsivo, uno de los síntomas frecuentes es el llamado “Síndrome de piernas inquietas” (PLS), (Bruno Pedraz.Petrozzi et al., 2015), en el cual el movimiento oscilatorio de las piernas, se vuelve incontrolable, e incluso dichas personas no se dan cuenta de que realizan este movimiento. Este movimiento oscilatorio de las piernas mediante el diseño mecánico del subsistema de oscilación, y gracias al acondicionamiento y el control de señales, la amplitud y frecuencia del movimiento son los factores claves para llegar a señales biomecánicas.

Signos Vitales

Al hablar del Trastorno Obsesivo Compulsivo, se pueden notar cambios cualitativos y cuantitativos en las funciones vitales del cuerpo humano; al hablar de signos vitales se refieren a valores cuantitativos que representan la temperatura corporal, la saturación de oxígeno en la sangre, la frecuencia cardíaca y la presión arterial.

Existen rangos específicos expuestos como normales, según los rangos de edad, como se muestra en la Tabla 1. Sin embargo, factores como la edad, género, ejercicio físico, embarazo, estado emocional, hormonal y el uso de medicamentos pueden alterar estos valores. (González et al., 2012)

Tabla 1

Rangos normales de signos vitales según la edad.

Tabla 1. Consolidado de las cifras normales de los signos vitales según la edad				
Edad	Temperatura	Respiración	Pulso	Tensión arterial
Recién nacido	36.6° C a 37.8° C	30 a 40/ min	120-160/min	70/50
Primer año	36.6° C a 37.8° C	26 a 30/ min	120-130/ min	90/50
Segundo año	36.6° C a 37.8° C	25/ min	100-120/min	De 2 a 10 años: Sistólica: # años x 2 + 80. Diastólica: mitad de la sistólica + 10
Tercer año	36.6° C a 37.8° C	25/ min	90-100/min	
4 a 8 años	36.5° C a 37° C	20 a 25/ min	86-90/min	
8 a 15 años	36.5° C a 37° C	18 a 20/ min	80-86/min	De 10 a 14 años: Sistólica: # de años + 100. Diastólica: mitad de sistólica + 10
Edad adulta	36.5° C	16 a 20/ min	60-80/min	120/ 80 +ó- 10
Vejez	36.0 C ó menos	14 a 16/ min	60 ó menos	

Nota. Semiología de los signos vitales, Una mirada novedosa a un problema vigente, 2012.

También se pueden salvar datos críticos de los signos vitales, mostrados a continuación:

Frecuencia cardíaca:

- Taquicardia sinusal: superior a 100 lpm (latidos por minuto) hasta 160 lpm
- Taquicardia paroxística: mayor a 160 lpm hasta la máxima registrada de 200lpm (Go Red, 2021)
- Bradicardia sinusal: oscilan entre 40 y 60 lpm
- Bradicardia por bloqueo aurículo-ventricular completo: Oscila entre 30 y 35 lpm

Temperatura corporal

- Pirexia o hipertermia: superior a 38°C
- Hipotermia: inferior a 35.5°C
- Máxima registrada: 46.1 °C (Sabadell, 2019)

Presión arterial

- Hipertensión arterial: mayor a 140/100, tanto diastólica como sistólica
- Hipotensión arterial: por debajo de 100/50, tanto diastólica como sistólica
- Crisis Hipertensiva, superior a 180/120
- Hipertensión muy severa de estado IV: superior a 210/120

Saturación de oxígeno en la sangre

- Normo saturación: mayor al 95%
- Desaturación leve: entre 93% y 95%
- Desaturación moderada: entre 88% y 92%
- Desaturación grave: menor a 88%

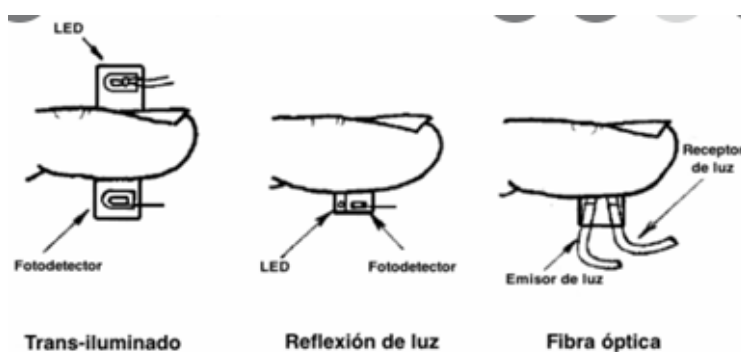
Datos obtenidos del resumen del artículo *Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente* (González et al., 2012)

Oxigenación en la sangre.

Para la obtención del pulso, así como el nivel de oxígeno en la sangre se utiliza un dispositivo llamado saturómetro o pulsioxímetro. Su principio de funcionamiento hace uso de la pulsación arterial con el fin de realizar la medición de la cantidad de luz que llega al foto-receptor al encender dos leds alternativamente un rojo y un infrarrojo, permitiendo que esta atraviese el árbol arterial. Mediante el como saturómetro se puede tomar la frecuencia cardiaca, observándose esta dinámica en la Figura 2, donde se muestran 3 formas de usar este principio.

Figura 2

Medición de saturación mediante el uso de luz roja e infrarroja



Nota. Tomado del artículo *Técnicas de captura en la Fotopleletismografía*. (Celi, 2011)

Temperatura corporal

La temperatura del cuerpo de una persona brinda datos informativos muy importantes a los médicos tratantes sobre la salud de sus pacientes. Estos datos son parte de la sintomatología común en casos de shock, infecciones, inflamaciones entre otras enfermedades. También se suele realizar un control riguroso de la misma en casos quirúrgicos con el fin de disminuir la circulación de sangre o procesos metabólicos (Webster & Clark, 2010).

Existen varias formas para realizar la medición de temperatura corporal. Las más conocidas son mediante termómetros de contacto mecánicos cuyo mecanismo se da por la dilatación del mercurio al ser expuesto a una fuente de calor. Existen otros métodos, como sensores cutáneos electrónicos, pirómetros o termómetros infrarrojos.

Presión arterial

Para medir la presión arterial se pueden utilizar principalmente dos métodos, no invasivo e invasivo. En este proyecto se utilizará el método no invasivo cuyo mecanismo mide la presión arterial diastólica y sistólica. Para tomarla electrónicamente es necesario de un mango que se coloca en el brazo por sobre el codo a la que se llena de aire y se va regulando el escape de la válvula hasta obtener el valor deseado mientras que estos son medidos por un sensor de presión.

Ritmo cardíaco

Para poder verificar el estado fisiológico de los órganos vitales, existen indicadores que representan cuantitativamente el estado del cerebro, corazón y pulmones.

Los cuatro signos vitales son:

- Frecuencia cardíaca
- Saturación de oxígeno en la sangre
- Presión arterial
- Temperatura corporal

Los cuales deben ser evaluados globalmente por profesionales de la salud dentro de rangos específicos para cada característica (de Jesús, 2006).

Señales de Electroencefalograma (EEG)

Las señales EEG de o de electroencefalograma, son señales obtenidas del encéfalo para detectar señales y cambios eléctricos asociados con diferentes trastornos de tipo neural, psicológico, psiquiátrico (Levin, 2018).

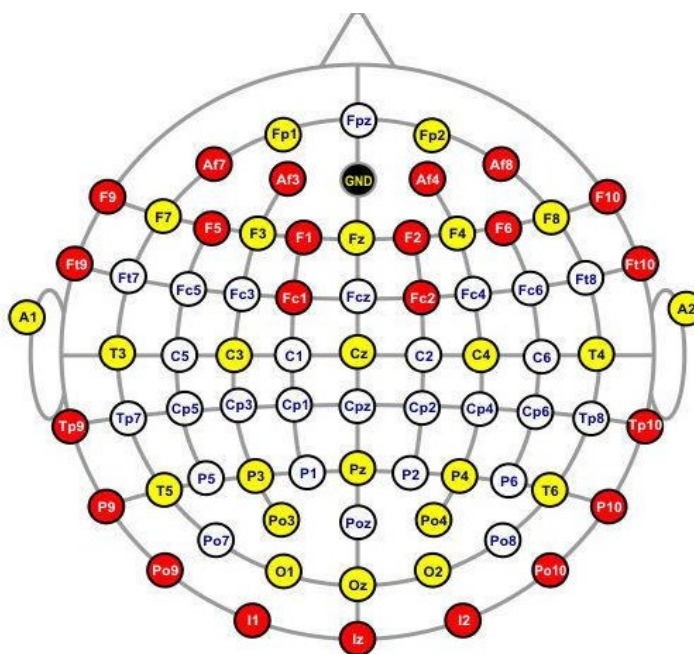
Estas señales eléctricas se encuentran en un rango de μV con componentes frecuenciales hasta los 300Hz. Las señales de interés se analizan por bandas de frecuencia:

- Teta: 4 – 8Hz
- Alfa: 8-13 Hz
- Beta: 13 – 30 Hz
- Gamma: 30 – 70Hz

Con formas de onda que dan al especialista herramientas para evaluar diferentes anomalías a nivel cerebral (Mejía et al., 2016).

Figura 3

Ubicación de los electrodos para electroencefalograma.



Nota. Tomado de la tienda Medical Expo, en la sección de Medical Computer Systems

Existen varios tipos de cascos y diademas disponibles en el mercado, cada una con diferente número de electrodos; cada electrodo sigue una nomenclatura estandarizada para la toma de señales EEG denominada Sistema Internacional de Electroodos 10-20 (Tang et al., 2013), dichos términos se encuentran en la Figura 3, ubicados con respecto al cráneo; cada electrodo mide señales de diferente frecuencia, donde se presentan las 4 bandas mencionadas: alpha, beta theta y gamma.

El Trastorno Obsesivo Compulsivo se encuentra causando anomalías en la zona orbitofrontal del cerebro (Chamberlain et al., 2010).

Internet de las Cosas (IoT)

Para entender la visualización de datos en “tiempo real” se refiere a un sistema que responde a un estímulo en un tiempo específico, este tiempo es fundamental que sea lo más cercano posible a cero; además para definir su eficiencia se requiere verificar la exactitud de los datos tomados y el momento en el que se entregan (Veiga, s. f.).

Internet of things o Internet de las cosas (IoT) muestra como su propósito unificar el mundo en una infraestructura común, no solo centralizando el control de las cosas sino también obteniendo información del estado de cada elemento. Representa una red integral y abierta de elementos inteligentes que tienen capacidad de compartir datos, recursos e información reaccionando y actuando ante cambios en el entorno, además de contar con la capacidad de autoorganizarse (Group et al., 2015).

Realidad Aumentada

La realidad aumentada usa elementos creados virtualmente, pero adaptados a imágenes (normalmente en tiempo real) del mundo real, que crean una interacción entre el mundo real y el mundo virtual (Millán, 2015).

Figura 4

Ciberterapia utilizando realidad aumentada



Ergonomía

Según el Consejo de la Asociación internacional de la Ergonomía, esta es la ciencia, que se enfoca en la interacción de cada persona con diferentes elementos característicos de un sistema, con el fin de adaptarlos a formas anatómicas garantizando de esta forma la máxima comodidad y el bienestar de los usuarios, así como la eficiencia de los sistemas (International Ergonomics Association, 2018). Actualmente en el mercado se pueden observar una gran cantidad de productos que gozan de propiedades ergonómicas donde se han empleado conocimientos de fisiología, psicología e ingeniería (Federación de Empleados de Servicios de UGT, 2015), para su desarrollo ha sido necesario considerar factores medioambientales, físicos, cognitivos, sociotécnicos entre otros.

Según la Asociación Internacional de Ergonomía (International Ergonomics Association, 2018) sus principales objetivos son:

1. Seleccionar equipos adecuados para el personal utilizando la tecnología como una herramienta para asistir al ser humano
2. Mantener un entorno de trabajo controlado
3. Detectar y disminuir riesgos de fatiga física que podría conllevar a lesiones

4. Mejorar el estilo de vida de las personas enfocándose en la calidad

Manufactura Aditiva

Se conoce como manufactura aditiva a la fabricación de productos tridimensionales de geometría compleja mediante la adición de material capa por capa, donde la calidad de la superficie, precisión de las partes, propiedades de los materiales, así como los requerimientos de los softwares CAD y la velocidad de fabricación son de suma importancia. Los factores mencionados anteriormente se consideran retos a superar, motivo por el cual numerosos estudios e investigaciones se están desarrollando con el fin de utilizar este tipo de manufactura más comúnmente en el mercado (Materese, 2016).

Una de las mayores aplicaciones de la utilización de las impresiones 3D es en la salud. La manufactura aditiva facilita la personalización de los productos, razón por la que es beneficiosa para la investigación y desarrollo de productos médicos como implantes dentales, prótesis auditivas y guías quirúrgicas (Naranjo-Silva & Salvador-Jiménez, 2019), donde de sus características sobresale la ergonomía de los productos.

Protocolo MQTT

El protocolo MQTT se caracteriza principalmente por ser de código abierto, lo que resulta beneficioso para la transmisión de datos mediante IoT. También minimiza los requerimientos que se necesitan para acceder a la información, basado en un cliente que solicita la información a un servidor, cuyas identificaciones son únicas, lo que maximiza la seguridad en el intercambio de datos.

Análisis de sistemas de medición (MSA)

El análisis de sistemas de medición es un proceso científico y estadístico que permite el estudio del funcionamiento de dispositivos desde varias perspectivas entre las que se encuentran la repetibilidad, reproducibilidad, estabilidad, linealidad, resolución y tendencias. El estudio estadístico donde se manejan datos continuos se conoce como Gage R&R, mientras que los datos discretos mediante el análisis por atributos (iSixSigma, 2022)

Unos de los términos que se utilizarán ampliamente en estos estudios son: La reproducibilidad de un instrumento que se puede entender como la variabilidad de las mediciones realizadas que se da por el manejo de los diferentes operarios en condiciones controladas, mientras que la repetibilidad se interpreta como la variación de un grupo de mediciones de la misma parte tomadas por el mismo operario. Estabilidad que se utiliza cuando la variación en el sistema se mantiene estable en el tiempo. Resolución que es la capacidad del instrumento para producir la cantidad suficiente de valores que sean significativos.

Este proyecto al medir datos cuantitativos y continuos se utilizará el estudio Gage R&R que es un proceso usado para evaluar la exactitud y precisión de un instrumento mediante el análisis de factores que puedan producir variaciones en el sistema de medición. Entre estos factores se encuentran la repetibilidad y reproducibilidad donde a partir de estos y de las variaciones de parte a parte de la medición se obtiene el valor de la variación total del sistema.

Para realizar un estudio R&R existen 3 tipos: Cruzado, Anidado y ampliado.

El estudio cruzado donde los operadores miden las mismas piezas varias veces, es decir que se requiere de ensayos no destructivos. El estudio anidado en que se seleccionan partes con características similares donde solo un operador mide cada parte, este se utiliza generalmente para ensayos donde las partes terminan destruidas y el estudio ampliado que incluye a tres o más factores de análisis. (ASQ, 2022)

Hospital del Día Neuro-Salud

Hospital del día Neuro-Salud es una institución privada, legalmente constituida y que brinda servicios médicos, hospitalización, cirugía, y farmacia. Se destaca grandemente debido a que posee el único quirófano inteligente de la provincia 19 Ubicado en la provincia de Cotopaxi, el cantón Latacunga, Av. General Proaño 28263 y Juan Abel Echeverría.

Cuenta con varias especialidades, las cuales atienden citas presenciales o teleconsultas a través de diferentes aplicaciones de llamada y videollamada. Las especialidades que ofrece el hospital son:

- Psicología.
- Psiquiatría.
- Traumatología.
- Dermatología.
- Otorrinolaringología.
- Cirugía general.
- Reumatología.
- Medicina interna.
- Ginecología.
- Endocrinología.
- Pediatría.
- Neurología.

CAPÍTULO III

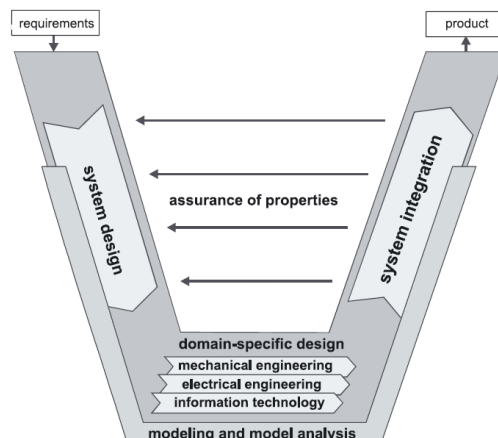
Diseño Conceptual.

Metodología

La metodología que se plantea usar en este proyecto es la VDI 2206 (“Design methodology for mechatronic systems”) que presenta un modelo en V, la cual plantea una secuencia lógica de tareas orientadas a sistemas mecatrónicos y ciberfísicos (Grassler & Hentze, 2020), en la que se mantiene independiente de la forma de organización del proyecto. Considerando los requerimientos del cliente de donde se diseñan diferentes conceptos a tomar en cuenta para llegar a la mejor solución y seleccionar los conceptos finales, se procede al diseño específico del dominio, en el que se modelan y analizan los diferentes sistemas mecánicos, electrónicos e informáticos con el fin de integrarlos y llegar al producto final. Sin olvidar, antes de dar por concluido el proyecto, el aseguramiento de las propiedades mediante métodos de validación y verificación.

Figura 5

Modelo en V, norma VDI 2206



Definición del Problema

Declaración del problema

La aparición de una enfermedad altamente transmisible como el COVID-19 afectó fuertemente a todos los sectores de la población ya que con el fin de evitar su propagación los gobiernos a nivel mundial dispusieron fuertes medidas de bioseguridad donde el aislamiento fue el principal mecanismo de protección.

Uno de los sectores más afectados es el de las personas con vulnerabilidades y enfermedades que requieren un control permanente como también terapias recurrentes para garantizar un buen estado de salud tanto física como mental.

Por este motivo se plantea el diseño y construcción de un simulador para ciberterapia enfocado en la supervisión de signos vitales, señales de electroencefalograma y respuestas biomecánicas de miembros inferiores orientado al tratamiento del Trastorno Obsesivo Compulsivo en el Hospital del día Neuro-Salud focalizándolo únicamente para pacientes adultos sin historial de hipertensión arterial.

Requerimientos y parámetros de diseño

Para obtener los requisitos del producto, se realizó una entrevista personal con la Dra. Daniela Villagómez directora de hospital y jefe del área de psiquiatría y psicología del Hospital del día Neuro Salud y el Dr. Víctor Hugo Asquel jefe de médicos del Hospital del día Neuro Salud.

A partir de la entrevista se obtuvieron los requerimientos del cliente enlistados en la Tabla 2.

Tabla 2*Requerimientos obtenidos directamente del cliente*

N°	Requerimiento
1.	De apariencia agradable
2.	Fácil mantenimiento
3.	Posibilidad de transportarlo
4.	Que se pueda apreciar los signos vitales y demás señales en el momento
5.	Mando a distancia
6.	Menor uso de cables
7.	Poder visualizar los datos en el computador
8.	Bajo consumo energético
9.	Bajo costo de inversión y mantenimiento
10.	Fácil de usar

Nota: Elaborado por Eduardo Cajas y Sofia Del Salto

Estos requerimientos se traducen a las características técnicas que se indican en la Tabla

3.

Tabla 3*Características Técnicas*

N°	Característica Técnica
1.	Usar equipos estéticamente agradables
2.	Diseño del sistema con elementos disponibles en el mercado nacional
3.	Realizar un diseño modular
4.	Usar un broker con la posibilidad de transmitir datos con un periodo de latencia bajo, cercano a cero.
5.	Control a distancia de los escenarios
6.	Usar módulos Wi-fi, Bluetooth entre otros inalámbricos
7.	Diseñar una aplicación de escritorio para la visualización de datos
8.	Realizar el diseño con elementos de bajo consumo energético
9.	Usar elementos de bajo costo sin descuidar su desempeño
10	Diseño de interfaces amigables e intuitivas con el usuario

Casa de la calidad (QFD)

En primer lugar, para leer la matriz QFD, es necesario conocer la simbología usada dentro de esta.

Tabla 4

Significado de la simbología en la matriz QFD

Símbolo	Significado
⊕	Fuerte relación
○	Relación moderada
▲	Débil relación
++	Fuerte correlación positiva
+	Correlación positiva
-	Correlación Negativa

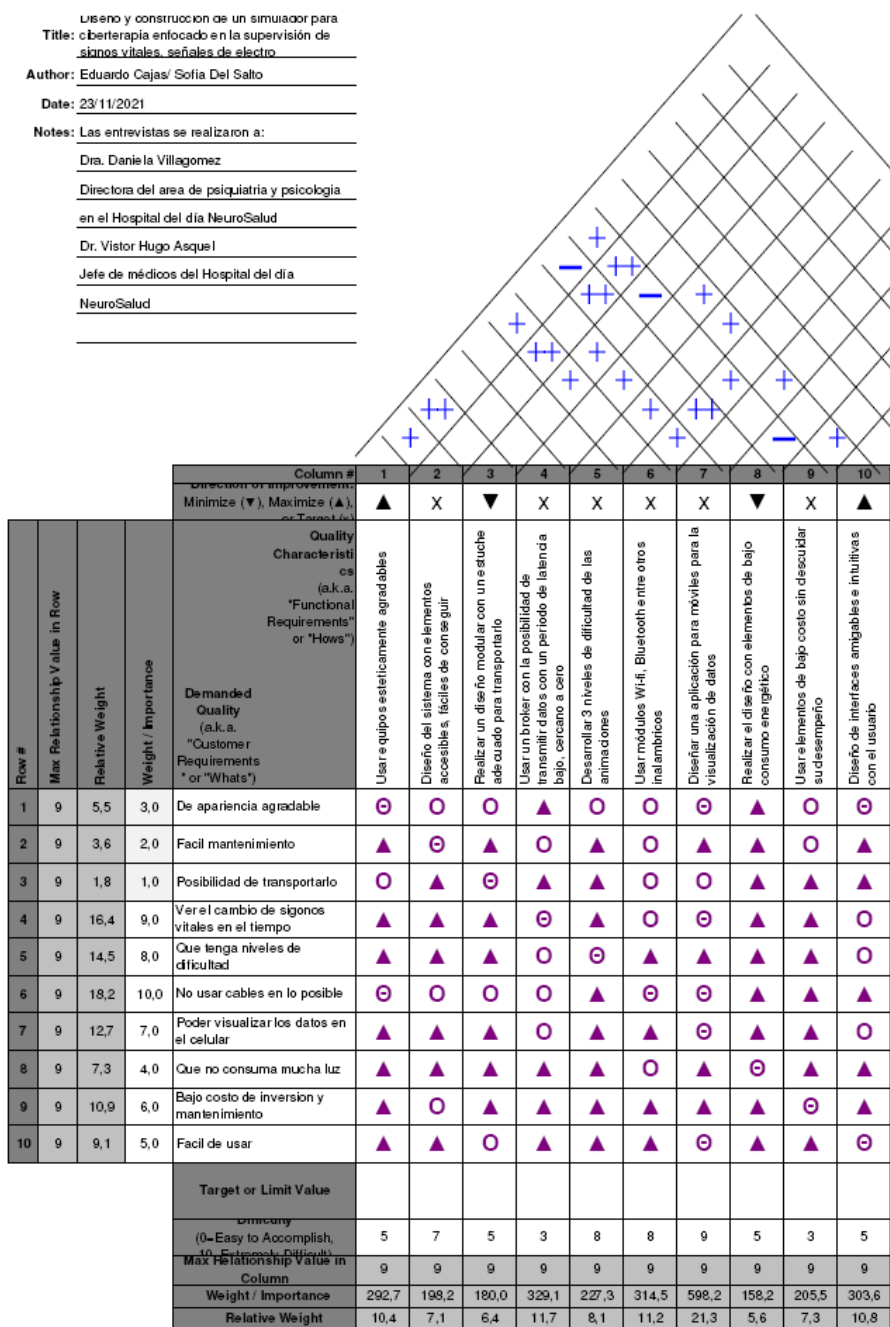
Nota: Los símbolos descritos tienen un valor propio dentro de la matriz QFD.

Una vez conocida la simbología se procede a realizar la matriz QFD mostrada en la Figura

6.

Figura 6

Casa de Calidad.



En la Tabla 5 se enlistan los resultados de la casa de la calidad en orden de importancia.

Tabla 5*Ponderaciones de la casa de la calidad.*

N°	Característica	Ponderación
1.	Diseñar una aplicación para la visualización de datos	21,3
2.	Usar un broker con la posibilidad de transmitir datos con un periodo de latencia bajo	11,7
3.	Usar módulos Wi-fi, Bluetooth entre otros inalámbricos	11,2
4.	Diseño de interfaces amigables e intuitivas con el usuario	10,8
5.	Usar equipos estéticamente agradables	10,4
6.	Controlar a distancia de complejidad de la escenografía	8,1
7.	Usar elementos de bajo costo sin descuidar su desempeño	7,3
8.	Diseño del sistema con elementos disponibles en el mercado nacional	7,1
9.	Realizar un diseño modular con un estuche adecuado para transportarlo	6,4
10	Realizar el diseño con elementos de bajo consumo energético	5,6

Síntesis de Diseño

Descomposición a nivel funcional

Para el diseño de este equipo se necesitarán de varias entradas entre las que se encuentran: entrada de energía eléctrica, los materiales a utilizar para el diseño mecánico, así como también para la construcción de todos los módulos del sistema y las señales obtenidas por los transductores que son: temperatura corporal, saturación de oxígeno, presión arterial, frecuencia cardiaca, señales cerebrales, posición de miembro inferior y el control de escenarios, como se muestra en la Figura 7. La salida del sistema se compone por la visualización de las señales de signos vitales, del movimiento oscilatorio del miembro inferior, la respuesta cerebral del usuario ante estímulos producidos por situaciones de estrés y relajación lo que conlleva a una mejor concentración. Otra de las señales que se pueden obtener de sistema es la visualización de la escenografía que varía dependiendo del control a distancia realizado por el médico especialista.

A continuación, todas las señales de signos vitales son enviadas a un broker en la nube. Sin embargo, los valores de temperatura, presión arterial, actividad cerebral y la posición de miembro inferior pasan por un proceso de acondicionamiento y procesamiento. De la misma forma se recibe la señal de tipo y complejidad de escenografía que le permite al usuario visualizar los objetos mediante realidad aumentada que provienen del módulo de control de escenario. Finalmente, por otro lado, se muestran los datos de señal oscilatoria del miembro inferior, la señal alfa, beta, theta, gamma del cerebro y los signos vitales, mediante un programa para PC.

En la Figura 8 se puede observar todo el proceso detallado anteriormente

Figura 7

Descomposición funcional de nivel 0

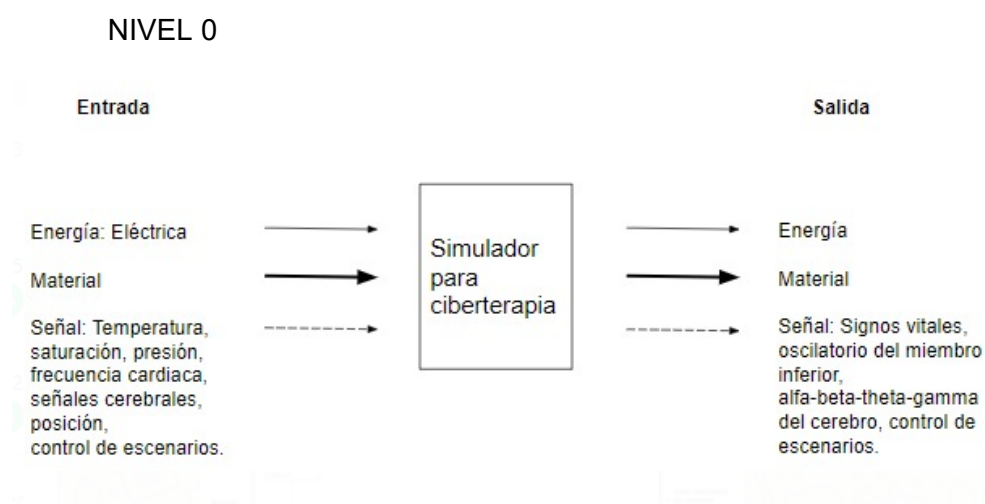
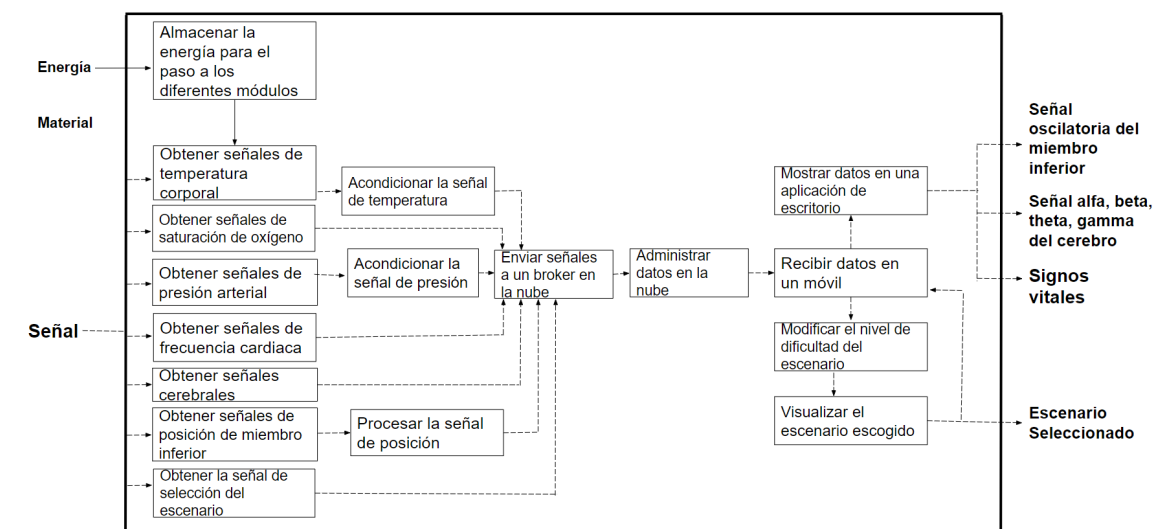


Figura 8

Descomposición de sistema a nivel 1

NIVEL 1



Búsqueda externa

En la Universidad del Desarrollo (UDD), Chile, inspirados en el 23.2% de enfermedades mentales y demanda de licencias médicas, se realizó un prototipo de realidad virtual, con el fin de recrear

la experiencia de crisis de pánico y sus síntomas complejos, ayudando a entender a estudiantes de psicología, que puedan vivir en primera persona una simulación visual de crisis de pánico para ver desde una mejor perspectiva como se manifiestan los síntomas, permitiendo empatizar el trastorno del paciente, con ello aportar con tecnologías que faciliten la comprensión de trastornos y poder tratarlos (Ossa, 2021). A de más el autor menciona la importancia de la ergonomía en el visor de realidad virtual.

Así también el departamento de Psicología en la Universidad Central de Catalunya (Gil Solanas, 2017), realizó un estudio dirigido a verificar la eficiencia del uso de la realidad virtual como herramienta para tratamiento de enfermedades en el campo de la salud mental, con resultados positivos en niveles de ansiedad, emociones y temas de estrés, de esta manera varios profesionales de la rama anhelan el desarrollo de tecnologías asociadas con la realidad virtual.

En la Universidad de Concepción – Chile, crearon una herramienta que permite la reproducción de ambientes y estímulos que son controlados mediante una aplicación y realidad virtual, gracias a los estudios realizados a pacientes con diagnóstico TOC, detectaron cambios significativos en las medidas de ansiedad lo cual es relevante para este proyecto, pues se verifica con resultados cuantitativos positivos la importancia de desarrollar este tipo de trabajos (Brito C. et al., 2018).

La investigación de realidad virtual para el Trastorno Obsesivo Compulsivo: pasado y futuro, con participación de: Kwangunk Kim, Chan-Hyung Kim, So-yeon Kim y sus colegas investigadores de Psiquiatría (Kim et al., 2009), determinan que hay una relación directa entre el trastorno obsesivo compulsivo y las señales fisiológicas del cuerpo humano, que, con la información adquirida desean comprender, evaluar y tratar a pacientes TOC.

El Observatorio Ixtli de la UNAM conjuntamente con EL LEVC, desarrollaron un proyecto de ciberpsicología contra el trastorno por estrés postraumático, patentado por (Hugo Valencia Juliao, 2016), crearon escenas virtuales de situaciones fuertes y traumáticas como: secuestros, rescate, tiroteos falsos. Aquel proyecto sostiene una estadística cuantitativa que muestra un 75% de

efectividad ya que logró rehabilitar a la mayoría de los pacientes con TEPT (trastorno por estrés postraumático).

Finalmente se encontró que, en la Universidad Privada Antenor Orrego, Yarlin Lozano, hizo una investigación sobre el síndrome de pierna inquieta, debido a su etiología desconocida “no es posible crear una síntesis estadística comparativa con otras investigaciones, debido a la escasez de estudios analíticos que nos ayuden a entender este síndrome” (Lozano Miñano, 2020). Esto abre una brecha para innovar en diferentes proyectos orientados a obtener datos cuantitativos, útiles para desarrollar conceptos de una etiología.

Patentes vigentes

En Colombia, el 01 de junio del 2017, Alher Hernández patentó el monitor de signos vitales vestible con interconexión creado, con número de patente: WO 2017/089986 AI. (VALDIVIESO & ÚSUGA, 2017)

Desde China, A. Luo, en junio del 2015, (A. Luo et al., 2015), realizó un estímulo sensorial en el tiempo, usando los datos fisiológicos y técnicas para la detención de señales cerebrales, para poder clasificarlas utilizando diferentes algoritmos de inteligencia artificial.

En la Ciudad de México, (Agencia informativa Conacyt), Hugo Valencia Juliao, el 25 de noviembre, 2016. Su desarrollo de ciberpsicología fue publicado en la revista digital sobre patentes, mediante un visor de realidad virtual más realidad aumentada, para visualizar y controlar escenarios, con el fin de dar tratamiento al trastorno de estrés postraumático. (Hugo Valencia Juliao, 2016).

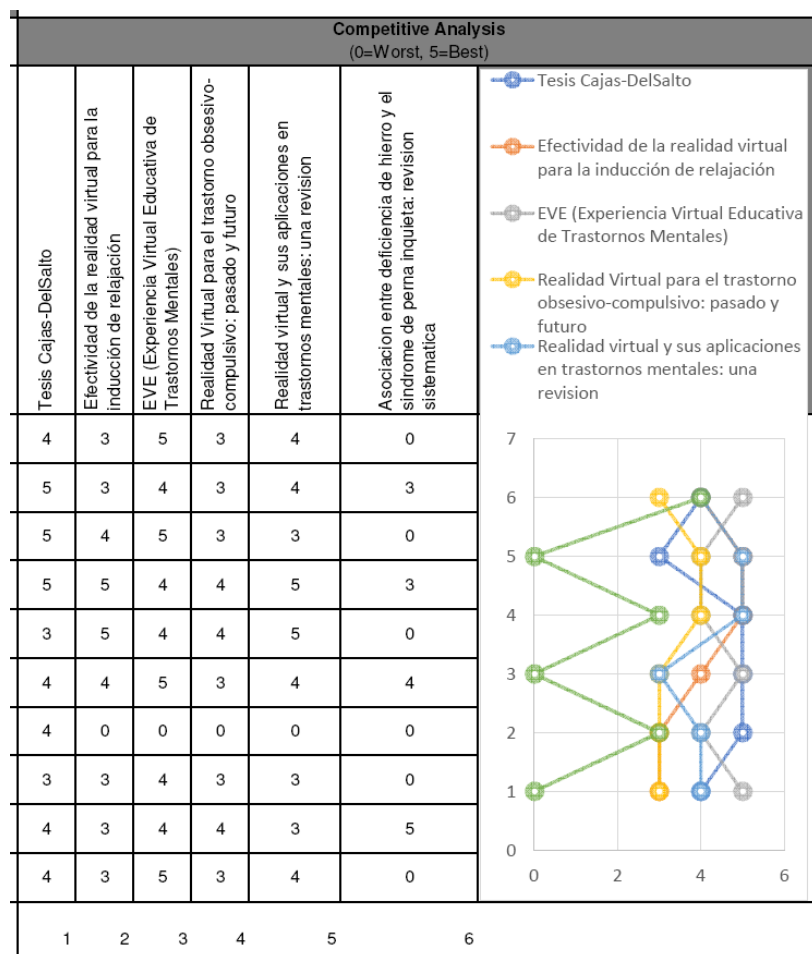
Así también en Alemania: Jonathon E. Giftakis y Timothy J. Denison, el 06 de octubre de 2010, con el número de patente EP 2552309B1. Desarrolló un proyecto que se basa en una interfaz amigable con el usuario, con un entorno gráfico en el que se encuentren los datos del paciente, además de sus señales cerebrales, en contraste con señales oscilatorias provenientes de diferentes partes del cuerpo que vibran por diferentes causas, siendo estas normales o indicadores de algún daño neuronal; además proporciona los datos necesarios para estimar la

postura del paciente, solamente visualizando la morfología de sus señales cerebrales. (Giftakis & Denison, 2019)

Benchmarking

Figura 9

Comparación con la competencia (Benchmarking)



Búsqueda interna

- a. Solución del problema para almacenar la energía previa al paso de los diferentes módulos.

Dentro de las posibles soluciones que se investigaron, resaltan las baterías LiPo y baterías Niquel-metal y Niquel-Cadmio, cuyos detalles se encuentran en el Anexo 3.

b. Solución del problema para obtener señales de temperatura corporal

Un semiconductor LM35, un termistor PTC/NTC o un DS18B20 pueden ser opciones ideales para medir la temperatura corporal, los detalles de la búsqueda interna se encuentran en el Anexo 4.

c. Solución del problema para obtener señales de saturación de oxígeno

En el Anexo 5 se encuentran soluciones basadas en el principio del paso o reflexión de luz roja e infrarroja, entre otras.

d. Solución al problema para obtener señales de presión arterial

Los diferentes sensores para medir presión se han detallado propiedades de interés en el Anexo 6

e. Solución al problema para obtener señales de frecuencia cardíaca

La frecuencia cardíaca se puede obtener por deformación de galgas extensiométricas ubicados en el brazo, sensor ECG o un sensor MAX3010X como lo vemos en el Anexo 7

f. Solución al problema para obtener señales cerebrales

Existen varias diademas comerciales que sirven para medir las señales cerebrales, cada una con sus características específicas, mostradas en el Anexo 8

g. Solución al problema para obtener señales de posición de miembro inferior

El Anexo 9 muestra diferentes maneras de obtener las señales de posición del miembro inferior, dentro de las que se encuentran el uso de un sensor MPU6050 que incluye un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes, así como también otros métodos como el sensor ultrasónico ubicado en un lugar específico para detectar la posición y la frecuencia de oscilación del pie.

h. Solución al problema para obtener señales de selección de escenario

La selección del escenario se da directamente con el desarrollo de una aplicación con este propósito, dicha aplicación se desarrolla en diferentes programas, resaltando Android Studio y Unity, cuyos detalles se muestran en el Anexo 10.

i. Solución al problema para procesar señales de posición de miembro inferior

De acuerdo a la manera de obtener la posición del miembro inferior, se deberá o no realizar el procesamiento de dicha señal adquirida, para ser mostrada en la interfaz de visualización, el escalamiento y filtrado de la señal adquirida que resaltan en el Anexo 11.

j. Solución al problema para enviar señales a un broker en la nube

En la actualidad se ofrecen en el mercado una variedad de módulos que permiten la conexión a internet, sea usando 1 sola tarjeta como el ESP32 o interconectando más de una con Arduino o Raspberry, las características de estos módulos se encuentran en el Anexo 12.

k. Solución al problema para administrar datos en la nube

El Anexo 13 muestra 3 principales brokers gratuitos que brindan diferentes propiedades para la administración de datos, como Mymqtt, Firebase, Mosquito y Mosca.

l. Solución al problema para recibir datos

Existen 2 maneras principales para recibir los datos del broker en un celular, ya que puede transmitirse desde una tarjeta hasta el celular, o directamente pueden usarse los recursos del celular/PC, como se muestra en el Anexo 14.

m. Solución al problema para mostrar datos en un programa para PC

El médico evaluador va a visualizar los datos obtenidos mediante una aplicación de escritorio para PC, cuyo propósito es únicamente la supervisión o visualización de datos, esta posibilidad de desarrollo nos ofrece diferentes aplicaciones descritas en el Anexo 15.

n. Solución al problema para modificar el nivel de dificultad del escenario

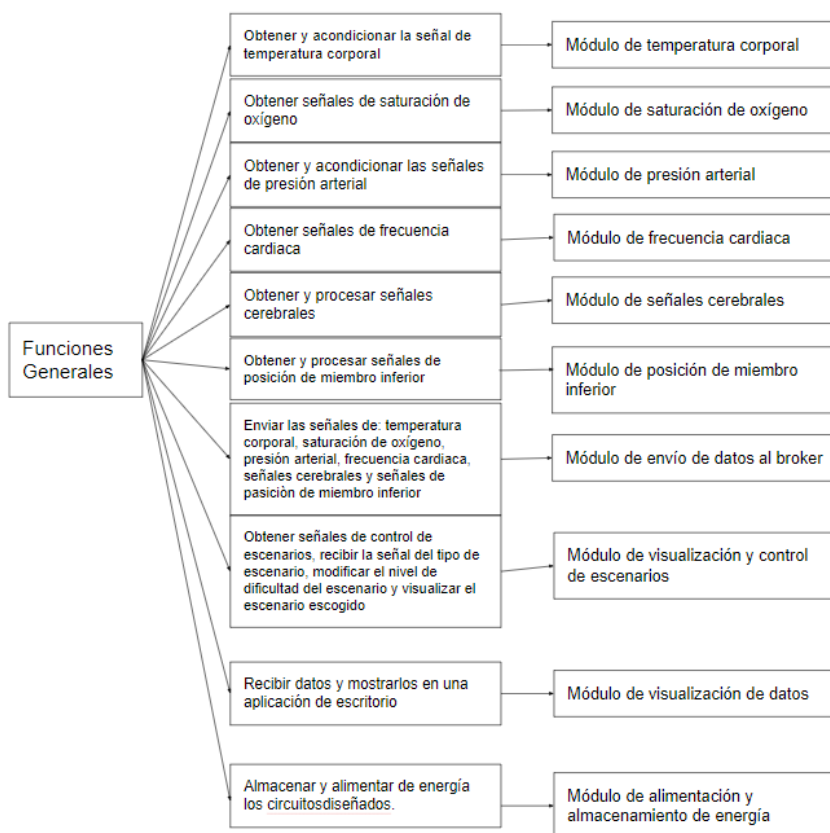
Los escenarios mostrados al usuario deben ser controlados por el médico, de acuerdo a su criterio profesional respecto a las señales que se visualizan, mientras el usuario observa la escenografía escogida, el médico remotamente puede manipular lo que la persona está mirando ese momento, con la ayuda de aplicaciones mostradas en el Anexo 16.

o. Solución al problema para visualizar el escenario escogido

Finalmente, para que el usuario pueda visualizar el escenario, el Anexo 17 muestra varias opciones para solucionar este problema.

División por módulos

Para la parte de la obtención de signos vitales y adquisición de señales se propuso un sistema modular es decir que se dividió el diseño de cada tarjeta según su funcionalidad con el fin de facilitar el armado del sistema como tal, así como el posterior mantenimiento y cambio de tarjeta en caso de existir un daño posterior, así como también las diferentes funcionalidades que realiza el sistema. Los módulos para tratar son los detallados en la Figura 10.

Figura 10*División por módulos***Evaluación de Conceptos*****Selección del concepto para alimentar y almacenar la energía del sistema.***

La batería LiPo presenta características destacables como poder ser recargable y la capacidad de energía que almacena; aunque algunas de las demás opciones mencionadas en el Anexo 3, puedan ser destacables por su disminuido tamaño, las baterías de litio vienen en diferentes dimensiones y gracias a esto se pueden adaptar a cualquier tipo de estructura en la que la vaya a colocar. Además de que se consiguen muy fácilmente en el mercado local, así como también existe el módulo TP4056 que tiene como objetivo facilitar la carga de la batería, el datasheet de este módulo se encuentra en el Anexo18.

Entonces, basado en la accesibilidad en el mercado local, el fácil reemplazo, el precio moderado y los beneficios mencionados en el anterior párrafo, se selecciona 2 baterías LiPo. La primera para el módulo de signos vitales y la segunda para el módulo de posición del miembro inferior cuyas especificaciones se muestran en la Tabla 6, y así volver al dispositivo portátil, sin cables para su funcionamiento, pero si para su carga. Así como también la tercera fuente de almacenamiento de energía será la propia batería del celular que se selecciona para visualizar el escenario y obtener datos GSM.

Tabla 6

Especificaciones de las baterías seleccionadas.

Ítem	Voltaje	Corriente	# de celdas	Medidas	Recargable
Batería 1 para el módulo de signos vitales.	3.4V	750mAh	1	31mm * 23mm * 10 mm	SI
Batería 2 para el módulo de SPI.	7.4V	2200mAh	2	85mm* 34mm *19mm	SI

Nota. Desarrollado por Eduardo Cajas – Daniela Del Salto

Selección del sensor para obtener y acondicionar la señal de temperatura

Para la determinación del sensor que se procede a utilizar en el módulo de temperatura se toman las siguientes consideraciones; entre las que poseen más peso son la detección de sutiles cambios de temperatura debido a que se conoce que la temperatura del cuerpo humano varia en aproximadamente de 4° a 5° dependiendo de la zona donde se encuentre el termómetro, llegando a 31° en la zona de las piernas y a 37° en la zona de la cabeza (Dräger, 2016). Las siguientes consideraciones son a nivel constructivo del transductor, debido a que el material debe ser compatible con la piel del ser humano puesto que esta se encontrará en contacto con el sensor por un tiempo aproximado de 45 minutos, y las variaciones en la medición por el largo del cable juega un papel muy importante en la confiabilidad del módulo. La siguiente consideración es que posea algún tipo de encapsulado para que se pueda desinfectar sin alterar su funcionamiento.

Se selecciona el uso de termistores para tomar la medida de la temperatura debido a que estos son utilizados en equipos médicos gracias a su alta sensibilidad y repetitividad (Webster & Clark, 2010) . La posibilidad de medir los cambios sutiles de la temperatura cutánea dependiendo del tipo de acondicionamiento que se emplee hace que sean muy elegibles para la aplicación propuesta. A su vez, estos son muy fáciles de conseguir en el mercado nacional lo que permite su rápido reemplazo una vez terminada su vida útil, así como también su bajo costo de mantenimiento y adquisición. Las variaciones en la medición por el largo del cable es algo que puede ser controlado fácilmente al momento de la calibración del equipo por lo que esto no simboliza problema alguno de exactitud en las lecturas. Generalmente, estos sensores son utilizados en cunas radiantes para paciente neonatos por lo que se puede concluir que sus encapsulados son compatibles con la piel del ser humano, estos pueden ser desinfectados sin verse afectado su funcionamiento.

Otra de las razones por las que se utilizó este sensor es debido a que es utilizado en termo cunas y cunas radiantes con el fin de controlar la temperatura del ambiente en que se encuentran los pacientes neonatos. Otra de las aplicaciones comunes de los termistores es en monitores de signos vitales que son utilizados en pacientes infantiles, neonatos y adultos en las áreas de terapia intensiva (Webster & Clark, 2010).

Para la etapa de amplificación de la señal adquirida del puente de Wheatstone se utilizó un amplificador de instrumentación de enumeración AD620. Este es un elemento de bajo costo y alta precisión. Otra de sus principales ventajas es que únicamente necesita una resistencia externa para configurar la ganancia del amplificador. Para obtener este valor se utilizaron las ecuaciones entregadas por el fabricante del elemento.

Selección del sensor para medir frecuencia cardíaca y oxigenación en la sangre

El sensor más ampliamente usado dentro de la biomedicina, es el sensor MAX30100, que brinda grandes ventajas y su principio de funcionamiento se basa en la reflexión de luz; sin embargo, en los últimos tiempos ha salido la nueva serie de sensores MAX3010X, protagonizando este diseño el sensor MAX30102, el cual conserva las características de MAX30100, con una alimentación de 3.3V, conexión a ESP32 mediante I2C, e incluye librerías ya desarrolladas y verificadas para usarlas en el IDE de Arduino, más el sensor MAX30102 ha evolucionado con respecto a su predecesor, principalmente en la inclusión de una lámina de separación de los led rojo e infrarrojo con la piel, además reduce la intervención de la luz ambiental en la medición, lo que la optimiza.

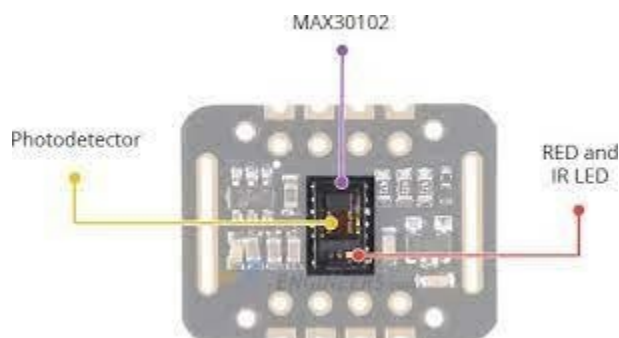
También es válido mencionar que varios artículos, como (Ramos & Reyes, 2021) confirman el uso médico de este dispositivo.

La ventaja de contar con una interfaz de comunicación I2C, simplifica la comunicación con el módulo ESP32 para su posterior envío al broker.

Finalmente, a nivel de desarrollo conceptual, con un solo sensor se ha podido solucionar 2 conceptos a seleccionar, la saturación de oxígeno y la frecuencia cardiaca. Las partes principales del sensor seleccionado se muestran en la Figura 11.

Figura 11

Partes del sensor MAX30102



Nota. Tomado del manual de la tienda Last Minute Engineers.

Selección del sensor para la medición de la presión arterial

La primera característica para resaltar a partir del Anexo 6, es el rango de medición de presión, en el cual las 3 opciones satisfacen las necesidades. Lo que lleva a un segundo criterio de evaluación, que es el voltaje de alimentación, en el cual 2 de ellos trabajan a 5V, lo que es ideal para conectarlos directamente a la tarjeta de adquisición de datos a usar, que son el MPX5500 y el MPS20N0040D, dejando como criterio definitivo, entre estas 2, la facilidad de encontrarle en el mercado local, que hace que el MPX5500 sea el adecuado para este propósito.

El método oscilométrico es ampliamente utilizado por fabricantes de equipos médicos a nivel mundial para la adquisición de señales de presión arterial, esto se debe a que es un método de medición no invasivo.

Finalmente se puede observar que el rango de medición del sensor seleccionado es muy amplio; sin embargo, la medición sigue siendo confiable al usar filtros adicionales para el

acondicionamiento de la señal y el valor del 2,5% nos da un máximo de error en la medición de 5mmHg hasta los 200mmHg que se usan en este diseño (Ver datasheet en Anexo 22).

Matriz de selección del dispositivo para la obtener las señales cerebrales

Tabla 7

Búsqueda interna para obtener las señales cerebrales

N	Criterios de Selección	Peso	Mindflex de	Diadema Mouse 2	EMOTIV EPOC	NeuroSky	INSIGN	
			Calificaci	Evaluaci	Calificaci	Evaluaci	Calificaci	Evaluaci
o			ón	ón	ón	ón	ón	
			pondera		pondera		pondera	
			da	da	da	da	da	
1	De peso ligero	15%	8	1,2	10	1,5	10	1,5
2	Ergonómico	15%	8	1,2	9	1,35	9	1,35
3	Que permita leer las 4 ondas principales alpha, betha, theta, gamma en las zonas cerebrales de interés en TOC	30%	8	2,4	9	2,7	10	3
4	Que sea validada	40%	7	2,8	9	3,6	10	4

bajo buenos
estándares
de calidad

5	Total	7,6	9,15	9,85
	,			
	Punt			
	os			
6	Luga	3	2	1
	r			

El criterio para definir los pesos se da en inicio al darle 15% a dos de las peticiones del cliente, de que sea ligero y ergonómico; el tercer requerimiento se duplica el peso, pues a más de ser una petición del cliente, también es un requisito de diseño el que la diadema que se escoja, tenga el número de electrodos suficientes para obtener las señales requeridas. Finalmente, la validación juega un papel de suma importancia en este dispositivo al trabajar con señales biomédicas.

Obtener y manejar las señales cerebrales resulta una tarea complicada; sin embargo, existen diferentes dispositivos destinados específicamente a este propósito. Dentro de los dispositivos comerciales resaltan marcas como Mouse, NeuroSky, EMOTIV, entre otras.

Los dispositivos de la marca EMOTIV ofrecen una confiabilidad comprobada para el desarrollo de proyectos a nivel de investigación. Dentro del laboratorio de mecatrónica de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, existen dispositivos de la marca EMOTIV, por lo que resulta factible para los ensayos previos a la compra del dispositivo.

Como se puede observar la Tabla 7 en el segundo lugar destaca la Marca NeuroSky que ofrece las mismas ventajas de la marca EMOTIV, además de ser de código abierto; sin embargo, este dispositivo dispone de un solo electrodo lo que reduce la confiabilidad de lectura de datos.

EMOTIV INSIGHT fue seleccionada para ser usada dentro de este proyecto ya que cuenta con 5 electrodos que aseguran una correcta lectura de datos, además es fácil de conseguir pues la empresa EMOTIV realiza envíos a nivel mundial, cuenta con una batería recargable de larga duración y conexión inalámbrica mediante bluetooth. Las demás características que resaltan se encuentran expuestas en el Anexo 23. Finalmente cabe mencionar que se pudieron desarrollar pruebas antes de adquirir el equipo, pues se cuenta con este equipo en el laboratorio de Mecatrónica de la institución.

Para la parte de visualización de datos, se aprovechó que Emotiv ofrece su software oficial EmotivPro de licencia gratuita, la cual ya cuenta con una interfaz muy amigable desarrollada para ver los datos en diferentes formas.

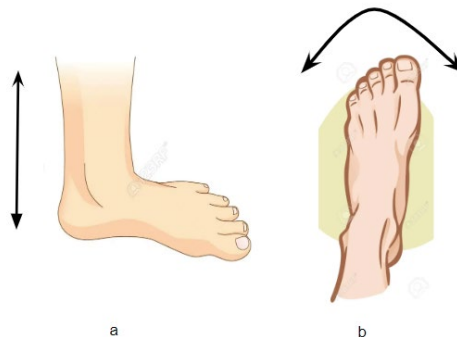
Selección del sensor para medir la posición del miembro inferior.

El Síndrome de Pierna Inquieta SPI llega a ser un síntoma muy frecuente durante las terapias de TOC (Villagomez, 2021); sin embargo, no siempre el profesional de la salud llega a tener visualización completa de la manifestación de este síntoma, además que la frecuencia e inclinación que llegue a tener el miembro inferior no llega a ser perceptible ni puede llevarse un registro en el tiempo del comportamiento durante la terapia.

En el Anexo 9 se detallan diferentes opciones factibles para medir propiedades como la posición y la frecuencia de oscilación del pie; sin embargo, cabe resaltar que la oscilación del pie se puede dar en 1 o 2 ejes (Villagomez, 2021), como se ilustra en la Figura 12.

Figura 12

Direcciones de medida de la oscilación del pie



Si buscamos en el mercado local e internacional, el dispositivo más ampliamente usado para medir posición angular es el sensor MPU6050, el cual cuenta con un giroscopio y un acelerómetro, que nos brinda los datos necesarios para medir tanto la posición del pie como la frecuencia de oscilación de éste.

Al tener en cada uno de sus componentes 3 ejes, permite medir la frecuencia de oscilación y posición del pie en los ejes que se requieren, además que el sensor MPU6050 puede iniciar sus offset en donde se requiera, permitiendo que el pie no deba restringirse a una sola posición o eje de oscilación. El voltaje de alimentación de 3,3V y el bajo consumo energético, minimiza los recursos usados.

Consultar datasheet en Anexo 24.

Selección del software de diseño para obtener la señal de visualización y control de escenarios.

Android Studio es un software de desarrollo de aplicaciones basado en Java para dispositivos Android, por medio del cual se puede diseñar programas de realidad aumentada utilizando la utilidad de Google Sceneform Tool. La elegibilidad de este programa se vio afectado principalmente por la facilidad de instalación del software, así como de sus plugin de desarrollo y también se considera por el objetivo de realizar una página principal donde se pueda cambiar

entre escenarios, es una opción Open Source es decir de código abierto para programación, que admite objetos tipo .obj como renderizables para el desarrollo de realidad aumentada dentro de la aplicación.

Entre los componentes que se usan para desarrollar una app se encuentra ARCore, que es una plataforma de Google la cual sirve para crear experiencias de AR, esta permite la interacción, detección y comprensión del entorno con el teléfono (Google Developers, 2021). Otra de las utilidades es uso es el plugin Google Sceneform Tool que hace posible la renderización de escenas realistas en 3d para aplicaciones tanto en Realidad Aumentada como sin ella (Google Developers, 2020).

Esta selección del concepto nos da una base para la selección que se encuentra más adelante, en donde uno de los requerimientos a cumplir será el poder visualizar estos escenarios desarrollados en un dispositivo que admita Android.

Selección del concepto para procesar la señal de posición del miembro inferior.

Dado que el módulo MPU6050 ya viene integrado con el filtrado y acondicionamiento de la señal para la correcta lectura en los pines I2C del ESP32, basta con realizar operaciones y escalamientos de la señal, que se encuentran desarrolladas dentro de la librería MPU6050 de Arduino, con lo que solamente se llaman a diferentes funciones para encontrar las variables de interés.

Selección de concepto para enviar señales a un broker en la nube

El criterio usado para la sección de este concepto es fundamentalmente el uso de un solo módulo, pues en calidad, precio, confiabilidad, robustez y demás características funcionales, las 3 opciones ofrecen prestaciones similares.

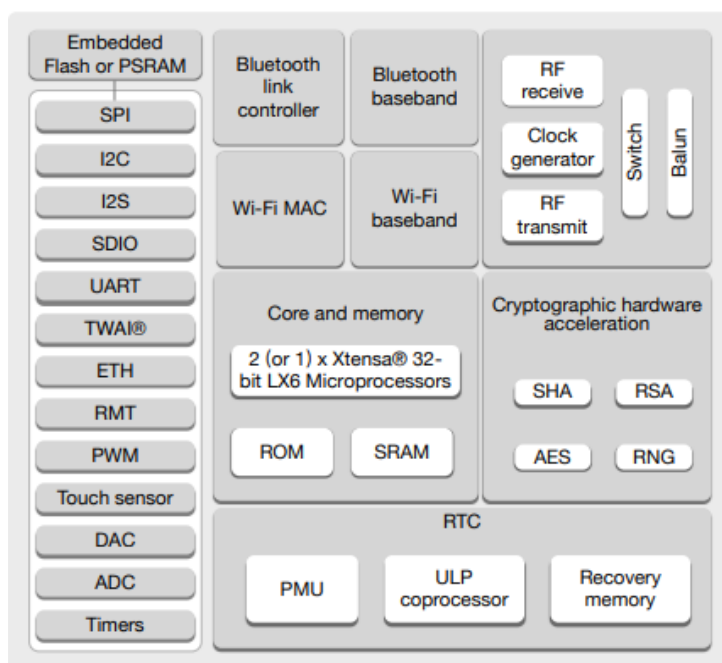
En este caso el módulo ESP32 DevKit v1 (Ver datasheet en Anexo 25) es un dispositivo, que cuenta con diferentes entradas y salidas análogas/digitales, comunicación mediante I2C y 2

puertos de comunicación UART, se alimenta con 3,3 – 5V, cuenta integrada un módulo WiFi 2.4GHz también Bluetooth v4.2 y demás características que están mostradas en la Figura 13.

Otra cualidad destacable de ESP32 es la compatibilidad en su programación con el IDE de Arduino y todas las librerías disponibles para el uso de sensores conectados directamente a ESP32.

Figura 13

Diagrama funcional de bloques de ESP32 DevKit v1



Nota. Tomada de la página Oficial de Espressif, datasheet ESP32 DevKit v1

(Maier et al., 2017) afirma que el ESP32 está diseñado para trabajar con el IoT, adicionado a un sistema de bajo costo y bajo consumo de energía.

El envío de datos se realizará a través de datos GSM, con un celular Redmi Note 7 (Ver características en Anexo 26) en el cual se va a visualizar el escenario de realidad aumentada escogido, y proveerá de internet al sistema, dándole una independencia de conectividad a un modem estático, y configurando por defecto como esclavo al ESP32 para que se conecte al punto

de red del celular como maestro. El único requerimiento será mantener activo el plan de datos móviles para realizar el envío y recepción de datos.

Selección del broker para la administración de datos en la nube

La selección del concepto anterior lleva a posicionar en primer lugar a Firebase de Google frente a las demás opciones expuestas en el Anexo 13.

El IDE de Arduino posee librerías que facilitan enormemente la comunicación entre el ESP32 y el broker realtime de Firebase para la transmisión de las señales biomédicas.

El broker escogido sobresale también por la propiedad de tener una sección de autenticación propia, lo que hace que los datos no sean públicos, sino estén encriptados bajo la seguridad de cuentas de Google, Facebook, Twitter, en comparación con sus adversarios, en los cuales las bases de datos gratuitas son abiertas, de tal manera que solo basta con tener la dirección del path donde se encuentra la información.

Firebase cuenta con el Plan Spark, que no tiene costo, en el cual, si se almacena menos de 1GB de información en Realtime Database, los gigabytes de transferencia son ilimitados. Así también se pueden llegar a verificar 10000 usuarios autenticados, antes de empezar a pagar algún valor.

Otras propiedades de interés pueden encontrarse en el Anexo 27

Selección del concepto para el desarrollo de la interfaz de visualización.

Al investigar la literatura se puede evidenciar que no todos los programas para desarrollo de aplicaciones tienen la posibilidad de conectarse con el Realtime Database y que se puedan mostrar los cambios que se presentan con un periodo de latencia cercano a 0, por lo que, en base a la selección secuencial de conceptos es importante otorgar la mitad del peso de la selección de conceptos, para que el programa escogido pueda conectarse a Firebase, caso contrario, no se podría realizar la conexión. Un requerimiento del cliente es el poder visualizar los datos en una interfaz gráfica, que en ciertos programas son fáciles de diseñar pues cuentan con interfaces

visuales; pero otros programas pueden dificultar la tarea de diseño, por lo que es importante el poder desarrollar fácilmente una interfaz gráfica, dándole el 30% del peso. Finalmente, el Firebase trabaja mediante un protocolo MQTT, por lo que es necesario que el programa en el que se desarrolle la aplicación trabaje con conexiones mediante dicho tipo de comunicación. La Tabla 8 expone estos 3 criterios de selección en 3 programas con características de interés y famosos por su versatilidad de uso.

Tabla 8*Selección de conceptos para mostrar datos en una aplicación de escritorio*

			Visual Studio Code		Atom		Java SDK	
N°	Criterios de Selección	Peso	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada
1	Permita la conexión con Realtime de Firebase con latencia cercana a cero	50%	10	5	8	4	10	5
2	Se pueda desarrollar una interfaz gráfica	30%	10	3	9	2,7	9	2,7
3	Cuenta con librerías para la transmisión de datos con protocolo MQTT	20%	10	2	9	1,8	7	1,4
4		Total, Puntos		10		8,5		9,1

5	Lugar	1	3	2
---	-------	---	---	---

Tras desarrollar la matriz de selección de conceptos, se obtiene que el programa más adecuado para el desarrollo de la aplicación es Visual Studio, en este caso en su versión 2022, que cuenta con librerías desarrolladas para la conexión directa con Firebase, como Firesharp que permite actualizar la información en Visual Studio cuando exista un cambio en la base de datos de Firebase.

El encriptado de datos también es una cualidad resaltante de Visual Studio pues aprovecha las propiedades de Autenticación de Firebase, además de una única URL y Secret key para la conexión.

Selección del concepto para modificar la dificultad del escenario.

Modificar la dificultad del escenario implica la interacción del médico directamente con la pantalla del celular con el que se está mostrando el escenario, por lo que resulta muy factible el usar aplicaciones de uso gratuito y grandes prestaciones para la visualización y manipulación remota de la pantalla del celular. Dentro de las opciones mostradas en el Anexo 16, la más destacable, por sus prestaciones en su versión gratuita es la aplicación Anydesk (ANEXO 39) en su última versión 7.0.13, que es multiplataforma, compatible tanto con Android como con Windows, y soluciona esta selección del concepto.

Selección del concepto para visualizar el escenario escogido

Una vez seleccionado los conceptos anteriores, podemos hacer uso de un concepto ya seleccionado, que también satisface estas necesidades, que es la visualización del escenario escogido, en una aplicación Android, directo en el celular Redmi Note 7, que ya sirve como punto de red para datos GSM, también para el cambio de escenarios mediante Anydesk, y ahora para la visualización de datos desarrollada en Android Studio.

Selección de la caja para el equipo.

Uno de los requerimientos del cliente fue que haya un estuche en donde guardar el equipo, también para poder transportarlo y sea agradable a la vista. Para la selección se toma en cuenta el listado de elementos que se posee el sistema, detallados en la Tabla 9.

Tabla 9

Listado de elementos del sistema.

Ítem	Elemento	Cantidad
1	Módulo señales cerebrales	1
2	Módulo SPI	1
3	Sensor de temperatura	1
4	Sensor de oxigenación + frecuencia cardiaca + acople para dedo.	1
5	Guante para colocar el acople para dedo.	1
6	Mangua para medir a presión talla M	1
7	Estuche con equipo EEG	1
8	Cargador de equipos	4
9	Celular Redmi Note 7	1
10	Gafas de Realidad Virtual	1

.De esta manera, para facilitar el costo de diseño y fabricación, se acudió a un mercado local y se adquirió un baúl, que cumple con los requerimientos de dimensiones para albergar todos los elementos y además es comercializado como un artículo decorativo, por lo que la estética gana muchos puntos con esta selección, mostrada en la Figura 14. Es de madera y cuenta con elementos para colocar un candado. Sus dimensiones finales son de 25*30*25 cm en su volumen usable.

Figura 14

Caja para albergar y transportar el sistema.

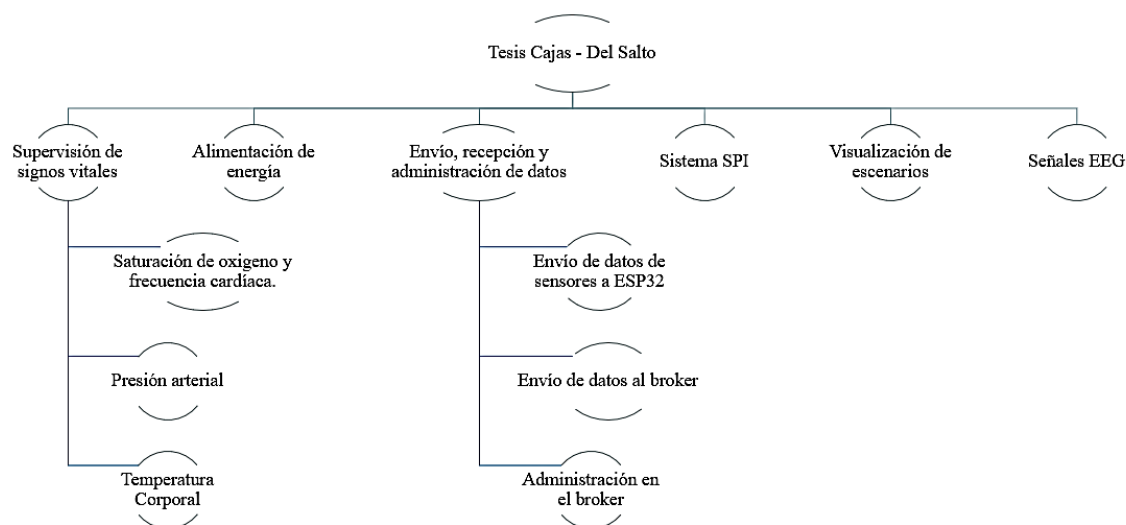


Diseño del Sistema

El proyecto se dividió en 6 subsistemas principales para facilitar el desarrollo del proyecto, mostradas en resumen en la Figura 15.

Figura 15

Diseño de sistemas



Diseño del subsistema de supervisión de signos vitales

Módulo para medición de saturación y pulso cardíaco

Para la medición de la saturación y pulso cardíaco se utilizó el sensor MAX30102, que acorde con el datasheet presentado por el fabricante, es un pulso-oxímetro integrado encargado de la obtención de medidas correspondientes al pulso cardíaco y el nivel de oxígeno en la sangre conocido como saturación. Su funcionamiento se da mediante la emisión de ondas de luz roja e infrarroja obtenidas por la energización de dos leds que permite obtener la señal biomédica tomada de la punta del dedo, de esta forma se mide la cantidad de luz infrarroja que se ve absorbida la sangre.

Este sensor funciona por medio de protocolo I2C para comunicarse con un microcontrolador maestro, en el caso de este proyecto un ESP32, y posee las siguientes características técnicas:

Tabla 10*Características Técnicas de protocolo I2C del ESP32*

Característica Técnica	Valor
Voltaje de alimentación	1.8V-3.3V
Corriente de apagado	0.7uA
Tipo de interfaz	I2C
Resolución ADC	14 bits
Corriente del Led infrarrojo	50mA
Rango de temperatura de trabajo	-40 a 85°C

Nota. Información rescatada del datasheet de Espressif del ESP32 Dev Kit v1

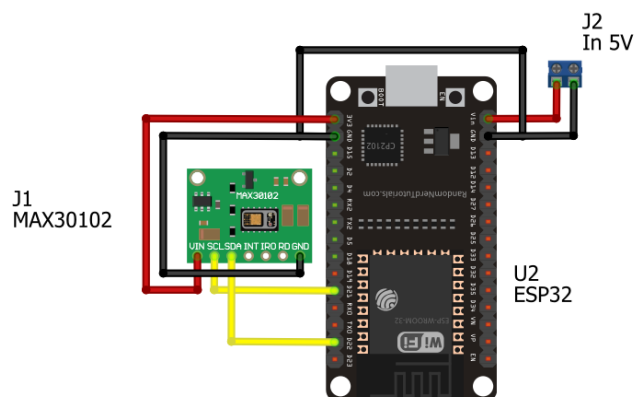
Para el correcto funcionamiento del sensor fue necesaria la utilización de una librería MAX30105.h, spo2_algorithm.h. y Wire.h que es ampliamente usada cuando se trabaja con interfaz I2C, como se es posible apreciar en la Tabla 10. Para el desarrollo del programa es importante tomar en cuenta la detección del latido, así como la corriente que se envía al led Infrarrojo puesto que de esto depende la exactitud de la toma de la medida.

Una vez tomado el valor de saturación de sangre y pulso cardiaco se procede a enviar los valores al Broker vía Wifi mediante protocolo MQTT con el fin de mostrarlos en la interfaz de usuario.

En la Figura 16 se puede observar el diagrama de conexiones del módulo de saturación

Figura 16

Diagrama de conexiones del módulo de saturación



Módulo para medición de presión arterial no invasiva (NIBP)

Para la implementación del módulo en cuestión se utilizó el método oscilométrico mediante el uso del sensor de presión MPX5500(Ver anexo 22). Este transductor pertenece a la familia de los piezoresistivos lo que quiere decir los cambios de la presión producen una deformación mecánica lo que conlleva a una variación de la resistividad eléctrica.

Acondicionamiento de la señal de presión

De la salida del sensor se toman dos señales que dependen la una de la otra. La primera es la señal de presión del brazalete que es el valor de presión directo medido por el transductor. La siguiente señal es oscilatoria producida por el pulso cardiaco. Debido a esto se realiza un acondicionamiento de señal compuesto por varias etapas, las primeras que se ven diferenciadas dependiendo de la señal a tomar, presión de la manga u oscilaciones.

Para la obtención de la señal de presión del brazalete únicamente fue necesario realizar un filtrado inicial de la señal de tipo pasa bajos con el fin de evitar el ruido de alta frecuencia que se presenta en inflado y desinflado de la manga por la acción de la bomba y la válvula

Para lograr esto se realizó un filtro pasivo con frecuencia de corte de 10 Hz a través de un seguidor de voltaje también conocido como Buffer. Esta fase es esencial debido a que el

circuito tiene una impedancia infinita dada por la salida de impedancia finita del sensor que varía por la señal de presión. Para el diseño del filtro se sigue la ecuación 1 con el fin de encontrar la resistencia 1, dando de resultado al circuito mostrado en la Figura 17

$$f_c = \frac{1}{2\pi * C * R_1} \quad (1)$$

Donde:

f_c : Frecuencia de corte

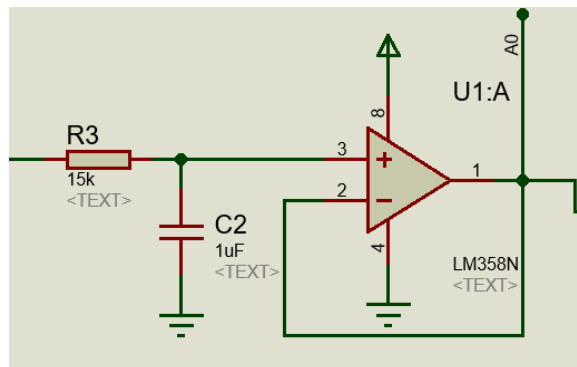
C: Capacitor conocido

R_1 : Resistencia a encontrar

$$R_1 = \frac{1}{2\pi * C * f_c} = \frac{1}{2\pi * 1\mu F * 10} = 15k\Omega$$

Figura 17

Filtro pasa bajos seguido de buffer



La señal de salida del amplificador operacional es la que se dirige a la entrada analógica del microcontrolador para tomar los valores de la presión del brazalete, y a su vez es la entrada del siguiente filtro para la parte de la señal oscilométrica.

Para esta parte del acondicionamiento se utilizó un filtro pasa banda mixto, es decir un filtro pasa altos activo con una ganancia de 101 utilizando una frecuencia de corte de 2.2 Hz, A este se lo acompaño de un filtro pasa bajos pasivo con una frecuencia de 11 Hz. El diseño se lo realizo a partir de la ecuación 2 a partir de la cual se obtiene la resistencia 2, obteniendo el circuito de la Figura 18

$$f_c = \frac{1}{2\pi * C * R_2} \quad (2)$$

Donde:

f_c : Frecuencia de corte

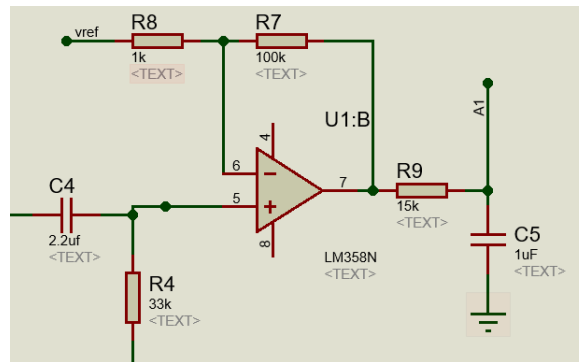
C: Capacitor conocido

R_1 : Resistencia a encontrar

$$R_2 = \frac{1}{2\pi * C_2 * f_c} = \frac{1}{2\pi * 2.2\mu F * 2.2} = 33k\Omega$$

Figura 18

Filtro pasa bando para acondicionamiento de señal de oscilaciones



Con el fin de obtener la ganancia de las oscilaciones se conectó la salida del circuito con ganancia unitaria con el fin de saber que voltaje está enviando la salida y proceder a utilizar la ecuación 3 para diseñar. Se obtuvo una ganancia de 101. Una vez obtenida la ganancia se procede a obtener la resistencia 6 necesaria para el diseño del circuito.

$$A = 1 + \frac{R_6}{R_7} \quad (3)$$

Donde:

A: Ganancia de oscilaciones

R_6 : Resistencia a hallar

R_7 : Resistencia conocida

$$100 = \frac{R_6}{1000}$$

$$R_6 = 100k\Omega$$

Diseño del sistema de inflado de brazalete

En el listado a continuación se muestran los factores a ser considerados en la selección de materiales presentes en el módulo de presión arterial no invasiva:

- Potencia de bomba para inflado de brazalete
- Flujo de descarga de aire de la válvula
- Resistencia de las mangueras
- El diámetro de la toma de aire de la bomba, válvulas y mangueras
- La presión de aire máxima del sistema

Para la selección de la bomba se tomó en consideración que el tiempo de la medición no debe superar los 2 minutos con el fin de garantizar la comodidad del usuario, de la misma forma, el tiempo estimado de inflado del brazalete es mucho menor que el del desinflado en una relación de 3 a 1. Por estas razones se elige una bomba de 3 W de potencia que de acuerdo con el vendedor llena un contenedor de 500 ml en 10 segundos (Ver Anexo 28). Para la selección de la válvula de escape se escoge una de tipo solenoide cuyo flujo de aire puede ser controlado con el fin de lograr una salida de aire de 2-3 mmHg por pulsación, la válvula seleccionada es una de

tipo solenoide que funciona a 5 V y tiene un accesorio desmontable para que sea de 1 o 3 vías (Ver Anexo 29).

Como es posible apreciar en la Figura 19, el circuito de control de ambos actuadores se ve compuesto por transistores Darlington TIP120 y diodos con el fin proteger transistores y microcontrolador al direccionar la corriente de retorno por el encendido y apagado de los elementos, y en la Figura 20 donde se puede apreciar el diagrama de conexiones del módulo en general

Figura 19

Circuito de potencia de módulo de presión diseñado en Proteus 8.14

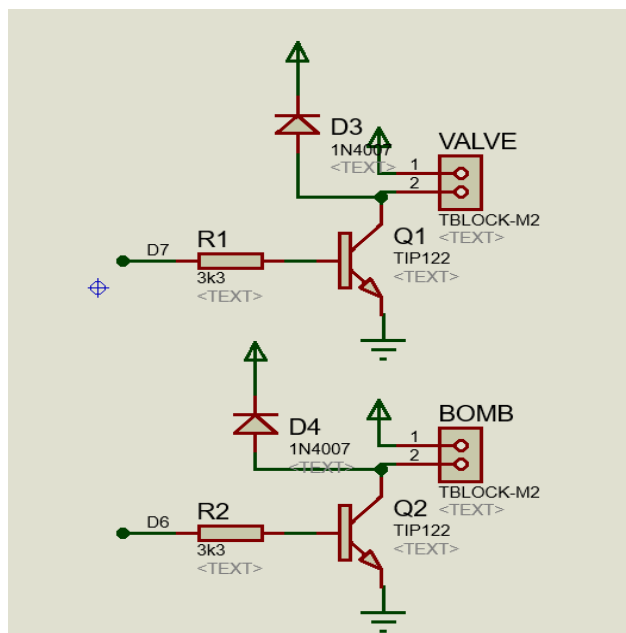
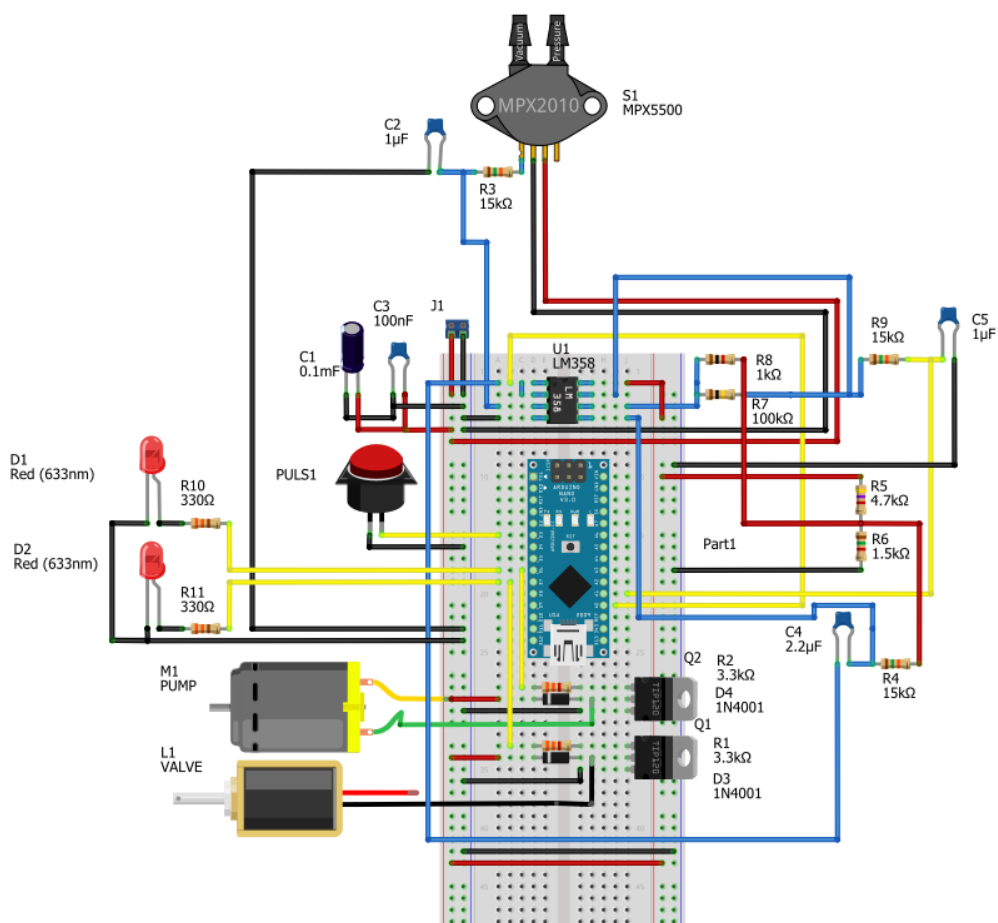


Figura 20

Diagrama de conexiones del módulo de presión



Módulo de Temperatura Corporal

El termistor es un elemento dentro del grupo de los resistores cuya resistencia varía significativamente ante la presencia de cambios en la temperatura. Es un semiconductor hecho de materiales cerámicos y posee un coeficiente negativo alto, es decir que mientras la temperatura aumenta la resistencia disminuye y viceversa (Melo, 2006).

Se utilizó un termistor de $6.8\text{k}\Omega$ a 25°C .

Puente de Wheatstone

El diseño del puente de Wheatstone se realizó mediante el equilibrio de la configuración, para lo que se utilizaron las resistencias de 6.8 kΩ, 4.7 kΩ, y el valor real del termistor a 25°C que en este caso fue de 7 kΩ, formando el circuito que se muestra en la Figura 21.

Aplicando la Ecuación 4 se obtiene la Resistencia que brinda equilibrio el puente de Wheatstone, es decir que el valor de Voltaje de salida del mismo es igual a 0. El diseño se muestra en la Figura 21.

$$R_x = R_{T1} * \frac{R_3}{R_1} \quad (4)$$

Donde:

R_x : Resistencia que brinda equilibrio al puente de Wheatstone

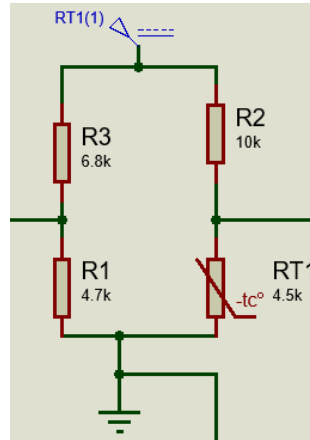
R_3 y R_1 : Resistencias conocidas

R_{T1} : Valor de la resistencia del termistor

$$R_x = 7k\Omega * \frac{6.8k\Omega}{4.7k\Omega} = 10.12k\Omega \approx 10k\Omega$$

Figura 21

Puente de Wheatstone para acondicionamiento de termistor



Amplificación de señal

Seleccionado ya el Amplificador AD620, primero se calculó el valor de la Resistencia del Termistor a 50°C utilizando la Ecuación de Steinhart-Hart (ecuación 5). Se emplea la Resistencia inicial de 7000 debido a que ese es el valor real del termistor a 25°C.

$$R_t = R_0 e^{B \cdot \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)} \quad (5)$$

Donde:

R_t : Resistencia del termistor a cierta temperatura

R_0 : Resistencia del termistor a 25°C

B: Constante de Steinhart-Hart

T: Temperatura en Kelvin

T_0 : Temperatura inicial en Kelvin

$$R_t = 7000 * e^{3977 * \left(\frac{1}{323} - \frac{1}{298} \right)}$$

$$R_t = 2491 \Omega$$

Mediante la utilización de la ecuación 6 se procedió a obtener los valores de Voltaje (V_a y V_b) que son los valores de salida del puente de Wheatstone, de esta manera se puede obtener la Ganancia (G) y la Resistencia de ganancia (R_g) usando las ecuaciones 7 y 8.

$$V_a = V_s * \frac{R_t}{R_t + R_1} \quad (6)$$

Donde

V_a : Voltaje de salida del puente de Wheatstone

V_s : Voltaje de fuente de alimentación

R_t : Resistencia del termistor a cierta temperatura

R_1 : Resistencia conocida

$$V_a = 5 * \frac{4700}{4700 + 10000} = 2.07 \text{ V}$$

$$V_b = 5 * \frac{2500}{2500 + 10000} = 0.93 \text{ V}$$

$$G = \frac{\Delta V_{out}}{\Delta V_{in}} \quad (7)$$

Donde:

G : Ganancia del amplificador operacional

ΔV_{out} : Variación de voltaje en la salida

ΔV_{in} : Variación de voltaje en la entrada

R_g : Resistencia de ganancia

$$G = \frac{5 - 0}{2.07 - 0.93} = 4.46$$

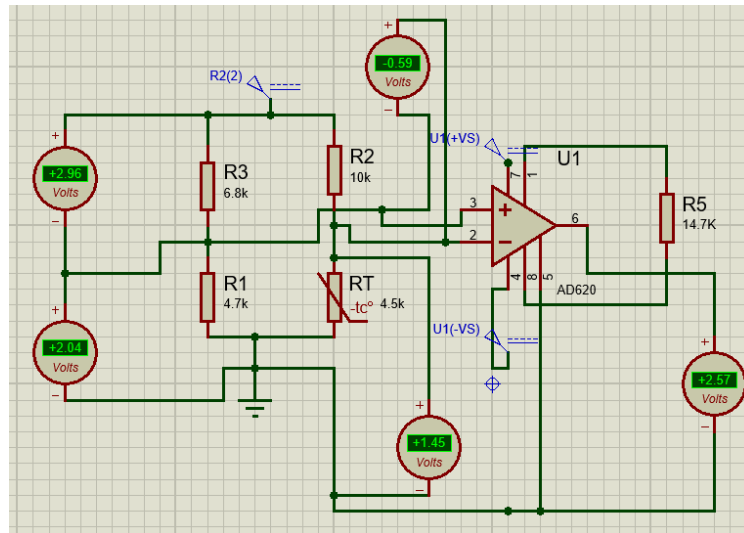
$$R_g = \frac{49400}{4.46 - 1} \quad (8)$$

$$R_g = 14277.46 \approx 14.7 \text{ k}\Omega$$

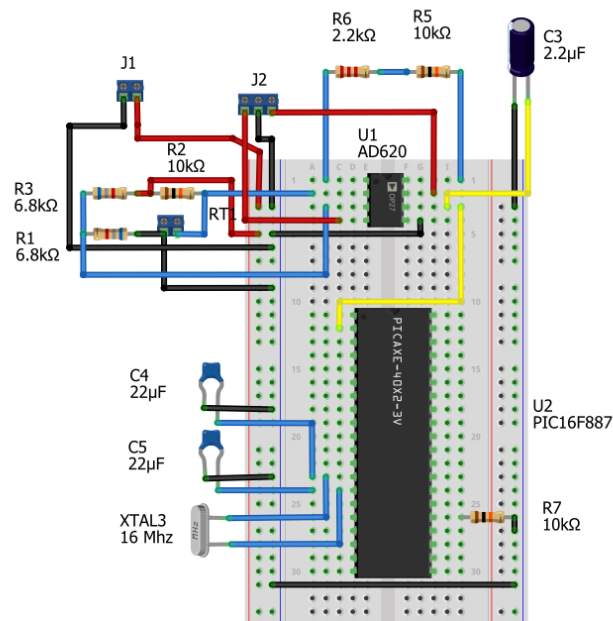
A continuación, en la Figura 22, se puede apreciar una simulación del módulo de temperatura realizada en el programa Proteus, donde se observan las distintas etapas de acondicionamiento de señal revisadas anteriormente, mientras que en la Figura 23 se puede observar el diagrama de conexiones del módulo

Figura 22

Simulación del módulo de temperatura

**Figura 23**

Esquema de conexión de módulo de temperatura



Diseño del subsistema de alimentación de energía

Para la alimentación de la Caja donde se encuentran los módulos de adquisición de las señales de signos vitales se utiliza una batería LiPo de 7.4V 2200mAh con el fin de mantener el

requerimiento de portabilidad. Se toma en consideración las Fichas Técnicas de los sensores conectados a las tarjetas, así como también la corriente necesaria para accionar la bomba y la válvula del sistema de presión.

Como se puede observar a continuación en la Tabla 11, el Sensor MAX 30102 es un elemento de bajo consumo energético, puesto que únicamente necesita 3.3V de entrada, y el led infrarrojo por medio del cual se miden las Pulsaciones y Nivel de oxígeno de la sangre requiere de 50mA para funcionar. Para alimentarlo es suficiente el Voltaje y Corriente que sale del Microcontrolador al que éste se encuentra conectado. Es decir, el ESP32 que de acuerdo a fabricante necesita una fuente únicamente de 5V y 1A.

Tabla 11

Características Técnicas sensor MAX 30102 (Datasheet Anexo 21)

Característica Técnica	Valor
Voltaje de alimentación	1.8V-3.3V
Corriente de apagado	0.7uA
Corriente del Led infrarrojo	50mA

La Tabla 12 a continuación ilustra los Requerimientos Energéticos del Módulo de Temperatura, donde se toma en cuenta el voltaje requerido para el funcionamiento del termistor (Ver Anexo 19), el microcontrolador PIC16F887 (Ver Anexo 30), y el amplificador operacional AD620 (Ver Anexo 31). Como se puede apreciar todos los elementos utilizan un voltaje de hasta 5V y menos de 1A. Sin embargo, el amplificador operacional AD620 requiere una fuente positiva y negativa para su polarización, por lo que se utiliza un módulo convertidor de voltaje cuya entrada es de 3-5V mientras que su salida es de $\pm 12V$ con 30mA de corriente, valores que abarcan el rango energético del amplificador operacional.

Tabla 12

Características Técnicas del sensor de temperatura

Sensor de Temperatura	
Característica Técnica	Valor
Voltaje	5V
Corriente	73mA
PIC16f887	
Voltaje	2-5.5V
Corriente	220uA a 2.0 V y 4MHz 11uA a 2.0V y 32KHz 50nA en modo espera
Amplificador operacional AD620	
Voltaje de polarización	± 2.3 a $\pm 18V$
Corriente	1.3 mA

Otro de los módulos que se necesita alimentar con esta tarjeta es el de presión arterial no invasiva. Para ello los elementos que se consideran son los de mayor consumo energético interpretados en la Tabla 13, como el sensor MPX5500 (Ver Anexo 22), la bomba (Ver Anexo 28), válvula (Ver Anexo 29), y microcontrolador (Ver Anexo 32). De acuerdo con la Tabla 13, se puede concluir que la mayor corriente que se necesita son 2A para el funcionamiento de la bomba debido a que esta tiene una potencia de 3W.

Tabla 13

Característica Técnica Sensor de Presión MPX5500, Bomba, válvula y Arduino

Sensor de Presión MPX5500	
Característica Técnica	Valor
Voltaje	0.2-4.7V
Corriente	10mA
Bomba	
Voltaje	6V
Potencia	3W
Válvula	
Voltaje de polarización	3V- 5V
Corriente	180Ma-300mA
Arduino nano	
Voltaje	5V
corriente	1A

Se diseña el módulo cuyo principal fin es la alimentación de las otras tarjetas, así como también dar carga a la batería LiPo. Para este fin, se selecciona el módulo de carga descarga HX-2S-D01 (Ver Anexo 33) debido al número de celdas que posee como también las protecciones contra la sobrecarga, cortos circuitos y excesos de corrientes que son ofrecidas por el fabricante. Dado que el equipo se encuentra diseñado para trabajar con 5V DC, es necesario que la entrada y la salida de la fuente sea de este voltaje, sin embargo, es importante acotar que se necesita una tensión de 7.4V para cargar la batería por lo que se resuelve usar módulos step up (Ver Anexo 34) que soporten corrientes de 2200mAh con el fin de subir el voltaje de 5V a 7.4V para conectar al cargador y otro step down (Ver Anexo 35) para regresar el voltaje de 7.4V a 5V. En la Figura 24 mostrada a continuación se puede observar el resultado final de la construcción de

la tarjeta del módulo de alimentación, mientras que en la Figura 25 se puede observar el diagrama de conexiones del módulo

Figura 24

Módulo de alimentación

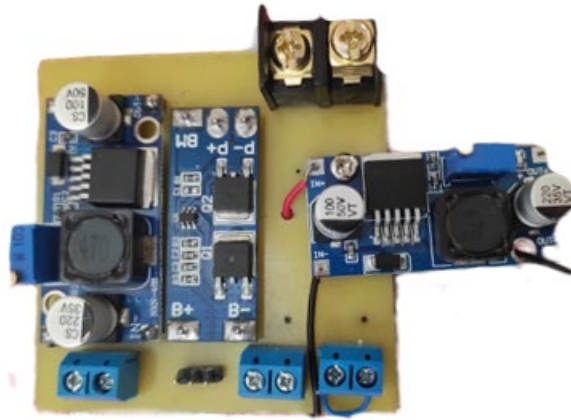
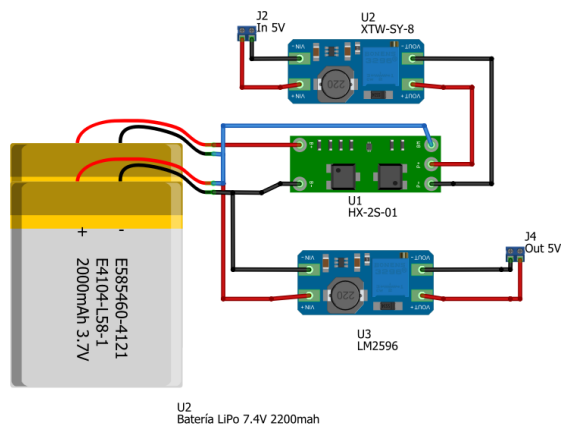


Figura 25

Diagrama de conexiones del módulo de alimentación



Envío, recepción y administración de datos

Envío de datos de sensores a ESP32

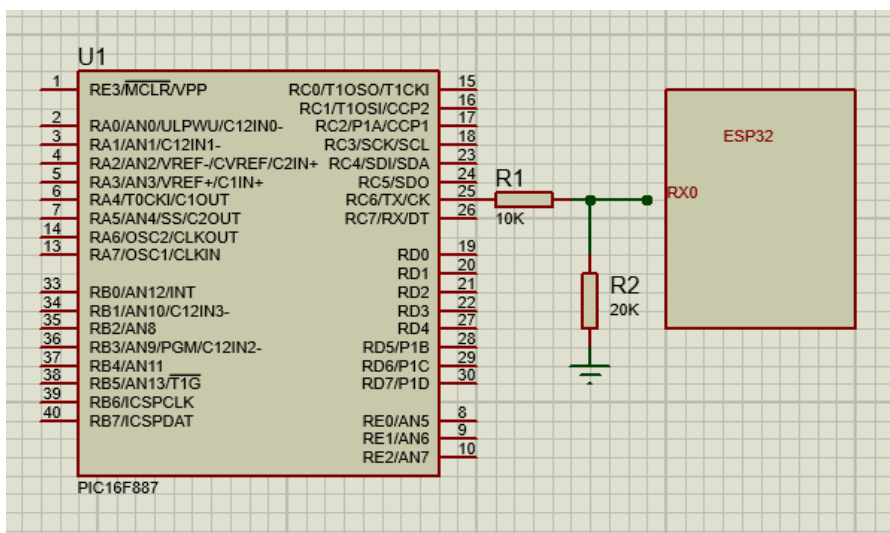
Comunicación entre PIC 16f887 y ESP32 (Temperatura)

Para enviar los datos de temperatura entre el PIC16f887 y el ESP32 se utilizó el protocolo de comunicación serial UART la cual se consigue conectando el pin de transmisión del microcontrolador PIC con el de recepción del ESP32, como se muestra en la Figura 26. Para realizar esta comunicación se utilizaron dos programas: PIC C y Arduino IDE.

Primero se leyeron los datos mediante el PIC16F887 y a continuación se procedió a enviar dicha información por comunicación serial carácter por carácter, estos datos se guardaron dentro de una cadena de caracteres los cuales fueron transformados a tipo entero para ser procesados y convertidos a unidades de temperatura.

Figura 26

Conexión entre el PIC 16f887 y el ESP32



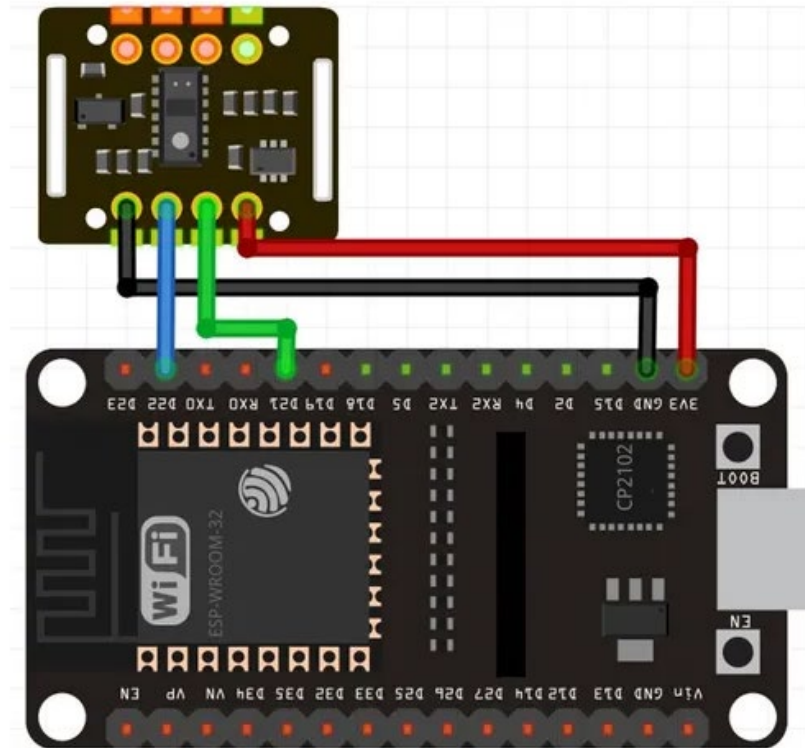
Comunicación entre MAX30102 y ESP32

El módulo MAX30102, se caracteriza por enviar datos mediante puerto I2C, como se muestra en la Figura 27, el pin SCL del MAX30102 va conectado al SCL(D22) del ESP32, de la

misma manera con el pin SDA(D21), para la alimentación VCC de obtendrá de la salida de 3,3V de ESP32, de igual manera van unidos los pines GND.

Figura 27

Diagrama de conexión del módulo MAX30102 y el ESP32



Nota. Imagen tomada del tutorial de oxímetro y pulso de Microcontrollerslab.com

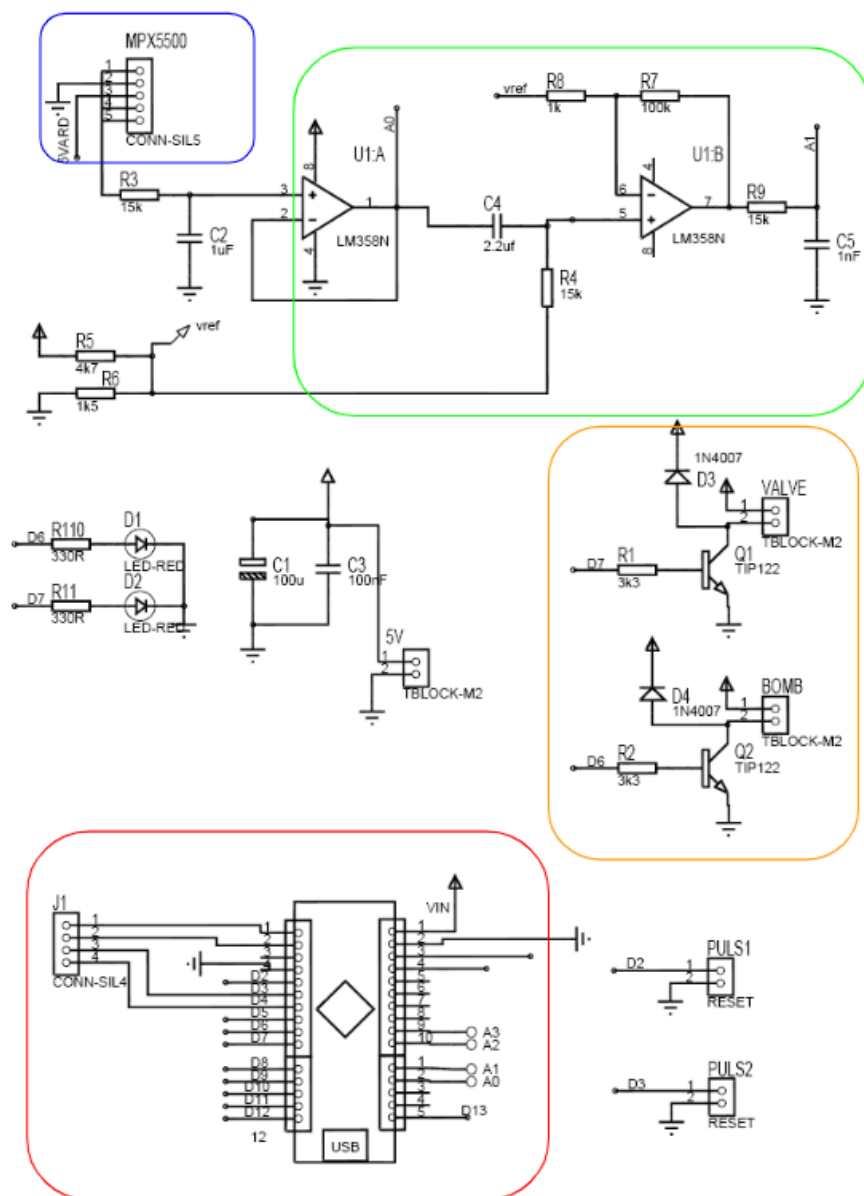
Dentro del IDE de Arduino se encuentra disponible la Librería MAX30105.h, la cual cuenta con recursos para obtener directamente las señales del nivel de oxígeno en la sangre incluyendo a spo2_algorithm.h y la frecuencia cardíaca incluyendo a heartRate.h directamente llamando a una función, así también datos de validación del valor obtenido.

Comunicación entre el sensor de presión y el ESP32

A partir de la Figura 18, donde se encuentra la salida del acondicionamiento de señal de la presión, dicha salida, va conectada directamente al pin analógico del Arduino nano (Ver Anexo 32) y a la vez dicho módulo envía la señal mediante puerto UART al ESP32.

Figura 28

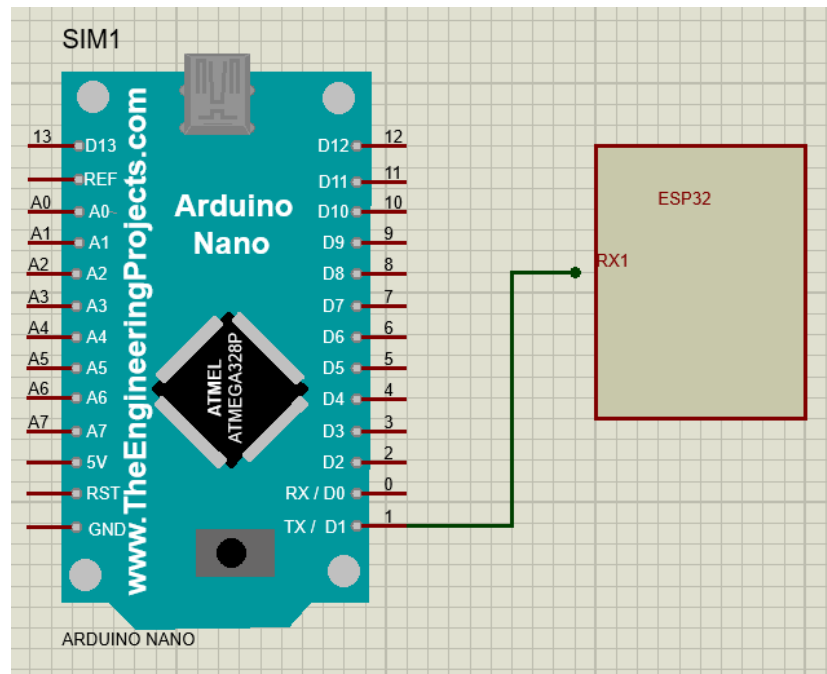
Esquema general de conexión del circuito de presión



En la Figura 28 se puede apreciar claramente como la señal va desde el sensor MPX5500 representado por la zona azul, hacia la zona verde, que corresponde al acondicionamiento de la señal, para llevar dicha información hacia la zona roja en donde se encuentra el Arduino Nano, y a partir de este activar los circuitos de potencia de la zona amarilla y el envío de los datos de presión sistólica y diastólica mediante UART hacia el ESP32, como lo muestra la Figura 29.

Figura 29

Diagrama de conexión entre el Arduino nano y el ESP32.

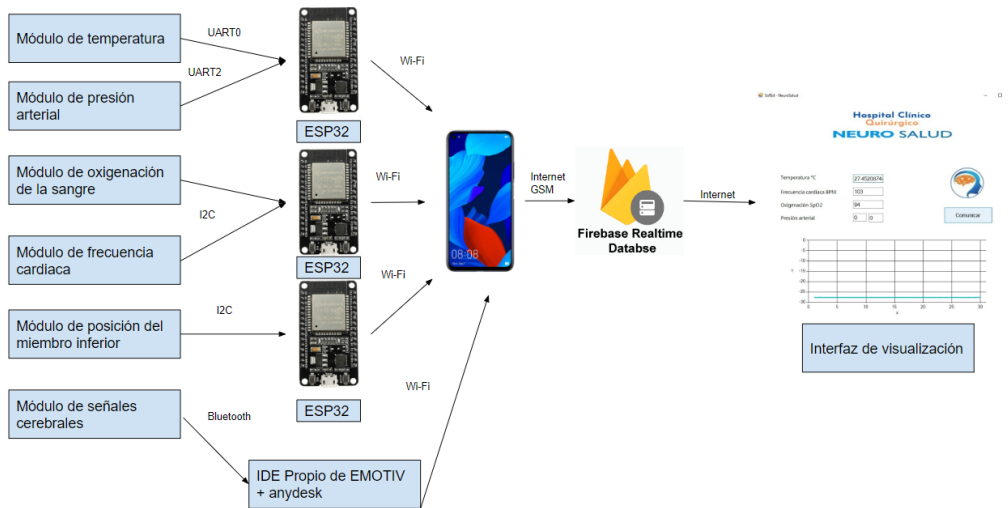


Para la transmisión de datos mediante el puerto UART, existe un inconveniente, pues se van a pasar 2 valores correspondientes a la presión sistólica y diastólica, por lo que se usa la librería ArduinoJson.h para enviar dichos datos en formato Json por medio del serial hacia ESP32.

Envío de datos al broker

Figura 30

Esquema de interconexión de signos vitales, SPI y señales cerebrales



Una vez obtenidos los datos de cada una de las variables medidas en el ESP32 y realizada la conexión mostrada en la Figura 30, se procede a realizar el envío de los datos al broker.

Por medio de la librería `FirestoreESP32.h` disponible en la biblioteca de librerías del Ide de Arduino, se pueden enviar los datos al Realtime Database de Firebase, declarando una URL y un Secret Key único de la base de datos.

A continuación, dentro de la función `setup`, se colocan estas 2 líneas de código

```

Firestore.begin(DB_URL, SECRET_KEY);
Firestore.reconnectWiFi(true);
  
```

Las cuales inicializarán la conexión entre ESP32 y Firebase, contando con la segunda línea para la reconexión. No sin antes enlazar el módulo ESP32 a Internet, mediante la librería `WiFi.h`, que al hacerle funcionar como estación, permite establecer el usuario y la contraseña de la red Wifi a conectarse, donde el ESP32 actúa como esclavo del celular Redmi Note 7 que se usará como punto de acceso.

Finalmente, para escribir los valores en la base de datos de Firebase, solamente basta usar la función: `firebase.set`.

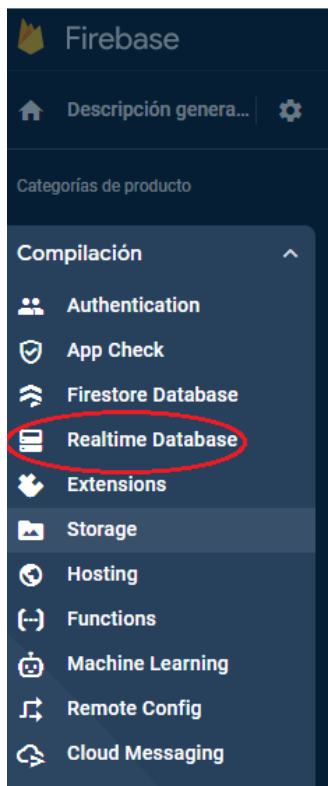
Administración en el broker

Dentro de Firebase, es muy fácil administrar los datos, pues inicialmente hace falta autenticarse con el usuario y la contraseña de la cuenta Google asociada a la base de datos Firebase.

Una vez accedido, basta con entrar a la consola, seleccionar el proyecto y hacer uso de la ventana "Realtime Database" ubicado dentro de la pestaña de Compilación, mostrado en la Figura 31.

Figura 31

Pestaña para ingreso a la base de datos Realtime Database en Firebase



Nota. Captura de pantalla de la ventana principal de la consola de Firebase

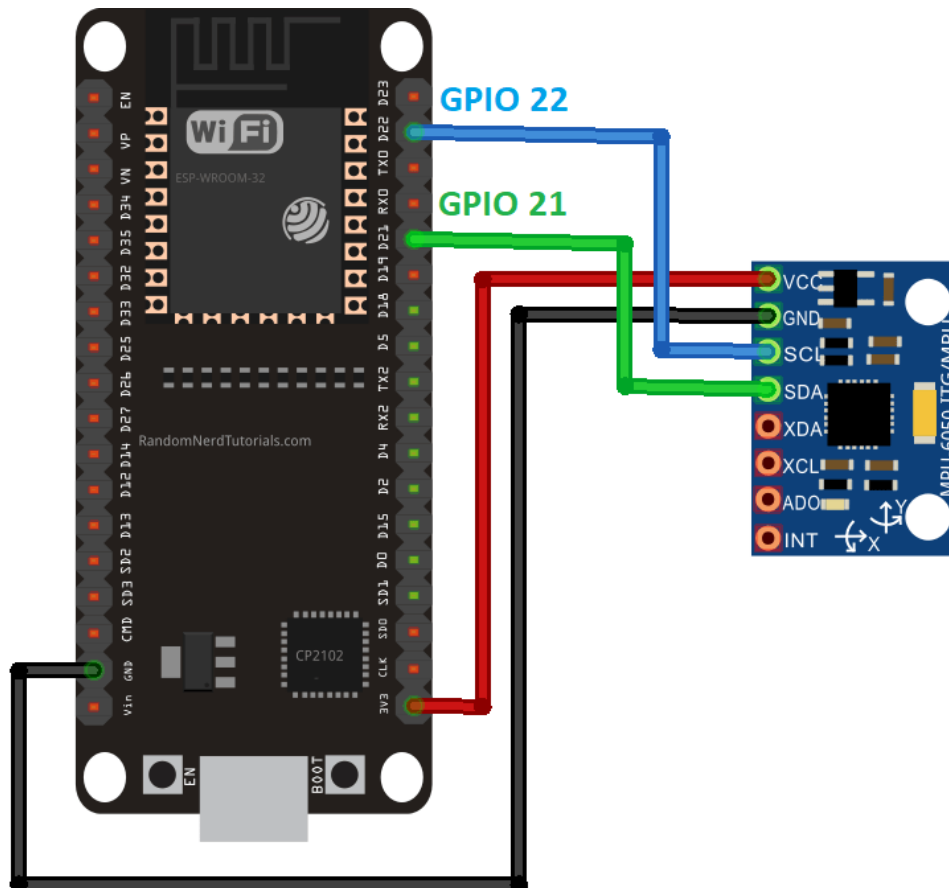
Dentro de ésta, se encuentran los datos que se están intercambiando en la base de datos con los diferentes sensores, además de la url y secret key únicas de acceso a la base de datos.

Diseño del subsistema de SPI

Este es un módulo independiente por lo que se va a enviar directamente los datos desde el MPU6050 hasta el ESP32, mediante comunicación I2C, siguiendo el esquema de la Figura 32.

Figura 32

Diagrama de conexión entre el MPU6050 y el ESP32.



Nota. Imagen tomada del tutorial ofrecido por electrorules.com

La librería MPU6050_light.h es la encargada de ayudar con el procesamiento de la señal adquirida por I2C y mostrada por el serial de Arduino IDE.

El diseño de este sistema se dedica a presentar una gráfica del ángulo de inclinación del pie expresado en grados, durante un periodo consecutivo de tiempo.

Para obtener datos de posición, velocidad, aceleración tanto lineal como angular, se utiliza un sensor MPU 6050, el cual incluye un giroscopio y un acelerómetro de 3 ejes (Sparkfun, 2022), el cual ya viene con el acondicionamiento adecuado para enviar los datos a ESP32.

El módulo de posición del miembro inferior es independiente del resto del sistema, pues se va a colocar a una distancia grande, lo que hace que la mejor opción sea el realizar un módulo de alimentación adicional, que le brinda independencia de cables. En la Tabla 14 se encuentra el consumo de energía que llega a tener el sistema.

Tabla 14

Característica Técnica Sensor MPU6050

Sensor MPU6050	
Característica Técnica	Valor
Voltaje de alimentación	3.3 - 5V
Corriente	5.8 mA
Módulo ESP32	
Voltaje	5V
Corriente	1A

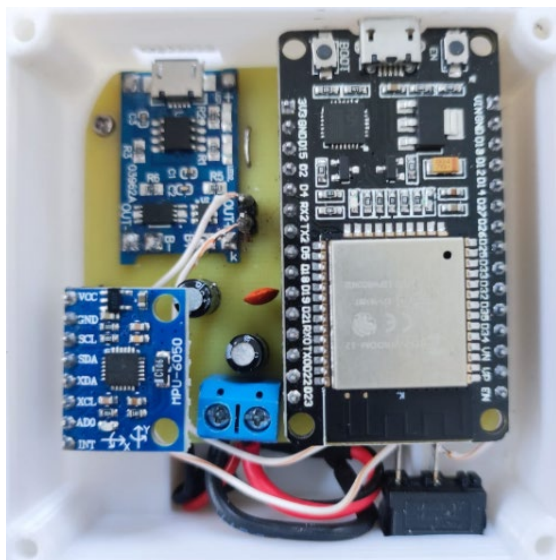
El consumo del sistema llega a 0.02 W por lo que una batería de reducido tamaño solventa esta necesidad, dentro del mercado local se encuentra fácilmente un batería Lipo de 1 celda (3.4V) y 750mAh, que resulta ser muy conveniente para alimentar este módulo.

Además, lleva un módulo de carga, que permite tener una caja negra del sistema, solamente con una ranura para introducir el pin de carga.

Finalmente, el resultado se muestra en la Figura 33. En el cual se aprecia al sensor MPU6050, el módulo ESP32 y el módulo de carga para la batería, que, aunque no se aprecia en la imagen, se encuentra en la parte inferior de los circuitos, mientras que en la Figura 34 se puede observar el diagrama de conexiones del módulo de señales SPI

Figura 33

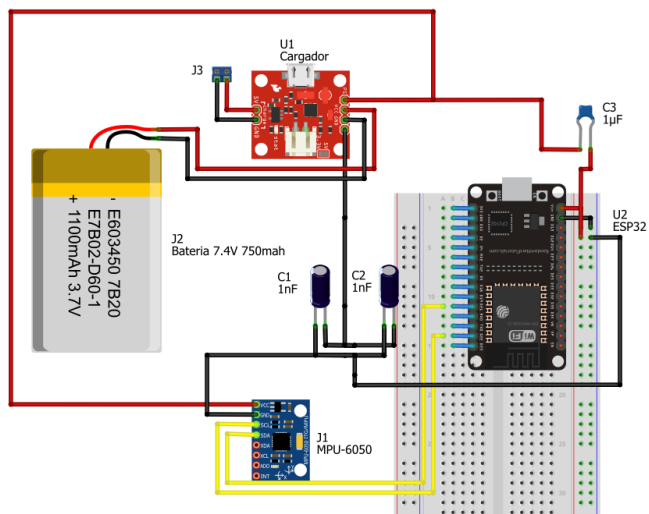
Diseño de la placa del sistema de posición del miembro inferior



Nota. Foto tomada del circuito final armado

Figura 34

Diagrama de conexiones del módulo de señales SPI



A nivel de funcionamiento, cuando se inicia la conexión con el broker, el dispositivo toma 2 segundos para su calibración, tiempo durante el cual, el dispositivo debe permanecer quieto, para posteriormente tomar los 25 primeros datos oscilatorios, y establecer valores máximos y mínimos,

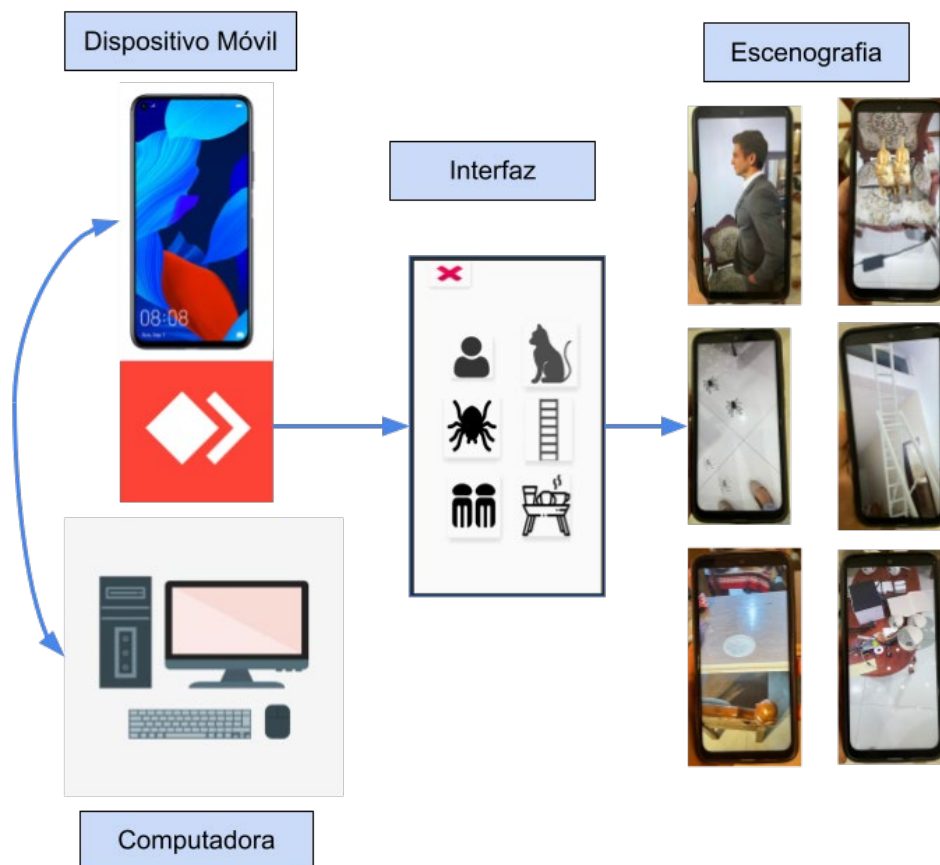
los cuales permiten contar los picos en el movimiento y obtener la frecuencia de oscilación del pie. La frecuencia de oscilación del pie esta expresada en número de oscilaciones por minuto.

Visualización de escenarios

Para el desarrollo de los escenarios virtuales se utiliza Android Studio el cual permite desarrollar una aplicación para un teléfono Android que es colocado en el interior de gafas de realidad virtual y visualizar los escenarios.

Para hacer posible la creación de esta aplicación fue indispensable agregar código a varios scripts de esta. Acorde con la documentación proporcionada por el desarrollador de la utilidad, se realizó el pedido de permisos para usar la cámara del dispositivo, se configuró las opciones de compilación, como también se crearon fragmentos dentro del .xml de cada actividad que serán los encargados de mostrar la escenografía en el momento de detección de planos donde se crean “anclas” a las que se adjuntan los objetos a mostrar. Fue también necesario la el desarrollo de una interfaz para la aplicación donde se encuentra el menú de los escenarios y varias actividades a las que se direcciona cuando se presiona cada botón del mismo. La aplicación comparte los botones de navegación propios de Android que se utilizan para regresar a la página principal de la aplicación y dentro de esta se encuentra el botón para cerrar la aplicación e ir a la pantalla principal del teléfono.

Dentro de Activity Main.xml se creó el menú de navegación de escenarios como se puede apreciar en la Figura 35, donde se acceden a las actividades correspondientes a cada causa de obsesiones y compulsiones.

Figura 35*Control de escenografía*

Como se puede observar en la Figura 35, el nivel de complejidad de las escenografías será controlada mediante la utilización de la aplicación Anydesk , esta se encontrará instalada tanto en el dispositivo móvil como en la computadora, de tal manera que el médico pueda controlar a distancia la cantidad y recurrencia de muestreo de la escenografía, todo el funcionamiento e indicaciones de instalación de Anydesk para la computadora se encuentra en el manual de usuario el cual es anexo a este documento

Señales EEG

La diadema seleccionada es una Emotiv Insight 2.0, y como tal, tiene ya especificaciones y características propias, por lo que el diseño no es necesario, sino más bien, un manual de

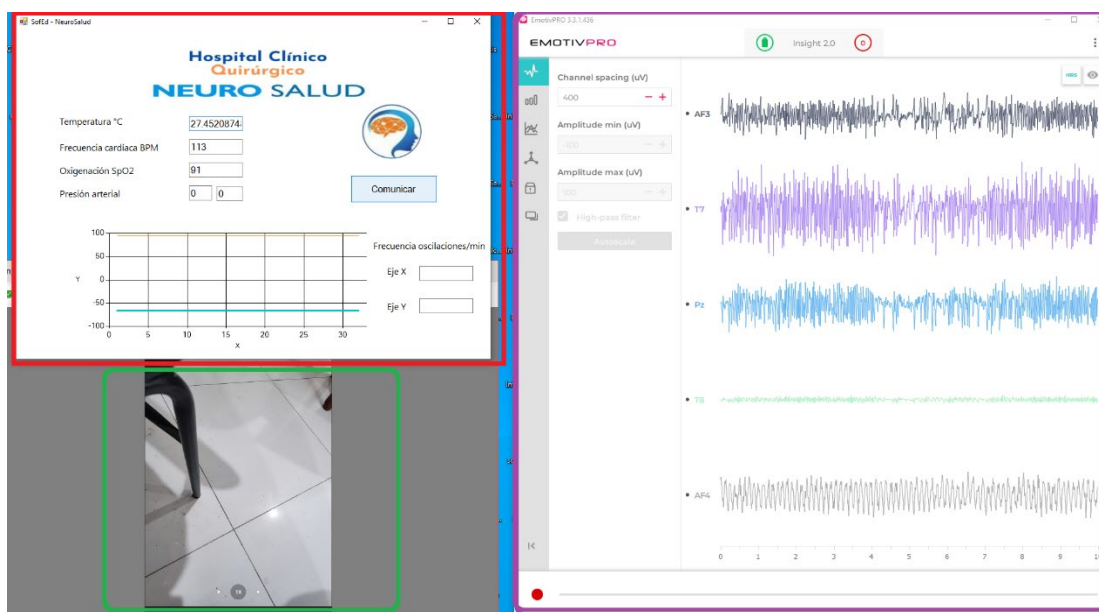
usuario del dispositivo que se encuentra directamente en la página oficial <https://emotiv.gitbook.io/insight-manual/>, además se da detalles más específicos para esta aplicación en el manual de usuario del dispositivo, de autoría propia que se encuentra anexo a este documento.

Visualización de datos

La visualización de datos para el médico es a través de una PC, cuya pantalla se divide en 3 partes específicas descritas en la Figura 36, en donde la zona roja muestra la interfaz de visualización de datos diseñada en Visual Studio, en la parte verde el médico podrá visualizar los escenarios que se están mostrando al paciente e interactuar con la misma, a través de la aplicación Anydesk, por último en la zona púrpura se muestran las señales EEG con la interfaz propia de Emotiv Pro, la cual tiene una licencia gratuita.

Figura 36

Pantalla de visualización del médico.

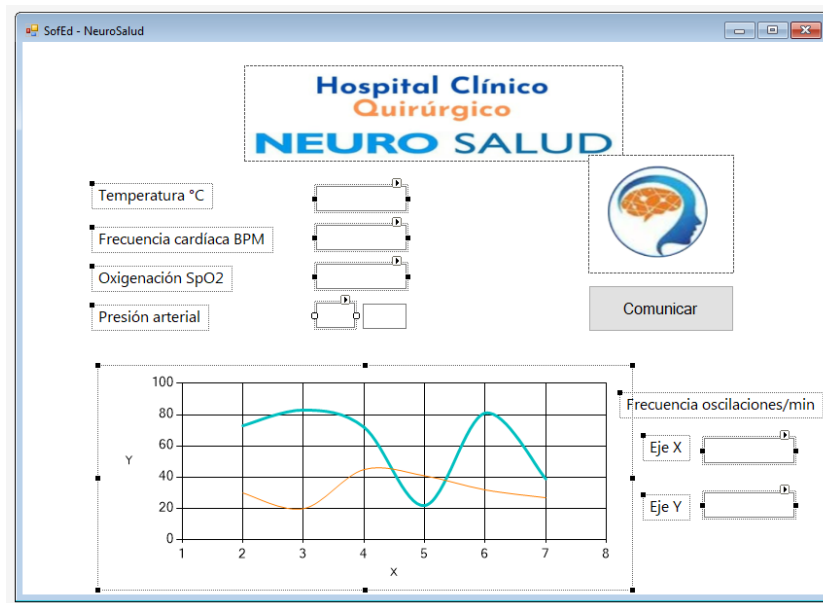


Diseño de la aplicación para visualización de signos vitales.

Para el diseño de la interfaz de visualización, se usa Visual Studio 2022, en la cual en principio se ha incorporado diferentes herramientas para mostrar los datos de una manera clara para el médico, como se puede ver en la Figura 37, se han usado imágenes del Hospital, cajas de texto, cajas para mostrar texto, ventana de plot de datos.

Figura 37

Diseño de la pantalla de visualización en Visual Studio



Una vez diseñada la interfaz para la visualización, el primer paso es conectar el programa con la base de datos.

Con el botón Comenzar, se empieza la comunicación con la base de datos, en donde es indispensable primero descargar la librería Firesharp, para la fácil comunicación, una vez instalado, se inicia creando una variable "fcon" de tipo IfirebaseConfig, en donde se indican el AuthSecret (secret key) y BasePath (URL), propias de cada base de datos de Fisebase. Posteriormente se crea otra variable "client" de tipo IFirebaseClient, descrito en la Figura 38. Finalmente, dentro de private void, basta con usar la función Riressharp.FirebaseClient e introducir los datos únicos de identificación de la base de datos, guardada en la variable "fcon".

Figura 38

Código de conexión entre Visual Studio y Firebase.

```

IFirebaseConfig fcon = new FirebaseConfig()
{
    AuthSecret = "XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX",
    BasePath = "XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX"
};

IFirebaseClient client;

private void Form1_Load(object sender, EventArgs e)
{
    try
    {
        client = new FireSharp.FirebaseClient(fcon);
    }
    catch
    {
        MessageBox.Show("Hubo un problema con la conexion");
    }
}

```

Una vez realizada la conexión solamente falta mostrar los datos respectivamente en la ventana de plot y los textView específicos.

Nota. Para mostrar los datos es recomendable crear una clase con los datos para el uso de set y get, con esto solo se llama a cada dato con la función “datos.nombredel dato”.

Instalación y uso de EmotivPro

Para visualizar las señales cerebrales, es necesario instalar el programa EmotivPro, disponible en <https://www.emotiv.com/emotiv-launcher/#download>, cuyos detalles de instalación se encuentran detallados en el manual de usuario que se encuentra dentro de los anexos de este documento.

Una vez preparado el paciente colocado la diadema y con la funcionalidad al 100%, el médico observará la interfaz mostrada en la Figura 39, en donde el botón de rojo muestra las

señales cualitativas de los 5 electrodos AF3, T7, Pz, T8, AF4, los cuales son términos estandarizados que los médicos van a entender correctamente.

En la segunda pestaña en anaranjado, se van a poder observar la pantalla de la Figura 39, en donde se puede seleccionar entre 1 y 2 electrodos para visualizar los valores cuantitativos alpha, beta, theta y gamma, así como también los valores en decibelios de dicha señal.

En la tercera pestaña de amarillo, se van a encontrar graficas cualitativas de estimación de emociones que experimenta el usuario en ese momento, que son: comprometido, excitado, enfocado, interesado, relajado y estresado.

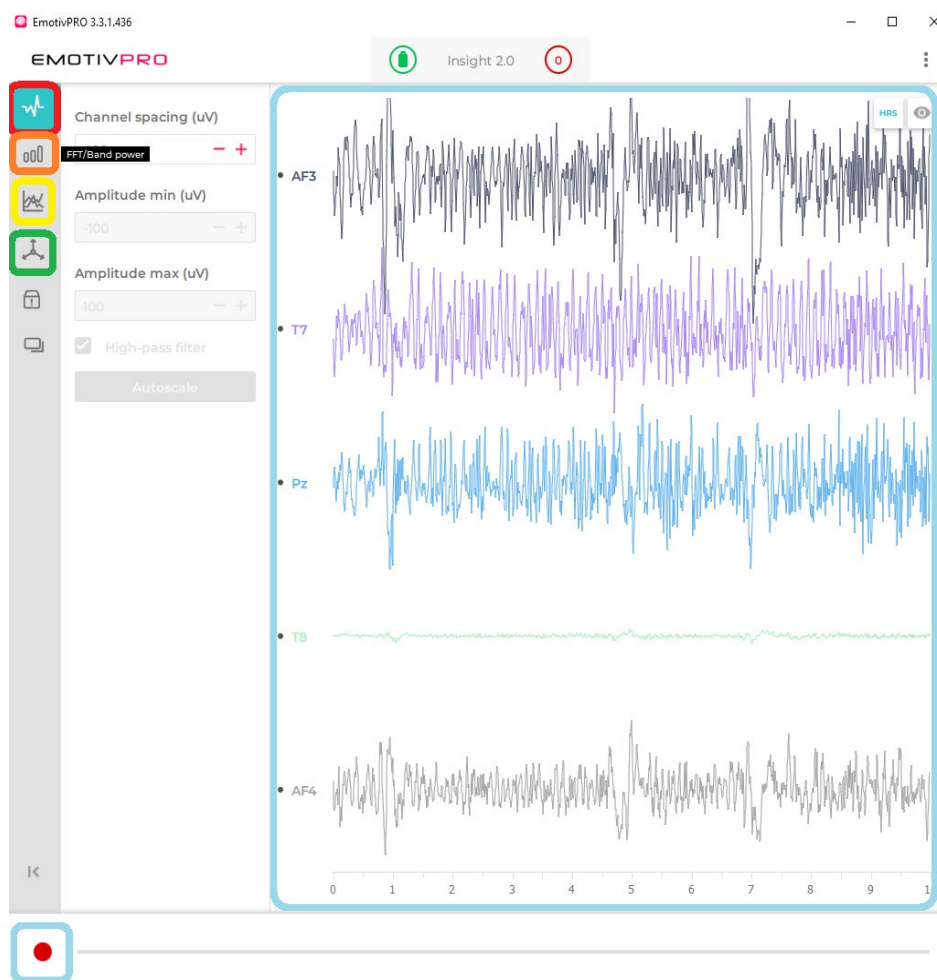
La cuarta pestaña en verde muestra las alteraciones en el giroscopio y acelerómetro integrados en la diadema.

El botón en la parte inferior izquierda, encerrado en celeste, ayuda a guardar datos de sesiones ejecutadas.

Finalmente, las 2 pestañas que no tienen ningún color no son de mayor uso.

Figura 39

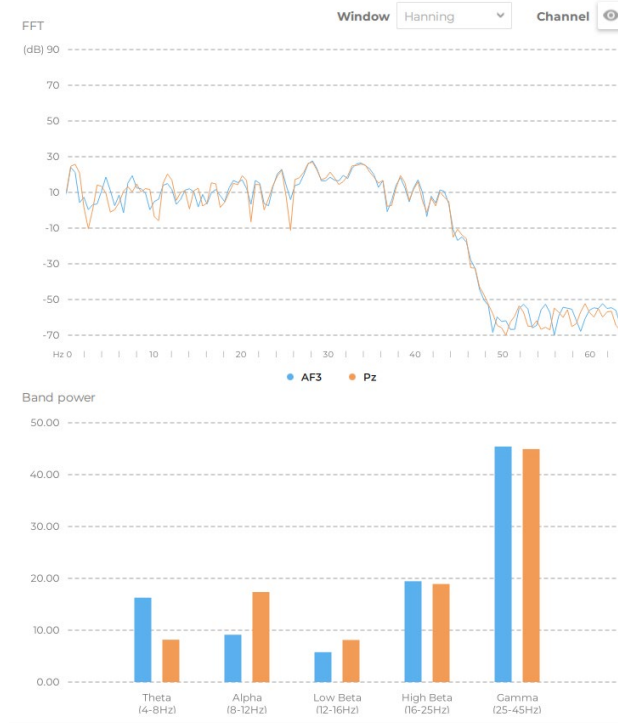
Página de inicio de la aplicación EmotivPro



Nota. Captura de pantalla tomada de la aplicación EmotivPro.

Figura 40

Pantalla de visualización de datos cuantitativos



Nota. Captura de pantalla de una simulación realizada en EmotivPro

Instalación y configuración de Anydesk.

Para la interacción del médico con los escenarios mostrados al usuario es necesario primero instalar Anydesk, cuyos pasos detallados se encuentran en el manual de usuario que se encuentra entre los anexos de este documento

El paso de instalación solo se realiza la primera vez, y por ende solo es necesario ingresar en la PC del médico, el código que Anydesk presenta en el teléfono celular, y finalmente abrir la aplicación de realidad aumentada Sofed NeuroSalud.

DISEÑO MECÁNICO

Modelado CAD y Simulaciones CAE

El diseño mecánico del proyecto se dividió en 3 partes principales. La primera fue el diseño de la estructura donde van colocados los sensores de saturación, temperatura y frecuencia cardiaca, mientras que la siguiente parte correspondió a la caja que alberga el módulo de señales SPI, finalmente la estructura que va colocada en la muñeca. Para el análisis de esfuerzos se utilizó el software SolidWorks donde se corrió los estudios estáticos de cada uno de los elementos diseñados.

Diseño mecánico de la estructura para la mano.

Para el diseño mecánico de la estructura que alberga los sensores, se realizaron tres diseños: el primero que asemeja a un tipo de guante robusto como el que se muestra en la Figura 41. La razón de realizar el diseño muy parecido a la mano fue la de cumplir con parámetros de ergonomía, es decir, mantener la posición natural de la mano con el fin de evitar molestia o incomodidad al usuario durante el periodo de tiempo que dure la psicoterapia, sosteniendo los sensores fijos en un solo lugar mientras se realiza la toma de mediciones.

Se utilizan las siguientes medidas para el diseño de la mano tomando como referencia el estudio desarrollado por (Rincón Becerra & García Acosta, 2020) en Colombia, en donde realizan un análisis estadístico del tamaño de las manos en hombres y mujeres tanto de Estados Unidos como de Colombia, para la fabricación de guantes, dichos datos se usan como referencia para este diseño pues la distancia geográfica, identidad en raza, y demás factores hacen que pueda ser aplicada. Dichas cantidades se encuentran detalladas en las Tablas 15 y 16.

Tabla 15

Medidas de la mano hombres

Mano Hombres					
Talla	Ancho de muñeca	Profundidad de la muñeca	Distancia muñeca nudillos	Distancia nudillo punta de dedo medio	Ancho de dedos
S	54	37	90	91	8
M	56	39	93	94	11
L	58	43	95	103	17

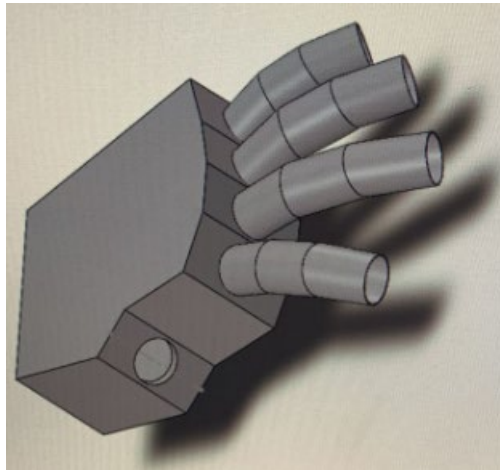
Tabla 16*Medidas de la mano mujeres*

Mano Mujeres					
Talla	Ancho de muñeca	Profundidad de la muñeca	Distancia muñeca nudillos	Distancia nudillo punta de dedo medio	Ancho de dedos
S	48	32	84	91	16
M	56	40	89	89	17
L	53	36	94	93	16

A partir de esto se toman los valores máximos y mínimos para el diseño de la mano a fin de que sea unitalla.

Figura 41

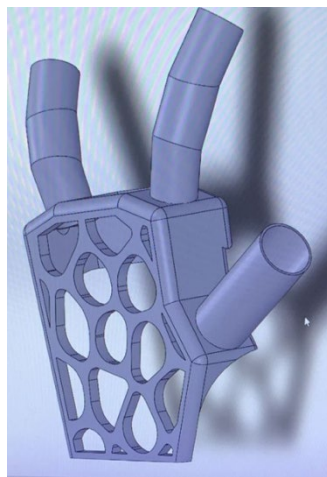
Primer diseño de mano destinada a sujeción de sensores



Como se puede observar en la Figura 41 presentada anteriormente, el único dedo que se necesita para realizar la toma de medidas es el dedo índice y por tanto existe una alta cantidad de área no utilizada: el dorso de la mano, 4 dedos y la palma. Esto conlleva al desperdicio de material, así como también de energía consumida durante la fabricación, razón por la que se decidió simplificar el diseño a los que se muestra en las Figuras 42 y 43

Figura 42

Segundo diseño de mano destinada a sujeción de sensores



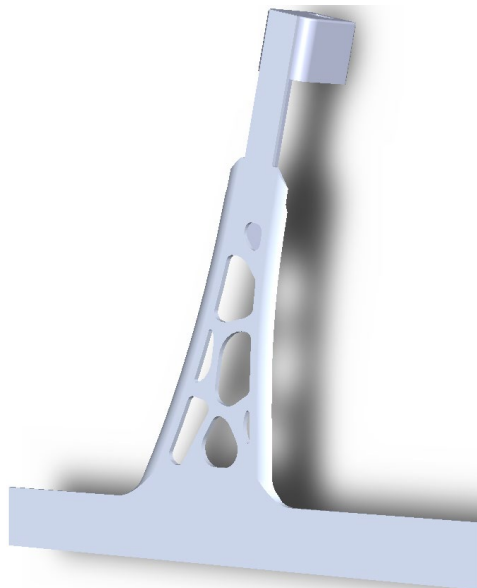
En el segundo diseño mostrado, se puede observar que en este caso se utiliza el dedo índice para la medida de la saturación dejando 2 dedos para el sostén de la estructura, de la misma forma se redujo el material de la palma de la mano dejando un área que equivale a la cuarta parte del tamaño del dorso y mantuvo el área correspondiente a la parte de atrás de la mano. El objetivo de esto es conectar en una sola estructura la toma de medidas de frecuencia cardiaca, saturación y temperatura por lo que se encontrarían en un solo sistema en conjunto con la presión no invasiva que es tomada en el antebrazo.

Al sujetar la manilla en la muñeca con el fin de mantenerla bien fija y facilitar la toma de mediciones del sensor de saturación, se puede observar que quedan áreas que pueden ser suprimidas como la sujeción de los otros dos dedos dejando únicamente el dedo índice. El tercer diseño logra esto, minimizar el uso del material eliminando completamente el área de la palma, las caras de conexión entre el índice y pulgar, así como los otros dos dedos de los extremos de la mano disminuyendo de esta manera el área correspondiente al dorso. Otra de las cosas que se simplifican mediante este diseño es la regulación de la altura a la que se puede colocar el sensor de saturación, puesto que se propuso eliminar las paredes del dedo dejando únicamente el área necesaria para sujeción y una franja que conecta la primera y última falange.

Al ser un equipo portable, es necesario que la estructura de la mano tenga el menor peso posible debido a que las personas deben poder mover todo el equipo sin esfuerzo alguno. Con el fin de satisfacer este requerimiento se decidió utilizar una geometría Voronoi en el plano del dorso de la mano, que también disminuye la cantidad de material utilizada.

Figura 43

Tercer diseño de mano destinada a sujeción de sensor



Con el fin de conseguir la manilla de talla única se proceden a utilizar los valores mínimos y máximos de mujeres y hombres respectivamente, donde se obtiene la siguiente Tabla 17 con medidas, considerando que la altura del dedo es variable.

Tabla 17

Medidas Finales del diseño de la manilla

Largo de manilla	Largo de dedo	Distancia manilla dedo	Capucha de sujeción de sensor
240	>70	143	24

Selección de Material

En la selección del material hay que considerar los siguientes factores:

- ✓ Debe ser un material que exista en filamento debido a que la pieza será impresa mediante extrusión de material.

✓ Un material dúctil con el fin de garantizar la comodidad del usuario evitando restringir el movimiento de la mano y dedos.

✓ Alta capacidad de deformación debido a que una parte de la mano será envuelta alrededor de la muñeca.

✓ Suave al tacto

✓ Fácil de encontrar en el mercado nacional

✓ Bajo costo

✓ Material de bajo riesgo de daño para limpieza y desinfección

Por lo tanto, se concluye que el material que funciona bien con el diseño es el poliuretano termoplástico que reúne las siguientes características mecánicas mostradas en la Tabla 18.

Tabla 18

Selección de materiales

Nº	Material	Unidad
1	Magnitud	Filaflex95
2	Módulo de Young	5.4 MPa
3	Resistencia a la tracción	465 MPa
4	Esfuerzo ultimo de fluencia	8.6MPa
5	Esfuerzo ultimo de rotura	39 MPa
6	Densidad (g/cm ³)	0.8g/cm ³
7	Elongación de ruptura	200-550%

Nota: Obtenido de: <https://www.beamler.com/es/capacidades-de-impresion-3d/materiales/tpu/>

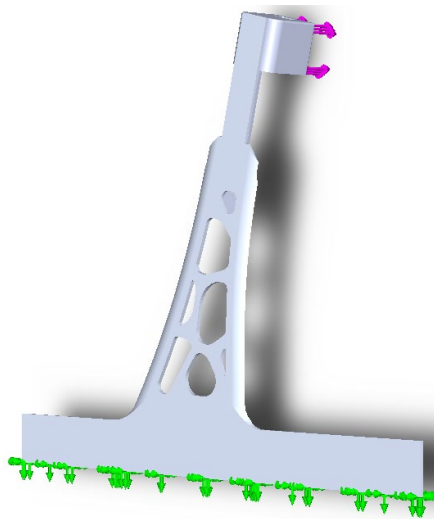
Simulación CAE

Las manos del ser humano siempre se encuentran en constante movimiento, ya sea al momento de realizar las tareas diarias o en otras circunstancias. Generalmente cuando una persona se encuentra intranquila o ansiosa, lo primero que hace es mover repetitivamente los dedos ya sea de forma rítmica o arrítmica, por esta razón es sumamente necesario realizar el correcto análisis de esfuerzos en la estructura de la mano.

Como es necesario fijar una de las partes del ensamblaje, se toma a la muñequera como un punto estático, y se coloca una fuerza de 6.8 N normal a la superficie en contacto con el dedo índice como se puede ver en la Figura 44

Figura 44

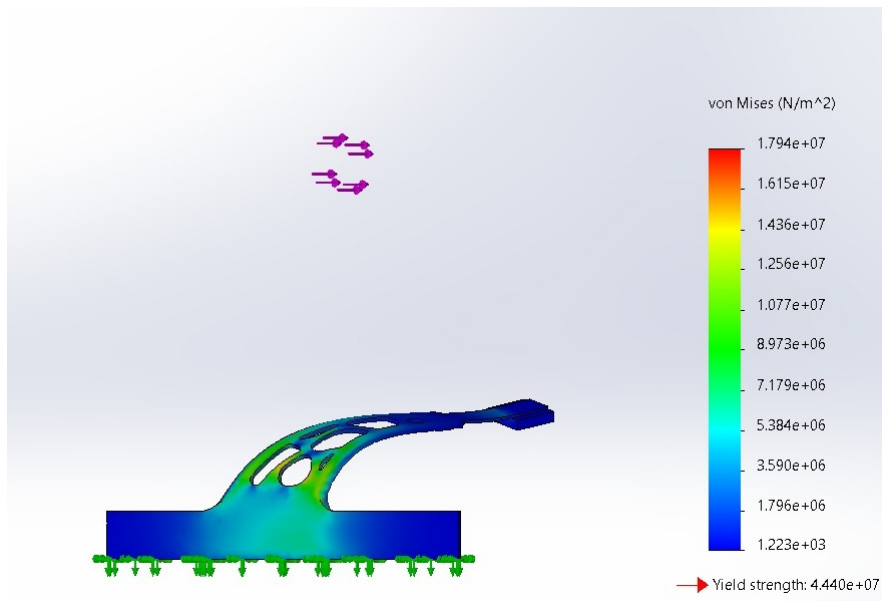
Fuerzas que actúan en la mano



Al correr el estudio estático se puede observar que el dorso de la mano como también el de altura trabajan a flexión donde las fibras exteriores se estiran mientras que las que se encuentran en contacto con la mano y el dedo se contraen.

Figura 45

Resultados de estudio estático



En la Figura 45, se puede verificar que las zonas críticas son las uniones de la muñeca con la cara donde se encuentra la geometría Voronoi. Los valores de esfuerzos que se encuentran en esta zona son de un rango de 5.38 a 10.77 MPa. Esto se puede apreciar en la colorimetría presentada en la imagen donde las zonas pintadas de verde fuerte y claro amarillas y rojas son las que tienen más probabilidad de fallar.

Sin embargo, al encontrarse la manilla enroscada en la muñeca y el dedo sujeto a la estructura de la mano, el desplazamiento observado anteriormente se ve ampliamente reducido. Este tipo de sujeciones se realizan con el fin de mantener estático el sensor de saturación y frecuencia cardíaca, para de esta manera lograr mayor exactitud y repetitividad de las mediciones

Otra de las cosas que se debe tomar en consideración es la condición de anisotropía del material a consecuencia del método de fabricación por impresión 3D, que al depositar el material fundido produce una pieza con una microestructura no necesariamente homogénea, donde se

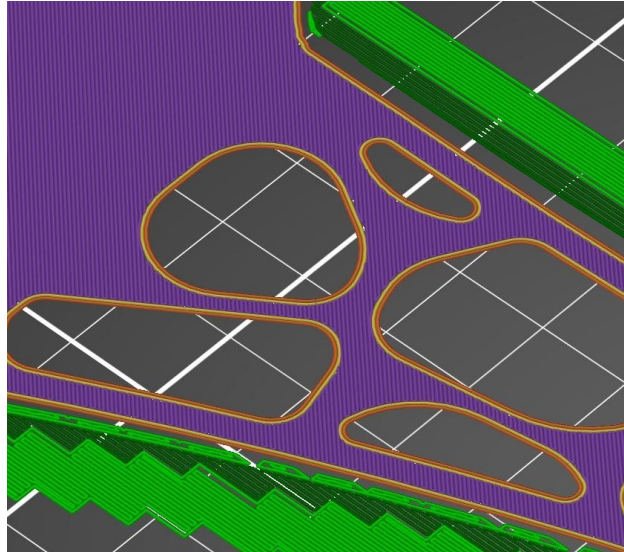
pueden encontrar imperfecciones como porosidades a nivel microscópico. Esto produce que la isotropía propia del material termoplástico se vea afectada por el proceso de fabricación.

De acuerdo con María Sierra Aramburu, especialista en procesos especiales de Fabricación y Fabricación aditiva, la anisotropía se da en el eje de construcción afectando la elasticidad de la pieza, mientras que las fibras construidas perpendicularmente mantienen sus características isotrópicas (Aramburu, 2020), es decir que el módulo elástico del material varía en cada uno de los ejes debido a que la sección donde se realiza el cálculo varía de un eje a otro.

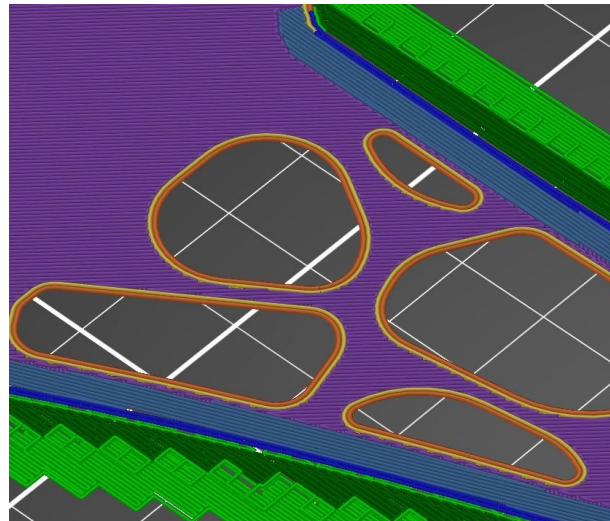
Con el fin de evitar este problema, se diseña la pieza con una cara plana con el fin de lograr que la deposición de material sea perpendicular a la misma. Para conseguir una isotropía planar en XY es necesario realizar la impresión con capas intercaladas en ambos ejes, es decir la primera capa en dirección del eje x, la segunda en dirección del eje y, la tercera en eje x, y así simultáneamente de esta manera se mantiene la isotropía en dicho plano. En la Figura 46 se presenta una simulación de la fabricación de la manilla y se puede observar claramente el cambio de dirección en el relleno de la pieza en la Figura 47, con el fin de lograr una mejor fusión en las intersecciones.

Figura 46

Fabricación de la manilla con impresión 3D, relleno inclinado a la derecha

**Figura 47**

Fabricación de la manilla con impresión 3D, relleno inclinado a la izquierda



Diseño mecánico del módulo de signos vitales.

Para el diseño de la caja donde se encuentran las tarjetas electrónicas se toma en consideración la medida de estas, que se pueden ver reflejadas en la Tabla 19. Con el fin de diseñar las dimensiones para que cumpla con la función destinada, es necesario prestar también atención al tamaño del circuito neumático para inflar la manga de presión, así como también la batería que se utilizará.

Tabla 19

Medidas de elementos que van en el interior de caja de signos vitales

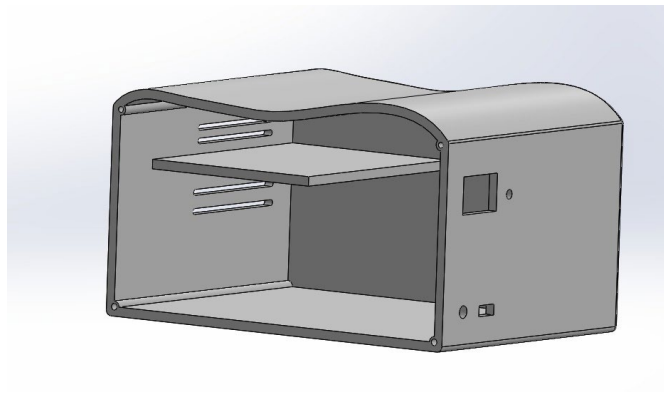
Medidas de módulos de signos vitales	
Temperatura	75mm x82.5mm
Saturación	71mm x71mm
Alimentación	80mm x45mm
Comunicación Serial	71mm x71mm
Presión Arterial	100mm x50mm
Medidas de Elementos que van dentro de la caja	
Batería	100mm x 34mm x 16mm
Circuito Neumático	150mm x 60mm

Se propone un diseño en dos pisos con el fin de dar cabida a todas las tarjetas, batería, y circuito neumático, con el fin de optimizar la utilización del espacio dentro de la caja como se puede observar en la Figura 48. De la misma forma, es necesario cumplir con requerimientos de

ergonomía y para esto se diseña una superficie curvilínea para colocar el brazo. Otra de las cosas a considerar es la ubicación de los orificios destinados para el ensamblaje de los conectores unidos a los sensores de temperatura, saturación, manguera de presión, así como también pulsadores interruptores entre otros elementos presentes en la caja. Los planos de la caja con sus respectivas medidas se pueden encontrar en los anexos a este documento

Figura 48

Diseño caja de signos vitales



Otra de las cosas que fue necesario diseñar es una tapa para la caja, cuya funcionalidad es la de resguardar el sistema electrónico, evitando de esta manera que los circuitos se encuentren al alcance del usuario como también protegerlos del ambiente.

Selección de Material

En la selección del material hay que considerar los siguientes factores que son necesarios para lograr un equipo con buen funcionamiento.

- ✓ Debe ser un material que exista en filamento debido a que la pieza será impresa mediante extrusión de material.
- ✓ Un material lo suficientemente resistente para soportar el peso del antebrazo debido a que se requiere que el usuario se sienta cómodo al momento de la realización de la terapia

- ✓ Resistente al impacto con el fin de proteger los circuitos del interior de la caja. De esta manera también se mantiene parámetros de seguridad del equipo puesto que el usuario no tendría acceso ni contacto con cables o tarjetas electrónicas al estar la caja completamente cerrada.
- ✓ Fácil de encontrar en el mercado nacional
- ✓ Bajo costo

Por lo tanto, se concluye que el material que funciona bien con el diseño es el PLA + que reúne las siguientes características mecánicas mostradas en la Tabla 20.

Tabla 20

Selección de materiales

Nº	Material	Unidad
1	Magnitud	Filaflex95
2	Resistencia a la flexión	20 MPa
3	Resistencia a la tracción	63 MPa
4	Resistencia al impacto	9KJ/m ²
5	Módulo de flexión	1973 MPa
6	Densidad (g/cm ³)	1.23g/cm ³
7	Elongación de ruptura	20%

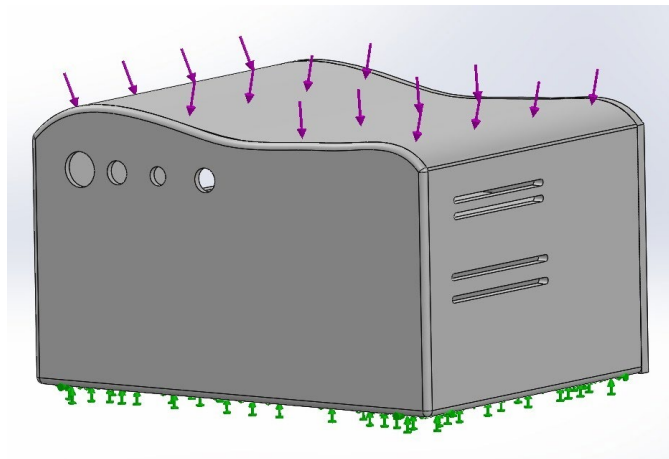
Nota: Obtenido de: <https://www.esun3d.com/pla-pro-product/>

Simulación CAE

Como se mencionó anteriormente, otro de los factores a considerar es el uso de la caja como soporte del brazo en el momento de medición de presión, saturación y frecuencia cardíaca. En los planos de la caja que se encuentran anexados a este documento se tiene un espesor de 5 mm, por este motivo es de vital importancia hacer el estudio estático necesario con el fin de asegurar que la caja soporte el peso del brazo durante todo el tiempo de la terapia. La sección sobre la cual va aplicada la fuerza es la superficie curvilínea, mientras se coloca una fijación en la cara de debajo de la caja, tal como se puede observar en la Figura 49

Figura 49

Aplicación de fuerzas producidas por el apoyo del brazo

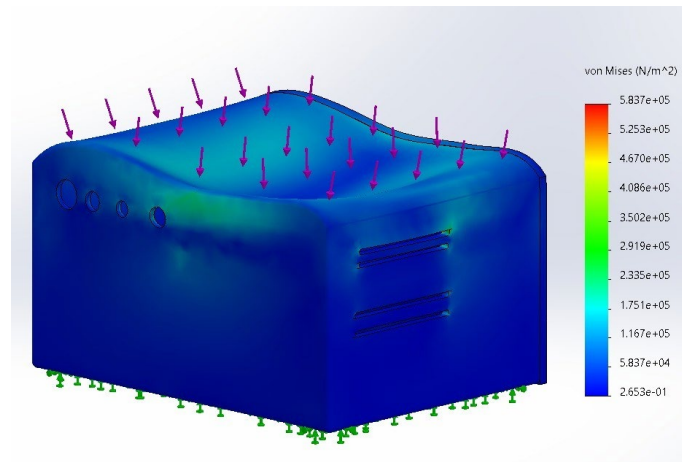


El peso de un antebrazo varía entre los 1.6 y 3.5 kilogramos como máximo según (Vega & Mejía, 2017) en su proyecto desarrollado en Ibarra - Ecuador, al multiplicar por la aceleración de la gravedad se obtiene el valor de la fuerza que se aplica a la caja que en el mayor de los casos se trata de 34.3 newtons. En la Figura 50 se puede observar la colorimetría de fallas en la caja al momento de aplicar la fuerza, además de que la zona donde existe más probabilidad de falla es donde hay una menor sección entre la cara superior y el orificio donde se encuentra ubicado el pulsador de la presión. Sin embargo, la tensión de Von Mises se encuentra por debajo

del esfuerzo ultimo a la tracción o a la rotura con un valor de 0.2 MPa, lo que quiere decir que su probabilidad de falla es sumamente baja.

Figura 50

Resultados de estudio estático

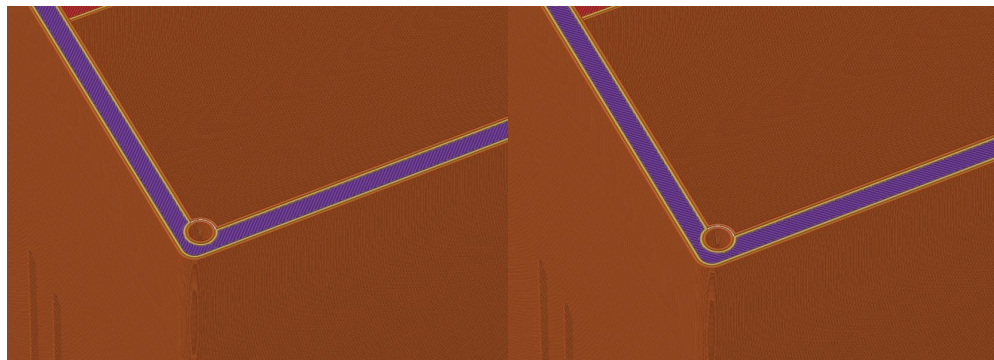


La fabricación de la caja es realizada mediante impresión 3D de la misma manera que la mano de sujeción de los sensores, por ende, es necesario realizar la caracterización del material en cuanto a anisotropía.

En este caso el material seleccionado para la fabricación es el PLA+, con el fin de evitar la anisotropía en los distintos planos, se toma por base a la cara donde se encuentran los orificios de ensamble. La fabricación de la pieza se realiza igualmente por capas intercalando cada una con las fibras inclinadas a 45° del eje x o al eje y como se muestran en la Figura 51

Figura 51

Fabricación de la caja de signos vitales con fibras inclinadas hacia la derecha y hacia la izquierda



Diseño mecánico del módulo SPI

Para el diseño mecánico de la caja de señales de SPI es necesario utilizar las medidas de la tarjeta de adquisición como también de la batería a utilizar. Esto es necesario para obtener las medidas para la fabricación de la caja.

Tabla 21

Medidas de elementos dentro del módulo

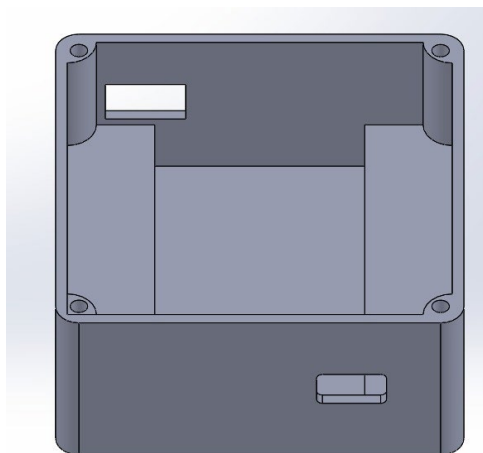
Medidas de elementos dentro del módulo	
Módulo SPI	55mm x 60mm
Batería	43mm x 24mm x 9mm

Otra de las cosas que se debe prestar especial atención es el tamaño y peso de esta, puesto que esta va a ir ubicada sobre el pie con el fin de verificar las oscilaciones que se dan por la presencia del síndrome de pierna inquieta. Dado que el módulo de señales SPI está diseñado para funcionar con una batería LiPo y su respectivo cargador, la caja se fabrica a fin de poder cargar la batería sin necesidad de abrirla. Por esta razón, se decide realizar una gradilla de sostén de la tarjeta a una altura de 10 mm de base que a su vez resguarda la batería colocándolas

aparentemente una sobre la otra como se puede observar en la Figura 51, de esta manera se cumple con el requerimiento que la caja sea liviana y del tamaño justo a fin de que no interfiera en el movimiento de la extremidad

Figura 52

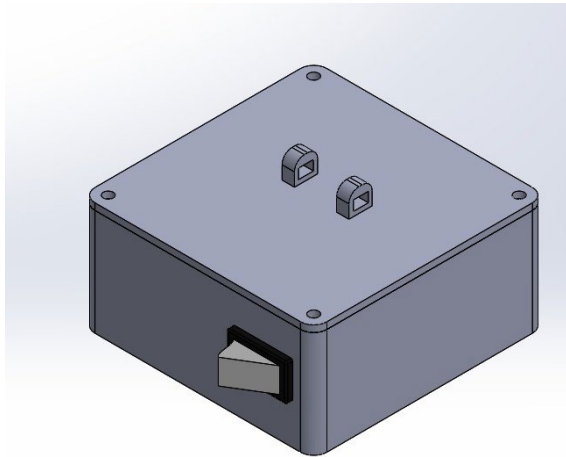
Diseño caja señales SPI



De la misma forma se diseña una tapa con azas que se puede observar en la Figura 53. Su principal objetivo es sujetar la caja al zapato del usuario utilizando sus cordones como también resguardar los circuitos electrónicos a fin de que no tengan contacto con el usuario

Figura 53

Diseño tapa de caja de señales SPI



El material de fabricación se escoge el mismo utilizado en la caja de signos vitales puesto que esta también va a ser impresa con tecnología 3D, por tanto, se decide utilizar una metodología de deposición de material igual para controlar la anisotropía producida por la extrusión de éste. Los planos de la caja se pueden encontrar adjuntos en los anexos de este documento. Otra de las consideraciones que deben ser mencionadas en este documento es la configuración de la impresora que se utilizó para la fabricación de las 3 piezas, una impresora Prusa Original Mk3s+. La resolución establecida con la que se imprimieron las cajas y la manilla de sujeción fue de 0.3mm mientras que el dedo y la capucha fueron cubiertos ccaroon una resolución de 0.2mm. De acuerdo al fabricante se obtiene una tolerancia general de $\pm 0.15\text{mm}$ (Taiced, 2022).

En este caso, como la caja de mueve en conjunto con el pie, no se someten a esfuerzos significativos, más que en las amarras a las que va sujetado el dispositivo al zapato; pero, estas amarras son desechables y cada usuario usa un par de amarras nuevos, que hace que el análisis de esfuerzos de este módulo sea innecesario.

Construcción del Simulador

Para la construcción del simulador se diseñó la caja que fue presentada anteriormente, con el fin de cumplir los requerimientos de modularidad, los sensores se encuentran empotrados a la caja por medio de terminales hembra macho, lo que permite que estos puedan ser conectados y desconectados dependiendo de la necesidad del médico tratante.

De la misma forma se ubicaron botones de:

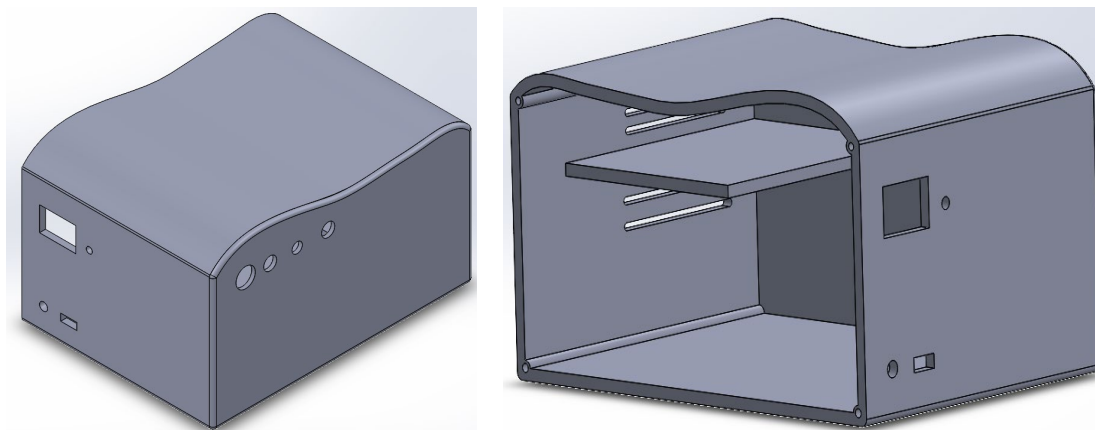
- Reset para los micro controladores
- Encendido de sistema
- Inicio de toma de medidas de presión arterial
- Además, una entrada USB que funciona para cargar la batería y por último un led

que muestra cuando el equipo este encendido

En las Figuras 54 y 55 se observa el diseño de la caja de soporte, tanto el del software SolidWorks como el resultado final una vez armado todo el equipo en vista frontal.

Figura 54

Diseño de caja para tarjetas en SolidWorks

**Figura 55**

Resultado final de caja para tarjetas



En la Figura 56 se puede ver que para la mano de sujeción de sensores es necesario tener dos partes que se puedan regular dependiendo del tamaño de la mano del usuario. Debido a esto, se decidió utilizar velcro con el fin de ajustar la manilla a la muñeca y también para el dedo donde se tomará la medición. De esta forma, se consigue un perímetro y altura de dedo regulable.

Figura 56

Resultado final de mano de sujeción de sensores



Construcción módulo SPI.

Para la construcción de la estructura para la medición de la posición del miembro inferior, se diseñó una caja de reducido tamaño (especificada en la sección Diseño Mecánico del módulo SPI), la cual alberga la batería, y la placa con los circuitos y elementos necesarios. Esta caja va a ser cerrada, contando únicamente con un botón de encendido, una ranura para la carga del equipo y una estructura adecuada para pasar unas amarras y poder ubicar el dispositivo en el pie.

Figura 57

Uso de dispositivo de medición de la posición del miembro inferior



En la Figura 57 se puede ver que la estructura blanca fue diseñada en Solid Works e impresa en 3D, además el sistema incluye un juego de amarras desechables para posicionar el dispositivo en los cordones de los zapatos.

Instalación de la interfaz de visualización.

La instalación de la interfaz desarrollada para la visualización de datos se encuentra detallada en el manual de usuario que se encuentra en los anexos de este documento; sin embargo, en resumen, se puede mencionar que solo se da click derecho en el instalador ejecutable y el programa está listo para su uso.

Cabe resaltar que en este caso no hace falta ninguna autenticación por parte del médico, pues este programa solamente se va instala en la PC del profesional de la salud a cargo y la conexión será inmediata, a su vez si se llega a instalar en otro equipo del hospital, pueden visualizarse los datos en ambos lugares a la vez; aunque esto pueda disminuir la privacidad de los datos compartidos.

CAPÍTULO IV

Pruebas, Validación y Discusión de Resultados.

El diseño de las pruebas, la validación de funcionamiento y la discusión de resultados se da en cada sección de las variables medidas. El Análisis del Sistema de Medición MSA es un método aplicable para validar la medición de los diferentes módulos de supervisión de signos vitales a nivel de instrumentación, pues da un respaldo estadístico para validar de forma científica las mediciones, además de ayudar a la cuantificación de resultados para el cliente, y verificar que las necesidades fueron cumplidas (Plexus, 2020). La metodología específica para usar es el desarrollo de un estudio R&R (Repetibilidad y Reproducibilidad) de los módulos evaluados.

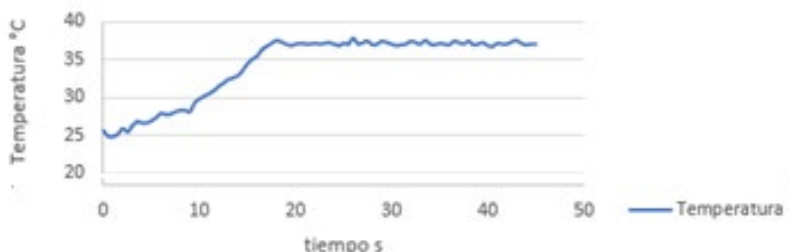
Consecuentemente también se referirán a validaciones emitidas por entidades médicas aprobadas, como La Organización Mundial de la Salud entre otras, que ofrecen diferentes resultados a discutir en cada sección.

Temperatura

En primer lugar, es importante destacar que la medición de temperatura no es inmediata, debido a que debe esperarse un tiempo para que se estabilice la medida. Los cálculos realizados arrojan un valor de 23.6 segundos, de acuerdo con el comportamiento de los datos tomados por 45 segundos, con un tiempo de muestreo de 500 milisegundos, mostrado en la Figura 58. Para la construcción de la característica dinámica del sensor así como también del estudio en general se realizó la toma de mediciones en la axila.

Figura 58

Comportamiento dinámico del sensor de temperatura.



Uno de los factores principales de un posible error en la medición es la fuerza ejercida al efectuar mediciones (Arreguin & Avalos, 2018). En el caso del sensor de temperatura, este es un dispositivo que se encuentra en una parte del cuerpo en donde la fuerza aplicada al sensor puede llegar a presentar un error en la medición a pesar de no representar un riesgo mecánicamente hablando, esto hace que dicho error por operador disminuya y se pueda realizar el experimento con pocos operadores.

Entonces, para la recolección de datos se plantea la medición de temperatura a 3 usuarios por 2 operadores diferentes, realizando una prueba de verificación, es decir con 5 réplicas, en el anexo 42 se puede observar la tabla de recolección de datos para este análisis. Dados estos parámetros, se procede a desarrollar los experimentos y se realiza el análisis R&R con datos cruzados y 6 desviaciones estándares, mediante el método Anova disponible en el programa Minitab que se puede descargar de la red, (Ver Anexo 41). Para la validación del módulo, se toman los datos a los 25 segundos, de acuerdo con el tiempo de estabilización.

En la Figura 59 se pueden encontrar términos que son muy importantes para el desarrollo de este tipo de análisis como lo son la reproducibilidad, repetibilidad, Gage R&R total, y el parte a parte. A partir de las gráficas obtenidas en el anexo 41, se puede confirmar que este factor es sumamente bajo llegando a 0, de la misma forma se obtiene un valor de 0 gracias a la variación dada por la medición de los operadores, en la Figura 59 donde se muestran los resultados del estudio R&R mencionados anteriormente, también se puede observar que los datos de temperatura de los voluntarios son variables.

Figura 59

Resultados del estudio R&R para el módulo de temperatura y gráfica de componentes de variación.

Fuente	Desv.Est. (DE)	Var. estudio (6 × DE)	%Var. (%VE)
Gage R&R total	0,049872	0,299230	42,34
Repetibilidad	0,049872	0,299230	42,34
Reproducibilidad	0,000000	0,000000	0,00
Operadores	0,000000	0,000000	0,00
Parte a parte	0,106699	0,640192	90,59
Variación total	0,117779	0,706672	100,00

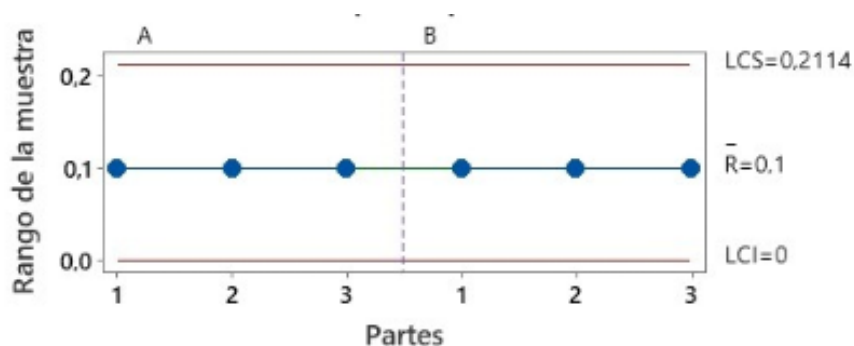
El Gage R&R total se estima mediante la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los factores de variación de repetibilidad y reproducibilidad. Se obtiene un valor de reproducibilidad de 0 puesto que como se puede observar en la tabla del anexo 42 la variabilidad existente entre las mediciones tomadas por los operadores es mínima debido a que en promedio se obtiene un valor de 0.01, mientras que dentro del término de repetibilidad del sistema se obtiene 42.34% que de acuerdo a la guía del programa Minitab el “sistema de medición no es aceptable y requiere de mejoras” (Minitab, 2021a), sin embargo, en este caso el sistema mide valores en constante cambio dependiendo de la persona y el estado de salud de la misma, así como también los sensores con los que se construyó el equipo fueron de bajo precio lo que conlleva a una mayor variabilidad. En la gráfica de componentes de variación se puede observar que el comportamiento en el “Parte a Parte” lleva un mayor porcentaje en contribución y estudio con 90.59% lo que quiere decir que la variabilidad existente entre cada persona es mínima como se puede observar en la gráfica de temperatura por partes que se muestra en el anexo 41.

En la gráfica R por operadores que se muestra en la Figura 60, se puede observar que todos los valores se encuentran dentro de los límites de control esto demuestra que todas las medidas realizadas fueron tomadas con una buena metodología y consistentemente, de la misma forma se puede observar que estas mediciones tienen un rango pequeño de variación entre las

repeticiones de la toma de medida de cada operador, esto se puede apreciar en los niveles de control superior e inferior $LCS=0.2114$ y $LCL=0$. De esta forma se puede verificar que a pesar de existir un factor de variación dentro de la repetibilidad del sistema los valores son aceptables puesto que el rango de variación es muy bajo al encontrarse todos con un rango de 0.1°C como se puede observar en la tabla de recolección de datos del anexo 42.

Figura 60

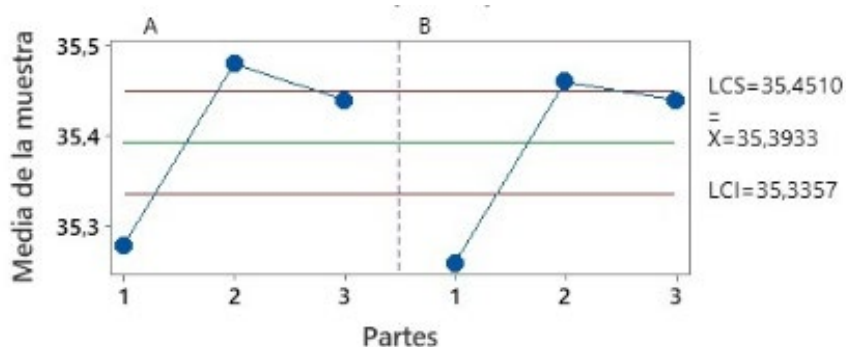
Grafica R por Operadores



En la gráfica Xbarra por operadores que se observa en la Figura 61, se puede analizar la variación de las partes con el componente de repetibilidad (Minitab, 2021b), en este caso también se aprecia la poca variación del sistema puesto que los límites de control LCI y LCS tienen un rango sumamente estrecho de 35.45°C a 35.33°C , y se pueden observar que los valores producto de la media de las repeticiones son muy cercanos a dichos límites, con un rango de aproximadamente $\pm 0.15^{\circ}\text{C}$ por encima y por debajo de la media, sin embargo se observa que el comportamiento de los datos se mantiene similar de operador a operador de esta forma también se valida la reproducibilidad del sistema debido a que según la tabla de recolección de datos del anexo 42 en los voluntarios 1 y 2 se obtiene una variación del promedio de 0.02°C , mientras que el tercer voluntario se mantuvo constante.

Figura 61

Grafica Xbarra por operadores de Temperatura



Para estimar el error en la medición de Temperatura se tomaron las mediciones a 10 personas de manera intercalada mediante un termómetro comercial de contacto ubicado en la axila (Ver Anexo 40), de la misma forma, se obtuvieron los valores utilizando el equipo diseñado colocado en la misma posición que el termómetro comercial y estas medidas se muestran en la Tabla 22.

Tabla 22

Resultado de las pruebas señal de temperatura

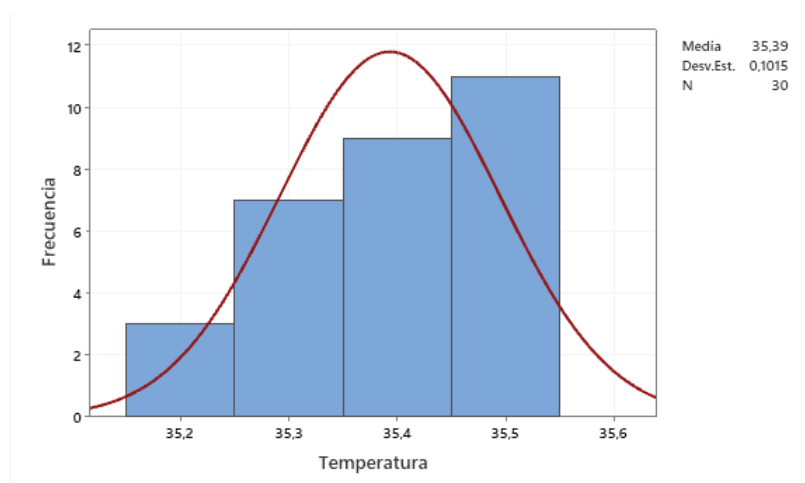
Nº	Medida Termómetro Comercial	Rango de Medidas Equipo	Media de medidas de equipo	%Error
1	36.8	36.6-36.9	36.75	0.13587
2	36.6	36.4-36.7	36.55	0.136612
3	36.5	36.4-36.6	36.5	0
4	36.8	36.6-36.8	36.7	0.271739
5	36.6	36.4-36.5	36.45	0.409836
6	36.7	36.5-36.8	36.65	0.13624
7	36.8	36.7-36.9	36.8	0
8	36.6	36.5-36.7	36.6	0
9	36.4	36.2-36.7	36.45	0.137363
10	36.6	36.4-36.7	36.55	0.136612
Media				0.136427
Desviación estándar				0.128625
Límite superior				0.393678
Límite inferior				-0.12082

Como se puede observar en la Tabla 22, los rangos de errores en comparación con la medida comercial son bajos, todos tienen un valor menor a 1% de error, Al ser un equipo que envía las señales a la interfaz continuamente, se pudo observar que todos los valores medidos después del tiempo de estabilización se encontraban dentro del rango de temperatura de una persona sana, sin una alta variabilidad, obteniendo una confiabilidad de 95% con los el intervalo de confianza de 0.3936, -0.1208

Después, para encontrar la precisión del módulo se tomaron los valores de temperatura de 25 segundos posteriores a la estabilización de la temperatura de la medición realizada para el análisis de tiempo de estabilidad.

Figura 62

Análisis estadístico descriptivo de datos de temperatura



A partir de este experimento en donde la media es de 35.39 (con un error del 0.10% del valor real) se llega a tener una desviación estándar de 0.1015°C, mostrada en la Figura 62

Para establecer los lineamientos para las pruebas de verificación médica del módulo de temperatura, llegamos a la Norma para termómetros electrónicos ofrecida por el Ministerio de Salud Pública del Ecuador vigente (Ver Anexo 38), en donde establece ciertos criterios a cumplir para llegar a validar un equipo médico, mostradas en la Tabla 23; ciertamente no son los únicos

criterios de validación, pues requieren diferentes experimentos con diferentes grupos de personas; sin embargo, otorga datos específicos técnicos de interés para este estudio.

Tabla 23

Especificaciones del módulo de temperatura comparado con la norma vigente en Ecuador

Característica	Especificación del MSP	Especificación del equipo desarrollado.	¿Cumple?
Escala de medición	-20°C a 40°C o superior	-50°C a 150°C	SI
Resolución	$\geq 0,1^{\circ}\text{C}$ a $\leq 1^{\circ}\text{C}$	0.5°C	SI
Mide humedad relativa	$\geq 0,1\%$ a $\leq 1\%$	No mide	NO
Ubicación del sensor	Exterior	Exterior	SI
Energía	Uso de baterías	Uso de baterías	SI
Exactitud	+/- 0.1°C	+/-0.155	NO
Tiempo de respuesta	Menor a 60 segundo	23.6	SI

La validación a nivel médico no es parte del alcance de este proyecto; pero si a nivel estadístico en base a datos médicos por lo que se resalta de esta sección que, a nivel técnico, la diferencia ha sido de ± 0.055 , que representa una excelente confiabilidad del módulo.

Saturación de Oxígeno

La primera validación es a nivel de software, ofrecido por los desarrolladores de la librería MAX30105.h, pues a través de una función de validación, entrega un 1 o un 0, cuando la medición es correcta (Sparkfun, 2016/2022, p. 30), lo que ayuda a que solo se envíen al broker datos validados.

La segunda validación a nivel estadístico es la R&R, en donde, la fuerza ejercida sobre el sensor vuelve a ser fundamental en la medición de la saturación de oxígeno, y el operador no

juega un papel importante, al ser un dispositivo portátil. Como se mencionó anteriormente, el fabricante pone a disposición del consumidor una protección encima del sensor MAX30102 con el fin de evitar que esta fuerza ejercida sobre el mismo influya en la confiabilidad de las mediciones, de la misma forma el diseño de la manilla de sujeción del sensor lo mantiene en su posición todo el tiempo de medición. Por ende, se plantea el mismo experimento en el que 3 voluntarios se tomarán 5 veces la saturación de oxígeno con la ayuda de 2 operarios diferentes. Los resultados del experimento se encuentran en el Anexo 43, mientras que la recolección de datos se encuentra en el Anexo 44

Figura 63

Resultado del estudio R&R para el módulo de saturación de oxígeno.

Fuente	Desv.Est. (DE)	Var. estudio (6 × DE)	%Var. (%VE)
Gage R&R total	0,35082	2,10494	33,09
Repetibilidad	0,35082	2,10494	33,09
Reproducibilidad	0,00000	0,00000	0,00
Operadores	0,00000	0,00000	0,00
Parte a parte	1,00051	6,00308	94,37
Variación total	1,06024	6,36142	100,00

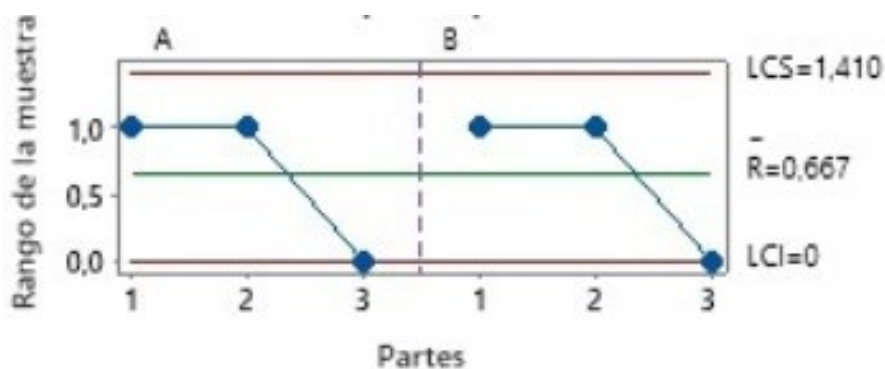
A partir de la Figura 63 se verifica que el proceso se centra en el parte a parte de los datos con un 94,37% por otro lado el Gage R&R total llega a tener un valor del 33.09%. En este caso se encuentra muy cerca del valor de 30% por lo que de acuerdo a la guía del programa Minitab “este valor es aceptable dependiendo de las aplicaciones, el costo del dispositivo de medición, el costo de la reparación entre otros” (Minitab, 2021). Este sensor es de bajo precio puesto que también posee una mayor variabilidad en los datos, de la misma forma por los factores de operadores que se mencionó anteriormente se obtiene un resultado de reproducibilidad de 0 recayendo todo el valor del Gage R&R en la repetibilidad del sistema. Se obtiene que la variación máxima de saturación en el mismo voluntario se encuentra únicamente en 1% SPO2. En el anexo 43, es posible observar las gráficas que dan los resultados del estudio R&R. En la primera denominada

como componentes de variación se aprecia que el mayor porcentaje de contribución en la variación de las medidas se dio por el parte a parte con 89.05% esto quiere decir que existe una variación dada de voluntario a voluntario lo cual se justifica puesto que el valor de saturación siempre varía de persona a persona considerando que una persona sana satura en un rango de 90% a 100%.

En la Figura 64 que se muestra a continuación se puede observar la gráfica R por operadores donde se puede apreciar que la reproducibilidad no se ve afectada por las diferencias existentes en las técnicas de toma de medición por operador, así como también en la gráfica de interacción de partes y operadores donde se observa que no hay desfase alguno en los puntos. Los límites de control en la gráfica R se encuentran en $LCL=0$, y en $LCS=1.410$, también es posible notar que no existen puntos fuera del límite superior de control por cada operador, donde en las réplicas correspondientes a los voluntarios 1 y 2 se mantuvo un rango de 1, mientras que en el voluntario 3 no hubo variación alguna. De esta forma se puede verificar la reproducibilidad 0, donde incluso en la tabla de recolección de datos del anexo 44 se observa que los promedios de las mediciones no varían de operador a operador.

Figura 64

Gráfica R por operador de Saturación



En la gráfica Xbarra por operadores de la Figura 65 se puede observar la variación de las partes de saturación con respecto a su media, es decir que se obtiene la media de las mediciones replicadas de cada voluntario por operador. En este caso se puede ver que los puntos se

encuentran fuera de los límites de control, los cuales presentan un pequeño rango $LCI=92.75$, y $LCS= 93.51$. En la gráfica de saturación por partes del anexo 43, se puede observar que existe un ligero desfase en la repetibilidad de las muestras tomadas a los voluntarios 1 y 2 mientras que el 3 voluntario no tiene dicho desfase.

Figura 65

Gráfica Xbarra por operadores de Saturación



Para estimar el error de esta variable se requirió de 10 personas. En esta se colocaron la manilla que contiene el sensor ajustándola a su mano de tal manera que este sea capaz de medir la saturación, la medida de saturación fue obtenida tanto del dedo medio como del dedo índice. De la misma forma, se realizó la medición mediante un saturador comercial (Ver Anexo 48).

Tabla 24

Resultado de las pruebas de saturación de oxígeno en porcentaje.

Nº	Medida Equipo Comercial	Medida Equipo	%Error
1	93	92	1.075269
2	94	96	2.12766
3	96	95	1.041667
4	97	96	1.030928
5	92	94	2.173913
6	95	95	0
7	95	96	1.052632
8	97	97	0

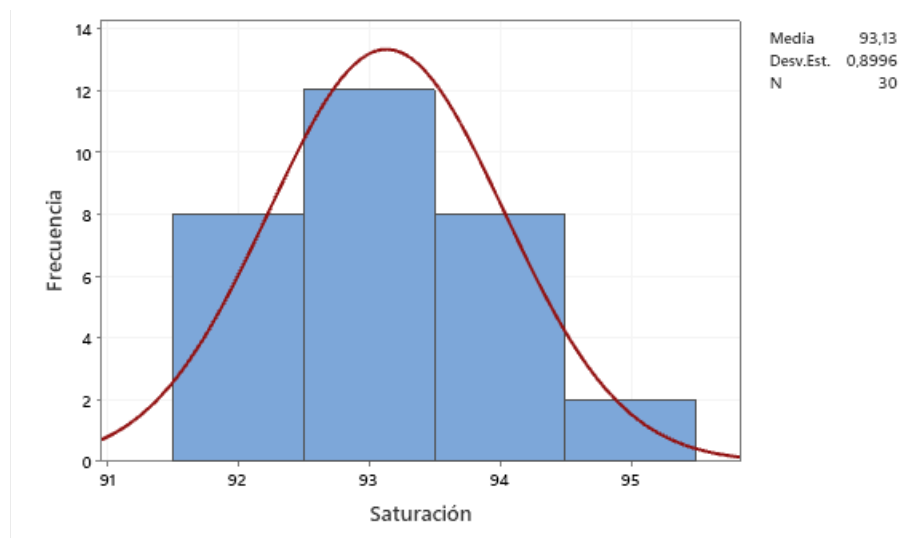
9	93	93	0
10	94	94	0
Media			0.850207
Desviación estándar			0.845671
Límite superior			2.541549
Límite inferior			-0.8411

Se puede observar que los porcentajes de error en la saturación son sumamente bajos con pocas excepciones. Todos tiene entre 1 y 2 unidades de diferencia, donde el error más alto es de 2.17%. De esta forma se puede validar la confiabilidad del módulo de saturación puesto que como se puede ver en la tabla 24, todos los puntos forman parte del intervalo de confianza conformado por 2.5415%, -0.84%

Finalmente, se toman 45 medidas consecutivas de saturación de oxígeno en 1 voluntario, con las cuales se realiza un estudio de estadística descriptiva, obteniendo los valores de la Figura 66

Figura 66

Estadística descriptiva de la medida de saturación de oxígeno



La medida real del paciente, tomada con un oxigenador comercial es de 95%, y la media de las medidas tomadas es de 93.13 con una desviación estándar de 0.899.

De acuerdo al Anexo 45, la validación médica indica una variación máxima del 1%.

Presión Arterial

Para la validación R&R se toman en cuenta diferentes consideraciones a las anteriores, debido a que en este escenario el soporte que le dé el operario para colocarse la manga de presión al usuario, juega un papel muy importante. Se propone analizar únicamente los datos de presión diastólica obtenidos de 2 voluntarios, debido a que este valor no tiene la variación que se puede observar en la sistólica la cual varía dependiendo de factores externos. El estudio realizado fue de tipo R&R cruzado, con 3 repeticiones donde 2 operadores tomaron las mediciones a cada usuario, cuyo informe se muestra en el Anexo 46 y 47.

Figura 67

Resultados R&R para presión arterial

Fuente	Desv.Est. (DE)	Var. estudio (6 × DE)	%Var. estudio (%VE)
Gage R&R total	2,71427	16,2856	34,40
Repetibilidad	1,22096	7,3258	15,48
Reproducibilidad	2,42416	14,5449	30,73
Operador	2,42416	14,5449	30,73
Parte a parte	7,40787	44,4472	93,90
Variación total	7,88948	47,3369	100,00

Como se puede observar en la Figura 67 existe un factor de reproducibilidad del 30.70% que anteriormente no se apreció en las otras mediciones, esto se debe a la influencia de los operadores que en este caso son los profesionales de la salud y la técnica que utilizan para la correcta medición. En esta medida también se aprecia una alta variabilidad en los datos lo que se puede ver reflejado en el Gage R&R total, puesto que se tiene un valor del 34.40%, sin embargo, al estar cerca del 30% donde la repetibilidad del sistema es del 15.80%, se toma la

consideración tomada anteriormente acerca de la aceptación de este valor, esto se debe a que la presión arterial varía levemente así sea tomada en las mismas condiciones, equipo, operador, y persona. Por medio del informe de Repetibilidad y reproducibilidad del anexo se puede observar que el rango existente en la gráfica R por operador de la muestra posee límites de control en $LCS=6.434\text{mmhg}$ y $LCL=0\text{mmhg}$, donde todos los puntos se encuentran dentro de dicho rango. Esto a su vez quiere decir que las medidas fueron tomadas de manera consistente. En este caso se puede apreciar claramente la variación de mediciones por la técnica utilizada por el operario donde según la tabla de recolección de datos para el primer voluntario existe una diferencia de 3.7mmhg en el promedio de las mediciones tomadas, mientras que en el caso del segundo voluntario es de 3.3mmhg . De la misma forma se observa que el comportamiento de la gráfica de operador a operador varía comprobándose de esta forma el porcentaje de reproducibilidad obtenido.

Figura 68

Gráfica R por Operador de presión arterial

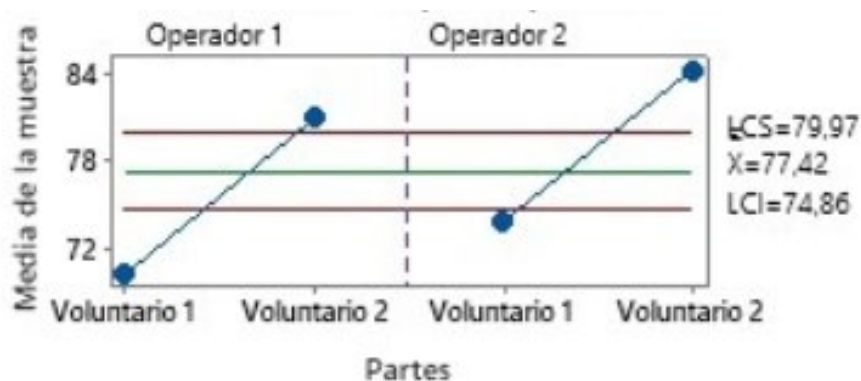


En la gráfica Xbarra ilustrada en la figura 69 se obtiene la media de las repeticiones de cada voluntario medidas por el operador. Por medio de esta y de las gráficas de interacción de partes con operadores del anexo 46 se puede obtener una idea de la repetibilidad del sistema donde se puede observar que existe un leve desfase entre las mediciones tomadas por cada uno de los operadores, esto se puede observar principalmente en las gráficas de medida de presión por partes y la presión por operador, donde es posible ver que las medidas tienen un rango de

variabilidad dependiendo del factor a analizar. En este caso se puede observar que los valores se encuentran por fuera del rango de control dado por los límites $LCS=79.97\text{mmhg}$ y $LCI=74.86\text{mmhg}$. En este caso se analizan los valores obtenidos por la gráfica y la tabla de recolección de datos del anexo 47 donde se puede observar que el rango máximo de variación de todos los casos es de 3mmhg , mientras que el mínimo es de 1mmhg . De esta forma se observa que a pesar que las medidas no se repiten la variación entre las pruebas en el mismo voluntario es sumamente baja lo que permite la validación del módulo.

Figura 69

Gráfica Xbarra por operador para Presión Arterial



A partir de los resultados se puede destacar el valor de Gage R&R total de 34.40% en donde se puede notar que la variación de la medida es en gran parte por factores que tienen que ver con la repetibilidad y reproducibilidad; sin embargo, la validación en confiabilidad de este módulo se desarrolla en torno a la comparación de los valores obtenidos con un equipo comercial.

Las pruebas para determinar la diferencia en medidas tomadas de la Presión arterial que se realizaron a 10 personas. Las medidas se tomaron con el equipo diseñado y un tensiómetro comercial (Ver Anexo 49).

Tabla 25

Resultado de las pruebas de presión arterial, dado en mmHg

N°	Sistólica			Diastólica		
	Medida Equipo Comercial	Medida Equipo	%Error	Medida Equipo Comercial	Medida Equipo	%Error
1	111	106	4.5045045	73	69	5.479452
2	119	130	9.24369748	71	80	12.67606
3	113	118	4.42477876	66	74	12.12121
4	117	110	5.98290598	71	69	2.816901
5	111	96	13.5135135	66	60	9.090909
6	101	90	10.8910891	58	62	6.896552
7	121	114	5.78512397	77	73	5.194805
8	116	122	5.17241379	63	76	20.63492
9	128	134	4.6875	79	81	2.531646
10	106	95	10.3773585	66	62	6.060606
	Media		7.45828856	Media		8.350306
	Desviación estándar		3.26537851	Desviación estándar		5.521902
	Límite superior		10.7236671	Límite superior		19.39411
	Límite inferior		4.19291005	Límite inferior		-2.6935

En el módulo de presión arterial se puede observar que existe un valor de error más alto, en este caso se pueden ver errores de hasta el 20%. De la misma forma como se procedió a realizar en los módulos pasados, se procede a obtener los límites de confianza del equipo con una confiabilidad del 95% como se pudo observar en la tabla 25. En ella se dividen las mediciones de la presión sistólica de la diastólica con el fin de obtener errores y límites individuales. Para el caso de la presión sistólica se puede observar que se tiene un límite de confianza de 10.73%, 4.19%, cumpliendo de esta manera con la confiabilidad puesto que no forman parte de intervalo únicamente 2 de los 10 valores adquiridos, de la misma forma se obtiene el intervalo de confianza de la presión diastólica donde se tiene unos límites de 19.39, -2.6935 lo que significa que también cumple con la confiabilidad requerida debido a que en este caso únicamente un punto se excluye del experimento.

Dentro del manual de “Especificaciones Técnicas de la OMS para dispositivos automáticos de medición de la presión arterial no invasivo con brazaletes” establece un rango de hasta 15mmHg de diferencia en presión para validar un instrumento, siendo 5mmHg lo ideal y aceptado en la mayoría de países (OMS, 2020). Por lo que se valida el funcionamiento del módulo de presión no invasiva

Pulso Cardíaco

Dado que la naturaleza del pulso cardíaco se ve afectado por factores como el tipo de vida que lleva la persona, el estrés sometido, o enfermedades ocultas que den como resultado una variabilidad alta en los datos, dando como valores referenciales como tiempo de variación del pulso cardíaco llegan a 2.4 segundos y teniendo una comportamiento de ondas de forma de rampa, que sube y baja (Gallo et al., s. f.), lo que permite afirmar que en un estudio R&R la Repetibilidad se va a ver afectada más allá de causas que se puedan controlar durante el experimento, por lo que se evidencia un porcentaje de variación del estudio por Repetibilidad de 98.18% en la Figura 70, de un experimento desarrollado bajo los mismos lineamientos seguidos para la validación del módulo de saturación de oxígeno, informe que se muestra en el Anexo 50 y 51. Dicho esto, se confirma que en este módulo no se puede realizar una validación mediante un estudio R&R, dado que la naturaleza oscilatoria y los valores nominales que toma el pulso, son estadísticamente muy variables.

Figura 70

Resultados R&R del pulso cardíaco.

Fuente	Desv.Est. (DE)	Var. estudio (6 × DE)	%Var. (%VE)
Gage R&R total	9,79912	58,7947	98,18
Repetibilidad	9,79912	58,7947	98,18
Reproducibilidad	0,00000	0,0000	0,00
Operadores	0,00000	0,0000	0,00
Parte a parte	1,89697	11,3818	19,01
Variación total	9,98104	59,8863	100,00

Tabla 26

Resultado de las pruebas de pulso cardíaco, dado en palpitaciones por minuto BPM

Nº	Medida Equipo Comercial	Medida Equipo	%Error
1	54	59	9.26
2	68	67	1.47
3	74	70	5.41
4	85	84	1.18
5	55	56	1.82
6	60	59	1.67
7	86	82	4.65
8	89	87	2.25
9	51	54	5.88
10	70	65	7.14
	Media		4.073
	Desviación estándar		2.80903325
	Límite superior		9.69106649
	Límite inferior		-
			1.54506649

En la Tabla 26 expuesta anteriormente, comparado con un pulsioxímetro detallado en el Anexo 48; se puede observar que los datos del pulso cardíaco, que poseen un buen rango de confiabilidad puesto que estos no exceden las 5 palpitaciones de diferencia entre el equipo y los dispositivos comerciales. (Meza, 2007) dice que los dispositivos comerciales de biomedicina

deben tener una exactitud de 2 a 3%. En este caso se cumple con una confiabilidad del 95% puesto que todos los valores ingresan en el rango compuesto por el intervalo de confiabilidad 9.6910%, -1.5450%. Además, en la normativa del Ministerio de Salud Pública especifica, como requerimientos de validación, un error de máximo de ± 5 latidos por minutos, indicados en el Anexo 47

Análisis Estadístico de datos de Síndrome de Pierna Inquieta.

En primer lugar, se propone analizar la repetibilidad y reproducibilidad del módulo mediante un estudio R&R, planteado en escenarios en los que hay 3 inclinaciones, y 5 operadores, los cuales van a colocar el sensor en uno de los 3 planos que corresponda, y se toma la medida de posición angular en grados.

Figura 71

Evaluación R&R del módulo SPI.

Fuente	Desv.Est. (DE)	Var. estudio (6 × DE)	%Var. estudio (%VE)
Gage R&R total	5,8086	34,852	28,36
Repetibilidad	5,8086	34,852	28,36
Reproducibilidad	0,0000	0,000	0,00
Operadores	0,0000	0,000	0,00
Parte a parte	19,6435	117,861	95,90
Variación total	20,4843	122,906	100,00

El Gage R&R obtiene un valor de 28.36% mientras que la variabilidad de la medida parta a parte lleva un 95.9%, lo que representa que, aunque las medidas sean bastante buenas, aún existe una variación considerable por factores de R&R total. Esto se debe a la sensibilidad del giroscopio y acelerómetro que se usan para medir la posición, lo cuales son altamente sensibles y perciben movimientos aun cuando no sean significativos.

Se toma de referencia una muestra de 5163 datos obtenidos para analizarlos, a partir de la estadística descriptiva de estos. A partir de la Figura 72 en primer lugar se puede destacar

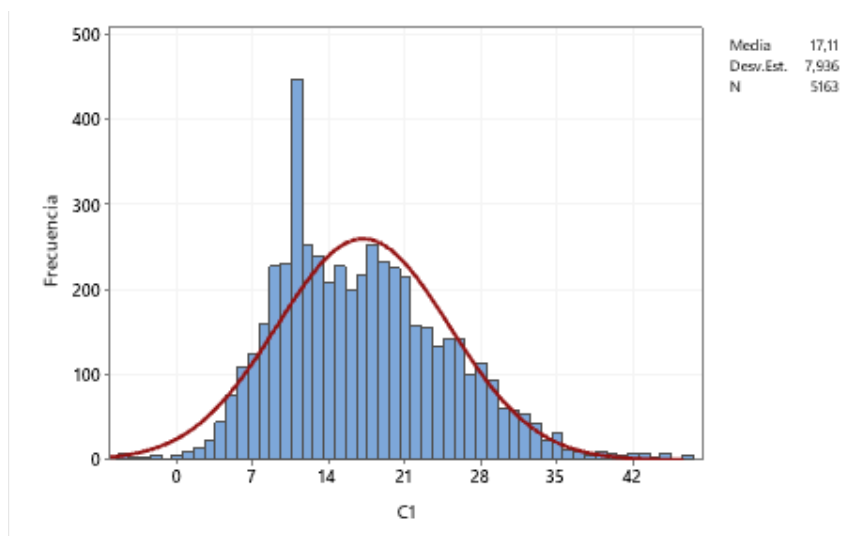
una distribución normal de los datos, desde la cual se obtiene una desviación estándar de 7.936° , que representa la amplitud de oscilación del pie en este experimento.

También cabe resaltar que el pie se mantuvo en reposo durante el cálculo de offsets, y se llegó a tener una media de 17.11° , lo cual indica que el pie, en esta persona, no siempre regresa a su estado de reposo, sino se mantiene por encima de este nivel y a la larga podría llegar a significar esfuerzos perjudiciales para la salud, los cuales serán evaluados por el profesional de la salud.

Así mismo, sobresale un valor mínimo de -5.13 , que está por debajo de la posición en reposo; que se debe a un posible impacto del zapato contra el piso, midiendo esta deformación del zapato, como negativa.

Figura 72

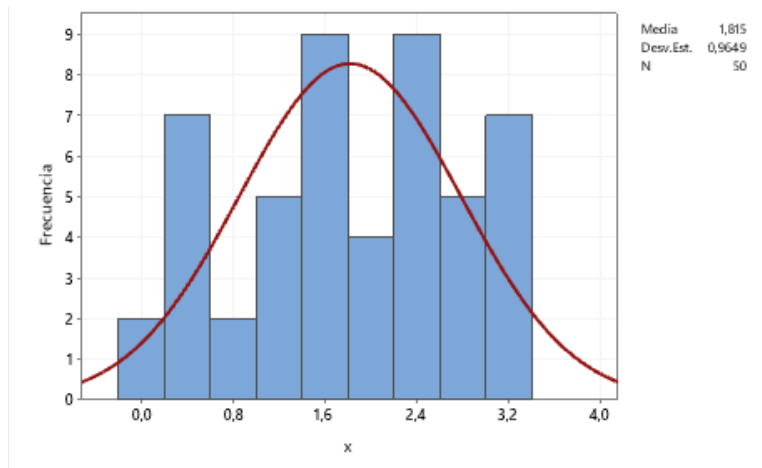
Estadística descriptiva de datos SPI e Histograma con curva normal



Finalmente se plantea un experimento en el cual, se mantiene el sensor inmóvil y se mide la variabilidad de los datos en estado estático. Como se muestra en la Figura 73, aunque el dispositivo permaneció inmóvil, se llegó a tener una media de 1.815° y una desviación estándar de 0.9649 , que representan el error que se puede dar en la medición, de por sí por la sensibilidad de los elementos.

Figura 73

Estadística descriptiva de datos SPI estático.



Finalmente, a partir del algoritmo planteado en el apartado de diseño, se llega a obtener la frecuencia de oscilación del pie, eliminando estos movimientos falsos positivos y tomando en cuenta únicamente la oscilación del pie por fuera de una banda de posición angular calculada. Así se plantea el último experimento para verificar la frecuencia de oscilación del dispositivo comparándolo con el método tradicional de conteo de oscilaciones en el período de 1 minuto, cuyos valores se muestran en la Tabla 27. Es necesario que, al realizar el conteo manual, se realicen oscilaciones por encima de la desviación estándar para que éstas cuenten como validas

Tabla 27

Mediciones de frecuencia de oscilación dada en oscilaciones por minuto.

Nº	Medida manual	Medida Equipo	%Error
1	50	48	4
2	30	32	6,67
3	25	29	16
4	30	32	6,67
5	50	51	2
6	45	45	0
7	40	42	5
8	50	49	2
9	30	31	3,33
10	25	27	8
Media		5.28571429	
Desviación estándar		5.3763149	
Límite superior		16.0383441	
Límite inferior		-5.4669155	

Del último experimento se observan errores que no sobrepasan el 6,7% del error, que resulta ser muy conveniente, aunque dentro de SPI hablamos de número de oscilaciones mayores, por lo que el error podría variar de acuerdo con el número de iteraciones que deba realizar el algoritmo.

Validación de la diadema para señales de EEG.

Inicialmente Emotiv declara que sus productos son usados específicamente para investigación, lo cual quiere decir que no cuenta con una acreditación de una entidad médica, pero si cumple diferentes normativas para cuidar la seguridad de la persona, desde el análisis de los materiales, propiedades inalámbricas, propiedades eléctricas, hasta normas de confort detalladas en (Emotiv, 2022).

Posteriormente también Emotiv ofrece diferentes investigaciones particulares, en su página web, como la de (Badcock et al., 2013), el cual da un intervalo de confianza del 95% sin incluir el 0, para la similitud en morfología, amplitud y latencia de la Señal EEG brindada por Emotiv y una señal EEG médica verificada.

Validación a Nivel Funcional del Sistema

Al ser éste un equipo que posee altos beneficios para el tratamiento del trastorno obsesivo compulsivo, fobias, ansiedad, entre otras enfermedades, es requerida la realización de pruebas del equipo en usuarios, con el fin de verificar su funcionamiento tanto en la medición de signos vitales, como también la efectividad de la exposición de los escenarios.

Todos los usuarios sujetos a pruebas de validación de sistema accedieron voluntariamente a formar parte de la investigación como sujetos de prueba, esto se puede observar mediante los anexos de este documento donde se adjunta las cartas de consentimiento informado firmado por los usuarios y el médico especialista (Anexo 52). Las personas que se tomaron en cuenta para este proceso fueron individuos capaces de autodeterminación, es decir que puede deliberar sobre sus fines personales y de obrar bajo la dirección de esta deliberación (Observatori e Bioètica i Dret, 1979)

Se realizó la explicación clara que el equipo no simboliza riesgos para la salud de los involucrados puesto que utiliza métodos no invasivos para la toma de mediciones biológicas, es decir que estas señales se toman mediante el contacto con la piel sin penetrarla. De la misma forma, se explicó que al utilizarse sensores de bajo precio estos no cumplen con la norma ISO 13485 y 9001 que es la encargada de la estandarización de dispositivos médicos, sin embargo, se expuso la validación realizada de las mediciones de signos vitales, así como también que las pruebas del equipo se realizarán estrictamente bajo la supervisión y control del médico especialista.

Para realizar estas pruebas y con el fin de garantizar la comodidad del usuario, se utilizó un espacio completamente conocido para el usuario como fue el consultorio del médico especialista, donde se requirió que el voluntario se encuentre en posición de relajación ya sea sentado en el sillón de terapia o acostado en una camilla, procediendo de esta manera a la colocación de los sensores para la medición, la diadema de EEG, el módulo de SPI y las gafas de realidad aumentada.

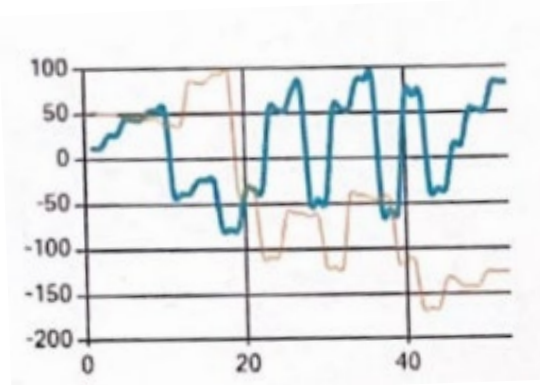
Una vez colocados todos los sensores se procedió a continuar con la sesión de pruebas, sin embargo, al ser cada terapia privada y confidencial la verificación del equipo se realizó antes de la psicoterapia. La validación de los cambios en signos vitales, señales cerebrales y de pierna inquieta se la realizó ante la exposición del usuario a diversos estímulos, ya sea mediante el uso de la aplicación de realidad aumentada o simplemente con análisis de conducta. Tomando en consideración que el módulo de presión arterial no obtiene valores de manera continua puesto que funciona mediante el insuflado del brazalete de presión, se corre con la medición una sola vez al inicio de la terapia con el fin de conocer el estado del usuario antes y después de la misma.

Para el caso del análisis de conducta, el médico especialista procedió a producir cambios en los signos vitales de la temperatura, saturación, frecuencia cardiaca, señales de pierna inquieta y señales cerebrales del usuario mediante el uso de meditación guiada. Esta forma de terapia se realiza a fin de conducir la imaginación de la persona en definidas direcciones. Citando un ejemplo: cuando la doctora le pedía al usuario concentrarse en imaginar que está tocando un gato esto producía alteraciones en la frecuencia cardiaca, SPI y señales cerebrales. En el caso de la frecuencia cardiaca los valores normales del usuario oscilaban entre 53 y 69 lpm, sin embargo, durante el proceso de meditación guiada los valores variaron hasta 84 lpm y mediante la aplicación de realidad aumentada la frecuencia cardiaca se vio más afectada llegando a los 93 lpm. En dicho usuario se evidenció la presencia de pierna inquieta en los dos ejes como se puede apreciar en la Figura 74, donde cada línea de cada color representa un eje de movimiento diferente. Las señales obtenidas por la diadema de señales EEG mostraron un mayor rango de

estrés y de concentración en ambos escenarios. La temperatura y saturación se mantuvieron durante toda la prueba en valores de 36.5 a 36.9°C y 94%SpO2 respectivamente

Figura 74

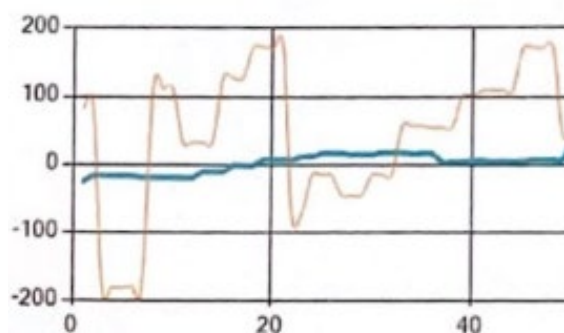
Señales SPI primer voluntario(grados deg vs tiempo s)



En el segundo voluntario se pudo evidenciar que su frecuencia cardiaca en estado relajado, es decir antes de la sesión de terapia, variaba entre 69 y 75 lpm. El escenario utilizado fue el de miedo a escaleras, por lo tanto, mediante meditación guiada la doctora a cargo condujo al usuario a una situación donde debía subir o bajar gradas, de esta forma se pudo observar que la frecuencia cardiaca variaba hasta 100 lpm mientras que la temperatura y saturación se mantuvieron constantes. Como puede apreciar en la Figura 75 otra de las señales donde se pudo evidenciar cambios fue del módulo de SPI puesto que hay presencia de pierna inquieta, sin embargo, a diferencia del voluntario citado anteriormente, éste posee movimiento únicamente en uno de los dos ejes. En la gráfica que se presenta a continuación se puede observar que la línea anaranjada es la que presenta una mayor variación con respecto al tiempo mientras que la azul permanece constante. De la misma forma, hubo un mayor cambio en la frecuencia cardiaca cuando fueron presentados los escenarios en realidad aumentada subiendo hasta 115 lpm. Los valores de temperatura y saturación se mantuvieron constantes en 36.4°C y 96%SpO2 respectivamente

Figura 75

Señales SPI segundo voluntario



El informe de las pruebas realizadas se encuentra en el Anexo 53 de este documento, y a continuación se presentan fotos que evidencian las pruebas realizadas en el hospital en la Figura 76

Figura 76

Pruebas realizadas en hospital



Finalmente cabe destacar este equipo resalta sobre los expuestos durante la búsqueda externa y de patentes, en varios factores.

Durante el desarrollo del prototipo de realidad virtual desarrollada en la UDD, dicho proyecto ayuda a entender una crisis de pánico, ansiedad u otros; sin embargo, la portabilidad

del equipo llega a ser una limitación pues su uso es netamente dentro del laboratorio. También los estudios de la Universidad Central de Catalunya acerca del uso de la realidad virtual como herramienta para enfermedades mentales, al dar una conclusión positiva, deja en manifiesto que la metodología usada para presentar escenarios virtuales resulta conveniente para el uso con pacientes psiquiátricos del Hospital Clínico Quirúrgico NeuroSalud.

La relación directa que tiene el Trastorno Obsesivo Compulsivo con las señales fisiológicas verifica y además se ponen a prueba dichas teorías, puestas en práctica en este proyecto.

Finalmente, las patentes mostradas en el capítulo 3 hablan ciertamente acerca de otras enfermedades de salud mental, que pueden ser tratadas con las mismas herramientas; Sin embargo, este proyecto ha desarrollado un sistema específico para personas con trastorno Obsesivo Compulsivo, lo que representa, en el caso de llegarse a sacar la patente de este sistema, sería el primero en unir diferentes proyecto de salud mental y orientarlos específicamente a otro trastorno, dando las herramientas adecuadas al médico para las terapias.

CAPITULO V

Conclusiones y Recomendaciones.

El Trastorno Obsesivo Compulsivo es una afección mental que se manifiesta con síntomas tanto psicológicos como fisiológicos; entre las más comunes son taquicardia, sudoración, temblores de diferentes partes del cuerpo, fatiga, sensación de alza térmica entre otras. A nivel mundial se han desarrollado diferentes proyectos para el tratamiento del mismo, basados en la supervisión de signos vitales o la presentación de escenarios mediante realidad virtual y realidad aumentada, los cuales muestran diferentes valores de interés para la delimitación de la medición como los valores limítrofes para las palpitaciones por minuto, ya que bajo las circunstancias que se va a realizar la supervisión, las palpitaciones del usuario pueden subir fácilmente sobre las 150 palpitaciones por minuto, por el contrario la medida de temperatura espera que no varíe más que en una décimas; la saturación de oxígeno no es un factor que se espera que llegue a variar; sin embargo, se puede visualizar en baja latencia, el cambio en este signo.

Es necesaria la utilización del puente de Wheatstone como acondicionamiento para termistores, debido a que mejora la sensibilidad propia del sensor. La selección del termistor fue acertada, debido a que este cumple con los requerimientos del hospital en cuanto a la posibilidad de desinfección, sin alterar el funcionamiento y sensibilidad de lecturas. Como se pudo observar en los resultados de las pruebas realizadas, se obtuvo un error menor al 1%, lo que se considera bajo, sin embargo, en el desarrollo de este módulo fue necesario prestar atención la parte del cuerpo donde fueron tomadas las mediciones con el fin de realizar la respectiva calibración del equipo debido a que la medida de temperatura varía de 1 a 2 grados dependiendo de si la medida adquirida fue tomada en la piel de la muñeca, frente, o axila. Además, el estudio R&R muestra un comportamiento que no es aceptable debido a que se tiene una repetibilidad del 42.34% que se considera alto, sin embargo, las mediciones tienen una variación sumamente pequeña que se

encuentra en un rango de 0 a 0.2114°C. De la misma forma mediante la obtención de confiabilidad del equipo se obtuvo un valor del 95% al ser comparado con un equipo comercial, obteniendo errores de máximo 0.27% que se considera bajo por lo que se valida funcionalmente el módulo.

El acondicionamiento de la presión no invasiva fue realizado mediante filtrado mixto con 2 filtros pasa bajos pasivos y uno pasa altos activo con el fin de obtener los valores por separado de las oscilaciones y del brazalete de presión. El error producido que más se repitió fue de 5 y 4% que equivale aproximadamente a una variación de máximo 5mmHg, sin embargo, existieron otros valores con un porcentaje de error más alto, pero al no repetirse se los procede a eliminar del análisis. Esto produjo una confiabilidad del 95%, de la misma forma, se concluye que el flujo de descarga del aire del brazalete influye directamente en la precisión de las medidas tomadas, puesto que la utilización de válvulas cuyo flujo pueda ser controlado es de suma importancia. El estudio R&R muestra una variación en medida parte a parte del 93,90% y la variación R&R total de 34.40%, que resulta ser un valor alto, y que indicaría que el dispositivo necesita calibrarse al encontrarse por encima del 30%; sin embargo, cabe resaltar que la metodología usada para el desarrollo de esta validación se basó en la gran intervención que realiza el operador para obtener una buena medición, pues es necesaria la correcta colocación de la manga, entonces las mejoras que pueden proponerse para mejorar la variación R&R total de 34.40% es que el operario esté correctamente capacitado para asistir al usuario, de la misma forma es importante recalcar que los valores de la presión arterial siempre se encuentran variando, sean estos valores tomados en las mismas condiciones, con los mismos operarios, mismo equipo y misma persona, sin embargo, la variación existente no es sumamente alta como se pudo observar en los rangos de las gráficas R por operadores. Finalmente, aunque la OMS establece que el error ideal de un tensiómetro médico es de ± 5 mmHg, ciertamente se da por aceptado hasta un error máximo de 15mmhg, validando de esta forma el funcionamiento del módulo

El módulo para adquirir el pulso sanguíneo, presentó un valor con un porcentaje de error máximo de 9%, que representa a una diferencia del pulso en 5 unidades con respecto al valor obtenido del producto comercial, en la saturación de oxígeno se obtuvieron valores más exactos donde el valor con mayor diferencia entre los dos datos fue de 2.13%, es decir 2 unidades de desfase entre las dos medidas, es necesario acotar la necesidad de que el dedo no se encuentre presionando fuertemente el sensor puesto que esto puede producir un error en la toma de medidas. Al realizar el análisis de los errores obtenidos al comparar el equipo desarrollado con un equipo comercial, se obtuvo una confiabilidad del 95% contando que todos los valores de error estaban dentro de los límites de control. A nivel de análisis R&R ambos presentaron valores muy semejantes con una variación de R&R total 98.18% y 33.09% respectivamente que representan la influencia de la presión del dedo. En el caso del pulso cardiaco es importante acotar dicha variación depende del estado anímico y fisiológico de los usuarios, puesto que estos valores son muy variables, como por ejemplo si la persona está en absoluto reposo o después de caminar o el simple toser puede significar una alta variación de los datos lo que se justifica en el valor de repetibilidad de 98.18%. Se obtuvo una variabilidad de datos parte a parte de 19.18% y 94.37%. En el caso de la saturación estos valores se mantienen constantes o con muy poca variación debido a la naturaleza de la medida del porcentaje de oxígeno en la sangre, hecho que se pudo observar en los estudios realizados donde se obtienen valores bajos de variabilidad tanto de parte a parte como de repetibilidad. Así también el módulo de saturación de oxígeno logró solventar los requerimientos para una verificación médica, por otro lado, el módulo de frecuencia cardiaca no logró llegar a validarse pues el error mínimo se presenta hasta el 3%, teniendo en el dispositivo diseñado hasta 5 unidades de error.

La diadema seleccionada para la visualización de señales EEG fue la Emotiv Insight, que legalmente no posee una verificación médica; pero si cuenta con estudios independientes que avalan en diferentes condiciones la confiabilidad de estas mediciones, también cuenta con

verificaciones del producto para la interacción con humanos y el confort al usarla. Emotiv Insight cuenta con 5 electrodos AF3, T7, Pz, T8, AF4, de los cuales mediante el software de visualización EmotivPro, se llega a visualizar cuantitativamente las bandas de frecuencia alpha, beta, theta y gamma de cada electrodo. Además, ofrece una estimación cualitativa de estados en los que se encuentra la persona que son comprometido, excitado, enfocado, interesado, relajado y estresado

Los escenarios virtuales desarrollados mediante la utilización de realidad aumentada funcionan de manera efectiva para la terapia de desensibilización de usuarios con el trastorno, sin embargo, se recomienda la utilización de escenografías más hiperrealistas e inclusive con objetos animados en el caso de gatos, arañas y personas.

Al analizar la biomecánica de los miembros inferiores durante un episodio de SPI, resaltan dos principales características cuantificables, que son: el desplazamiento angular que realiza el miembro y la frecuencia de oscilación de éste, que resultan datos de interés para el profesional que realiza la terapia. En la interfaz final del usuario, se muestran estos valores de manera que resulten de fácil interpretación para el médico, así la frecuencia de oscilación se muestra en el número de oscilaciones por minuto que tenga el pie, en contraparte el cambio de la posición angular del pie se muestra en una gráfica a lo largo del tiempo, para analizar valores de interés que se requieran del periodo de desarrollo de la terapia.

Dado que, dependiendo del usuario, el movimiento involuntario del pie puede darse en 1 o 2 direcciones de oscilación, se aprovecharon los 6 ejes que dispone el sensor MPU6050 y se han mostrado 2 curvas de movimiento y 2 valores de frecuencia, que representan correspondientemente a los datos obtenidos del movimiento del pie en dichas direcciones.

Mediante la utilización de análisis de datos las primeras 25 muestras del movimiento, el código extrae los valores máximos y mínimos de posición, con el fin de obtener los valores de

frecuencia de oscilación del pie e iniciará la gráfica a partir del valor medio de posición, lo que optimiza la comprensión de los datos en las gráficas y muestra el comportamiento de la curva para su análisis morfológico por parte del profesional.

La bioestadística resulta un tema fundamental para el diseño de este sistema, pues al conocer los valores normales de signos vitales, entre otros, medidos en diferentes grupos de personas categorizadas en distintos grupos de estudio, se llegó a realizar un sistema de medición robusto, que discrimina datos erróneos, y muestra solamente datos validados para el grupo de personas específicas a las que está destinado el uso de este sistema.

En la interfaz de usuario se pueden observar los valores provenientes de Temperatura, saturación, pulso cardíaco, presión arterial, y las señales de SPI. Ésta se conecta satisfactoriamente al broker de Firebase, y gracias a la librería Firesharp los cambios que se dan en la base datos se actualizan instantáneamente en la aplicación de escritorio. Para la visualización de los valores se utiliza la nomenclatura estandarizada de fácil interpretación para los médicos

El módulo de presión funciona con mediciones confiables únicamente en usuarios adultos y sin historial de hipertensión arterial debido al rango de presión que maneja el dispositivo y el tamaño del brazalete que se usó para el desarrollo. Se recomienda realizar el módulo de presión como un tema de investigación completamente individual con el fin de mejorar la confiabilidad de la medición mediante la utilización de algoritmos más sofisticados para este objetivo. De la misma forma, es necesaria la implementación de la toma de medidas para usuarios pediátricos, garantizando el inflado del brazalete de presión únicamente 30mmhg por sobre la presión sistólica.

Bibliografía

- A. Luo, T.J.萨利文, & A.德罗尔姆. (2015). *Enciales evocados sensoriales (SEP) en el dominio del tiempo* (China Patent N.º CN102647942B).
<https://patents.google.com/patent/CN102647942B/en?q=neurosky&oq=neurosky>
- Aramburu, M. (2020). *El reto de la ingeniería de materiales en la impresión 3D*. Interempresas.
<https://www.interempresas.net/Fabricacion-aditiva/Articulos/303966-El-reto-de-la-ingenieria-de-materiales-en-la-impresion-3D.html>
- Arreguin, C., & Avalos, A. (2018). *Análisis del Sistema de Medición (MSA) "Errores en la medición"*.
- Badcock, N. A., Mousikou, P., Mahajan, Y., de Lissa, P., Thie, J., & McArthur, G. (2013). Validation of the Emotiv EPOC® EEG gaming system for measuring research quality auditory ERPs. *PeerJ*, 1, e38. <https://doi.org/10.7717/peerj.38>
- Brito C., H., Vicente P., B., Brito C., H., & Vicente P., B. (2018). Realidad virtual y sus aplicaciones en trastornos mentales: Una revisión. *Revista chilena de neuro-psiquiatría*, 56(2), 127-135. <https://doi.org/10.4067/s0717-92272018000200127>
- Bruno Pedraz.Petrozzi, Jorge Pilco-Inga, Joaquín Vizcarra-Pasapera, Jorge Osada-Liy, Paulo Ruiz-Grosso, & DarwinVizcarra-Escobar. (2015). *Ansiedad,síndrome de piernas inquietas y onicofagia en estudiantes de medicina*.
http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-85972015000400002
- Celi, G. (2011). *Figura 1. Técnicas de captura en la Fotopletismografía*. ResearchGate.
https://www.researchgate.net/figure/Figura-1-Tecnicas-de-captura-en-la-Fotopletismografia_fig1_277801575
- Chamberlain, S. R., Menzies, L., Hampshire, A., Suckling, J., Fineberg, N. A., Bullmore, E. T., Robbins, T. W., & Sahakian, B. J. (2010). *Disfunción orbitofrontal en pacientes con Trastorno Obsesivo Compulsivo y sus parientes no afectados*. 5.

- CLÍNE BARCELONA. (2020, octubre 23). *¿Cómo afecta la pandemia por COVID-19 a las personas con TOC? | Hospital Clínic Barcelona*. Clínic Barcelona. <https://www.clinicbarcelona.org/noticias/como-afecta-la-pandemia-por-covid-19-a-las-personas-con-toc>
- COE Nacional, E. (2021, junio 2). *COE Nacional aprobó regreso a clases presenciales el 7 de junio del 2021 de 1 301 planteles*. 1.
- de Jesús, C.-Q. R. (2006). *Signos vitales: Conocimiento y cumplimiento de técnicas de medición*. 4.
- Dr. David López. (s. f.). *TOC: Consecuencias sobre la calidad de vida | menteAmente*. Dr. David López - menteAmente, Psicoterapia y Psiquiatra Madrid. Recuperado 8 de agosto de 2022, de <https://www.menteamente.com/toc-consecuencias-sobre-calidad-de-vida>
- Dräger. (2016). *La importancia de la temperatura corporal central*. Dräger. <https://www.draeger.com/library/content/t-core-bk-9101301-es-1604-1.pdf>
- Emotiv. (2022). *Regulatory Compliance*. https://emotiv.gitbook.io/insight-manual/introduction/regulatory-compliance?_ga=2.62288943.261407098.1659945860-1667472367.1652203688&_gac=1.220399338.1659945860.CjwKCAjw6MKXBhA5EiwANWLODCsKx-BAMZ2kKXf1AFKKeKqsDHNQEARDbiBWIPPne_W9LxkKiUobxaxoC8fIQAvD_BwE
- Escalante, R. A. (2015). *Ciberterapias: Sus aportes a la psicoterapia* [Thesis, Universidad de Belgrano - Facultad de Humanidades - Licenciatura en Psicología]. <http://repositorio.ub.edu.ar/handle/123456789/8729>
- Federación de Empleados de Servicios de UGT. (2015). *Ergonomía – Riesgos Laborales*. Portal de los Riesgos Laborales de los trabajadores de la enseñanza. <https://riesgoslaborales.saludlaboral.org/portal-preventivo/riesgos-laborales/riesgos-relacionados-con-la-hergonomia/ergonomia/>

- Fraile, C. L. (2007). *LA SUPERVISION DE LA PRÁCTICA PROFESIONAL SOCIOEDUCATIVA*. 23.
- Gallo, J. A., Farbiarz, J., & Álvarez, D. L. (s. f.). *Análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardíaca*. 12, 11.
- Giftakis, J. E., & Denison, T. J. (2019). *Patient data display* (European Union Patent N.º EP2552309B1).
<https://patents.google.com/patent/EP2552309B1/en?q=visualization+and+transmission+of+bioelectrical+data&oq=visualization+and+transmission+of+bioelectrical+data>
- Gil Solanas, E. (2017). *Efectivitat de la realitat virtual per a la inducció de relaxació*.
<http://dspace.uvic.cat/xmlui/handle/10854/5232>
- Go Red. (2021). *Tabla de frecuencia cardíaca objetivo*. www.goredforwomen.org.
<https://www.goredforwomen.org/es/healthy-living/fitness/fitness-basics/target-heart-rates>
- GONZALEZ GONZALEZ, GABRIEL. (2018, julio 12). *Estudio de potenciales relacionados a eventos en niños y adolescentes portadores de cardiopatías congénitas*.
<http://ri.uaemex.mx/handle/20.500.11799/95022>
- González, J. V., Arenas, O. A. V., & González, V. V. (2012). Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente. *Archivos de Medicina*, 21.
- Google. (2021). *Descripción general de ARCore y entornos de desarrollo compatibles*. Google Developers. <https://developers.google.com/ar/develop?hl=es>
- Google Developers. (2020). *Sceneform overview | Sceneform (1.15.0) | Google Developers*. Sceneform Overviwe. <https://developers.google.com/sceneform/develop?hl=es>
- Graessler, I., & Hentze, J. (2020). The new V-Model of VDI 2206 and its validation. *At - Automatisierungstechnik*, 68(5), 312-324. <https://doi.org/10.1515/auto-2020-0015>
- Grassler, I., & Hentze, J. (2020). *The new V-Model of VDI 2206 ans its validation*.

- Group, S. M. A., Engineering (NITIE), N. I. of I., Lake, V., Mumbai, Group, I. R. A., Engineering (NITIE), N. I. of I., Lake, V., Mumbai, Group, I. T. A., Engineering (NITIE), N. I. of I., Lake, V., Mumbai, & India. (2015). Internet of Things (IoT): A Literature Review. *Journal of Computer and Communications*, 03(05), 164. <https://doi.org/10.4236/jcc.2015.35021>
- Hugo Valencia Juliao. (2016, noviembre 25). Ciberpsicología contra trastorno por estrés postraumático. *Mi Patente*. <https://www.mipatente.com/ciberpsicologia-contra-trastorno-por-estres-postraumatico/>
- International Ergonomics Association. (2018). *What Is Ergonomics?* <https://iea.cc/what-is-ergonomics/>
- International OCD Foundation. (2018, octubre 15). ¿Qué es el TOC? *International OCD Foundation*. <https://iocdf.org/es/que-es-el-toc/>
- Kim, K., Kim, C.-H., Kim, S.-Y., Roh, D., & Kim, S. I. (2009). Virtual Reality for Obsessive-Compulsive Disorder: Past and the Future. *Psychiatry Investigation*, 6(3), 115-121. <https://doi.org/10.4306/pi.2009.6.3.115>
- Levin, M. (2018, diciembre). *Electroencefalografía (EEG)—Trastornos neurológicos*. Manual MSD versión para profesionales. <https://www.msmanuals.com/es-ec/professional/trastornos-neurol%C3%B3gicos/pruebas-y-procedimientos-neurol%C3%B3gicos/electroencefalograf%C3%ADa-eeeg>
- Llaneza González, M. A., Abella Corral, J., Aldrey Vázquez, J. M., Aneiros Díaz, A., Macías Arribi, M., & Santos García, D. (2009). Síndrome de las piernas inquietas. *Rev. neurol. (Ed. impr.)*, 33-36.
- Lozano Miñano, Y. N. (2020). Asociación entre deficiencia de hierro y el síndrome de piernas inquietas: Una revisión sistemática. *Universidad Privada Antenor Orrego*. <https://repositorio.upao.edu.pe/handle/20.500.12759/6658>

- Maier, A., Sharp, A., & Vagapov, Y. (2017). Comparative analysis and practical implementation of the ESP32 microcontroller module for the internet of things. *2017 Internet Technologies and Applications (ITA)*, 143-148. <https://doi.org/10.1109/ITECHA.2017.8101926>
- Materese, R. (2016, junio 30). *Additive manufacturing* [Text]. NIST. <https://www.nist.gov/additive-manufacturing>
- MedlinePlus. (2021, marzo 30). *Trastorno obsesivo-compulsivo* [Text]. National Library of Medicine. <https://medlineplus.gov/spanish/obsessivecompulsivedisorder.html>
- Mejía, G., Gómez Montoya, A., & Quintero, O. (2016). *Reconocimiento de Emociones utilizando la Transformada Wavelet Estacionaria en Señales EEG Multicanal*.
- Melo, P. (2006). *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (2nd ed., Vol. 6). Wiley.
- Meza, L. (2007). *DISEÑO DE PROCEDIMIENTOS PARA LA CALIBRACIÓN DE PULSIOXIMETROS*.
- Millán, M. (2015). *Diseño de un entorno virtual interactivo para OculusRift*.
- Minitab. (2021a). *¿Es aceptable mi sistema de medición?* [Mtbconcept]. <https://support.minitab.com/es-mx/minitab/20/help-and-how-to/quality-and-process-improvement/measurement-system-analysis/supporting-topics/gage-r-r-analyses/is-my-measurement-system-acceptable/>
- Minitab. (2021b). *Interpretar los resultados clave para Estudio R&R expandido del sistema de medición* [Mtbtopic]. <https://support.minitab.com/es-mx/minitab/20/help-and-how-to/quality-and-process-improvement/measurement-system-analysis/how-to/gage-study/expanded-gage-r-r-study/interpret-the-results/key-results/>
- Naranjo-Silva, H., & Salvador-Jiménez, J. (2019). La impresión 3D ofrece una relación con la ergonomía. *UTCiencia «Ciencia y Tecnología al servicio del pueblo»*, 6(3), 180-187.
- Observatori e Bioètica i Dret. (1979). *Informe Belmont*. Observatori de Bioètica i Dret parc científic de Barcelona. <http://www.bioeticayderecho.ub.edu/archivos/norm/InformeBelmont.pdf>

- OMS. (2020). *Especificaciones técnicas de la OMS para dispositivos automáticos de medición de la presión arterial no invasivos y con brazalete*. Organización Panamericana de la Salud. <https://doi.org/10.37774/9789275323052>
- Organización Panamericana de la Salud, & Organización Mundial de la Salud. (2020). *Consideraciones psicosociales y de salud mental durante el brote de COVID-19— OPS/OMS | Organización Panamericana de la Salud*. <https://www.paho.org/es/documentos/consideraciones-psicosociales-salud-mental-durante-brote-covid-19>
- Ossa, M. L. (2021, enero 1). *EVE: Experiencia Virtual Educativa de Trastornos Mentales*. <http://hdl.handle.net/11447/3914>
- Pillu, M. (2018). *Biomecánica funcional. Miembros, cabeza, tronco* (2.^a ed.). Gea Consultoria Editorial S.A. https://books.google.com.ec/books?hl=es&lr=&id=C9zQDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=biomec%C3%A1nica&ots=WI_oM-cyqV&sig=Vy0TXZPcFsTs1gkfJ9b-hlRorfk&redir_esc=y#v=onepage&q=biomec%C3%A1nica&f=false
- Plexus. (2020, mayo 17). *¿Qué es MSA? (Análisis de los sistemas de medición) Plexus International*. <https://plexusintl.com/mx/blog/que-es-msa/>
- Psicoterapeutas.com. (2013, diciembre 2). *El trastorno obsesivo compulsivo, generalidades*. http://www.psicoterapeutas.com/trastornos/obsesivo_compulsivo/index.html
- Ramos, E. A. M., & Reyes, M. A. B. (2021). Implementación de un Sistema de Monitoreo a nivel de prototipo de signos vitales: Pulso, temperatura y saturación de oxígeno para pacientes. *Interfases*, 14, 17-40.
- Rincón Becerra, O., & García Acosta, G. (2020). Estimation of anthropometric hand measurements, from ratio scaling method, for the design of sewn gloves. *DYNA*, 87(215), 146-155. <https://doi.org/10.15446/dyna.v87n215.87984>

- Sabadell, M. Á. (2019, marzo 29). *¿Qué temperatura máxima puede soportar el ser humano?* MuyInteresante.es. <https://www.muyinteresante.es/revista-muy/noticias-muy/articulo/que-temperatura-maxima-puede-soportar-el-ser-humano-841553847139>
- Spacelabs. (2022). *Telemetría y ambulatoria | Spacelabs Healthcare*. <https://www.spacelabshealthcare.com/es/productos/monitorizacion-de-pacientes-y-conectividad/telemetria-y-ambulatoria/>
- Sparkfun. (2022). *SparkFun Triple Axis Acelerómetro y Gyro Breakout—MPU-6050—SEN-11028—SparkFun Electronics*. <https://www.sparkfun.com/products/11028>
- Sparkfun. (2022). *SparkFun MAX301x Particle Sensor Library [C++]*. SparkFun Electronics. https://github.com/sparkfun/SparkFun_MAX3010x_Sensor_Library/blob/72d5308df500ae1a64cc9d63e950c68c96dc78d5/src/MAX30105.h (Original work published 2016)
- Taiced. (2022). ► *Prusa MK3S la mejor Impresora 3D de escritorio | Ecuador*. <https://www.taiced.com/prusa>
- Tang, X., Xia, L., Liu, W., Peng, Y., Chen, D., Gao, T., & Zeng, Y. (2013). Analysis of Frequency Domain of EEG Signals in Clinical Location of Epileptic Focus. *Clinical EEG and Neuroscience*, 44(1), 25-30. <https://doi.org/10.1177/1550059412451215>
- VALDIVIESO, A. M. H., & ÚSUGA, F. A. C. (2017). *Monitor de signos vitales vestibule con interconexión* (World Intellectual Property Organization Patent N.º WO2017089986A1). <https://patents.google.com/patent/WO2017089986A1/es>
- Vega, C. A. E., & Mejía, I. C. (2017). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL CODO Y MUÑECA PARA EL BRAZO ROBÓTICO “UTN”*. 154.
- Villagomez, D. (2021). *Hospital del día Neuro-Salud* [Presencial]. www.hospitalneurosalud.com
- Virtual Expo. (2019, junio 21). *Qué monitor multiparamétrico elegir*. Guías de compra MedicalExpo. <https://guide.medicaexpo.com/es/que-monitor-multiparametrico-elegir/>
- Webster, J. G., & Clark, J. W. (Eds.). (2010). *Medical instrumentation: Application and design* (4th ed). John Wiley & Sons.

Wheaton, M., Abramowitz, J., & Berman, N. (2010). *The relationship between obsessive beliefs and symptom dimensions in obsessivecompulsive disorder. Behaviour Research and Therapy.*

Apendices