



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y REDES DE
COMUNICACIÓN

TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCION DEL TITULO DE
INGENIERIA EN ELECTRONICA Y REDES DE COMUNICACIÓN

TEMA;

DISEÑO DE UN SISTEMA INTELIGENTE QUE PERMITA LA DETECCIÓN DEL ESTADO ETÍLICO DEL CONDUCTOR DE UNA MOTOCICLETA, MEDIANTE EL PROCESAMIENTO Y REGISTRO DE SEÑALES NEUROLÓGICAS (EEG).

AUTOR: Kevin Andrés Enriquez Fuel

DIRECTOR: Msc. Jaime Roberto Michilena Calderón

ASESOR: Msc. Fabián Geovanny Cuzme Rodríguez

Ibarra-Ecuador

2023



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN

A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	0401903638		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Enriquez Fuel Kevin Andrés		
DIRECCIÓN:	Ibarra-13 de Abril y Guayas		
EMAIL:	kaenriquezf@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	2981-944	TELÉFONO MÓVIL:	0987351240

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Diseño de un sistema inteligente que permita la detección del estado etílico del conductor de una motocicleta, mediante el procesamiento y registro de señales neurológicas (EEG)
AUTOR (ES):	Enrique Fuel Kevin Andrés
FECHA: DD/MM/AAAA	12/07/2023
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
PROGRAMA:	<input checked="" type="checkbox"/> PREGRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Electrónica y Redes de Comunicación
DIRECTOR:	MSC. Jaime Michilena

CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 12 días del mes de Julio de 2022.

EL AUTOR:



Enriquez Fuel Kevin Andrés

C.I. 0401903638



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN

MAGÍSTER JAIME MICHILENA, DIRECTOR DEL PRESENTE TRABAJO DE TITULACIÓN CERTIFICA:

Que el presente trabajo de Titulación: **“DISEÑO DE UN SISTEMA INTELIGENTE QUE PERMITA LA DETECCIÓN DEL ESTADO ETÍLICO DEL CONDUCTOR DE UNA MOTOCICLETA, MEDIANTE EL PROCESAMIENTO Y REGISTRO DE SEÑALES NEUROLÓGICAS (EEG)”**, ha sido desarrollado por el señor Enriquez Fuel Kevin Andrés bajo mi supervisión.

Es todo cuanto puedo certificar en honor a la verdad.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Jaime Michilena', written over a horizontal line.

Msc. Jaime Michilena Calderón
DIRECTOR
C.I 1002198438



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DEDICATORIA

El presente trabajo es el resultado de un arduo camino, lleno de emociones y de grandes aprendizajes. Y quisiera dedicar este trabajo investigativo a los pilares de mi vida:

A mi guía espiritual, a mi Dios, por permitirme vivir esta experiencia, por colocar cada eslabón y a cada persona hasta alcanzar mi título como ingeniero; a mis padres, quienes han sido las personas que me han hecho comprender que el amor vence cualquier obstáculo, a mis hermanos, por ser mis compañeros de vida; a toda mi familia y amigos quienes me han ayudado en momentos difíciles y han compartido momentos significativos en mi vida.

Con mucho cariño, les presente este trabajo que culmina un momento importante en mi vida profesional.

Kevin Andrés Enríquez Fuel



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

AGRADECIMIENTO

En este apartado, quisiera extender mi gratitud a los pilares de mi vida terrenal. Le agradezco a mis padres: Byron y Tatiana, quienes han sido el mayor ejemplo de fortaleza y los que me han enseñado que: mientras haya vida, siempre habrá una oportunidad para cumplir con nuestros objetivos. A mi hermano Santiago, mi fiel confidente, mi compañero de batallas, mi guía y mi consejero, le agradezco por ser mi apoyo y mi ejemplo para seguir.

A mi tutor de tesis y docente de aula, al Ingeniero Jaime Michilena, quien ha sido consejero y mentor en la realización del presente investigativo, agradezco cada una de sus ideas para lograr el cumplimiento de cada objetivo de nuestro trabajo de investigación.

También quisiera extender mis agradecimientos a todos mis amigos, quienes me acompañaron durante mi proceso de aprendizaje, no me alcanzaría este párrafo para agradecerles a cada uno de ellos y talvez, extendería un capítulo más en mi tesis como agradecimientos. Sin embargo, extendiendo un saludo fraterno y un gracias a Kevin Oñate, Stalin Ibarra, David Acosta, Cristian Ruiz, Axel Acosta, quienes fueron compañeros con los que compartí dentro del maravilloso mundo de las aulas de nuestra universidad. Extiendo un enorme agradecimiento a mis amigos, Eliot Enriquez (+), Sebastián Ayala, Juan Pantoja y Valeria Lucero, quienes han sido las personas que me han ayudado a sostener la mochila por más dura que sea la situación.

CONTENIDO

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA	II
DEDICATORIA	V
AGRADECIMIENTO.....	VI
RESUMEN.....	XXIII
ABSTRACT	XXIV
1 CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES	1
1.1 TEMA.....	1
1.2 PROBLEMA.....	1
1.3 OBJETIVO GENERAL	2
1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
1.5 ALCANCE.....	3
1.6 JUSTIFICACIÓN.....	3
2 CAPITULO II: SUSTENTACIÓN TEÓRICA	6
2.1 LEY ORGÁNICA DE TRANSPORTE TERRESTRE, TRÁNSITO Y SEGURIDAD VIAL.....	6
2.1.1 <i>Reportes anuales de accidentes emitidos por la ANT durante el periodo 2008-2022.....</i>	<i>8</i>
2.1.2 <i>Tipo de automóviles involucrados en accidentes durante el año 2022.</i>	<i>10</i>
2.1.3 <i>Principales causas que generan accidentes en el Ecuador en el año 2022.....</i>	<i>15</i>
2.2 SEÑALES ENCEFALOGRÁFICAS (EEG).....	18
2.2.1 <i>Ondas Beta</i>	<i>19</i>
2.2.2 <i>Ondas ALFA.....</i>	<i>20</i>
2.2.3 <i>Ondas Gamma.....</i>	<i>20</i>
2.2.4 <i>Ondas Theta</i>	<i>21</i>
2.2.5 <i>Ondas Delta.....</i>	<i>22</i>
2.2.6 <i>Electroencefalografía.....</i>	<i>23</i>
2.2.7 <i>Electrodos EEG.....</i>	<i>24</i>

2.3	AFECTACIONES DEL ALCOHOL	25
2.3.1	<i>Metabolismo del alcohol</i>	25
2.3.2	<i>Efectos del alcohol en la actividad cerebral</i>	26
2.3.3	<i>Ley de Widmark</i>	27
2.4	INTERFACES CEREBRO-COMPUTADORA (BCI)	29
2.4.1	<i>Estado del arte</i>	30
2.5	FILTRADO DIGITAL.....	32
2.5.1	<i>Filtro FIR</i>	33
2.5.2	<i>Filtro Media Móvil</i>	33
2.5.3	<i>Filtro Savitzky-Golay</i>	34
2.6	TRATAMIENTO DE DATOS.....	35
2.6.1	<i>Media aritmética</i>	36
2.6.2	<i>Desviación estándar</i>	36
2.6.3	<i>Relación señal/ruido</i>	37
2.7	APRENDIZAJE AUTOMÁTICO (MACHINE LEARNING).....	38
2.7.1	<i>Selección de características</i>	38
2.7.2	<i>Aprendizaje supervisado</i>	39
2.7.3	<i>Aprendizaje no supervisado</i>	39
2.8	APRENDIZAJE PROFUNDO (DEEP LEARNING)	39
2.8.1	<i>Red neuronal artificial (ANN)</i>	41
2.8.2	<i>Red neuronal profunda (DNN)</i>	41
3	CAPITULO III. DISEÑO DEL SISTEMA	43
3.1	SITUACIÓN ACTUAL	43
3.2	METODOLOGÍA	44
3.3	INTRODUCCIÓN AL DESARROLLO DEL PROYECTO.....	46
3.3.1	<i>Propósito</i>	47
3.3.2	<i>Beneficiarios</i>	47
3.4	TÉCNICAS DE INVESTIGACIÓN	48

3.4.1	<i>Encuesta</i>	48
3.5	REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA.....	48
3.5.1	<i>Requerimientos iniciales del sistema</i>	50
3.5.2	<i>Requerimientos de arquitectura del sistema</i>	52
3.6	REQUERIMIENTOS DE STAKEHOLDERS	54
3.7	SELECCIÓN DE HARDWARE Y SOFTWARE	56
3.7.1	<i>Selección de hardware</i>	57
3.7.1.1	Bloque de adquisición de señales EEG. Interfaces Cerebro-Computador (BCI).....	57
□	Selección del hardware para el bloque de adquisición de señales EEG. Interfaces Cerebro-Computador (BCI).....	58
3.7.1.2	Bloque de comunicación.....	60
□	Selección de hardware para el bloque de comunicación	61
3.7.1.3	Bloque de recepción de señales	62
□	Selección del hardware para el bloque de recepción de datos.....	63
3.7.1.4	Bloque de procesamiento de datos.....	65
□	Selección del hardware para el bloque de procesamiento de datos.	66
3.7.1.5	Bloque de notificación	67
□	Módulo GSM (System for Mobile Communications).....	67
□	Módulo GPS (Global Positioning Systema).....	69
3.7.1.6	Bloque de adaptación.....	71
3.7.1.7	Bloque de alimentación	74
3.7.1.8	Integración del hardware seleccionado	76
3.7.2	<i>Selección del Software</i>	78
3.7.2.1	Bloque de elecitación de señales.....	78
3.7.2.2	Bloque de procesamiento de datos.....	79
3.7.2.3	Bloque de organización de datos	80
3.8	FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA.....	80
3.8.1	<i>Bloque de alimentación</i>	82

3.8.2	<i>Bloque de elicitación de señales EEG</i>	83
3.8.3	<i>Bloque de adquisición de señales EEG</i>	85
3.8.3.1	Calidad de la señal	86
3.8.3.2	Valores de atención.....	86
3.8.3.3	Valores de meditación.	87
3.8.3.4	Valores de las señales EEG	87
3.8.3.5	Estructura del paquete.....	87
	<input type="checkbox"/> Encabezado del paquete	88
	<input type="checkbox"/> Carga útil.....	89
	<input type="checkbox"/> Suma de comprobación	92
3.8.3.6	Diagrama de funcionamiento de la tecnología ThinkGear.....	92
3.8.3.7	Código en Arduino para la recolección de señales EEG.....	94
	<input type="checkbox"/> Declaración de variables	94
	<input type="checkbox"/> Construcción de métodos	96
	<input type="checkbox"/> Método principal	98
	<input type="checkbox"/> Impresión de datos	101
3.8.4	<i>Bloque de comunicación</i>	102
3.8.5	<i>Bloque de recepción de señales</i>	103
3.8.6	<i>Bloque de procesamiento de datos</i>	104
3.8.7	<i>Bloque de notificación</i>	106
3.8.8	<i>Bloque de acoplamiento</i>	107
3.8.9	<i>Bloque de aplicación</i>	108
3.9	DIAGRAMA DE ARQUITECTURA DEL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA	108
3.10	PROCESAMIENTO DE DATOS	110
3.10.1	<i>Filtrado digital</i>	110
3.10.1.1	Filtro media móvil.....	112
3.10.1.2	Filtro Savitzky-Golay.....	114
3.10.1.3	Filtro FIR	115

<input type="checkbox"/>	Selección de filtro.....	117
3.11	DISEÑO DEL ALGORITMO PARA LA CLASIFICACIÓN DEL ESTADO DE ALCOHOLEMIA	118
3.11.1	<i>Recolección de señales EEG</i>	118
3.11.1.1	Escenario 1.....	120
3.11.1.2	Escenario 2.....	121
3.11.1.3	Escenario 3.....	123
3.11.1.4	Escenario 4.....	125
3.11.2	<i>Análisis y diseño del algoritmo de machine learning</i>	126
3.11.3	<i>Entrenamiento de algoritmo Random Forest</i>	129
<input type="checkbox"/>	Entrenamiento de algoritmo con valores por defecto	131
<input type="checkbox"/>	Entrenamiento de algoritmo con hiperparámetros.....	135
4	CAPÍTULO IV IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA	139
4.1	ADAPTACIÓN Y CONFIGURACIÓN INICIAL DEL MÓDULO HC-05 Y BCI NEUROSKY MOBILE 2.....	139
4.2	ESQUEMA DEL PROCESO PARA LA RECOLECCIÓN DE SEÑALES EEG.....	143
4.2.1	<i>Adaptación y configuración inicial de los módulos GPS y GSM con el microcontrolador.</i>	146
4.2.1.1	Configuración inicial del Módulo SIM 800L	147
4.2.1.2	Configuración inicial del Módulo GPS NEO 6NM	150
4.2.2	<i>Diseño de PCB</i>	151
4.3	PROCESAMIENTO DE DATOS	153
4.3.1	<i>Filtrado de datos</i>	153
4.3.2	<i>Adaptación del modelo entrenado al entorno de Raspberry Pi 3b +</i>	155
4.4	PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO	155
4.4.1	<i>Prueba aplicado a un sujeto sin efectos de alcohol</i>	155
4.4.2	<i>Prueba aplicada a un sujeto bajo efectos de alcohol</i>	157
4.4.3	<i>Pruebas de funcionamiento del sistema a personas aleatorias</i>	158
4.4.4	<i>Aplicación del sistema embebido sobre el sistema de arranque de una motocicleta</i>	161
4.4.5	<i>Pruebas de funcionamiento del sistema instalado en la motocicleta</i>	164
4.5	ANÁLISIS DE RESULTADOS	165

CONCLUSIONES	175
RECOMENDACIONES	177
5 BIBLIOGRAFÍA	178
ANEXO 1 ENCUESTA APLICADA PARA EL LEVANTAMIENTO DE INFORMACIÓN PARA ESTABLECER LOS REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA	186
ANEXO 2 TABULACIÓN DE LOS RESULTADOS DE LA ENCUESTA APLICADA	189
ANEXO 3 PROGRAMA PARA LA CONFIGURACIÓN DEL MÓDULO HC-05 EN MODO ESCLAVO	198
ANEXO 4. PROGRAMA QUE MIDE LA ATENCIÓN Y MEDITACIÓN	199
ANEXO 5 PROGRAMA PARA LA CONFIGURACIÓN DEL MÓDULO GSM	204
ANEXO 6 PROGRAMA PARA LA CONFIGURACION DEL MÓDULO GPS	204
ANEXO 7 FILTRADO DE SEÑALES EEG	207
<input type="checkbox"/> Filtro media móvil	207
<input type="checkbox"/> Filtro Savitzky-Golay	208
<input type="checkbox"/> Filtro FIR	210
ANEXO 8 AUTORIZACIÓN DEL USO DE DATOS RECOLECTADOS	212
ANEXO 9. EVIDENCIA DE LA TOMA DE DATOS.	213
ANEXO 10 PROGRAMA DE PREDICCIÓN DEL ESTADO DE ALCOHOLEMIA	215
ANEXO 11 MANUAL DE USUARIO	217
ANEXO 12 ENCUESTA EN BASE A LA EXPERIENCIA DEL USUARIO	221
ANEXO 13: TABULACIÓN DE LOS RESULTADOS DE LA ENCUESTA APLICADA	222

INDICE DE FIGURAS

FIGURA 1 HISTOGRAMA DEL NÚMERO DE ACCIDENTES DE TRÁNSITO EN EL ECUADOR DURANTE EL PERIODO 2008 – 2022	9
FIGURA 2 HISTOGRAMA DEL NÚMERO DE FALLECIMIENTOS PROVOCADOS POR ACCIDENTES DE TRÁNSITO. 2008-2022.	10
FIGURA 3 OSCILACIÓN DE UNA SEÑAL BETA DENTRO DE LA BANDA 13HZ Y 32HZ	19
FIGURA 4 OSCILACIÓN DE UNA SEÑAL ALFA DENTRO DE LA BANDA 8HZ Y 13HZ	20
FIGURA 5 OSCILACIÓN DE UNA SEÑAL GAMMA DENTRO DE LA BANDA 32HZ Y 100HZ	21
FIGURA 6 OSCILACIÓN DE UNA SEÑAL THETA DENTRO DE LA BANDA 4HZ Y 8HZ	21
FIGURA 7 OSCILACIÓN DE UNA SEÑAL DELTA DENTRO DE LA BANDA 0.5HZ Y 4HZ	22
FIGURA 8 TIPOS DE MONTAJE DE ELECTRODOS EN LA ZONA DEL CUERO CABELLUDO	25
FIGURA 9 ESQUEMA GENERAL DEL APRENDIZAJE PROFUNDO	40
FIGURA 10 ESQUEMA DE UNA RED NEURONAL ARTIFICIAL	41
FIGURA 11 ESQUEMA DE UNA RED NEURONAL PROFUNDA	42
FIGURA 12: MODELO ITERATIVO PARA EL DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA PLANTEADO.	45
FIGURA 13 BLOQUES PARA LA ADQUISICIÓN PARA LA ADQUISICIÓN DEL HARDWARE DEL SISTEMA	57
FIGURA 14 INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADOR MODELO NEUROSKY MINDWAVE MOBILE 2	60
FIGURA 15 MODULO BLUETOOTH HC-05	62
FIGURA 16 PLACA DEL MICROCONTROLADOR ARDUINO MEGA	65
FIGURA 17 PLACA DEL MICROPROCESADOR RASPBERRY PI 3+	67
FIGURA 18 MODULO GSM SIM 800 V2	69
FIGURA 19 MODULO GPS NEO 6M	71
FIGURA 20 MOTOCICLETA MODELO LONCIN LX175T-14B	72
FIGURA 21 RELAY DE 5V	73
FIGURA 22 INTEGRACIÓN DEL HARDWARE SELECCIONADO	77
FIGURA 23 DIAGRAMA DE BLOQUES PARA LA ADQUISICIÓN DEL SOFTWARE DEL SISTEMA	78
FIGURA 24 ARQUITECTURA DEL SISTEMA	81

FIGURA 25 DIAGRAMA DEL CIRCUITO DEL BLOQUE DE ALIMENTACIÓN	82
FIGURA 26 DIAGRAMA DE FLUJO DEL BLOQUE DE ELICITACIÓN DE EMOCIONES	83
FIGURA 27 ESTRUCTURA DEL PAQUETE QUE ENVÍA EL BCI AL MICROCONTROLADOR.....	88
FIGURA 28 CABECERAS DEL ENCABEZADO DEL PAQUETE.....	89
FIGURA 29 CABECERAS DE LA CARGA ÚTIL.....	90
FIGURA 30 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA LECTURA DE UN PAQUETE THINKGEAR	93
FIGURA 31 DECLARACIÓN DE VARIABLES GLOBALES DEL SISTEMA.....	95
FIGURA 32 DECLARACIÓN DE VARIABLES PARA ALMACENAR SEÑALES EEG	96
FIGURA 33 CONSTRUCCIÓN DEL MÉTODO PARA EL ALMACENAMIENTO DE LOS VALORES SEÑALES EEG: ALFA, BETA, DELTA, GAMMA Y THETA.....	97
FIGURA 34 CONSTRUCCIÓN DEL MÉTODO PARA LA COMPROBACIÓN DE ERRORES	98
FIGURA 35 CONSTRUCCIÓN DEL MÉTODO PRINCIPAL. LECTURA DE LOS BYTES DE SINCRONIZACIÓN Y DE LA SUMA DE COMPROBACIÓN	99
FIGURA 36 CONSTRUCCIÓN DEL MÉTODO PRINCIPAL. ALMACENAMIENTO DE LOS VALORES DE LA ACTIVIDAD CEREBRAL Y SEÑALES EEG.....	100
FIGURA 37 IMPRESIÓN DE DATOS EN RELACIÓN CON LA ACTIVIDAD CEREBRAL Y SEÑALES EEG	101
FIGURA 38 ESQUEMA LÓGICO DEL FUNCIONAMIENTO DEL BLOQUE DE COMUNICACIÓN	102
FIGURA 39 ESQUEMA LÓGICO DEL FUNCIONAMIENTO DEL BLOQUE DE RECEPCIÓN SEÑALES	103
FIGURA 40 ESQUEMA LÓGICO DEL FUNCIONAMIENTO DEL BLOQUE DE PROCESAMIENTO DE DATOS	105
FIGURA 41 DIAGRAMA DE FLUJO DEL FUNCIONAMIENTO DEL BLOQUE DE NOTIFICACIÓN	106
FIGURA 42 DIAGRAMA DE FLUJO DEL FUNCIONAMIENTO DEL BLOQUE DE ACOPLAMIENTO	107
FIGURA 43 DIAGRAMA DEL FLUJO DEL PROCESO GENERAL DEL SISTEMA	109
FIGURA 44 DIAGRAMA DEL PROCESAMIENTO DE DATOS	110
FIGURA 45 SEÑALES EEG SIN FILTRAR	111
FIGURA 46 SEÑAL THETA CON FILTRO DIGITAL MEDIA MÓVIL	113
FIGURA 47 SEÑAL THETA CON FILTRO DIGITAL SAVITZKY-GOLAY	114
FIGURA 48 SEÑAL THETA CON FILTRO DIGITAL FIR	116
FIGURA 49 PROCESOS PARA EL DISEÑO DEL ALGORITMO	118

FIGURA 50	LÍNEA DE TIEMPO DEL EXPERIMENTO PARA LA RECOLECCIÓN DE SEÑALES EEG	119
FIGURA 51	LIBRERÍAS IMPLEMENTADAS PARA LA IMPLEMENTACIÓN DE CLASIFICADORES DE MACHINE LEARNING 127	
FIGURA 52	ESTABLECIMIENTO DE LAS ETIQUETAS PARA EL PROCESO DE CLASIFICACIÓN.	128
FIGURA 53	NUMERO DE DATOS CON RELACIÓN A LA ETIQUETA A CLASIFICAR	128
FIGURA 54	COMPARATIVA DE ALGORITMOS DE RECONOCIMIENTO	129
FIGURA 55	IMPLEMENTACIÓN DE LIBRERÍAS DE RANDEME FOREST.....	130
FIGURA 56	MATRIZ DE CONFUSIÓN CON VALORES PREDETERMINADOS EN EL ALGORITMO ENTRENADO	132
FIGURA 57	VALORES CON LOS MEJORES HIPERPARÁMETROS.....	135
FIGURA 58	MATRIZ DE CONFUSIÓN CON VALORES DE HIPERPARÁMETROS EN EL ALGORITMO ENTRENADO.....	136
FIGURA 59	PRECISIÓN DE LA CLASIFICACIÓN DEL ALGORITMO CON LOS VALORES DE PRUEBA.....	137
FIGURA 60	IMPORTACIÓN DEL ALGORITMO ENTRENADO A FORMATO .SAV.....	138
FIGURA 61	DIAGRAMA DE CONEXIÓN PARA LA CONFIGURACIÓN INICIAL DEL MÓDULO HC-05.....	140
FIGURA 62	VENTANA DEL SERIAL MONITOR PARA LA CONFIGURACIÓN DEL MÓDULO HC-05 EN MODO MAESTRO..	141
FIGURA 63	DIRECCIÓN MAC DEL MINDWAVE NEUROSKY MOBILE 2	142
FIGURA 64	MENSAJES DE SALIDA DEL SERIAL MONITOR A LOS COMANDOS AT.....	143
FIGURA 65	ESQUEMA DE CONEXIÓN DEL BCI JUNTO CON EL MÓDULO HC-05 Y EL MICROCONTROLADOR ARDUINO MEGA.....	144
FIGURA 66	COLOCACIÓN DE LOS SENSORES DEL BCI	145
FIGURA 67	RECOLECCIÓN DE LA ACTIVIDAD CEREBRAL EN RELACIÓN CON; VALORES DE CONCENTRACIÓN, VALORES DE MEDITACIÓN Y VALORES SEÑALES EEG.....	146
FIGURA 68	ESQUEMA DE CONFIGURACIÓN INICIAL DEL GSM.....	147
FIGURA 69	ESTADO DE REGISTRO DE RED DEL MÓDULO SIM 800L	148
FIGURA 70	CALIDAD DE LA RED DEL MÓDULO SIM 800L.....	149
FIGURA 71	NUMERO DE REGISTRO DE LA TARJETA SIM DEL MÓDULO SIM 800L.....	149
FIGURA 72	NUMERO DE LA TARJETA SIM SUMINISTRADO POR LA OPERADORA.....	150
FIGURA 73	ESQUEMA DE CONFIGURACIÓN INICIAL DEL GSM.....	150
FIGURA 74	INFORMACIÓN DE LA GEOLOCALIZACIÓN DEL DISPOSITIVO.....	151

FIGURA 75	DISEÑO DE LA PLACA DEL SISTEMA SOBRE EL BREADBOARD	152
FIGURA 76	DISEÑO IMPRESO DEL CIRCUITO.....	152
FIGURA 77	PROCESO DE IMPLEMENTACIÓN Y SOLDADURA DE LO ELEMENTOS A LA PLACA DISEÑADA	153
FIGURA 78	SUJETO PUESTO A PRUEBA PARA EL RECONOCIMIENTO DEL ESTADO DE ALCOHOLEMIA.....	156
FIGURA 79	RECONOCIMIENTO DEL ESTADO DEL ALCOHOLEMIA EFECTUADO POR EL ALGORITMO ENTRENADO.....	156
FIGURA 80	RECONOCIMIENTO DEL ESTADO DEL ALCOHOLEMIA EFECTUADO POR EL ALGORITMO ENTRENADO.....	157
FIGURA 81	INSTALACIÓN DEL CARGADO TIPO EN LA MOTOCICLETA	162
FIGURA 82	<i>CABLES DE ALIMENTACIÓN DE LA BATERÍA DE LA MOTOCICLETA</i>	163
FIGURA 83	163
FIGURA 84	VARIABLES CON MAYOR PESO DURANTE EL PROCESO DEL RECONOCIMIENTO DEL ESTADO DE ALCOHOLEMIA	168
FIGURA 85	<i>COMPARATIVA DE LA SEÑAL LOW GAMMA. ESCENARIO 1 – ESCENARIO2</i>	169
FIGURA 86	<i>COMPARATIVA DE LA SEÑAL LOW GAMMA. ESCENARIO 1 – ESCENARIO 3</i>	169
FIGURA 87	COMPARATIVA DE LA SEÑAL LOW GAMMA. ESCENARIO 1 – ESCENARIO 4.....	170
FIGURA 88	COMPARATIVA DE LA SEÑAL MIN GAMMA. ESCENARIO 1 – ESCENARIO 2	171
FIGURA 89	COMPARATIVA DE LA SEÑAL MIN GAMMA. ESCENARIO 1 – ESCENARIO 2	171
FIGURA 90	COMPARATIVA DE LA SEÑAL MIN GAMMA. ESCENARIO 1 – ESCENARIO 4	172
FIGURA 91	RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PREGUNTA 2 DE LA ENCUESTA APLICADA.....	190
FIGURA 92	RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PREGUNTA 3 DE LA ENCUESTA APLICADA.....	191
FIGURA 93	RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PREGUNTA 6 DE LA ENCUESTA APLICADA.....	193
FIGURA 94	RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PREGUNTA 8 DE LA ENCUESTA APLICADA.....	194
FIGURA 95	RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PREGUNTA 9 DE LA ENCUESTA APLICADA.....	195
FIGURA 96	RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PREGUNTA 10 DE LA ENCUESTA APLICADA.....	196
FIGURA 97	RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PREGUNTA 11 DE LA ENCUESTA APLICADA.....	197
FIGURA 98	SEÑAL CON VALORES DE ATENCIÓN FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL MEDIA MÓVIL	207
FIGURA 99	SEÑAL DELTA FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL MEDIA MÓVIL	207
FIGURA 100	SEÑAL THETA CON EL FILTRO DIGITAL MEDIA MÓVIL	207
FIGURA 101	SEÑAL LOW ALP CON EL FILTRO DIGITAL MEDIA MÓVIL.....	207

FIGURA 102 SEÑAL HIGH ALP CON EL FILTRO DIGITAL MEDIA MÓVIL	207
FIGURA 103 SEÑAL LOW BET CON EL FILTRO DIGITAL MEDIA MÓVIL	207
FIGURA 104 SEÑAL HIGH BET CON EL FILTRO DIGITAL MEDIA MÓVIL	208
FIGURA 105 SEÑAL LOW GAMM CON EL FILTRO DIGITAL MEDIA MÓVIL	208
FIGURA 106 SEÑAL MIN GAMM CON EL FILTRO DIGITAL MEDIA MÓVIL	208
FIGURA 107 SEÑAL CON VALORES DE ATENCIÓN FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL SAVITZKY-GOLAY	208
FIGURA 108 SEÑAL DELTA FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL SAVITZKY-GOLAY	208
FIGURA 109 SEÑAL THETA FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL SAVITZKY-GOLAY	209
FIGURA 110 SEÑAL LOW ALP FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL SAVITZKY-GOLAY	209
FIGURA 111 SEÑAL HIGH ALP FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL SAVITZKY-GOLAY	209
FIGURA 112 SEÑAL LOW ALP FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL SAVITZKY-GOLAY	209
FIGURA 113 SEÑAL HIGH BET FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL SAVITZKY-GOLAY	209
FIGURA 114 SEÑAL LOW GAMM FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL SAVITZKY-GOLAY	209
FIGURA 115 SEÑAL MIN GAMM FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL SAVITZKY-GOLAY	210
FIGURA 116 SEÑAL CON VALORES DE ATENCIÓN FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL FIR.....	210
FIGURA 117 SEÑAL DELTA FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL FIR.....	210
FIGURA 118 SEÑAL THETA FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL FIR.....	210
FIGURA 119 SEÑAL LOW ALP CON EL FILTRO DIGITAL FIR	210
FIGURA 120 SEÑAL HIGH ALP FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL FIR.....	211
FIGURA 121 SEÑAL LOW BET FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL FIR.....	211
FIGURA 122 SEÑAL HIGH BET FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL FIR.....	211
FIGURA 123 SEÑAL LOW GAMM FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL FIR	211
FIGURA 124 SEÑAL MI GAMM FILTRADA CON EL FILTRO DIGITAL FIR.....	211
FIGURA 125 TOMA DE DATOS. SUJETO 1	213
FIGURA 126 TOMA DE DATOS. SUJETO 2.....	213
FIGURA 127 TOMA DE DATOS. SUJETO 3.....	213
FIGURA 128 TOMA DE DATOS. SUJETO 4.....	213
FIGURA 129 TOMA DE DATOS. SUJETO 5.....	213

FIGURA 130 TOMA DE DATOS. SUJETO 6.....	213
FIGURA 131 TOMA DE DATOS. SUJETO 7.....	214
FIGURA 132 TOMA DE DATOS. SUJETO 8.....	214
FIGURA 133 TOMA DE DATOS. SUJETO 9.....	214
FIGURA 134 TOMA DE DATOS. SUJETO 10.....	214
FIGURA 135 MANUAL DE USUARIO: PORTADA	217
FIGURA 136 MANUAL DE USUARIO: INTRODUCCIÓN	218
FIGURA 137 MANUAL DE USUARIO: OBJETIVOS	219
FIGURA 138 MANUAL DE USUARIOS: INSTRUCCIONES.....	220
FIGURA 139 TABULACIÓN DE LA PREGUNTA 1 DE LA ENCUESTA SOBRE LA EXPERIENCIA DEL USUARIO EN LA RELACIÓN A LA UTILIZACIÓN DEL SISTEMA.....	222
FIGURA 140 TABULACIÓN DE LA PREGUNTA 2 DE LA ENCUESTA SOBRE LA EXPERIENCIA DEL USUARIO EN LA RELACIÓN A LA UTILIZACIÓN DEL SISTEMA.....	223
FIGURA 141 TABULACIÓN DE LA PREGUNTA 3 DE LA ENCUESTA SOBRE LA EXPERIENCIA DEL USUARIO EN LA RELACIÓN A LA UTILIZACIÓN DEL SISTEMA.....	223
FIGURA 142 TABULACIÓN DE LA PREGUNTA 4 DE LA ENCUESTA SOBRE LA EXPERIENCIA DEL USUARIO EN LA RELACIÓN A LA UTILIZACIÓN DEL SISTEMA.....	224
FIGURA 143 TABULACIÓN DE LA PREGUNTA 5 DE LA ENCUESTA SOBRE LA EXPERIENCIA DEL USUARIO EN LA RELACIÓN A LA UTILIZACIÓN DEL SISTEMA.....	224

INDICE DE TABLAS

TABLA 1 NÚMERO DE ACCIDENTES DE TRÁNSITO CON EL TIPO DE VEHÍCULO QUE LO PROVOCA EN EL ECUADOR.....	11
TABLA 2 NÚMERO DE FALLECIMIENTOS CON RESPECTO AL TIPO DE VEHÍCULOS INVOLUCRADOS EN ACCIDENTES DE TRÁNSITO EN EL ECUADOR	12
TABLA 3 TASA DE MORTALIDAD POR TIPO DE VEHÍCULO	12
TABLA 4 RANGO DE EDADES DE PERSONAS AFECTADAS POR ACCIDENTES DE TRÁNSITO EN EL ECUADOR	14
TABLA 5 PRINCIPALES CAUSAS DE ACCIDENTES DE TRÁNSITO EN EL ECUADOR.....	15
TABLA 6 BANDAS DE FRECUENCIAS Y ESTADOS ASOCIADOS A LAS ONDAS: ALFA, BETA, DELTA, GAMMA Y THETA ..	22
TABLA 7 DEFINICIÓN DE ACRÓNIMOS EN BASE A LOS REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA SEGÚN EL ESTÁNDAR ISO/IEC/IEEE 29148:2018	49
TABLA 8 DEFINICIÓN DE TERMINOLOGÍA CON RESPECTO A LA PRIORIDAD DE REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA.....	49
TABLA 9 REQUERIMIENTOS INICIALES DEL SISTEMA.....	50
TABLA 10 REQUERIMIENTOS DE ARQUITECTURA DEL SISTEMA.....	52
TABLA 11 LISTA DE STAKEHOLDERS PARA EL DESARROLLO DEL SISTEMA	55
TABLA 12 LISTA DE REQUERIMIENTOS DE STAKEHOLDERS.....	55
TABLA 13 COMPARATIVA DE DISPOSITIVOS BCI: MINDWAVE MOBILE 2, INSIGHT 2 Y MUSE 2.....	58
TABLA 14 REQUERIMIENTOS DEL HARDWARE DEL BLOQUE DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EEG.	59
TABLA 15 ESPECIFICACIONES FÍSICAS DE LOS MÓDULOS BLUETOOTH	61
TABLA 16 REQUERIMIENTOS DEL HARDWARE DEL BLOQUE DE COMUNICACIÓN	61
TABLA 17 ESPECIFICACIONES DE LOS MICROCONTROLADORES DE LA MARCA ARDUINO	63
TABLA 18 REQUERIMIENTOS DEL HARDWARE PARA EL BLOQUE DE RECEPCIÓN DE DATOS	64
TABLA 19 ESPECIFICACIONES DE LOS MICROPROCESADORES DE LA MARCA RASPBERRY	66
TABLA 20 REQUERIMIENTOS DEL HARDWARE PARA EL BLOQUE DE PROCESAMIENTO DE DATOS	66
TABLA 21 ESPECIFICACIONES DE LOS MÓDULOS GSM	68
TABLA 22 REQUERIMIENTOS DEL HARDWARE GSM PARA EL BLOQUE DE NOTIFICACIÓN	68
TABLA 23 ESPECIFICACIONES DE LOS MÓDULOS GPS	70
TABLA 24 REQUERIMIENTOS DEL HARDWARE GSM PARA EL BLOQUE DE NOTIFICACIÓN	70
TABLA 25 ESPECIFICACIONES MECÁNICAS DE LA MOTOCICLETA	73

TABLA 26 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL RELAY DE 5V	74
TABLA 27 REQUERIMIENTOS DEL HARDWARE PARA EL BLOQUE DE ADAPTACIÓN DEL SISTEMA	74
TABLA 28 ESPECIFICACIONES DEL CONSUMO ELÉCTRICO DEL HARDWARE SELECCIONADO POR CADA BLOQUE.....	75
TABLA 29 COMPARATIVA DE REQUERIMIENTOS DEL SOFTWARE DE PROCESAMIENTO DE DATOS	79
TABLA 30 COMPARATIVA DE REQUERIMIENTOS DEL SOFTWARE ORGANIZACIÓN DE DATOS	80
TABLA 31 CÓDIGOS DE UN SOLO BYTE PARA LA REPRESENTACIÓN DE INFORMACIÓN DE LA CARGA ÚTIL	91
TABLA 32 CÓDIGOS DE VARIOS BYTES PARA LA REPRESENTACIÓN DE INFORMACIÓN DE LA CARGA ÚTIL	91
TABLA 33 VALORES DE MEDIA ARITMÉTICA, DESVIACIÓN ESTÁNDAR, COEFICIENTE DE VARIACIÓN Y COEFICIENTE DE LA RELACIÓN SEÑAL/RUIDO DE LAS SEÑALES SIN FILTRAR.....	112
TABLA 34 RESULTADOS OBTENIDOS DE LA APLICACIÓN DEL FILTRO DIGITAL MEDIA MÓVIL	113
TABLA 35 RESULTADOS OBTENIDOS DE LA APLICACIÓN DEL FILTRO SAVITZKY-GOLAY	115
TABLA 36 RESULTADOS OBTENIDOS DE LA APLICACIÓN DEL FILTRO DIGITAL FIR	116
TABLA 37 COMPARATIVA DE LOS VALORES DE LA SEÑAL ORIGINAL CON LOS DATOS DE SEÑAL CON EL FILTRO DIGITAL SAVITZKY-GOLAY	117
TABLA 38 DATOS GENERALES DE LOS SUJETOS QUE SERÁN PUESTO A PRUEBAS EN LOS ESCENARIOS PLANTEADOS ..	119
TABLA 39 RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PRUEBA COGNITIVA DEL ESCENARIO 1	120
TABLA 40 DATOS GENERALES E INFORMACIÓN DE LOS PARÁMETROS PARA LAS PRUEBAS DEL ESCENARIO 2	122
TABLA 41 RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PRUEBA COGNITIVA DEL ESCENARIO 2.....	123
TABLA 42 <i>DATOS GENERALES E INFORMACIÓN DE LOS PARÁMETROS PARA LAS PRUEBAS DEL ESCENARIO 3</i>	124
TABLA 43 RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PRUEBA COGNITIVA DEL ESCENARIO 3.....	124
TABLA 44 DATOS GENERALES E INFORMACIÓN DE LOS PARÁMETROS PARA LAS PRUEBAS DEL ESCENARIO 4	125
TABLA 45 RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PRUEBA COGNITIVA DEL ESCENARIO 4.....	126
TABLA 46 PARAMETROS POR DEFECTO DEL ENTRENAMIENTO DEL ALGORITMO RANDOM FOREST.....	131
TABLA 47 VALORES DE RENDIMIENTO DEL ALGORITMO	134
TABLA 48 RESULTADOS OBTENIDOS DEL ALGORITMO CON VALORES PREDETERMINADOS.....	135
TABLA 49 PARAMETROS DEL ALGORITMO CON VALORES DE HIPERPARÁMETROS	136
TABLA 50 RESULTADOS OBTENIDOS DEL ALGORITMO CON VALORES DE HIPERPARÁMETROS	137
TABLA 51 DATOS DE LA SEÑAL SIN FILTRAR CON 18000 MUESTRAS.....	154

TABLA 52 DATOS DE LA SEÑAL FILTRADA CON 18000 MUESTRAS	154
TABLA 53 DATOS DEL SUJETO PARA EL RECONOCIMIENTO DEL ESTADO DE ALCOHOLEMIA	155
TABLA 54 SUJETO PUESTO A PRUEBA PARA EL RECONOCIMIENTO DEL ESTADO DE ALCOHOLEMIA	157
TABLA 55 RESULTADOS OBTENIDOS DE LAS PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL CLASIFICADOR EN ESCENARIO DE PRUEBAS 1	158
TABLA 56 RESULTADOS OBTENIDOS DE LAS PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL CLASIFICADOR DEL ESCENARIO 2	160
TABLA 57 RESULTADOS OBTENIDOS DE LAS PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL CLASIFICADOR DEL ESCENARIO 3	161
TABLA 58 RESULTADOS OBTENIDOS DE LAS PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA INSTALADO EN LA MOTOCICLETA	164
TABLA 59 PROMEDIO DEL TIEMPO DE REACCIÓN DURANTE LA PRUEBA DE PERCEPTUAL MATCH EN CADA ESCENARIO	165
TABLA 60 PROMEDIO DE LOS VALORES DE ATENCIÓN DURANTE LA REALIZACIÓN DE LA PRUEBA COGNITIVA EN LOS DIFERENTES ESCENARIOS	166
TABLA 61 RESULTADOS DE LA ENCUESTA ESTABLECIDA PARA CONOCER LA EXPERIENCIA DEL USUARIO.....	167
TABLA 62 MEDIA Y COEFICIENTE DE VARIACIÓN DE LAS SEÑALES LOW GAMMA Y MIN GAMMA	173
TABLA 63 RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PREGUNTA 1 DE LA ENCUESTA APLICADA	189
TABLA 64 RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PREGUNTA 4 DE LA ENCUESTA APLICADA	192
TABLA 65 RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PREGUNTA 5 DE LA ENCUESTA APLICADA	192
TABLA 66 RESULTADOS OBTENIDOS DE LA PREGUNTA 7 DE LA ENCUESTA APLICADA	193

INDICE DE ECUACIONES

ECUACIÓN 1 FORMULA PARA DETERMINAR EL NIVEL DE ALCOHOLEMIA	27
ECUACIÓN 2 FÓRMULA PARA DETERMINAR EL FACTOR DE DISTRIBUCIÓN EN HOMBRES.....	28
ECUACIÓN 3 FÓRMULA PARA DETERMINAR EL FACTOR DE DISTRIBUCIÓN EN MUJERES.....	28
ECUACIÓN 4 FILTRO DIGITAL MEDIA MÓVIL.....	34
ECUACIÓN 5 FILTRO SAVITZKY-GOLAY	35
ECUACIÓN 6 FORMULA PARA DETERMINAR LA MEDIA ARITMETICA.....	36
ECUACIÓN 7 FÓRMULA PARA DETERMINAR LA VARIACIÓN ESTÁNDAR	37
ECUACIÓN 8 FORMULA PARA DETERMINAR EL COEFICIENTE DE LA RELACIÓN SEÑAL/TABLA 57RUIDO.....	37
ECUACIÓN 9 FORMULA PARA DETERMINAR EL COEFICIENTE DEL COEFICIENTE DE VARIACIÓN.....	37
ECUACIÓN 10 SUMATORIA DE CORRIENTES.....	75
ECUACIÓN 11 FÓRMULA PARA DETERMINAR LA EXACTITUD DEL ALGORITMO ENTRENADO.....	133
ECUACIÓN 12 FORMULA PARA DETERMINAR LA PRECISIÓN DEL ALGORITMO ENTRENADO	133
ECUACIÓN 13 FORMULA PARA DETERMINAR LA EXHAUSTIVIDAD DEL ALGORITMO ENTRENADO.....	133

Resumen

La presente investigación tiene como objetivo principal desarrollar un sistema inteligente que permita la detección del estado de alcoholemia para la prevención de accidentes de tránsito en motocicletas. El desarrollo del sistema tiene un enfoque en la utilización de dispositivos tecnológicos y herramientas de Deep learning. El marco referencial dentro del presente estudio con relación a accidentes de tránsito de motocicletas en el Ecuador, es comprendido por el periodo 2008-2022.

El desarrollo del sistema fue realizado bajo el modelo iterativo que consiste en las siguientes etapas: diseño del sistema, recolección de datos, procesamiento de datos, pruebas de funcionamiento e implementación del sistema. El enfoque en la recolección de señales encefalográficas se basa en el planteamiento de escenarios en donde a los sujetos puestos a prueba se les suministra determinadas cantidades de alcohol para determinar sus afectaciones en el sistema nervioso, y así se establece la base de datos para el entrenamiento del algoritmo de Deep Learning para la clasificación del estado de alcoholemia.

Los resultados obtenidos sugieren que desde cantidades pequeñas consumidas de alcohol provocan anomalías en nuestro sistema nervioso. Las señales que están dentro de la banda Gamma, son las más susceptibles a la inhibición de las funciones cerebrales provocadas por la ingesta de alcohol. Concluyendo que los valores de atención y tiempos de reacción se reducen a medida que se consume mayor cantidad de alcohol.

Abstract

The main objective of this research is to develop an intelligent system that allows the detection of the alcohol level for the prevention of traffic accidents on motorcycles. The development of the system is focused on the use of technological devices and deep learning tools. The frame of reference for this study in relation to motorcycle traffic accidents in Ecuador is the period 2008-2022.

The development of the system was carried out under the iterative model consisting of the following stages: system design, data collection, data processing, performance testing, and system implementation. The approach in the collection of encephalographic signals is based on the approach of scenarios where test subjects are given certain amounts of alcohol to determine their effects on the nervous system, thus establishing the database for the training of the Deep Learning algorithm for the classification of the alcohol status.

The results obtained suggest that even small amounts of alcohol consumed cause abnormalities in our nervous system. The signals within the Gamma band are the most susceptible to the inhibition of brain functions caused by alcohol intake. Concluding that the values of attention and reaction times are reduced as more alcohol is consumed.

CAPÍTULO 1: Antecedentes

En el presente capítulo, se brinda una breve introducción y se muestra los pilares que han servido como base para el desarrollo del presente proyecto de investigación. Se presentará al lector: planteamiento del problema, objetivos planteados, alcance y justificación.

1.1 Tema.

Diseño de un sistema inteligente que permita la detección del estado etílico del conductor de una motocicleta, mediante el procesamiento y registro de señales neurológicas (EEG) para la prevención de accidentes tránsito en el Ecuador.

1.2 Problema.

Los accidentes de tránsito, constituyen un indicador que genera una alta tasa de mortalidad en el Ecuador, en el año de 2020, los accidentes de tránsito provocaron la mayor causa de fallecimientos de personas entre las edades de 20 y 30 años (INEC, 2020), provocando así un problema socioeconómico que afecta a toda la ciudadanía.

Según la cita del diario El Comercio, con datos de la Agencia Nacional de Tránsito (ANT¹) menciona que:

Cada muerte entre víctimas del rango de 20 y 30 años le cuesta al país alrededor de \$ 240.000, a este monto se suman los gastos derivados del siniestro y una estimación económica que dejaría de aportar al Ecuador en cuanto a su productividad. (Comercio, 2012, párrafo 1).

¹ La Agencia Nacional de Tránsito o ANT se encarga de la planificación, regulación y control de la gestión del Transporte Terrestre, Tránsito y Seguridad Vial en el territorio nacional, a fin de garantizar la libre y segura movilidad terrestre, prestando servicios de calidad que satisfagan la demanda ciudadana. (Agencia Nacional de Tránsito, 2022)

Entender el problema y las causas que lo generan, son pieza fundamental para el desarrollo e implementación de nuevas alternativas, que permitan mitigar este problema. Durante el periodo de la presidencia de Rafael Correa, la Asamblea Constituyente en el año del 2008, aprobó la Ley Orgánica de Transporte Terrestre y Seguridad Vial. Dicha ley sirvió como base para reformas y modificaciones, la última actualización de esta ley se publicó en la fecha del 10 de agosto del año 2021. Las reformas y modificaciones que ha tenido, se han enfocado en el endurecimiento de las penas y sanciones a las que se contemplaban en la primera emisión de la Ley Orgánica de Transporte Terrestre y Seguridad Vial. Sin embargo, se puede plantear un interrogante. ¿Realmente estas leyes y reformas, han sido lo suficiente prácticas para reducir la tasa de mortalidad que generan los accidentes de tránsito?

En el capítulo 2, se realiza un estudio tomando en cuenta datos emitidos por la ANT relacionados a siniestros de tránsito desde el año de implementación de la Ley Orgánica de Transporte Terrestre y Seguridad Vial hasta el presente año, esto con el fin de responder esta interrogante.

1.3 Objetivo General

Diseñar un sistema inteligente que permita la detección del estado etílico del conductor de una motocicleta, mediante el procesamiento y registro de señales neurológicas (EEG) para la prevención de accidentes tránsito en el Ecuador

1.4 Objetivos específicos

- Realizar un estudio de los efectos generados por la Ley Orgánica De Transporte Terrestre, Tránsito y Seguridad Vial del Ecuador desde el año de su implementación.
- Realizar un análisis bibliográfico y registro de las señales neurológicas (EEG; alfa, beta, delta, gamma y theta) dentro de un grupo de personas que se encuentran en estado sobrio

y bajo los efectos del alcohol, con el fin de establecer métricas del comportamiento de estas señales en determinadas condiciones.

- Diseñar el sistema inteligente tomando en cuenta la metodología de iteraciones y la base de las métricas establecidas en el análisis de requerimientos.
- Implementar el sistema diseñado en una motocicleta para evaluar a través de pruebas heurísticas su funcionamiento.

1.5 Alcance

El desarrollo del presente proyecto, prevé diseñar un sistema inteligente que permita la reducción de accidentes de tránsito, provocados por motocicletas, mediante la detección del estado de sobriedad del conductor de una motocicleta, a través de los registros generados por las señales electroencefalográficas (EEG) . Para la recolección del registro de las señales encefalográficas, se empleará una Interfaz Cerebro-Computador (BCI: Brain-Computer Interface), estos registros son enviados al microcontrolador, el cual, a través del procesamiento de estos datos establecerá una decisión sobre el estado del conductor. De acuerdo con la decisión establecida por el sistema implementado en la motocicleta, este permitirá el arranque o no de la misma.

El diseño del sistema se basará en la metodología de iteraciones, la cual presenta 3 esquemas para su desarrollo; diseño del sistema, recolección de datos, procesamiento de datos e implementación del sistema.

1.6 Justificación

Si bien la imposición de una ley de tránsito, prevé idealizar una mejor situación dentro del campo de seguridad vial para los ecuatorianos que utilizan un medio de transporte terrestre. Sin embargo, los datos que son emitidos por los registros de las entidades de tránsito en el país, no son tan alentadores, tomando en cuenta que durante la implementación de la Ley Orgánica de

Transporte Terrestre, Tránsito y Seguridad Vial se han generado tres importantes cambios en la disposición de sus leyes, realizadas en los años: 2012, 2014 y 2021. Dichos cambios se han centrado principalmente en el endurecimiento de sanciones a los infractores, que no acaten con las disposiciones y leyes establecidas, pero esto no ha sido suficiente, las cifras de muertos y heridos siguen subiendo año a año de manera alarmante, siendo las personas entre las edades de 20 y 30 años los más afectados por esta problemática. Tomando en cuenta el término *Accidente de tránsito* en base a lo que estipula la ley, que a su vez lo atribuye como un suceso eventual o un acto involuntario. Sin embargo, en los registros de accidentes de tránsito en el Ecuador las principales causas que los generan, no atribuyen estos siniestros como sucesos eventuales porque, al contrario, están relacionados directamente con la irresponsabilidad de conductores que desacatan con las normas y disposiciones dentro de la ley. Siendo la principal causa de accidentes de tránsito; el manejar bajo efectos del alcohol.

La presencia de alcohol en los conductores tiene una influencia negativa, ya que este provoca efectos directos en las habilidades y destrezas de conducción. Según la Doctora Ruth Gaviláñez, plantea que:

El alcohol, al contrario de lo que se cree, no es un estimulante, sino un depresor del sistema nervioso central, lo que afecta la respuesta motriz de las personas que lo ingieren, esto se traduce en la disminución de su capacidad de respuesta y concentración. (Gavilanes, 2022)

La conducción de un vehículo terrestre bajo los efectos del alcohol, es una actividad que es castigada y sancionada en base a lo que dictamina Código Orgánico Integral Penal del Ecuador. En el amparo legal, las sanciones están dictaminadas en base a una escala de tres niveles de presencia de alcohol por litro sangre en el conductor:

- 0.3 – 0.8 Gramos por litro sangre
- 0.8 – 1.2 Gramos por litro sangre
- Mas de 1.2 gramos por litro sangre

Las autoridades competentes que permiten el cumplimiento de las leyes de tránsito en el Ecuador, disponen de algunas alternativas para la detección de conductores bajo el efecto del alcohol. Tal es el caso del alcoholímetro electrónico, el cual es un dispositivo no invasivo, que permite identificar los nivel de alcohol de la sangre a través del aliento. Sin embargo, en este trabajo de investigación, se plantea una nueva alternativa, la cual permita la detección del estado de sobriedad de un conductor a través del registro y procesamiento de la actividad cerebral.

El desarrollo tecnológico ha permitido diseñar sistemas y herramientas que permiten solventar problemas de la vida cotidiana. Tal es el caso de la tecnología Interfaz Cerebro-Computador (BCI), cuyas herramientas permiten evaluar el estado emocional y actividad cerebral de un individuo, a través del registros de señales encefalográficas (EEG) mediante dispositivos no invasivos. Según se ha demostrado que el estudio de señales EEG, es el método no combinado más apropiado y fiable para realizar tareas de reconocimiento de emociones, situándose por delante del análisis no combinado facial, gestual o corporal (Marco & Eduardo Iañez, 2018)

En este sentido, se pretende implementar esta tecnología, como una medida preventiva de accidentes de tránsito, a través del diseño de un sistema inteligente que permita discriminar el estado étlico del motociclista y la toma de decisión del arranque de la motocicleta, mediante el procesamiento y registro de señales neurológicas (EEG)

Capítulo II: Sustentación Teórica

En el presente capítulo, se documenta la revisión bibliográfica, tomando en cuenta los temas planteados. En la primera sección se basará en el marco legal y resultados que se han generado desde el establecimiento de la Ley Orgánica de Transporte Terrestre, Tránsito y Seguridad Vial en el Ecuador con respecto a accidentes de tránsito. En la segunda sección, se realiza una revisión bibliográfica con respecto señales neurológicas (EEG), interfaz cerebro-computador, microprocesadores y aprendizaje automático.

2.1 Ley Orgánica de Transporte Terrestre, Tránsito y Seguridad Vial.

En el año 2007, con la llegada del presidente Rafael Correa, se anunciaba una convención de cambios dentro de nuestra sociedad y leyes que la regían. La creación de ministerios y varias reformas a leyes precedentes y que actualmente nos rigen, brindaron un nuevo camino en el desarrollo del país en beneficio de los ecuatorianos. Sin embargo, pasado casi 15 años hasta la fecha que se realizó la presente la investigación, se puede plantear la siguiente interrogante: **¿Qué tan eficientes han sido las reformas y estrategias establecidas en este gobierno?** Cabe recalcar que: Esta investigación se centra en los resultados y reportes de la Ley Orgánica de Transporte Terrestre, Tránsito y Seguridad Vial (**LOTTTSV**²) emitidos por la Agencia Nacional de Tránsito (**ANT**).

En la fecha del 7 de agosto del 2008, bajo el número de Registro Oficial Suplemento N° 398, se expidió la Ley Orgánica de Transporte Terrestre, Tránsito y Seguridad Vial y la misma que se publicó en el Registro Oficial Suplemento N° 415, en la fecha del 29 de marzo de 2011. Esta nueva ley fue una reforma absoluta a la que presidía en ese momento, la cual fue la Ley de

² Para la lectura del presente trabajo las siglas LOTTTSV hacen referencia a la *Ley Orgánica de Transporte Terrestre, Tránsito y Seguridad Vial*

Tránsito y Transporte Terrestre publicada en el Registro oficial N° 1002 emitida en el de mes agosto de 1996. Esta nueva ley busco en su momento, solventar series de disposiciones contradictorias e inconsistentes. A continuación, se enlista alguna de ellas;

- La inexistencia de un marco jurídico que organice, regule y controle la actividad terrestre a nivel nacional.
- La falta de atención al transporte terrestre como un sector estratégico de la economía nacional.
- Deficiencia en la determinación de funciones y el establecimiento de responsabilidades para las demandas del estado y de la ciudadanía.
- La ineficiencia en el planteamiento de políticas en el ámbito de transporte, para garantizar a los ecuatorianos la seguridad en la movilidad.

Bajo el objetivo de cumplir con estas necesidades, el gobierno responsable de ese periodo, estableció esta nueva ley. La LOTTTSV inicialmente estuvo conformado por 340 artículos. Sin embargo, de acuerdo con 3 modificaciones, las cuales fueron realizadas en los años 2012, 2014 y 2021, dieron como resultado, la conformación de 240 artículos seccionados, 67 disposiciones generales, 84 disposiciones transitorias y 3 disposiciones finales. Consigo, se crearon organismos que velan su cumplimiento. Tal es el caso de la Agencia Nacional de Tránsito (ANT), Comisión de Tránsito del Ecuador (CTE). Estas reformas intentan armonizar las activades que se llevan a cabo dentro del sector del transporte terrestre, e intentan brindar una ley con las disposiciones constitucionales eficientes, para mejorar las condiciones de los ecuatorianos que utilizan medios terrestres.

2.1.1 Reportes anuales de accidentes emitidos por la ANT durante el periodo 2008-2022

En este apartado, se toma en cuenta cifras de los reportes nacionales que son emitidos por la ANT, con la finalidad de estudiar la realidad en la que se encuentra sumerjo nuestro país con respecto a siniestros de tránsito durante el periodo 2008 - 2022. Antes de iniciar este apartado, cito el artículo N°1 de la actual ley de la LOTTTSV:

La presente Ley tiene por objeto la organización, planificación, fomento, regulación, modernización y control del Transporte Terrestre, Tránsito y Seguridad Vial, con el fin de proteger a las personas y bienes que se trasladan de un lugar a otro por la red vial del territorio ecuatoriano, y a las personas y lugares expuestos a las contingencias de dicho desplazamiento, contribuyendo al desarrollo socio-económico del país en aras de lograr el bienestar general de los ciudadanos (Ley de Transporte Terrestre, Tránsito y Seguridad Vial, Art. 1, 2021, 10 de agosto, pág. 2).

Este primer artículo engloba en gran medida el objetivo de la LOTTTSV, el cual consiste en dar garantías, protección a los ecuatorianos, y sus bienes que se desplazan a través de un medio terrestre. De igual manera, se toma en cuenta la definición de **Accidente de Tránsito**, en base al Reglamento a la Ley De Transporte Terrestre Transito Y Seguridad Vial que confiere lo siguiente:

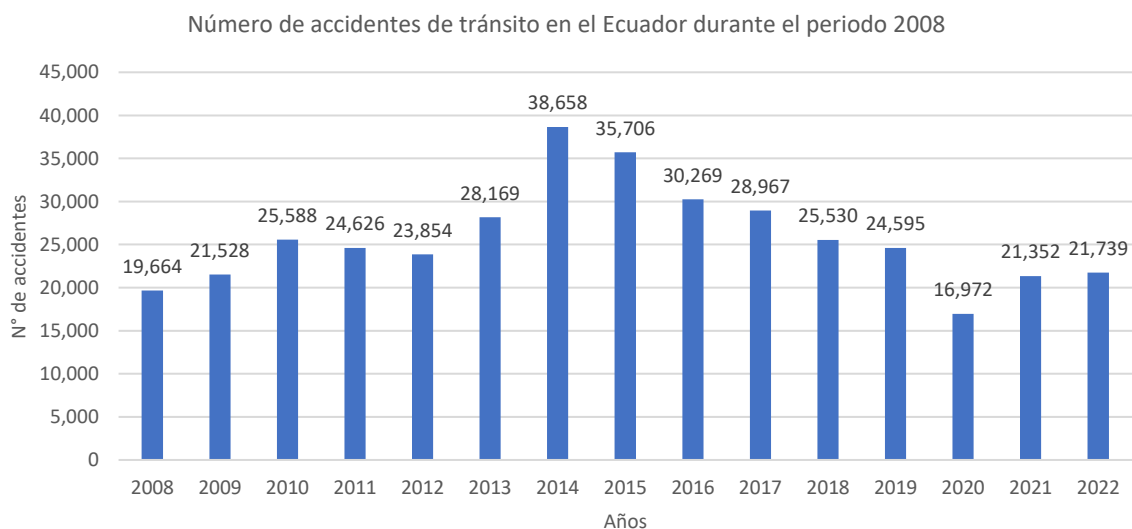
Todo suceso eventual o acción involuntaria, que como efecto de una o más causas y con independencia del grado de estas, ocurre en vías o lugares destinados al uso público o privado, ocasionando personas muertas, individuos con lesiones de diversa gravedad o naturaleza y daños materiales en vehículos, vías o infraestructura, con la participación de los usuarios de la vía, vehículo, vía y/o entorno (Reglamento A Ley De Transporte Terrestre Transito Y Seguridad Vial, 2012, pág. 76)

En el histograma de la Fig. 1, en base a los registros de la ANT, se aprecia el número de accidentes de tránsito durante el periodo 2008-2022. Aquí queda en evidencia que no ha existido una brecha significativa, en la disminución de accidentes de tránsito en el Ecuador una vez aplicada la LOTTTSV. Teniendo un mayor número de incidencia de accidentes de tránsito, durante los años 2014 y 2015, casi llegando a duplicar la cifra de accidentes de tránsito que han sido generados en el año 2008.

En el año 2008, se puede apreciar un número total de 19.664 de accidentes de tránsito, mientras que, en el año 2022, se aprecia un total de 21,739 accidentes de tránsito. En la Figura 1, se aprecia el histograma con el número de accidentes de tránsito generado por año de ocurrencia durante el periodo 2008-2022.

Figura 1

Histograma del número de accidentes de tránsito en el Ecuador durante el periodo 2008 – 2022

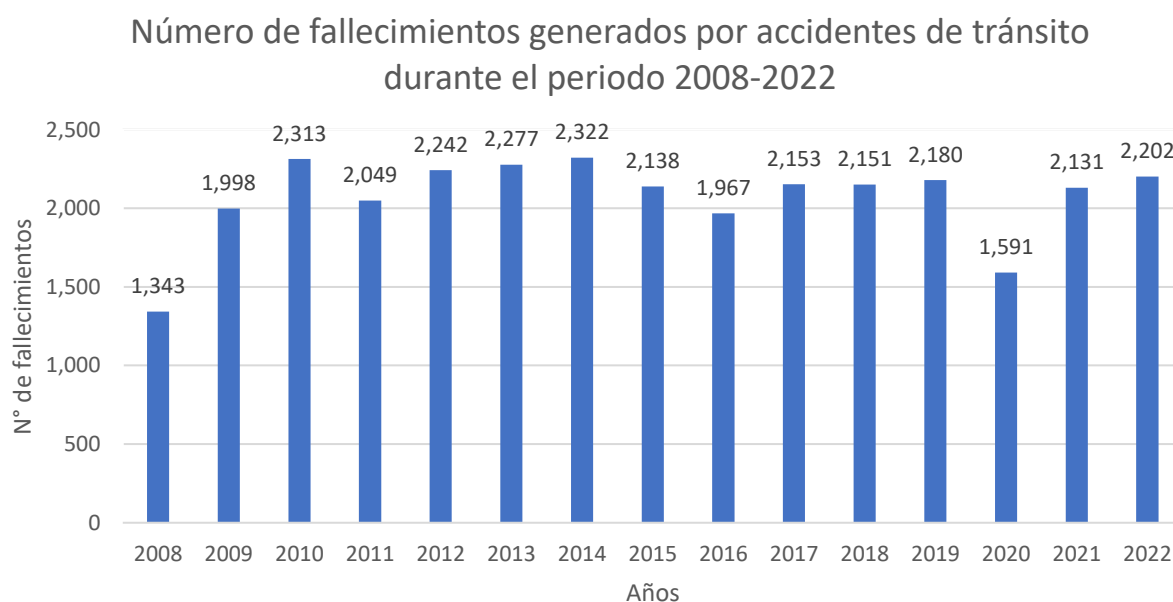


Nota: Extraído de *Reporte Nacional de Siniestros de Tránsito en el Ecuador; Enero-Septiembre 2022* emitido por la Agencia Nacional de Tránsito

En el histograma de la Figura 2, se aprecia la información del número de fallecimientos generados por accidentes de tránsito, durante el periodo 2008-2022. Aquí se aprecia que desde el año que se implementó la LOTTTSV, no ha existido un margen de reducción en el número de fallecimientos provocados por accidentes de tránsito.

Figura 2

Histograma del número de fallecimientos provocados por accidentes de tránsito. 2008-2022.



Nota: Adaptado de Reporte Nacional de Siniestros de Tránsito en el Ecuador; Enero-Septiembre 2022 emitido por la Agencia Nacional de Tránsito

2.1.2 Tipo de automóviles involucrados en accidentes durante el año 2022.

Partiendo del estudio realizado de las estadísticas de accidentes de tránsito del Ecuador generadas por la ANT, se puede apreciar que, hasta finalizar el presente año, han existido un total 21,739 accidentes. En la Tabla 1 se puede apreciar el siniestro junto al tipo de vehículo que lo ha provocado durante el año 2022.

Tabla 1

Número de accidentes de tránsito con el tipo de vehículo que lo provoca en el Ecuador

Tipo de vehículo	Número de accidentes
Automóvil	4,819
Bicicleta	261
Bus	1,161
Camión	2,099
Camioneta	2,329
Emergencias	14
Especial (3)	83
Furgoneta	194
Motocicleta	6,709
No identificado (4)	2,802
Scooter eléctrico	31
Tricótomo	79
Vehículo deportivo utilitario	1,158
Total	21,739

Nota: Extraído de Reporte Nacional de Siniestros de Tránsito en el Ecuador; Enero-Septiembre 2022 emitido por la Agencia Nacional de Tránsito

Dentro de la información que se muestra en la tabla, se puede apreciar que la motocicleta es el tipo de vehículos que más genera accidentes de tránsito en el Ecuador con número total de 6,709 accidentes en lo que va del año. Teniendo un 30,86 % del total de número de accidentes de tránsito generados por motocicletas en nuestro país. En la Tabla 2 y Tabla 3 se puede apreciar el número de fallecimientos y tasa de mortalidad con el tipo de vehículo que lo genera respectivamente.

Tabla 2

Número de fallecimientos con respecto al tipo de vehículos involucrados en accidentes de tránsito en el Ecuador

Tipo de vehículo	Total
Automóvil	228
Bicicleta	23
Bus	188
Camión	335
Camioneta	143
Emergencias	1
Especial (3)	18
Furgoneta	12
Motocicleta	750
No identificado (4)	418
Scooter eléctrico	0
Tricimoto	1
Vehículo deportivo utilitario	85
Total	2,202

Nota. Extraído de *Reporte Nacional de Siniestros de Tránsito en el Ecuador; Enero-Septiembre 2022* emitido por la Agencia Nacional de Tránsito

Tabla 3

Tasa de mortalidad por tipo de vehículo

Tipo de vehículo	Total
-------------------------	--------------

Automóvil	10.35%
Bicicleta	1.04%
Bus	8.54%
Camión	15.21%
Camioneta	6.49%
Emergencias	0.05%
Especial (3)	0.82%
Furgoneta	0.54%
Motocicleta	34.06%
No identificado (4)	18.98%
Scooter eléctrico	0.00%
Tricimoto	0.05%
Vehículo deportivo utilitario	3.86%
<hr/>	
Total	100.00%

Nota. Adaptado de *Reporte Nacional de Siniestros de Tránsito en el Ecuador; Enero-Septiembre 2022* emitido por la Agencia Nacional de Tránsito

Teniendo en cuenta el número total de accidentes junto con el número de fallecimientos generados por el mismo. Se puede apreciar que las motocicletas son la variable que genera mayor número de accidentes de tránsito y número de fallecimientos en el Ecuador.

En la Tabla 4, se aprecia la clasificación por edades, del número de fallecimientos provocados por accidentes de tránsito. Aquí se evidencia que el rango de edades, entre los 20 y 34 años, son los más afectados. Según el *Registro de Defunciones generales del 2020*, emitido por el INEC, señala que: Los accidentes de tránsito son la causa principal de muerte entre jóvenes que oscilan dentro de los 20 y 30 años. (INEC, 2020)

Tabla 4

Rango de edades de personas afectadas por accidentes de tránsito en el Ecuador

Rango de edad (años)	Hombre	Mujer	No identificado (1)	Total
0-4	37	18	0	55
5-Sep	5	4	0	9
14-Oct	15	5	0	20
15-19	83	12	0	95
20-24	192	30	0	222
25-29	236	17	1	254
30-34	200	32	0	232
35-39	152	18	0	170
40-44	98	20	0	118
45-49	73	13	0	86
50-54	67	8	1	76
55-59	70	16	0	86
60-64	37	7	0	44
65-69	32	11	0	43
70-74	9	6	1	16
75-79	14	7	0	21
80-84	15	6	0	21
85-89	5	3	0	8
90+	3	3	0	6
No Identificado(1)	424	42	154	620
Total				1645

Nota: Extraído de *Reporte Nacional de Siniestros de Tránsito en el Ecuador; Enero-Septiembre 2022* emitido por la Agencia Nacional de Tránsito

2.1.3 Principales causas que generan accidentes en el Ecuador en el año 2022

En los informes emitidos por la ANT se puede apreciar las causas generales que generan accidentes de tránsito en el Ecuador. En la Tabla 5 se puede apreciar cada una de ellas y su incidencia dentro de los siniestros de tránsito.

Tabla 5

Principales causas de accidentes de tránsito en el Ecuador

Causante del accidente	21,739	100.00%
Caso fortuito o fuerza mayor (explosión de neumático nuevo, derrumbe, inundación, caída de puente, árbol, presencia intempestiva e imprevista de semovientes en la vía, etc.).	455	2.09%
Presencia de agentes externos en la vía (agua, aceite, piedra, lastre, escombros, maderos, etc.).	61	0.28%
Conducir en estado de somnolencia o malas condiciones físicas (sueño, cansancio y fatiga).	115	0.53%
Daños mecánicos previsibles.	38	0.17%
Falla mecánica en los sistemas y/o neumáticos (sistema de frenos, dirección, electrónico o mecánico).	171	0.79%
Conduce bajo la influencia de alcohol, sustancias estupefacientes o psicotrópicas y/o medicamentos.	1,714	7.88%
Peatón transita bajo influencia de alcohol, sustancias estupefacientes o psicotrópicas y/o medicamentos.	50	0.23%
Peso y volumen-no cumplir con las normas de seguridad necesarias al transportar cargas.	34	0.16%
Conducir vehículo superando los límites máximos de velocidad.	3,538	16.27%
Condiciones ambientales y/o atmosféricas (niebla, neblina, granizo, lluvia).	274	1.26%

No mantener la distancia prudencial con respecto al vehículo que le antecede.	1,444	6.64%
No guardar la distancia lateral mínima de seguridad entre vehículos.	779	3.58%
Conducir desatento a las condiciones de tránsito (celular, pantallas de video, comida, maquillaje o cualquier otro elemento distractor).	5,126	23.58%
Dejar o recoger pasajeros en lugares no permitidos.	32	0.15%
No transitar por las aceras o zonas de seguridad destinadas para el efecto.	388	1.78%
Bajarse o subirse de vehículos en movimiento sin tomar las precauciones debidas.	648	2.98%
Conducir en sentido contrario a la vía normal de circulación.	581	2.67%
Realizar cambio brusco o indebido de carril.	1,020	4.69%
Mal estacionado- el conductor que detenga o estacione vehículos en sitios o zonas que entrañen peligro, tales como zona de seguridad, curvas, puentes, túneles, pendientes.	15	0.07%
Malas condiciones de la vía y/o configuración. (Iluminación y diseño).	70	0.32%
Adelantar o rebasar a otro vehículo en movimiento en zonas o sitios peligrosos tales como: curvas, puentes, túneles, pendientes, etc.	38	0.17%
No respetar las señales reglamentarias de tránsito (pare, ceda el paso, luz roja del semáforo, etc.).	4,113	18.92%
No respetar las señales manuales del agente de tránsito.	17	0.08%
No ceder el derecho de vía o preferencia de paso a vehículos.	627	2.88%
No ceder el derecho de vía o preferencia de paso al peatón.	192	0.88%

Peatón que cruza la calzada sin respetar la señalización existente (semáforos o señales manuales).	197	0.91%
Dispositivo regulador de tránsito en mal estado de funcionamiento (semáforo).	2	0.01%

Nota. Adaptado de *Reporte Nacional de Siniestros de Tránsito en el Ecuador; Enero-Septiembre 2022* emitido por la Agencia Nacional de Tránsito.

Tomando en cuenta esta información se aprecia que, entre las principales causas que provocan accidentes de tránsito son:

1. Conducir desatento a las condiciones de tránsito (celular, pantallas de video, comida, maquillaje o cualquier otro elemento distractor).
2. No respetar las señales reglamentarias de tránsito (pare, ceda el paso, luz roja del semáforo, etc.).
3. Conducir vehículo superando los límites máximos de velocidad.
4. Conducir bajo la influencia de alcohol, sustancias estupefacientes o psicotrópicas y/o medicamentos.

Tomando en cuenta estas causas, las principales entidades que prevén el cumplimiento de las leyes dispuestas para salvaguardar la vida de los ecuatorianos que utilizan medios terrestres, han impulsado diferentes mecanismos para disminuir accidentes de tránsito, así como: implementación de señaléticas, colocación de radares de control de velocidad, controles de movilidad e inversión en campañas de concientización. Sin embargo, estos mecanismos no han sido los más eficientes tomando en cuenta el incremento de accidentes y número de fallecimientos provocados por los mismos.

Para mitigar los accidentes de tránsito que se generan por conducir bajos los efectos del alcohol, se utilizan diferentes métodos, alguno de ellos no invasivos, que permiten determinar el

estado de alcoholemia de un conductor. La utilización del alcoholímetro y una escala de niveles de alcohol por litro sangre dictaminada por el Código Orgánico Integral Penal de alcohol son uno de ellos. Como objeto de investigación y motivo principal del desarrollo del presente proyecto, se propone la implementación de un nuevo mecanismo que permita identificar el estado de alcoholemia de un conductor a través del procesamiento y estudio de las señales encefalográficas (EEG) generadas por la actividad cerebral. En la siguiente sección se documenta la revisión bibliográfica que alberga los temas relacionados a las señales encefalográficas.

2.2 Señales encefalográficas (EEG)

Un electroencefalograma (EEG) es una prueba que mide la actividad eléctrica en el cerebro usando pequeños discos metálicos (electrodos) adheridos al cuero cabelludo (Clinic, 2022). Las neuronas se comunican a través de impulsos eléctricos y están activas todo el tiempo, incluso durante el sueño. Esta actividad aparece como líneas onduladas en una grabación de EEG. Según Sanei en su libro *EEG Signal Processing* afirma que:

La actividad cerebral del humano comienza entre la semana 17 y 23 del desarrollo prenatal. Se cree que desde esta etapa temprana y durante toda la vida, las señales eléctricas generadas por el cerebro, representan no solo la función cerebral sino también el estado de todo el cuerpo (Sanei, 2007).

Esta suposición proporciona la motivación para aplicar métodos que ayuden al procesamiento de señales digitales a las señales del electroencefalograma (EEG) medidas en el cerebro de una persona. Sin embargo, la comprensión de las funciones neuronales y las propiedades neurofisiológicas del cerebro junto con los mecanismos que subyacen a la generación de señales y sus registros es vital para quienes manejan estas señales para la detección, diagnóstico, tratamiento de trastornos cerebrales y comportamiento de una persona.

La actividad cerebral se puede representar a través de señales que se clasifican de acuerdo con su banda de frecuencia. Estas son:

- Alfa
- Beta
- Delta
- Gamma
- Theta

Dichas señales tienen en gran medida dependencia con el estado de consciencia y emocional del sujeto (Sanei, 2007)

2.2.1 Ondas Beta

La banda beta abarca el rango comprendido de los 13 Hz a los 32 Hz y engloba aquellas señales que se corresponden a un estado mental donde el sujeto se encuentra concentrado o en alerta. Puede darse en una situación de pánico (Sanei, 2007). En la Figura 3, se puede apreciar la banda de frecuencia de oscilación de la señal beta.

Figura 3

Oscilación de una señal Beta dentro de la banda 13Hz y 32Hz



Nota: extraído de *A Deep Dive Into Brainwaves: Brainwave Frequencies Explained* por Muse, 2022 (<https://choosemuse.com/blog/a-deep-dive-into-brainwaves-brainwave-frequencies-explained-2/>)

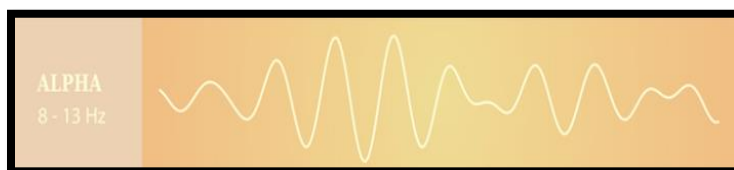
2.2.2 Ondas ALFA

Para las ondas alfa, la frecuencia se encuentra dentro del rango de 8 a 13 Hz y comúnmente aparece como una señal de forma redonda o sinusoidal. (Sanei, 2007). Estas ondas cerebrales son algunas de las más fáciles de observar y fueron las primeras en ser descubiertas. Se vuelven detectables cuando los ojos están cerrados y la mente está relajada. (Science Daily, 2012).

En la Figura 4, se puede apreciar la banda de frecuencia de oscilación de la señal alfa.

Figura 4

Oscilación de una señal Alfa dentro de la banda 8Hz y 13Hz



Nota: extraído de *A Deep Dive Into Brainwaves: Brainwave Frequencies Explained* por Muse, 2022 (<https://choosemuse.com/blog/a-deep-dive-into-brainwaves-brainwave-frequencies-explained-2/>)

2.2.3 Ondas Gamma

Las ondas gamma, conforman las señales EEG más rápidas, abarcan el rango de frecuencias entre los 32Hz y los 100Hz (Sanei, 2007). Este tipo de señal se relaciona con un nivel de actividad cerebral alto como por ejemplo el que se da durante la resolución de un problema. (Science Daily, 2012).

En la Figura 4, se puede apreciar la banda de frecuencia de oscilación de la señal gamma.

Figura 5

Oscilación de una señal Gamma dentro de la banda 32Hz y 100Hz



Nota: extraído de *A Deep Dive Into Brainwaves: Brainwave Frequencies Explane* por Muse, 2022 (<https://choosemuse.com/blog/a-deep-dive-into-brainwaves-brainwave-frequencies-explained-2/>)

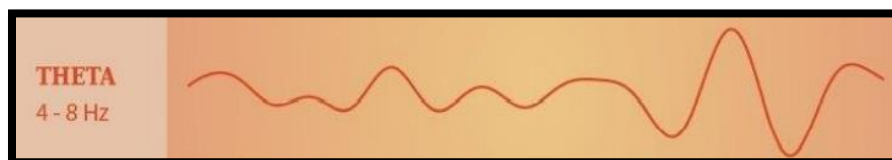
2.2.4 Ondas Theta

De acuerdo con estudios realizados, indican que las ondas theta están asociadas a una relajación profunda y ocurren con mayor frecuencia en practicantes de meditación con mucha experiencia. La fuente es probablemente las partes frontales del cerebro, que están asociadas con el control de otros procesos mentales. (White, 1999). Estas ondas dentro de la banda de frecuencia de 4hz y 8hz. (Sanei, 2007)

En la Figura 6, se puede apreciar la banda de frecuencia de oscilación de la señal theta.

Figura 6

Oscilación de una señal Theta dentro de la banda 4Hz y 8Hz



Nota: Extraído de *A Deep Dive Into Brainwaves: Brainwave Frequencies Explane* por Muse, 2022 (<https://choosemuse.com/blog/a-deep-dive-into-brainwaves-brainwave-frequencies-explained-2/>)

2.2.5 Ondas Delta

La banda de frecuencia de las ondas Delta abarca el rango de frecuencias entre 0.5 Hz y 4 Hz y son las señales más lentas. Normalmente este tipo de señales EEG se corresponden a las generadas en las fases más profundas del sueño. (Sanei, 2007)

En la Figura 7, se puede apreciar la banda de frecuencia de oscilación de la señal delta.

Figura 7

Oscilación de una señal Delta dentro de la banda 0.5Hz y 4Hz



Nota: Extraído de *A Deep Dive Into Brainwaves: Brainwave Frequencies Explained* por Muse, 2022 (<https://choosemuse.com/blog/a-deep-dive-into-brainwaves-brainwave-frequencies-explained-2/>)

A continuación, en la Tabla 6 se sintetiza la información con respecto a las ondas señaladas.

Tabla 6

Bandas de frecuencias y estados asociados a las ondas: Alfa, Beta, Delta, Gamma y Theta

Onda	Frecuencia	Estado y actividades asociadas a la presencia de las señales
Alfa	8 Hz - 13 Hz	Relajación física y mental, Yoga, antes de dormir
Beta	12Hz - 32 Hz	Alerta, conciencia normal de alerta, pensamiento activo
Delta	0,5Hz - 4 Hz	Proceso de dormir y soñar

Gamma	32Hz - 100 Hz	Aumento de la percepción, el aprendizaje y las tareas de resolución de problemas
Theta	4Hz - 8Hz	conciencia reducida, meditación profunda

Nota: Extraído de *A Deep Dive Into Brainwaves: Brainwave Frequencies Explained* por Muse, 2022 (<https://choosemuse.com/blog/a-deep-dive-into-brainwaves-brainwave-frequencies-explained-2/>)

2.2.6 Electroencefalografía

La electroencefalografía, es la técnica para registrar e interpretar la actividad eléctrica del cerebro. Las células nerviosas del cerebro generan impulsos eléctricos que fluctúan rítmicamente en distintos patrones. (Britannica, 2021) En 1929, el científico alemán Hans Berger publicó los resultados del primer estudio que empleó un electroencefalógrafo, un instrumento que mide y registra estos patrones de ondas cerebrales de acuerdo con emociones que se presentan dentro del sujeto. El registro producido por dicho instrumento se denomina electroencefalograma, comúnmente abreviado EEG.

Las emociones se manifiestan a través de tres canales: audio, lenguaje corporal y mediante señales fisiológicas (Luneski et al., 2008). El reconocimiento de emociones ha ido adquiriendo un gran apoyo a lo largo de los años, es innegable que las emociones tienen un papel determinante en la forma de actuar o en la toma de decisiones del ser humano.

Dentro de estudios realizados se ha demostrado que: El estudio de señales EEG es el método más apropiado y fiable para realizar tareas de reconocimiento de emociones, situándose por delante del análisis facial, gestual o corporal. (Marco & Eduardo Iañez, 2018)

2.2.7 Electrodo EEG

Para poder recoger y registrar una señal de la actividad eléctrica en cada región cerebral a través de la superficie craneal se colocan electrodos que captan la diferencia de potencial entre ellos (Ramos-Argüelles et al., 2009). Los distintos tipos de electrodos dentro de la electroencefalografía son;

- **Electrodos Pasivos:** Este tipo de electrodos están fabricados en plata, cada uno de ellos tiene un cable conductor y es posicionado sobre el cuero cabelludo con la ayuda de un gel conductor. Estos electrodos no cuentan con una fase de pre-amplificación. (Brain Support, 2020)
- **Electrodos Activos:** Estos electrodos están compuestos por una base de plata de alta calidad. Su implementación es en el cuero cabelludo junto con un gel conductor. Estos electrodos mejoran notablemente la relación señal/ruido y reducen el ruido ambiental e interferencias, ya que dentro de su estructura incorporan una etapa de pre-amplificación. (Brain Support, 2020)
- **Electrodos Pasivos-Secos:** Este tipo de electrodos no necesitan de un gel conductor, porque su uso es más rápido y eficiente. Cuentan con una etapa de pre-amplificación por lo que reducen notablemente el ruido ambiental al momento de captar las señales (Brain Support, 2020)

La colocación de estos electrodos en el cuero cabelludo juega un papel importante durante el proceso de registros de ondas cerebrales. Existen dos tipos de montaje

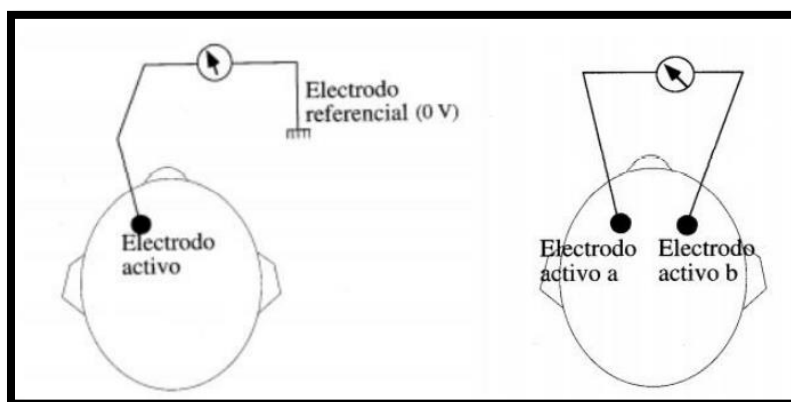
- **Bipolar:** Mide la diferencia de potencial eléctrico entre dos electrodos posicionados en regiones de actividad cerebral (Ramos-Argüelles y otros, 2009). En la figura 8 al lado izquierdo se puede apreciar el montaje bipolar.

- **Monopolar:** Mide la diferencia de potencial eléctrico entre un electrodo posicionado en una región de actividad cerebral y otra región sin actividad cerebral o potencial eléctrico cero (Ramos-Argüelles y otros, 2009).

En la Figura 8 al lado derecho se puede apreciar el montaje monopolar.

Figura 8

Tipos de montaje de electrodos en la zona del cuero cabelludo



Nota: Adaptado de *Electroencefalógrafo* por Pardell, 2022, 29 de Julio

(<https://www.pardell.es/electroencefalografo.html>)

2.3 Afectaciones del alcohol

El consumo de alcohol afecta al funcionamiento del cerebro y su ingesta excesiva a largo plazo puede provocar graves trastornos cerebrales. El consumo de alcohol está relacionado con el deterioro de la conducción, incluso en dosis bajas.

2.3.1 Metabolismo del alcohol

Una vez ingerido, el alcohol se absorbe principalmente en el intestino delgado, en las venas que recogen la sangre del estómago y los intestinos y en la vena porta, que conduce al hígado. Desde allí es transportado al hígado, donde se expone a las enzimas y se metaboliza.

Inicialmente el alcohol se absorbe a gran velocidad en las vías digestivas (estómago, intestino delgado y colon) por un proceso de difusión. Durante la distribución (segunda fase), llega a los diferentes tejidos, sobre todo a órganos de alta vascularización como el cerebro, pulmones e hígado, en cuestión de minutos (la vida media de distribución es de 7 a 8 minutos). En una tercera y última fase la eliminación del alcohol ocurre en el hígado. Gracias a la participación secuencial, y con frecuencia simultánea, de estos sistemas enzimáticos. (Canelo et al., 2015)

En consecuencia, se metaboliza 90-98% del alcohol, la proporción restante se transpira o desecha en la orina, de forma constante (en sujetos con función hepática normal se metabolizan en promedio 6 a 8 g de alcohol por hora). (Canelo et al., 2015)

2.3.2 Efectos del alcohol en la actividad cerebral

Durante las últimas décadas, las ondas cerebrales relacionadas con el consumo de alcohol han ganado el interés de la investigación. La mayoría de los estudios se centran en pacientes alcohólicos y en los cambios sutiles del EEG, que pueden diferenciar a los individuos normales de los pacientes alcohólicos. De acuerdo con los resultados obtenidos del trabajo investigativo de Roland Boha y colaboradores: *The acute effect of low-dose alcohol on working memory during mental arithmetic: I. Behavioral measures and EEG theta band spectral characteristics*, arroja que los individuos que consumieron alcohol durante una tarea indicaron diferencias en la potencia theta (4-8 Hz) y en las bandas beta rápidas (20-35 Hz) a medida que aumentaba el consumo de alcohol. También se ha descrito un aumento de la potencia relativa en la banda alfa baja (8-10 Hz) y una disminución de la correlación entre frontal-parietal derecha.

Los estudios de registros EEG han descrito cambios en la función cerebral que dependen de variables como la dosis, la edad y el historial de consumo de los sujetos, entre otras. A su vez, sugieren que el consumo agudo de alcohol provoca una activación cortical, determinada por la fase

de absorción, que muestra un aumento de las frecuencias rápidas (alfa y beta) y una disminución de las lentas (theta y delta). (Canelo et al., 2015)

2.3.3 Ley de Widmark

El cálculo de la alcoholemia se originó en la década de 1920 con los trabajos pioneros de Widmark, quien observó, mientras desarrollaba el microanálisis del alcohol, que los resultados eran siempre superiores a lo que cabría esperar de un simple cálculo por dilución. La ecuación establecida por Widmark (1), se la utiliza habitualmente cuando es necesario calcular la tasa de alcoholemia en medicina legal y forense, por ejemplo en casos de tráfico y muertes relacionadas con el alcohol. Una variable biológica importante a este respecto es la cantidad de alcohol en la sangre (CAS). (Peter et al., 2018)

Ecuación 1

Formula para determinar el nivel de alcoholemia

$$CAS = \frac{m}{M * r} * 100 \text{ miligramos} * 100 \text{ mililitros}$$

Nota: Extraído de *Evidence based survey of the distribution volume of ethanol; comparasion of empirically determined values with anthropometric measures* por Peter el al., 2018. (https://rke.abertay.ac.uk/ws/portalfiles/portal/15385663/Maskell_EvidenceBasedSurvey_Accepted_2018.pdf)

Donde:

- m: dosis de gramos de alcohol consumidos
- M: peso corporal medido en kilogramos
- r: Constante de distribución medido en gramos

La constante de distribución (r), es conocida como Factor de Widmark y se ha demostrado que depende del sexo del sujeto, así como de una serie de factores antropométricos, de los cuales

el índice de masa corporal es quizá el más importante. El valor de esta constante para hombres tiene un valor de 0.68 y para las mujeres un valor de 0.55 (Peter et al., 2018).

Sin embargo, estudios más recientes, establecen no considerar a esta variable como una constante universal, debido a que en la práctica, existen más factores que han sido ignorados y que afectan considerablemente el valor de esta constante. (Dariusz & Wojciech, 2004).

En 1981, Watson et al.3 propusieron una formulación para determinar el valor de la constante de distribución para hombres y mujeres, se considera las ecuaciones 1 y 2 respectivamente, con el propósito de tener resultados más precisos en relación con la cantidad de alcohol en la sangre en las personas.

Ecuación 2

Fórmula para determinar el factor de distribución en hombres

$$r(\text{hombre}) = \frac{2.447 - (0.09516 * \text{edad}) + (0.1074 * \text{estatura}) + (0.3362 * \text{peso})}{\text{peso} * 0.84}$$

Nota: Extraído de *Evidence based survey of the distribution volume of ethanol; comparasion of empirically determined values with anthropometric measures* por Peter el al., 2018.

(https://rke.abertay.ac.uk/ws/portalfiles/portal/15385663/Maskell_EvidenceBasedSurvey_Accepted_2018.pdf)

Ecuación 3

Fórmula para determinar el factor de distribución en mujeres

$$r(\text{mujeres}) = \frac{-2.097 + (0.1069 * \text{estatura}) + (0.2466 * \text{peso})}{\text{peso} * 0.84}$$

Nota: Extraído de *Evidence based survey of the distribution volume of ethanol; comparasion of empirically determined values with anthropometric measures* por Peter el al., 2018.

(https://rke.abertay.ac.uk/ws/portalfiles/portal/15385663/Maskell_EvidenceBasedSurvey_Accepted_2018.pdf)

Para los cálculos respectivos, las unidades de las variables edad, estatura y peso son; años, centímetros y kilogramos respectivamente.

Dentro del estudio efectuado por Peter Maskell et al: *Evidence based survey of the distribution volume of ethanol; comparasion of empirically determined values with anthropometric measures*. A través de una prueba de alcoholemia efectuada a 236 sujetos (173 hombres – 63 mujeres), el propósito de este estudio fue validar la consistencia del factor de distribución planteado por Widmark y Winston. Dentro de los resultados obtenidos, los valores de CAS tomando en cuenta el factor de distribución planteado de Winston tuvo mayor precisión y semejanza a valores arrojados por alcoholímetros eléctricos.

2.4 Interfaces Cerebro-Computadora (BCI)

Durante los últimos años, se han desarrollado varias innovaciones tecnológicas para fusionar los mundos físico y digital. Sin embargo, muy pocas tecnologías han logrado cerrar la brecha entre los dos reinos. Una de esas innovaciones tecnológicas es la interfaz cerebro-computadora, un sistema computarizado que lee la mente y convierte las señales del cerebro (neuronas) en una salida exacta según lo desee el usuario. La interfaz Cerebro-Computadora (BCI) es una tecnología que permite la comunicación entre el cerebro y dispositivos externos. Uno de los principales motivos de evaluación, son el reconocimiento de emociones, ya que estas permiten evaluar el estado mental y actividad cerebral de una persona. Es importante tener en cuenta que dentro de este existen 3 tipos de interfaces Cerebro-Computadora:

- **Invasiva:** Este tipo de interfaz se coloca directamente sobre el cerebro, en el interior del cráneo. Los sensores que permiten captar la actividad cerebral se implantan mediante un proceso de cirugía. Las señales que son capturados por este

método son de mayor calidad, ya que ofrecen señales con una menor cantidad de ruido y mejor relación de señal/ruido. (Correa, 2019)

- **Semi-invasiva:** Estos sensores se colocan sobre el cerebro, pero en la parte del exterior del cráneo. La implantación de los sensores se los realiza mediante cirugía. A igual que la interfaz invasiva, las señales que se captan son de gran calidad y tienen una buena relación señal/ruido. (Correa, 2019)
- **No invasiva:** Este tipo de interfaz permite captar la actividad cerebral sin la necesidad de implementar sensores mediante cirugía en el cerebro. Los sensores se colocan en la zona exterior del cráneo, sobre el cuero cabelludo. Utilizando este tipo de interfaz se puede capturar señales de menor calidad. Sin embargo, debido a su simplicidad actualmente es la más popular para el estudio de la actividad cerebral. (Correa, 2019)

2.4.1 Estado del arte

Las emociones se generan en el cerebro como respuesta a algún estímulo, ya sea interno o externo, estas respuestas suelen ser pasajeras y por lo regular impulsan al sujeto a tomar acciones frente a diversas situaciones. Según estudios realizados, las emociones presentan una conexión directa con algunas respuestas fisiológicas. A partir de esto, se reconoce la relación entre la manifestación de las emociones y la electroencefalografía (EEG) (Ramírez et al., 2021). El estudio de las señales EEG ha ganado gran notoriedad dentro de los campos de investigación, esto debido a que se han desarrollado diferentes tecnologías que permiten tomar registros de las señales; alfa, beta, delta, gamma y theta, las cuales permiten estudiar en el comportamiento y emociones del ser humano en determinadas condiciones.

El estudio dentro procesamiento de señales EEG para un sistema de reconocimiento de emociones de una persona, comprende de 3 principales procedimientos;

- Elicitación de emociones: Consiste en experimentos el cual permite la evocación artificialmente de emociones, con el fin de construir una base y registros de señales EEG en referencia a emociones predefinidas.
- Procesamiento de datos: Con los registros de señales basados en la elicitación de señales se procede a implementar mecanismos para la selección de bandas de frecuencias de estas señales
- Clasificación de señales: En este proceso se utilizan técnicas y algoritmos para la clasificación de estas señales en diferentes grupos los cuales hacen alusión a las emociones predefinidos durante la etapa de elicitación. (Petrantonakis & Hadjileontiadis, 2011)

En este sentido, para Petrantonakis y Hadjileontiadis, sugieren que la etapa primordial para el estudio de registros de señales EEG, es la etapa de elicitación de emociones, ya que si no se realiza un proceso adecuado, estos registros no tendrían información emocional correspondiente, lo que resultaría en un base de señales con datos incongruentes. De tal manera, es de gran importancia de disponer una base de registros con señales que tengan información y características únicas para la etapa de procesamiento de datos.

Para Fabien Lotte, en su trabajo de investigación manifiesta que: “Los clasificadores discriminantes tienen rendimientos de clasificación potentes. Los clasificadores que utilizamos son una máquina de vectores de características, una red de función de base radial, un sistema de inferencia difusa y un análisis discriminante lineal” (2008, pág. 126). En este trabajo, incluye el

termino *vector de características* a la agrupación de señales EEG que comparten características similares.

El registros y captura de estas señales juegan un papel importante en la construcción de una base de datos de señales EEG. Para el caso de estudio del trabajo investigativo *Registro de la actividad eléctrica cerebral de la atención implicada en la conducción bajo el efecto del alcohol usando un instrumento BCI (Brain control interface)* de Sandra Camelo, tomó el registro de un grupo de 30 personas, entre 18 y 45 años, sometiéndolos a pruebas para el registro de señales EEG. Para esta prueba suministro suministró a cada participante 56 mililitros de bebidas alcohólicas, utilizando un Interfaz Cerebro-Computadora (BCI) registró la actividad cerebral de cada participante en un periodo 3 minutos y pasado 30 minutos después de la ingesta de la bebida alcohólica; Seguido a esto, realizó pruebas de atención y respuesta a través de algunos test de caras. A través de este procedimiento, construyó una base de datos con registros EEG en base al comportamiento de una persona en presencia y ausencia de alcohol. Teniendo resultados que contribuyeron a afirmar su hipótesis: “La ingesta de alcohol generan diferencias significativas en los puntajes de atención” (Canelo y otros, 2015). En su análisis manifiesta que, las señales alfa (8-13 Hertzios) y gama (13-30 Hertzios) sufrieron cambios dinámicos, logrando desplazar sus bandas de frecuencias.

Estos trabajos de investigación permiten evaluar la situación actual sobre el estudio y el alcance de los registros de señales encefalográficas a través de tecnologías relacionadas a Interfaces Cerebro-Computadora (BCI)

2.5 Filtrado digital

Esta herramienta tiene gran importancia dentro del estudio de señales que por naturaleza tienen un ruido implícito, tal es el caso de señales EEG, ya que los electrodos que se utilizan para

su recolección son vulnerables a cualquier movimiento muscular y variaciones de voltaje. En el tratamiento de señales, la función de un filtro es eliminar partes no deseadas de la señal, como el ruido aleatorio, o extraer partes útiles de la señal, como los componentes que se encuentran dentro de una determinada gama de frecuencias.

Dentro del estudio y tratado de señales existe una gran variedad de filtros digitales que pueden ser utilizados de acuerdo a las características que poseen. En este estudio se enfoca en la utilización y comparativa de los filtros digitales; Filtro FIR, Filtro Media Móvil y Filtro Savitzky-Golay

2.5.1 Filtro FIR

Los filtros FIR utilizan métodos basados en ventanas y métodos basados en optimización. Para diseñar un filtro de Respuesta Finita al Impulso (FIR) con la respuesta en frecuencia deseada, se utilizan funciones de ventana para conseguir las ondulaciones en la banda pasante y la nitidez de la banda de transición. Los filtros digitales constituyen una parte importante del actual campo en expansión del procesamiento digital de señales (DSP). Los filtros FIR se utilizan ampliamente para filtrar imágenes, modular frecuencias, aritmética de precisión y otros fines diversos. (Kamal et al., 2021)

2.5.2 Filtro Media Móvil

El filtro de media móvil, un caso especial del filtro FIR, utiliza una secuencia de unidades escaladas como coeficientes y es posiblemente uno de los filtros FIR más utilizados debido a su simplicidad y facilidad de implementación. (Ordoñez y otros, 2018)

Este filtro toma muestras de entrada (M) y calcula el promedio para concluir en un solo punto de salida. Cada vez que aumenta su longitud, aumenta el suavizo del promedio, mientras las

ondulaciones agudas de los datos se vuelven cada vez más contundentes. A continuación, se aprecia la ecuación de este filtro.

Ecuación 4

Filtro digital media móvil

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i + j]$$

Nota: Extraído de *Statistics, Probability and Noise* por Smith, 2003.

(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978075067444750039X?via%3Dihub>)

b)

Donde

- $x[i]$: representa los datos de entradas, en este caso, serán señales EEG
- $y[i]$: representa la señal filtrada
- M : el número de puntos de entrada.

2.5.3 Filtro Savitzky-Golay

Uno de los filtros más utilizados es el filtro de suavizado y diferenciación de Savitzky Golay. Este filtro se utiliza a menudo como preprocesamiento en espectroscopia y procesamiento de señales. El filtro puede utilizarse para reducir el ruido de alta frecuencia en una señal debido a sus propiedades de suavizado y reducir la señal de baja frecuencia (por ejemplo, debido a desplazamientos y pendientes) utilizando la diferenciación. (Neal, 2020).

El coeficiente se puede calcular como un entero, o como un coeficiente en decimal. En el caso de los coeficientes enteros, el valor filtrado se calcula simplemente multiplicando cada lectura por el coeficiente de ponderación apropiado.

A continuación, en la ecuación 5, se aprecia la fórmula para calcular la ecuación para la aplicación de este filtro.

Ecuación 5

Filtro Savitzky-Golay

$$y_i = a_0 + a_1 \left(\frac{x - x_i}{\Delta x} \right) + a_2 \left(\frac{x - x_i}{\Delta x} \right)^2$$

Nota: Extraído de *Statistics, Probability and Noise* por Smith, 2003.

(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978075067444750039X?via%3Dihub>)

b)

Donde:

- a_1 : Representa los coeficientes del polinomio
- x_1 : Representa el punto inicial del filtro y corresponde a la señal de entrada
- Δx : Representa el desplazamiento de cada punto

2.6 Tratamiento de datos

Los registros de señales EEG suelen generar una gran cantidad de datos, y los métodos de extracción de características facilitan la visualización e interpretación de estos datos para la posterior clasificación de patrones de interés. Se han utilizado muchos métodos de extracción de características de EEG para lograr diferentes precisiones de clasificación en imágenes de movimiento, por lo que una selección adecuada de los métodos de extracción puede mejorar el rendimiento del reconocimiento de patrones. (Medina y otros, 2018)

De esta manera, es necesario implementar un tratamiento a estas señales para determinar y extraer los patrones de las señales EEG en relación con los estados de alcoholemia. Para esto, se

utiliza herramientas de estadística como; la media aritmética, desviación estándar y la relación señal/ruido.

2.6.1 *Media aritmética*

La media aritmética es el valor obtenido sumando todas las observaciones y dividiendo el total por el número de observaciones en el grupo. La media resume las características de la variable en un solo valor, teniendo en cuenta todos los casos. Sólo se puede utilizar para variables cuantitativas. (UNAC, 2012).

La ecuación 6, muestra la fórmula para determinar la media aritmética.

Ecuación 6

Formula para determinar la media aritmetica

$$u = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x_i$$

Nota: Extraído de *Statistics, Probability and Noise* por Smith, 2003.

(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978075067444750039X?via%3Dihub>)

b)

2.6.2 *Desviación estándar*

La desviación estándar o desviación típica (σ) es una medida de centralidad o varianza para variables de razón e intervalo, es muy útil en estadística descriptiva. Se define como la raíz cuadrada de la varianza que es definida como la potencia de fluctuación. Además de esta cantidad, la desviación, es una medida (cuadrática) que muestra la distancia media de los datos con respecto a su media aritmética, expresada en las mismas unidades que la variable. (UNAC, 2012)

Ecuación 7

Fórmula para determinar la variación estándar

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (x_i - u)^2}$$

Nota: Extraído de *Statistics, Probability and Noise* por Smith, 2003.

(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978075067444750039X?via%3Dihub>)

b)

2.6.3 Relación señal/ruido

Dentro del análisis de datos, SNR está relacionado con la media aritmética y la desviación estándar, y el coeficiente de variación (CV) es inversamente proporcional a SNR. Las ecuaciones 8 y 9, están relacionadas a SNR y coeficiente de variación respectivamente. (Smith, 2003)

Ecuación 8

Formula para determinar el coeficiente de la relación señal/ruido

$$SNR = \frac{u}{\sigma}$$

Nota: Extraído de *Statistics, Probability and Noise* por Smith, 2003.

(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978075067444750039X?via%3Dihub>)

b)

Ecuación 9

Formula para determinar el coeficiente del coeficiente de variación

$$CV = \frac{\sigma}{u}$$

Nota: Extraído de *Statistics, Probability and Noise* por Smith, 2003.
(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978075067444750039X?via%3Dihub>)

b)

Para la selección de filtro digital, el valor de SNR más alto o un coeficiente de variación más bajo que los que presenta la señal no filtrada.

2.7 Aprendizaje automático (Machine learning)

El aprendizaje automático se encuentra en la intersección de la informática, la ingeniería y la estadística, y a menudo aparece en otras disciplinas. Es una herramienta que puede aplicarse a muchos problemas. Cualquier campo que necesite interpretar datos y actuar sobre ellos puede beneficiarse de las técnicas de aprendizaje automático. (Harrington, 2012).

El objetivo del aprendizaje automático es descubrir patrones en los datos y, a continuación, realizar predicciones basadas en conclusiones y ayudar a resolver problemas. De esta forma, los sistemas pueden predecir con mayor precisión los resultados en función de un conjunto determinado de entradas. Por ejemplo, los científicos de datos pueden entrenar una aplicación médica para diagnosticar el cáncer a partir de imágenes de rayos X, almacenando millones de imágenes escaneadas y los diagnósticos correspondientes. (Burkov, 2020)

2.7.1 Selección de características

El etiquetado de datos es el proceso de categorizar las entradas con sus correspondientes salidas definidas. Los datos de entrenamiento etiquetados son necesarios para el aprendizaje supervisado. (Harrington, 2012).

Por ejemplo, millones de imágenes de manzanas y plátanos deberían etiquetarse con las palabras "manzana" o "plátano". Las aplicaciones de aprendizaje automático podrían usar estos

datos de entrenamiento para adivinar el nombre de la fruta a partir de la imagen de la fruta. (Burkov, 2020)

2.7.2 Aprendizaje supervisado

El aprendizaje supervisado es un enfoque de aprendizaje automático basado en el uso de conjuntos de datos etiquetados. Dichos conjuntos de datos, se utilizan para crear algoritmos destinados a clasificar datos o predecir resultados con precisión. Usando entradas y salidas etiquetadas, el modelo puede hacer coincidir las entradas y salidas para obtener precisión y aprender de manera incremental. (Burkov, 2020)

2.7.3 Aprendizaje no supervisado

Los algoritmos de aprendizaje no supervisados, se entrenan con datos no etiquetados. Dichos algoritmos escanean nuevos datos, tratando de establecer relaciones significativas entre entradas y salidas predefinidas. Este tipo de aprendizaje es útil para el reconocimiento de patrones, la detección de anomalías y la agrupación automática de datos en categorías. (Harrington, 2012)

Debido a que los datos de entrenamiento no requieren etiquetado, la configuración es fácil. Estos algoritmos también se pueden usar para limpiar y procesar datos automáticamente para un modelado posterior. La limitación de este método es que no puede dar predicciones precisas. Además, no puede asignar tipos de salida específicos por sí solo.

2.8 Aprendizaje profundo (Deep Learning)

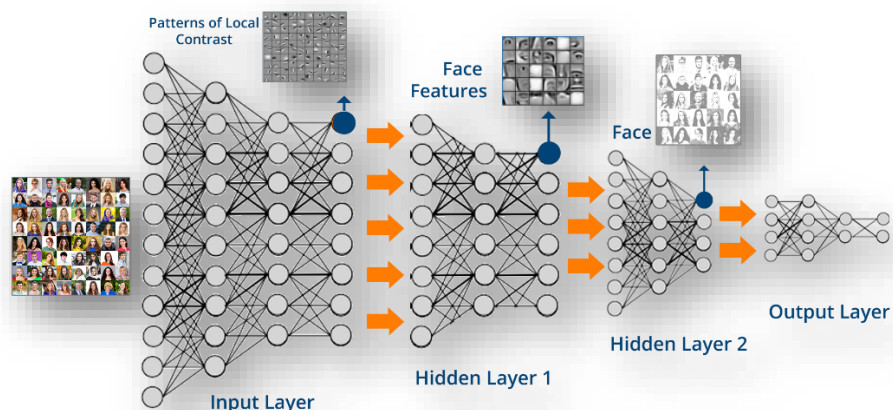
El aprendizaje profundo es una técnica de aprendizaje automático modelada como un cerebro humano. Los algoritmos de aprendizaje profundo, analizan datos con una estructura lógica similar a la que usan los humanos. Este aprendizaje utiliza sistemas inteligentes llamados redes neuronales artificiales, para procesar información en capas. Los datos pasan desde la capa de

entrada a través de varias capas ocultas "profundas" de la red neuronal antes de llegar a la capa de salida. Las capas ocultas adicionales admiten un aprendizaje que es mucho más eficiente que los modelos estándar de aprendizaje automático. (Nielsen, 2017).

Dentro de este tipo de aprendizaje, en cada capa se ejecuta un algoritmo a manera de cascada, permitiendo que a la salida de cada algoritmo se obtenga una transformación no lineal en su entrada y utiliza lo que aprende para crear un nuevo modelo estadístico como salida. En la Figura 9 se aprecia el esquema general de cómo funciona el aprendizaje profundo. (Aggarwal, 2018)

Figura 9

Esquema general del aprendizaje profundo



Nota: En la figura se puede apreciar el esquema general de la aplicación del aprendizaje profundo a un proceso de reconocimiento facial. Extraído de *Machine Learning in Action*, por Peter Harrington, 2012.

La profundidad de la red depende del número de capas. Además, se construye una jerarquía de abstracción desde el nivel más bajo al más alto. Cada nodo se denomina neurona artificial, donde cada una acumula información de la anterior en su enlace correspondiente, añadiendo

información a la neurona o nodo siguiente. A partir de este punto, se puede realizar el entrenamiento de la red neuronal.

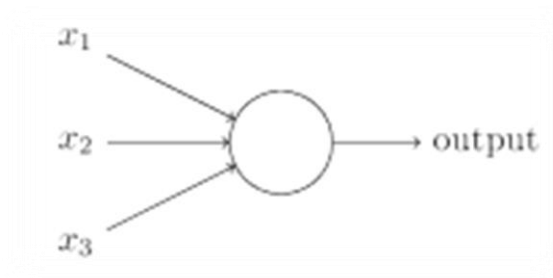
2.8.1 Red neuronal artificial (ANN)

Las capas de aprendizaje profundo son nodos de redes neuronales artificiales (ANN) que funcionan como neuronas en el cerebro humano. Los nodos pueden ser una combinación de hardware y software. Cada capa en un algoritmo de aprendizaje profundo consta de nodos ANN. (Aggarwal, 2018).

En la Figura 10 se puede apreciar el esquema de una red neuronal.

Figura 10

Esquema de una red neuronal artificial



Nota: En la figura se puede apreciar el esquema de un nodo conformado por una neurona artificial. Extraído de *Neural Networks and Deep Learning*, por Charu Aggarwal, 2018.

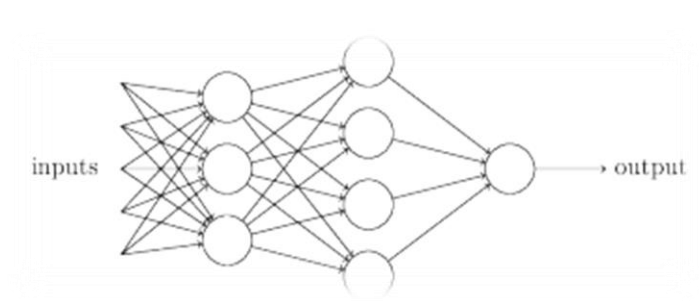
2.8.2 Red neuronal profunda (DNN)

En una red neuronal artificial con múltiples capas entre las capas de entrada y salida. Cada neurona de una capa se conecta con todas las neuronas de la siguiente capa. Una o más capas entre las capas de entrada y salida se denominan capas ocultas. (Aggarwal, 2018)

En la Figura 11, se puede apreciar el esquema de una red neuronal profunda.

Figura 11

Esquema de una red neuronal profunda



Nota: En la figura se puede apreciar el esquema de un nodo conformado por una neurona artificial. Extraído de *Neural Networks and Deep Learning*, por Charu Aggarwal, 2018.

CAPITULO III. Diseño del sistema

En el presente capítulo se alberga temas relacionados con el *Diseño de un sistema inteligente que permita la detección del estado ético del conductor de una motocicleta, mediante el procesamiento y registro de señales neurológicas (EEG) para la prevención de accidentes tránsito en el Ecuador*. Se detallan los requerimientos, descripción y arquitectura del funcionamiento del sistema a través de diagramas de bloques. El diseño del sistema se basará empleando la metodología de desarrollo de software, basado en el *Modelo Iterativo*.

3.1 Situación actual

En base al estudio que se ha realizado, tomando en cuenta la cifra de accidentes de tránsito y fallecimientos ocasionados por los siniestros viales en el Ecuador, se aprecia una situación alarmante en nuestro país. Una de las principales causas que generan accidentes de tránsito en el país, es la conducción de un automóvil bajo los efectos del alcohol. Según los resultados obtenidos por Sandra Canelo, en su trabajo investigativo manifiesta que:

La ingestión de alcohol se ha vinculado con cambios característicos en la actividad EEG, y estos cambios dependen de diversos factores, especialmente en los tiempos reacción y motricidad; si bien se reconoce en la literatura, una amplia variabilidad de diseños experimentales, la gran mayoría de estos se han centrado en reportar el efecto del alcohol en sujetos alcohólicos con antecedentes de consumo de dosis casi siempre altas y frecuentes (Canelo y otros, 2015)

Los accidente de tránsito generan una alta tasa de mortalidad y son la principal causa de fallecimiento en personas que se encuentran en el rango de 20 y 34 años. Según cifras de la Agencia Nacional de Tránsito, el efecto que genera estos siniestros de tránsito son problema socio-

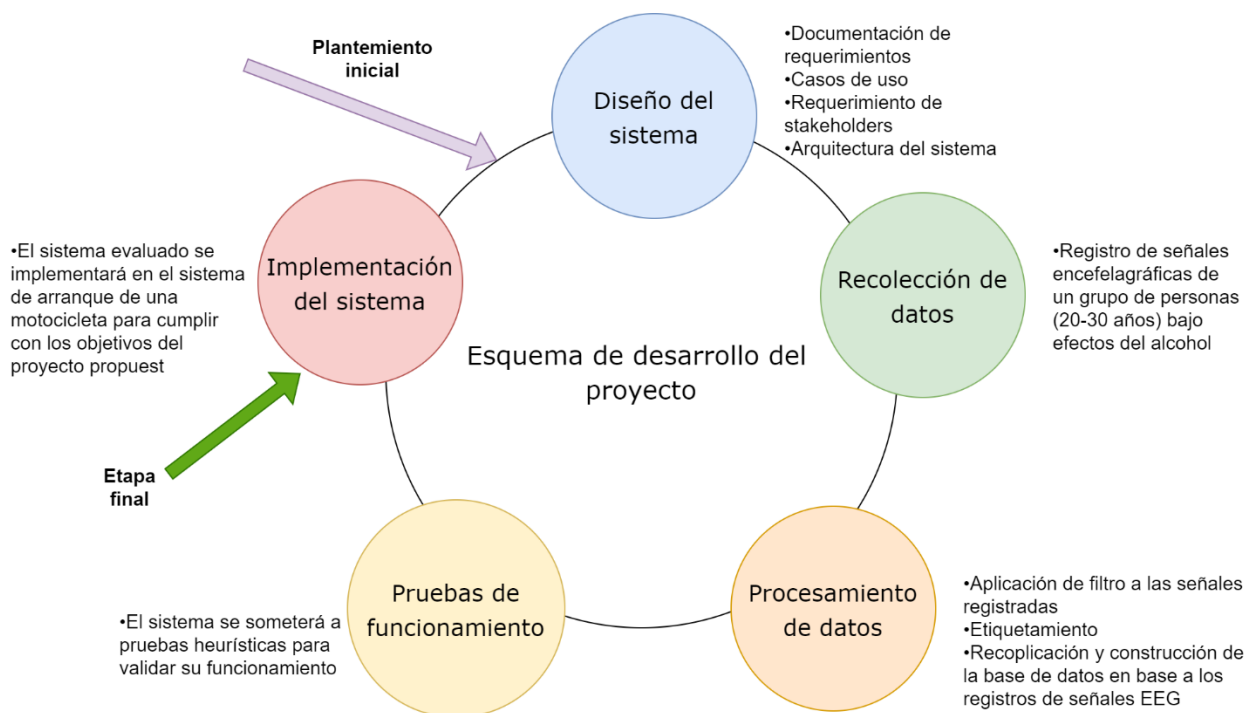
económico que afecta al país. Diversos mecanismos se han implementado para la reducción de accidentes de tránsito; campañas de concientización, endurecimiento de penas a infractores de la ley, reformas a la Ley Orgánica de Transporte Terrestre, Tránsito y Seguridad Vial, implementación de señaléticas, controles de movilidad, etc. Sin embargo, estos no han sido agentes que han contribuido en la disminución de siniestros en las vías del país. Lo que sugiere la implementación de nuevos mecanismos que permitan mitigar con esta problemática, esta primicia, permite idealizar nuevas soluciones que contribuyan en bien del país, reduciendo el número de fallecimientos generados por accidentes de tránsito. En este sentido, se prevé la utilización de la tecnología de Interfaz Cerebro-Computadora para el estudio, análisis y procesamiento de señales encefalográficas para generar un nuevo mecanismo preventivo para la reducción de accidentes de tránsito.

3.2 Metodología

El diseño del sistema se basará en la metodología de iteraciones, la cual presenta 4 esquemas para su desarrollo; diseño del sistema, recolección de datos, procesamiento de datos, pruebas e implementación del sistema. En la Figura 12, se puede apreciar el desarrollo del presente proyecto esquematizado.

Figura 12:

Modelo iterativo para el diseño y desarrollo del sistema planteado.



Nota; Proceso del diseño del sistema

En la etapa inicial del proyecto, se establece los requerimientos que debe cumplir el *software* y *hardware*³, bajo las restricciones establecidas para el usuario del sistema. Aquí se detalla la arquitectura total del sistema, en donde se enfoca principalmente en los pilares del proyecto que son: recolección-procesamiento de datos e implementación del sistema.

En la etapa de recolección de datos, se establecerán diferentes escenarios para la recolección de señales encefalográficas (EEG) generadas por la actividad cerebral. Se registrará la actividad cerebral de 5 sujetos, los cuales serán sometidos a diferentes actividades bajo los efectos

³ Hardware: Constituye la estructura física de un sistema, comprende a todos los elementos electrónicos y mecánicos lo componen

Software: Constituye la estructura intocable de un sistema, es comprendido por los componentes lógicos que hace posible la realización de tareas específicas que realiza el sistema.

del alcohol, esto con el fin de establecer de una base de datos con el registro del comportamiento de estas señales. Según la literatura revisada, esta etapa se la denomina como; Elección de emociones (Petrantonakis & Hadjileontiadis, 2011). En esta etapa es muy importante establecer el escenario para generar señales con características bien definidas para su procesamiento.

Antes de desarrollar una base de datos con las señales obtenidas, en la etapa de procesamiento de datos, es necesario implementar varios mecanismos que permitan eliminar componentes que dificulten el proceso de análisis. Para ello se implementa filtros digitales para la sección de la banda de frecuencia de estudio y el suavizado de la señal, así se tendrá señales con información útil para su estudio y una mínima probabilidad de una mala clasificación. Cuando se disponga de señales con información útil, fuera de ruido y anomalías, se crea una base de datos y se añade el proceso de etiquetado para que el algoritmo de *Deep Learning* (aprendizaje profundo) permita realizar el reconocimiento del estado de alcoholemia del sujeto a prueba.

Para la etapa de prueba del funcionamiento del sistema, se realiza un proceso heurístico para comprobar el correcto funcionamiento de este, de acuerdo con los parámetros y objetivos establecidos, de esta manera se asegura que todas las funciones del sistema se ejecuten correctamente. En la etapa final del proceso, en la implementación del sistema se lo realiza en una motocicleta para validar su funcionamiento.

3.3 Introducción al desarrollo del proyecto

En esta sección, se plantea los lineamientos principales para el desarrollo del sistema de reconocimiento del estado alcoholemia, basado en el estudio de señales encefalográficas. Los aspectos que cubren esta sección son: Propósito, beneficiarios y objetivos del sistema.

3.3.1 Propósito

El objetivo en el que se fundamenta el desarrollo del presente proyecto es: diseñar un sistema no invasivo, basado en el reconocimiento del estado de alcoholemia de un conductor de una motocicleta, a través del procesamiento de señales encefalográficas junto al uso de las herramientas del área de Inteligencia Artificial. Se pretende que este dispositivo sea una alternativa que, permita reducir el índice accidentes de tránsito de motocicletas en el Ecuador, que son provocados por conductores que conducen bajo los efectos del alcohol.

3.3.2 Beneficiarios

Los beneficiarios del presente sistema se pueden clasificar en: beneficiarios directos y beneficiarios indirectos. Los beneficiarios directos son los conductores de motocicletas, de acuerdo con estadísticas de accidentes de tránsito en el Ecuador, este tipo de vehículo genera el mayor número de accidentes, mayor número de lesionados, y mayor número de fallecimientos con respecto a siniestros que involucran vehículos terrestres (Agencia Nacional de Tránsito, 2022).

Los beneficiarios indirectos del sistema, son los familiares del conductor de la motocicleta y la economía del estado, esto se toma en cuenta debido a que: un accidente de tránsito es un problema socio-económico que afecta al estado y su ciudadanía. En el aspecto social, la pérdida de un integrante de una familia, conlleva secuencias emocionales; el cuidado de seres queridos incapacitados de trabajar o llevar el sustento al hogar. Dentro del aspecto económico, el estado ecuatoriano, lidia con cifras económicas sumamente grandes al tratar accidentes de tránsito, de acuerdo con un estudio realizado por diario El Comercio, manifiesta que; el fallecimiento de una persona entre las edades de 20 y 30 años, le cuesta al país alrededor de \$ 240.000, a este monto se suman los gastos derivados del siniestro y una estimación económica que dejaría de aportar al Ecuador en cuanto a su productividad (Comercio, 2012)

3.4 Técnicas de investigación

Para el desarrollo del presente proyecto, se plantea la utilización de una encuesta, y a través de su aplicación se permitirá obtener información para establecer requisitos de funcionalidad que deben adaptarse al diseño del sistema.

3.4.1 Encuesta

Para el desarrollo del presente trabajo, y planteamiento de los requerimientos del sistema para el usuario, se realizó una encuesta (Anexo 1) al grupo de motociclistas que trabajan en el proceso de delivery⁴ en el restaurante “Q`Riko”, localizado en la ciudad de Tulcán.

En base a la información recolectada a través de la encuesta aplicada, se establece los requerimientos del usuario del sistema. Esta encuesta fue dirigida a un total de 10 motociclistas. Los resultados junto con su tabulación se encuentran en el Anexo 2.

3.5 Requerimientos del sistema

En esta sección, se realiza la definición de requerimientos del sistema. Para esto se tomó en cuenta al estándar ISO/IEC/IEEE 29148:2018, el cual sirvió como esquema y directriz para el proceso relacionado a la ingeniería de requisitos del sistema. Este estándar define características, atributos, restricciones necesarias y funciones del sistema con respecto a su software.

En la Tabla 7, se muestran los acrónimos usados para la definición de requerimientos del sistema basados en el estándar anteriormente nombrado

⁴ Delivery: servicios de entrega a domicilio. A través del delivery se buscan responder a las nuevas necesidades de los clientes, quienes ya no son solo los que se sientan en una mesa del restaurante. Ahora, y más con los horarios de toques de queda y el confinamiento, son aquellos que miran la carta a través de una pantalla y disfrutan de la comida en su casa. (El Comercio, 2021)

Tabla 7

Definición de acrónimos en base a los requerimientos del sistema según el estándar ISO/IEC/IEEE 29148:2018

Acronimo	Definición
SySR	Requerimiento del sistema
SRSR	Requerimiento de arquitectura
StSR	Requerimientos de Stakeholders

Nota: Adaptado de Systems and software engineering - Life cycle process - Requirements engineering por ISO/IEC/IEEE, 2018. (ISO/IEC/IEEE, 2018)

La caracterización de prioridad de cada requerimiento del sistema, es de mucha importancia para el desarrollo de este, en relación con la selección del software y hardware. En la Tabla 8 se conceptualiza la prioridad en base a 3 niveles: alta, media y baja.

Tabla 8

Definición de terminología con respecto a la prioridad de requerimientos del sistema

Prioridad	Definición
Baja	Este requerimiento no genera un impacto significativo
Media	Este requerimiento puede ser omitido solo en condiciones de fuerza mayor
Alta	Este requerimiento es crítico para el desarrollo del sistema, y permitirá validar su funcionamiento

Nota: Adaptado de Systems and software engineering - Life cycle process - Requirements engineering por ISO/IEC/IEEE, 2018. (ISO/IEC/IEEE, 2018)

3.5.1 *Requerimientos iniciales del sistema*

La especificación de requisitos iniciales del sistema, están definidas por la nomenclatura (SySR), aquí se identifica los requisitos técnicos y la forma de interacción humano-sistema. Tomando en cuenta la información recolectada a través de la encuesta aplicada, junto con la información de los objetivos del sistema, se definirán los requerimientos iniciales del sistema a desarrollar. En la Tabla 9 se aprecia esta información.

Tabla 9

Requerimientos iniciales del sistema

SySR					
REQUERIMIENTOS INICIALES DEL SISTEMA					
#	REQUERIMIENTOS	PRIORIDAD			RELACIÓN
		Alta	Media	Baja	
REQUERIMIENTOS DE INTERFAZ					
SySR1	El sistema deberá reconocer el estado de alcoholemia en tiempo real.	X			
SySR2	El sistema deber estar conectado a una fuente de alimentación de un rango de 0.9 V a 5 V.	X			
SySR3	El sistema requiere pines de entrada y salida de información.			X	
SySR4	El sistema debe tener conectividad con un módulo GSM/GPS.				
SySR5	Todos los componentes del sistema deben interactuar con el microcontrolador.				
REQUERIMIENTOS DE PERFORMANCE					
SySR6	El sistema debe realizar el reconocimiento del estado de alcoholemia del conductor de una motocicleta en un entorno no contralado.	X			

SySR7	El sistema debe realizar el reconocimiento del estado de alcoholemia en tiempo real dentro un intervalo de 5 segundos	X
SySR8	El sistema debe contar con una unidad de procesamiento de datos de alto rendimiento	X
SySR9	El sistema debe enviar a través de un mensaje de texto a un familiar del conductor con información de su ubicación geográfico y estado de sobriedad.	X
SySR10	El sistema debe contar con dispositivos que tengan una alta de transferencia de datos	X
REQUERIMIENTOS DE MODOS/ESTADOS		
SySR11	El sistema debe permitir un modo activo y un modo standby	X
REQUERIMIENTOS FÍSICOS		
SySR12	El sistema debe estar situado correctamente en un lugar donde no interfiera durante el proceso de conducción de la motocicleta y debe estar conectado al sistema de encendido de este vehículo.	X
SySR13	Los electrodos del BCI deben estar colocados correctamente en la ubicación del cuero cabelludo para recolectar la información adecuada para el reconocimiento del estado de alcoholemia	X
REQUERIMIENTOS DE SEGURIDAD		
SySR14	El sistema deberá tener un esquema de seguridad que garantice su funcionamiento a nivel lógico y físico	X

Nota: Los requerimientos iniciales del sistema están basados de acuerdo con la información recolectada a través de la encuesta aplicada junto con los objetivos del sistema.

3.5.2 *Requerimientos de arquitectura del sistema*

Los requerimientos de arquitectura del sistema (SRSH) permiten identificar los requerimientos del hardware y software del sistema, esto con el fin de establecer directrices que se deben cumplir para el correcto funcionamiento del proyecto. En la Tabla 10, se establece los requerimientos de arquitectura del sistema, los cuales permitirán su desarrollo.

Tabla 10

Requerimientos de arquitectura del sistema

SRSH				
REQUERIMIENTOS DE ARQUITECTURA				
#	REQUERIMIENTOS DE ARQUITECTURA	relación		
		Prioridad	Al	Med
		ta	ia	ja
REQUERIMIENTOS DE DISEÑO				
SRSH1	Los electrodos del BCI deben ser localizados correctamente sobre el cuero cabelludo para la detección del registros de la actividad cerebral.	X		
SRSH2	El sistema debe poseer electrodos no invasivos para el usuario, con el fin de no obstaculizar el proceso de conducción de la motocicleta	X		
SRSH3	El Sistema debe tener conectividad a redes 2G		X	
SRSH4	El sistema debe tener conectividad con un sistema de posicionamiento global		X	
SRSH5	El sistema debe tener una función de activación y desactivación dentro de su estructura		X	

SRSH6	La implementación del sistema debe ser de bajo costo	X	
REQUERIMIENTOS DE HARDWARE			
SRSH7	El sistema requiere que los electrodos del BCI tengan una alta ganancia	X	
SRSH8	El sistema requiere un microcontrolador con una memoria mayor a 50 KB para el procesamiento de señales EEG en tiempo real	X	
SRSH9	El sistema debe tener un bloque de acondicionamiento de señal, para que los valores sean reconocidos por el microcontrolador	X	
SRSH10	El sistema requiere que el microcontrolador disponga de pines analógicos y digitales para el procesamiento de las señales EEG	X	
SRSH11	El sistema requiere que el microcontrolador realice funcione de entrenamiento basado en modelos de aprendizaje automático	X	
SRSH12	El sistema para pruebas y mantenimiento requiere estar conectado a una PC a través de puertos seriales		X
SRSH13	El sistema requiere una comunicación inalámbrica con una velocidad mayor a 25 Mb/s	X	
SRSH14	El sistema requiere una fuente de alimentación de 0.9 a 1.5 Voltios para el funcionamiento del BCI	X	
SRSH15	El sistema requiere una fuente de alimentación de 5 Voltios para el funcionamiento del microcontrolador	X	
SRSH16	El sistema requiere un sistema de aislamiento eléctrico de voltaje para su seguridad	X	
SRSH17	El sistema requiere un nivel de seguridad física ante la posible manipulación de sus elementos	X	
SRSH18	El sistema requiere un sistema protección para exteriores ante el posible riesgo de la integridad del dispositivo	X	
SRSH19	El sistema requiere conectividad con un módulo GSM y GPS	X	
SRSH20	El sistema requiere que el BCI disponga de autonomía de 8 a 10 horas	X	
REQUERIMIENTOS DE SOFTWARE			
SRSH21	El sistema requiere de un esquema de programación basado en código abierto		X
SRSH22	El sistema requiere compatibilidad con los bloques de adquisición y procesamiento de datos	X	

SRSH23	El sistema requiere que el software ejecute algoritmos de machine learning o Deep learning de reconocimiento del estado de alcoholemia del usuario	X
SRSH24	El sistema debe efectuar los algoritmos de aprendizaje automático para el reconocimiento del estado de alcoholemia	X
SRSH25	El sistema requiere una base de datos no relacional para la optimización del rendimiento	X
SRSH26	El sistema debe tener compatibilidad con biblioteca de aprendizaje automático	
SRSH27	El sistema debe tener un esquema de seguridad para evitar la alteración del código fuente	X
REQUERIMIENTOS DE LÓGICOS		
SRSH28	Se requiere un sistema operativo compatible con el sistema embebido	X
SRSH29	Se requiere de un sistema operativo que ejecute con rapidez los hilos de procesamiento del sistema	X
SRSH30	Se requiere compatibilidad de software con bibliotecas de aprendizaje automático y profundo.	X

Nota: Los requerimientos de arquitectura del sistema son las métricas que debe cumplir el sistema para su correcto funcionamiento.

3.6 Requerimientos de Stakeholders

Antes de establecer los requerimientos de Stakeholders, es importante partir de su definición. Según Edwar Freeman, Andrew Wicks y Bidhan Parmar, en su trabajo colaborativo define a un Stakeholder como “Un stakeholder es cualquier grupo o individuo que pueda afectar o ser afectado por el logro de los objetivos de la organización” (Edward y otros, 2004, pág. 2). Tomando en cuenta esta definición, en la Tabla 11 se aprecia los Stakeholders que participan en el diseño del presente proyecto.

Tabla 11*Lista de Stakeholders para el desarrollo del sistema*

Stakeholders	Descripción
1. Usuarios del sistema	Motociclistas
2. Msc. Jaime Michilena	Director del trabajo de titulación
3. Msc. Fabian Cuzme	Asesor del trabajo de titulación
4. Msc. Jorge López	Asesor Externo
5. Kevin Enriquez	Desarrollador del proyecto

Nota: La lista de Stakeholders están relacionada con el grupo de personas que están presente en el desarrollo del presente proyecto.

Los requerimientos de los Stakeholders corresponden a las funciones y tareas que se deberán cumplir durante y finalización del proyecto. En la Tabla 12, se aprecia la información de la lista de requerimientos de Stakeholders

Tabla 12*Lista de requerimientos de Stakeholders*

StSR				
Requerimientos de Stakeholders				
#	Requerimientos de arquitectura	Prioridad relación		
		Alta	Media	Baja
Requerimientos Operacionales				
StSR1	Adquisición de datos para la construcción de la base de datos para el diseño del clasificador del aprendizaje profundo	X		
StSR2	El sistema debe contar con una base de datos etiquetada de acuerdo con el registro de señales EEG en diferentes escenarios	X		
StSR3	El sistema debe permitir ser implementado dentro del sistema de arranque de una motocicleta	X		

StSR4	El sistema debe presentar un bajo consumo de energía		X
StSR5	El sistema debe enviar mensajes de texto a través de redes móviles		X
StSR6	El sistema debe reconocer el posicionamiento geográfico del conductor de la motocicleta		
StSR7	El sistema debe ser compacto		X
StSR8	Adquisición de datos de entrenamiento para la construcción del algoritmo del aprendizaje profundo	X	
Requerimientos de usuarios			
StSR9	El registro cerebral para la comprobación del estado alcoholemia será realizado a los usuarios directos del sistema	X	
StSR10	La base de datos que se construye es en base al comportamiento de señales EEG del sujeto según los grados de alcohol por litro sangre con respecto a su usuario	X	
StSR11	La detección y reconocimiento deben ejecutarse con un mínimo de retardo.		X
StSR12	Los usuarios directos no podrán manipular las opciones del sistema.	X	

Nota: La lista de los requerimientos de los Stakeholders están relacionados con las funciones que cumplirán el grupo de personas que están presente en el desarrollo del presente proyecto.

3.7 Selección de hardware y software

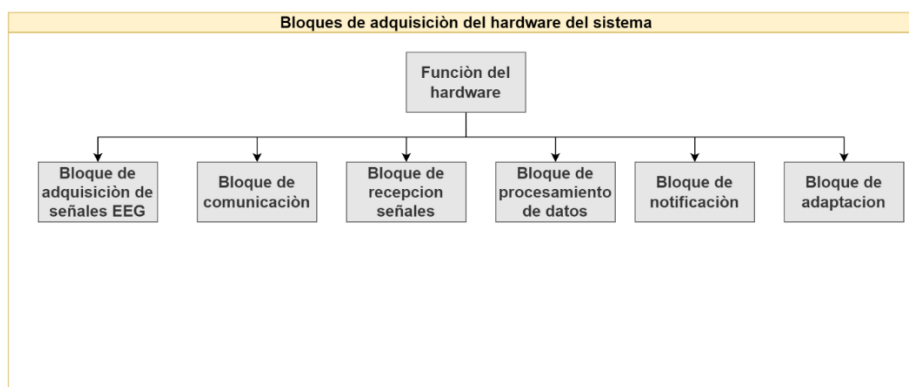
En esta sección, se realiza una comparación utilizando tablas de especificaciones tanto de hardware y software que hay en el mercado actual. Esto ayudará a tener una percepción más amplia para la selección de los instrumentos lógicos y físicos, para el desarrollo del presente proyecto, cabe recalcar que el hardware y software que se adquirirán, deben cumplir con los requisitos de las lista de requerimientos mencionados en la Tabla 9 y Tabla 10

3.7.1 Selección de hardware

En este apartado, se realizará un estudio de los elementos físicos que se adquirirán para el desarrollo del presente proyecto. Para esto, se esquematiza en 5 bloques la adquisición del hardware, cada uno de ellos está definido por una función en específico. En la Figura 13 se puede apreciar los 5 bloques junto a su función en el funcionamiento del software.

Figura 13

Bloques para la adquisición para la adquisición del hardware del sistema



Nota: Los bloques componen una función en específico que determina el funcionamiento del presente proyecto en relación con el hardware.

3.7.1.1 Bloque de adquisición de señales EEG. Interfaces Cerebro-Computador (BCI)

Para la adquisición de señales EEG, se debe disponer de Interfaces Cerebro-Computador (BCI), para esto fue necesario recurrir a mercados de otros países, ya que dentro del territorio nacional no hay una tienda que dispongan de estos dispositivos. Para esto se hizo una verificación de fabricantes, modelos y especificaciones. En el mercado internacional existen algunas marcas que desarrollan dispositivos BCI. Para este estudio se tomó como referencia a estos 3 proveedores.

En la Tabla 13 se puede apreciar las características técnicas que tienen cada uno de estos dispositivos, esto con el fin de tener un panorama general de su funcionalidad.

Tabla 13

Comparativa de dispositivos BCI: Mindwave Mobile 2, Insight 2 y Muse 2

Dispositivo	Electrodos	Bits	Sensor	Peso	Fabricante	Compatibilidad	Interfaz de comunicación	Batería	Costo
Mindwave Mobile 2	1	12 bits de resolución	2 estados mentales basados en 4 ondas cerebrales	30 Gramos	Neurosky	iOS, Android, Windows	Bluetooth V5	8 horas de consumo. Baterías 3 A	\$ 110,00
Insight 2	5	16 bits de resolución	5 canales EEG, 3 estados mentales basado en expresiones faciales y movimientos de cabeza	40 Gramos	Emotiv	iOS, Android, Windows	Bluetooth V5, puerto USB	20 horas de consumo. Baterías recargable	\$ 500,00
Muse 2	4	12 bits de resolución	4 canales EEG y 2 amplificadores	38,5 Gramos	Muse	iOS, Android, Windows	Bluetooth V5, puerto USB	5 horas de consumo. Baterías recargable	\$ 250,00

Note: Las especificaciones técnicas que han sido señaladas de los dispositivos están basados en información de los Datasheets elaborados por los fabricantes de cada dispositivo.

- *Selección del hardware para el bloque de adquisición de señales EEG.*

Interfaces Cerebro-Computador (BCI)

En la Tabla 14 se aprecia si las interfaces cerebro-computador cumplen con los requerimientos iniciales y arquitectura del sistema. Para la valoración de acuerdo con el cumplimiento de cada requerimiento se utilizará “1” y “0”, donde el “1” corresponde al

cumplimiento del requerimiento y “0” corresponde a que no cumple con el requerimiento. En la Tabla 14, se aprecia la comparativa entre el cumplimiento de los requerimientos establecidos

Tabla 14

Requerimientos del hardware del bloque de adquisición de señales EEG.

Requerimientos del hardware del bloque de adquisición de señales EEG								
Dispositivo	SsRH1	SsRH2	SsRH4	SsRH5	SsRH11	SsRH12	SsRH17	Valoracion
Insight 2	1	1	0	1	1	1	1	5
Mindwave Mobile 2	1	1	1	1	1	1	1	6
Muse 2	1	1	0	1	1	1	1	5

Nota: Los requerimientos que debe cumplir el hardware están relacionados a los requerimientos iniciales y de arquitectura del sistema previamente establecidos

De acuerdo con la valoración obtenida de acuerdo con el cumplimiento de los requerimientos que han sido establecidos, se escogió al dispositivo MindWave Mobile 2 del fabricante Neurosky. Si bien todos los modelos cumplen con la mayoría de requerimientos, no cumplen con el requerimiento de bajo costo, es por tal razón que se escogió este modelo. En la Figura 14 se aprecia la interfaz Cerebro-Computador de la marca Neurosky

Figura 14

Interfaz Cerebro-Computador modelo Neurosky Mindwave Mobile 2



Nota: Este tipo de interfaz cuenta con 2 electrodos que reciben la actividad cerebral.

Extraído de *MindWave Mobile: User Guide* por Neurosky, 2015

(https://download.neurosky.com/support_page_files/MindWaveMobile/docs/mindwave_mobile_user_guide.pdf)

3.7.1.2 Bloque de comunicación

Este bloque se enfoca directamente en la comunicación de la Interfaz Cerebro-Computador con el microcontrolador. El hardware que se seleccione juega un papel importante en el funcionamiento del sistema, ya que este bloque permite acoplar y acondicionar los datos de la actividad cerebral recolectados por la Interfaz Cerebro-Computador, para que puedan ser recibidos y procesados por el microcontrolador. Para cumplimiento de la función de este bloque se seleccionó la tecnología *IEEE 802.15.1*⁵, o en términos coloquiales Bluetooth, ya tiene una gran

⁵ Los sistemas Bluetooth operan en la banda ISM (industrial, científico, medical) de los 2.4 GHz. En la mayoría de los países alrededor del mundo, el rango de dichas frecuencias va de los 2400 MHz a los 2483.5 MHz

compatibilidad con otro periféricos. En la Tabla 15, se detalla las especificaciones de módulos bluetooth existentes en el mercado.

Tabla 15

Especificaciones físicas de los módulos bluetooth

Dispositivo	Protocolo	Frecuencia	Modulacion	Poder de Emisión	Sensibilidad	Velocidad	alimentación	Precio
Modulo HC-05	bluetooth V2.0	2.4GHz ISM Band	GFSK(Modulacion gaussiana)	<4dBm	<84dBm	asíncrona 2.1Mbps síncrona 1Mbps	3.3Vdc/50mA	\$5.00
Modulo HC-06	bluetooth V1.1-V2.0	2.4 - 2.6 GHz ISM Band	GFSK(Modulacion gaussiana)	<6dBm	<85dBm	asíncrona 2.1Mbps síncrona 1Mbps	3.3-6Vdc /50mA	\$7.00

Note: Las especificaciones técnicas que han sido señaladas de los dispositivos están basados en información de los Datasheets elaborados por los fabricantes de cada dispositivo.

- *Selección de hardware para el bloque de comunicación*

De acuerdo con las especificaciones de los dispositivos para el bloque de comunicación, se procede a realizar la tabla de requerimientos y cumplimientos de Stakeholders para la selección de este. En la Tabla 16, se aprecia el cumplimiento de los requisitos establecidos.

Tabla 16

Requerimientos del hardware del bloque de comunicación

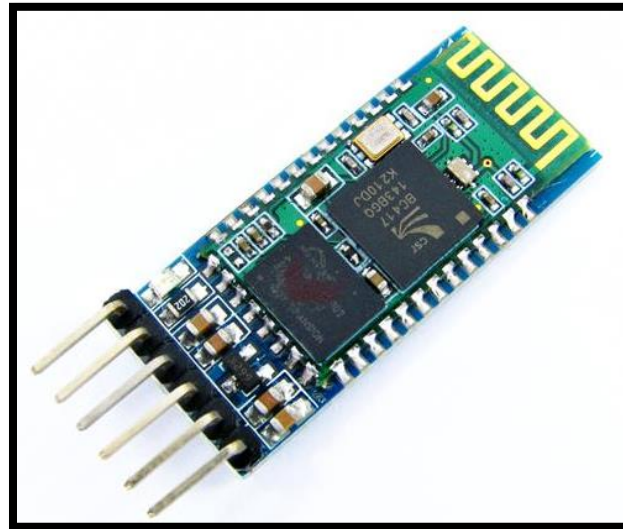
Requerimientos del hardware del bloque de comunicación								
Dispositivo	SsRH3	SsRH4	SsRH11	SsRH13	SsRH14	SsRH15	SsRH16	Valoracion
HC-05	1	1	1	1	1	1	1	6
HC-06	1	0	1	1	1	1	1	5

Nota: Los requerimientos que debe cumplir el hardware están relacionados a los requerimientos iniciales y de arquitectura del sistema previamente establecidos

De acuerdo con la valoración obtenida de acuerdo con el cumplimiento de los requerimientos que han sido establecidos, se escogió al módulo HC-05 como hardware para el bloque de comunicación. En la Figura 15 se puede apreciar el módulo bluetooth HC-05.

Figura 15

Modulo Bluetooth HC-05



Nota: Extraído de (Itead Studio, 2012) *HC-05 Bluetooth to serial Port Module* por Itead Studio, 2012. (https://www.rhydolabz.com/documents/HC-05_datasheet.pdf)

3.7.1.3 Bloque de recepción de señales

En este apartado se selecciona el microcontrolador para que realice la función de recepción de las señales recolectadas, a su vez permite establecer una comunicación serial lo cual permite manipular fácilmente los datos recolectados. Actualmente, el desarrollo tecnológico dentro del campo de microcontroladores ha desembocado en un gran número de fabricantes. Para el desarrollo del presente proyecto se utiliza las herramientas de la marca de Arduino, debido a que

proporciona una plataforma computacional física open-source basada en la simplicidad de entradas y salidas. En la Tabla 17, se puede apreciar las especificaciones de microprocesadores de la marca Arduino.

Tabla 17

Especificaciones de los microcontroladores de la marca Arduino

Dispositivo	Microcontrolador	Velocidad de Reloj	Voltaje de trabajo	Pinout	Puerto	Memoria	Precio
Arduino Uno	ATMega328P	16 MHz	5 V	14 pines digitales (6 PWM) y 6 pines analógicos	1 puerto serie por hardware	32 KB Flash (0,5KB para bootloader), 2KB RAM y 1KB Eeprom	\$26.00
Arduino Nano	ATMega328P	16 MHz	5 V	14 pines digitales (6 PWM) y 8 pines analógicos	1 puerto serie por hardware	32 KB Flash (2Kb para bootloader), 2KB RAM y 1KB Eeprom	\$45.00
Arduino Mega	ATMega2560	16 MHz	5 V	54 pines digitales (6 PWM) y 16 pines analógicos	3 puertos serie por hardware	256 KB Flash (8Kb para bootloader), 4KB RAM y 1KB Eeprom	\$53.00

Nota: Las especificaciones técnicas que han sido señaladas de los dispositivos están basadas en información de los Datasheets elaborados por los fabricantes de cada dispositivo.

- ***Selección del hardware para el bloque de recepción de datos***

De acuerdo con las especificaciones que tiene cada uno de los microcontroladores mencionados, se realiza una comparativa de acuerdo con el cumplimiento de los requisitos del

sistema que han sido establecidos anteriormente. En la Tabla 18 se aprecia la comparativa entre los microprocesadores.

Tabla 18

Requerimientos del hardware para el bloque de recepción de datos

Requerimientos del hardware para el bloque de recepción de datos												
Dispositivo	SsRH3	SsRH4	SsRH6	SsRH8	SsRH10	SsRH13	SsRH14	SsRH16	SsRH18	SsRH19	SsRH21	Valoracion
Arduino UNO	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	11
Arduino NANO	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	9
Arduino MEGA	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	11

Nota: Requerimientos que debe cumplir el hardware están relacionados a los requerimientos iniciales y de arquitectura del sistema previamente establecidos

De acuerdo con la valoración obtenida en base al cumplimiento de los requerimientos establecidos, se puede apreciar que los microcontroladores UNO y MEGA, son los ideales para el bloque de procesamiento de datos. Sin embargo, el requerimiento con la abreviación SsRH6, asociado con la cantidad de memoria para el procesamiento, y este punto es muy importante para el desarrollo del proyecto, debido a que los algoritmos de reconocimiento junto con la gran cantidad de datos que debe procesar, requieren que el microcontrolador tenga mayor memoria de procesamiento. De esta manera, el microcontrolador escogido para este bloque es el Arduino MEGA. En la Figura 16 se puede apreciar la placa del microcontrolador Arduino MEGA

Figura 16

Placa del microcontrolador Arduino MEGA



Nota: En la figura se aprecia la placa física del microcontrolador del Arduino MEGA.

Extraído de *Arduino® MEGA 2560 Rev3* por Arduino, 2020. ([A000067-datasheet.pdf](https://www.arduino.cc/en/uploads/media/A000067-datasheet.pdf)
([arduino.cc](https://www.arduino.cc)))

3.7.1.4 Bloque de procesamiento de datos

El objetivo de este bloque permite realizar el procesamiento de las señales EEG y la aplicación del algoritmo de clasificación para el reconocimiento de estado de alcoholemia. Para la selección del dispositivo que cumpla con el objetivo del presente bloque, es necesario de un microprocesador que tenga características similares a la de una computadora. Esto debido a que debe ejecutar librerías de machine learning, filtros digitales y aplicación del algoritmo entrenado. Dentro del mercado existen diversas marcas que fabrican estos dispositivos. Para su selección se tomó en cuenta al fabricante *Raspberry*. En la Tabla 19, se aprecia las características y especificaciones de los equipos de *Raspberry*.

Tabla 19

Especificaciones de los microprocesadores de la marca Raspberry

Dispositivo	CPU	RAM	Conectividad inalámbrica	Puerto E/S	Precio
Raspberry PI 4B	1.5-GHz, 4-core Broadcom BCM2711	2/4/6GB	802.11ac / Bluetooth 5.0	2x USB 3.0, 2x USB 2.0, 1x Gigabit Ethernet,	\$260.00
RASPBERRY PI 3 B+	.4-GHz, 4-core Broadcom BCM2837B0	1 GB	802.11ac, Bluetooth 4.2, Ethernet	4 x USB 2.0,	\$165.00
RASPBERRY PI ZERO W	1-GHz, 1-core Broadcom BCM2835	512 Mb	802.11n / Bluetooth 4.1	1x micro USB, 1x mini HDMI	\$80.00

Nota: Las especificaciones técnicas que han sido señaladas de los dispositivos están basados en información de los Datasheets elaborados por los fabricantes de cada dispositivo.

- *Selección del hardware para el bloque de procesamiento de datos.*

Tomando en cuenta las especificaciones de cada microprocesador se procede a realizar una tabla comparativa con el cumplimiento de los requerimientos establecidos. En la Tabla 20, se puede apreciar este procedimiento.

Tabla 20

Requerimientos del hardware para el bloque de procesamiento de datos

Dispositivo	Requerimientos del hardware para el bloque de procesamiento de datos															Valor acion
	SsR H3	SsR H4	SsR H6	SsR H8	SsR H10	SsR H13	SsR H14	SsR H16	SsR H18	SsR H19	SsR H21	SsR H22	SsR H23	SsR H24	SsR H25	
Raspberry PI 4B	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	14
Raspberry PI 3 B+	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	14
Raspberry pi zero w	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	12

Nota: Requerimientos que debe cumplir el hardware están relacionados a los requerimientos iniciales y de arquitectura del sistema previamente establecidos

De acuerdo con los requerimientos, y el microprocesador que mejor se acomoda al diseño del sistema propuesto es el Raspberry Pi 3B+. En la Figura 17 se puede apreciar la placa y los pines del microprocesador.

Figura 17

Placa del microprocesador Raspberry Pi 3+



Nota: En la figura se aprecia la placa física del microprocesador Raspberry Pi 3b+.

Extraído de *Raspberry Pi hardware* por Arduino, 2021. ([Raspberry Pi Documentation - Raspberry Pi hardware](#))

3.7.1.5 Bloque de notificación

La función de este bloque es establecer un sistema de notificación que permita enviar un mensaje de texto (SMS-Short Message Service) a un familiar del motociclista, y cuya información del mensaje es relacionada a la ubicación geográfica y estado del conductor en tiempo real. Para cumplir con esta función es necesario implementar módulos; GSM y GPS.

- ***Módulo GSM (System for Mobile Communications)***

De acuerdo con sus siglas GSM (Sistema Mundial de Comunicaciones Móviles-Global System for Mobile Communications). Se creó para describir los protocolos de las redes celulares

digitales de segunda generación (2G) utilizadas por los teléfonos móviles y ahora es la norma mundial por defecto para las comunicaciones móviles. (electronicsforu, 2021).

Dentro del mercado existen muchos fabricantes que se dedican a desarrollar este módulo. A continuación, en la Tabla 21, se realiza un estudio de especificaciones para seleccionar el módulo que cumpla con los requisitos establecidos para este bloque.

Tabla 21

Especificaciones de los módulos GSM

Dispositivo	Fabricante	Tensión de operación	Consumo de corriente	Consumo de corriente en modo Sleep	Frecuencia soportada	Comunicación de datos	Velocidad máxima de transmisión	Tamaño SIM	Precio
Módulo SIM 800L V2	SIMCOM	5 VDC	50mA	0.7mA	850/900/1800/1900 MHz	2/3/4G Gprs	85.6Kbps	Micro Sim	\$14.00
Mini Modulo A6	Goouu Tech	5VDC	2A	3mA	850/900/1800/1900 MHz	2/3/4G Gprs	42.8Kbps	SIM	\$15.00

Nota: Las especificaciones de cada dispositivo seleccionado está en base a la información que se detalla dentro de sus Datasheets.

En la Tabla 22, se aprecia la comparativa del cumplimiento de los requerimientos de cada uno de los dispositivos.

Tabla 22

Requerimientos del hardware GSM para el bloque de notificación

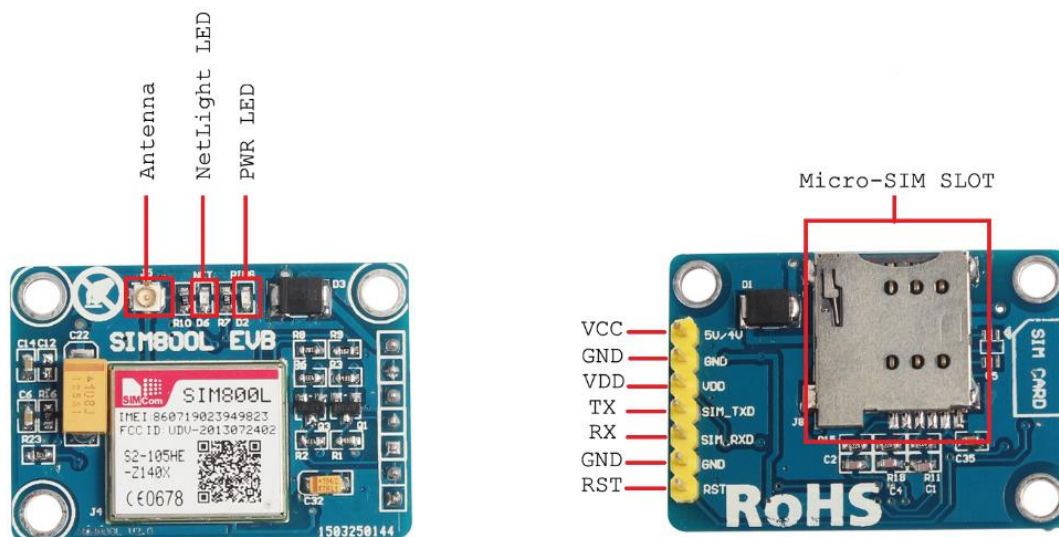
Dispositivo	SySR5	SRSH3	SRSH4	SRSH6	SRSR19	SRSH21	StSR5	StSR6	StSR7	Valoración
Módulo SIM 800L V2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	9
Mini Modulo A6	1	1	1	0	1	1	1	1	1	8

Nota: Requerimientos que debe cumplir el hardware están relacionados a los requerimientos iniciales y de arquitectura del sistema previamente establecidos

De acuerdo con la valoración, el módulo con mayor valoración es el módulo *SIM 800L V2*, de esta manera se selecciona como hardware para cumplir las funciones del bloque de notificación. En la Figura 18, se puede apreciar su placa junto con la especificación de sus componentes.

Figura 18

Modulo GSM SIM 800 V2



Nota: En la figura se aprecia la placa física del módulo GSM SIM 800V2. Extraído de *SIM 800H & SIM 800L Hardware Design V2.02*, por SIMCOM, 2015. ([SIM800L Datasheet PDF - Datasheet4U.com](#))

- **Módulo GPS (Global Positioning System)**

De acuerdo con sus siglas, GPS es un sistema satelital que permite determinar la ubicación exacta de una persona u objeto. El sistema GPS es de uso gratuito, funciona en casi todo el mundo (con la excepción de las latitudes árticas), tiene una alta precisión (las capacidades técnicas pueden reducir el error a varios centímetros). Debido a estas cualidades, su popularidad es muy alta en el desarrollo de aplicaciones. (electronicsforu, 2021).

Del mismo modo que se seleccionó el módulo GSM, se realiza un estudio de las especificaciones técnicas del dispositivos tomando en cuenta diferentes modelos. En la Tabla 23 se aprecia esta información.

Tabla 23

Especificaciones de los módulos GPS

Dispositivo	Voltaje de alimentación	Corriente de funcionamiento	Tipo de antena	Baudrate	Dimensión de antena	Tamaño del modulo	Precio
Módulo GPS Neo 6m	5V	67mA	Cerámica	9600 bps	25*25mm	25*35 mm	\$14.00
Módulo GPS Neo 7m	3.3V/5V	35mA	Cerámica	9600 bps	25*20mm	25*30mm	\$15.00
Módulo GPS Neo 8m	1.65 V /3.6 V	30mA	Cerámica	9600 bps	25*25mm	25x35mm	\$25.00

Nota: Las especificaciones de cada dispositivo seleccionado está en base a la información que se detalla dentro de sus Datasheets.

De acuerdo con sus especificaciones, se plantea la tabla comparative del cumplimiento de requerimientos establecidos. En la Tabla 24 se aprecia este procedimiento.

Tabla 24

Requerimientos del hardware GSM para el bloque de notificación

Dispositivo	SySR4	SRSH4	SRSH5	SRSH6	SRSH15	SRSH16	SRSH19	SRSH21	StSR7	Valoración
Módulo GPS Neo 6m	1	1	0	1	1	1	1	1	1	8
Módulo GPS Neo 7m	1	1	0	1	1	1	1	1	0	7
Módulo GPS Neo 8m	1	1	0	0	0	1	1	1	0	5

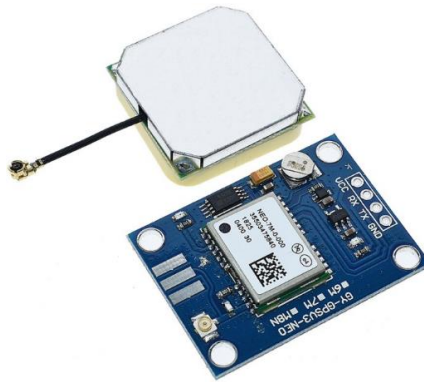
Nota: Requerimientos que debe cumplir el hardware están relacionados a los requerimientos iniciales y de arquitectura del sistema previamente establecidos

De acuerdo con la valoración, el módulo con mayor valoración es el módulo *GPS Neo 6m*, de esta manera se selecciona como hardware para cumplir las funciones del bloque de notificación. Cabe recalcar que, el factor que mayor peso tuvo en su valoración, es el requerimiento StSR7 que

está relacionado a la compactibilidad del módulo. En la Figura 19 se puede apreciar su placa junto con la especificación de sus componentes.

Figura 19

Modulo GPS Neo 6m



Nota: En la figura se aprecia la placa física del módulo GSM SIM 800V2. Extraído de *NEO-6 u-blox 7 GNSS modules Data Sheet*, por U-Blox, 2014. (https://content.u-blox.com/sites/default/files/products/documents/NEO-7_DataSheet_%28UBX-13003830%29.pdf)

3.7.1.6 Bloque de adaptación

Este bloque tiene un papel muy importante dentro del desarrollo del sistema, ya que su función es, establecer que los dispositivos del sistema propuesto se integren junto con el sistema de arranque de la motocicleta. Dentro del trabajo investigativo de Jonathan Peña y Luigi Merchán, con título: *Simulación y automatización de los sistemas de arranque para motores de corriente continua*, en el diseño del sistema, establecen un bloque de Relays, para el proceso de encendido de motores de 12 voltios de corriente continúa, y su principal función es, utilizar las entradas binarias para determinar el encendido del motores y por los contactos del Relay, de acuerdo con la decisión del sistema, darán paso a cargas que consuman más corriente. De esta manera, se

asegura que los dispositivos que trabajan con cargas más altas puedan tener una intercomunicación con dispositivos digitales.

Ante de la selección del tipo de Relay para el diseño del presente proyecto, se debe mirar las características de la motocicleta a la que se le aplicará el sistema, para disponer de un hardware que mejor se acople al diseño del sistema.

La motocicleta que se utilizó para el desarrollo del presente proyecto es una Loncin modelo LX175T-14B tipo pasola. En la Figura 20, se puede apreciar la fotografía del tipo de motocicleta que se va a utilizar

Figura 20

Motocicleta modelo Loncin LX175T-14B



Nota: Extraído de *LONCIN LX175T-14B* por Motores del Sur, 2020 (

<https://motoresdelsur.com/site/loncin-lx175t-14b/>)

En la Tabla 25, se puede apreciar las especificaciones de la motocicleta.

Tabla 25*Especificaciones mecánicas de la motocicleta*

Parametros Técnicos de la motocicleta Loncin LX175T-14B	
Motor	Monocilíndrico, 4 tiempos, 168.9cc
máxima Potencia	9.4hp (7.0kw) /6500rpm
Sistema de arranque	Eléctrico/Pedal
Velocidad Máxima	90km/h
Batería	12V 7aH (amperios/hora)

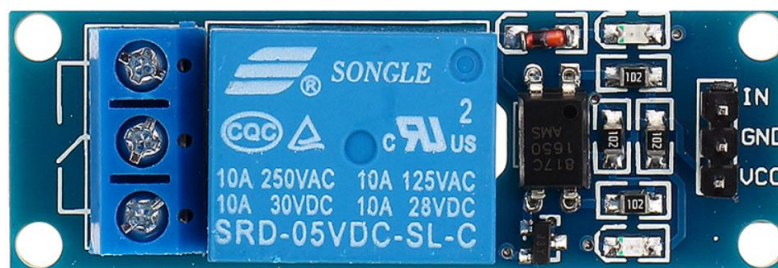
Nota: Extraído de Extraído de *LONCIN LX175T-14B* por Motores del Sur, 2020

(<https://motoresdelsur.com/site/loncin-lx175t-14b/>)

De acuerdo con la tabla de especificaciones de la motocicleta Loncin LX175T-14B, se puede constatar que el Relay a escoger debe aguantar cargas de 12 Voltios y 7 Amperios. En el mercado, este dispositivo es fabricado por algunos fabricantes. En la Figura 21, se puede apreciar el Relay de la marca *Songle*, que se va a ser implementando como hardware para el bloque de acoplamiento.

Figura 21

Relay de 5V.



Nota: Extraído de *User Guide: 1 Channel 5V Optical Isolated Relay Module*, por Handson Technology, 2018. (<http://www.handsontec.com/dataspecs/2Ch-relay.pdf>)

En la Tabla 26 se puede apreciar las especificaciones del dispositivo.

Tabla 26*Especificaciones técnicas del Relay de 5v*

Especificaciones técnicas del Relay 5V	
Voltaje de operación	5V DC
Señal de Control	3.3V o 5V
Capacidad Máxima	10A/250VAC, 10A/30VDC
Corriente máxima	10A (NO), 5A (NC)
Tiempo de acción	10 ms / 5 ms
Precio	\$10.00

Nota: Extraído de *User Guide: 1 Channel 5V Optical Isolated Relay Module*, por Handson Technology, 2018. (<http://www.handsontec.com/dataspecs/2Ch-relay.pdf>)

En la Tabla 27 se puede apreciar el cumplimiento de los requisitos planteados que debe cumplir el hardware seleccionado para el desarrollo del sistema.

Tabla 27*Requerimientos del hardware para el bloque de adaptación del sistema*

Requerimientos del hardware para el bloque de adaptación				
Dispositivo	SRSH4	SRSH15	SRSH16	Valoración
Relay de 5V	1	1	1	3

Nota: Los requerimientos que debe cumplir el hardware están relacionados a los requerimientos iniciales y de arquitectura del sistema previamente establecidos.

3.7.1.7 Bloque de alimentación

Dentro de este apartado se analiza el consumo energético de cada uno de los dispositivos que están presente dentro del funcionamiento del presente proyecto. Hay que tomar en cuenta, que

la mayoría de los dispositivos asociados con la electrónica digital funcionan dentro del rango de 0.5v-5.5V y una corriente alrededor de 300mA.

En la Tabla 28 se aprecia las especificaciones del consumo eléctrico del hardware seleccionado

Tabla 28

Especificaciones del consumo eléctrico del hardware seleccionado por cada bloque

Numero	Descripción	Elemento	Consumo de corriente	Consumo de Voltaje	Cantidad	Total (mA)	Total(V)
1	Bloque de procesamiento de datos	Arduino MEGA	Consumo por cada pin utilizado	3.3 a 12 V	1	-	3.3 a 12 V
2		Pines digitales de Arduino Mega	9mA	5V	5	45mA	5 a 5.7V
3	Bloque de comunicación	Modulo HC-05	50mA	3.3V	1	50mA	3V
4	Bloque de recepción de señales EEG	Neurosky Mobile 2	50mA	1.5V	1	50mA	1.5V
5	Dispositivos Activos	Relay	70mA	5V	1	70mA	5V
6		Diodo Led	5mA	5V	2	10mA	5V
7	Bloque de notificación	Modulo GPS NEO 6m	67mA	5V	1	67mA	5V
8		Modulo GSM SIM 800	50mA	5V	1	50mA	5V
9	Bloque de procesamiento	Raspberry Pi 3b-	2.5A	5V	1	2.5	5V
TOTAL						225mA	Fuente de voltaje de 12 V

Nota: La información del consumo energético de cada dispositivo seleccionado está en base a la información que está detalla dentro de sus Datasheets.

Con esta información, se realiza una sumatoria con los valores de consume de corriente de cada dispositivo para identificar el consumo total de corriente del sistema. Para eso se utiliza la siguiente formula.

$$I_t = \sum_{i=1}^n I_{ei}$$

Ecuación 10 Sumatoria de corrientes

Donde I_e se refiere al consumo independiente de cada dispositivo e i al número identificativo de cada ellos mostrados en la Tabla 29;

$$I_t = I_{e2} + I_{e3} + I_{e4} + I_{e5} + I_{e6} + I_{e7} + I_{e8} + I_{e9}$$

$$I_t = 45mA + 50mA + 50mA + 70mA + 10mA + 67mA + 50mA + 2.5A$$

$$\mathbf{I_t = 2.225mA}$$

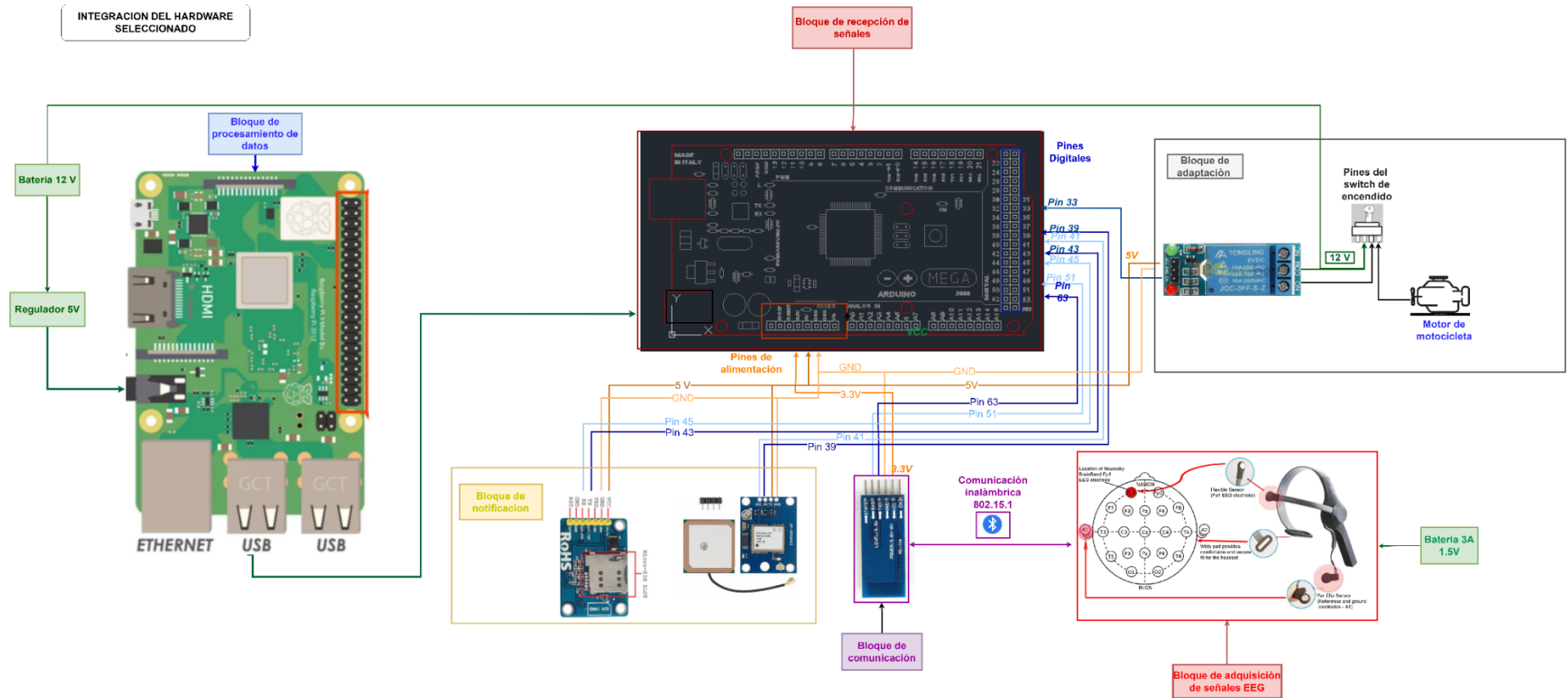
Con el resultado obtenido de la sumatoria de corrientes, el sistema debe contar con una fuente de alimentación de $\pm 7V$ y $\pm 108mA$ para su correcto funcionamiento.

3.7.1.8 Integración del hardware seleccionado

En la Figura 22 se puede apreciar el acoplamiento de los dispositivos seleccionados (hardware), de acuerdo con el diagrama de bloques realizado

Figura 22

Integración del hardware seleccionado



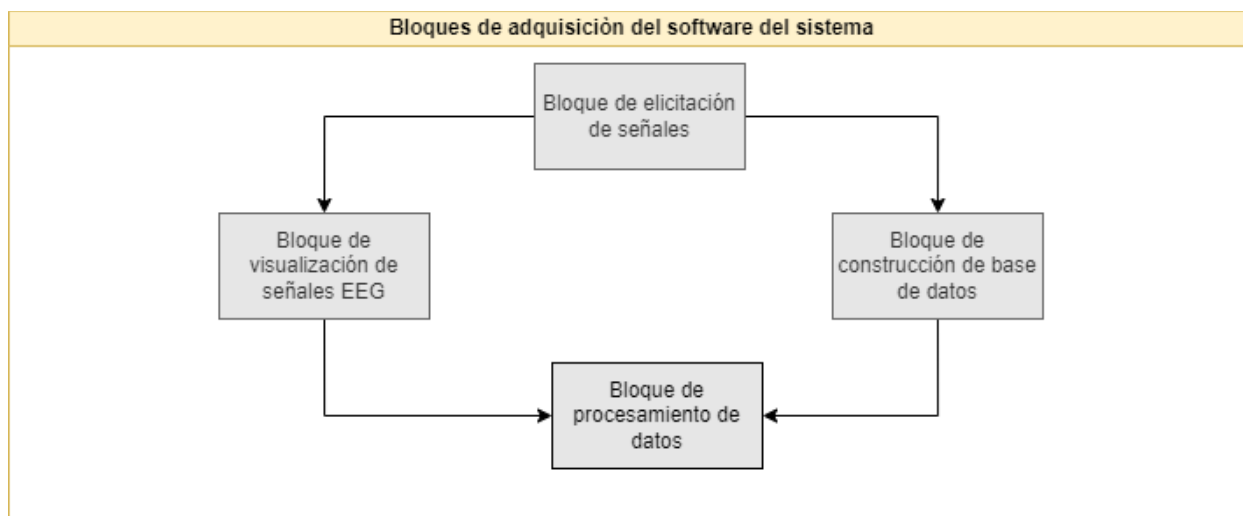
Nota: En la figura se aprecia la adaptación del hardware seleccionado a cada uno de los bloques que se plantearon para el diseño del sistema.

3.7.2 Selección del Software

Terminado el proceso de selección del hardware del sistema, se procede a seleccionar el software de acuerdo con los requerimientos establecidos. Esta etapa es muy importante, ya que el software permitirá la integración y convergencia de los elementos físicos hacia el objetivo principal del sistema, que es la detección del estado de alcoholemia de un sujeto. Para facilitar este proceso, se realizó un diagrama de bloques con un objetivo en específico, el cual estará asociado con un programa para el cumplimiento del objetivo cada de bloque. En la Figura 23 se aprecia este diagrama.

Figura 23

Diagrama de bloques para la adquisición del software del sistema



Nota: El diagrama muestra los bloques junto a la función que debe cumplir el software que se vaya a seleccionar.

3.7.2.1 Bloque de elicitación de señales

Dentro de este bloque, se debe seleccionar el software para establecer pruebas cognitivas con el fin de crear un escenario que permita el estudio del comportamiento de señales EEG. Para

esto se solicitó ayuda al docente de la *Facultad de Educación Ciencia y Tecnología (FICAYA)* Msc. Jorge Gordón, que dentro de sus trabajos investigativos, están orientados a la neurociencia. Las tutorías del docente, estuvieron orientadas a la utilización del software *Presentation*.

Este software es desarrollado por *Neuro Behavioral Systems*, el cual permite la entrega de estímulos y control de experimentos para neurociencia, y puede ser ejecutado en cualquier PC con Windows y entrega estímulos auditivos, visuales y multimodales con una precisión temporal de milisegundos. Una de las principales ventajas de este software es que es orientado a open source, y programado en Python.

3.7.2.2 Bloque de procesamiento de datos

Dentro de este apartado, se selecciona el lenguaje de programación que permita el procesamiento de datos. Actualmente, existe una gran variedad de lenguajes, y la elección de uno de ellos establece un pilar importante para el procesamiento de datos. En la Tabla 29, se aprecia la comparativa en relación con los requisitos del sistema, entre los lenguajes más utilizados actualmente.

Tabla 29

Comparativa de requerimientos del software de procesamiento de datos

Software	Requerimientos					Valoracion
	SRSH21	SRSH22	SRSH23	SRSH24	SRSH26	
Matlab	0	1	1	1	1	4
Java	1	1	0	0	0	2
Python	1	1	1	1	1	5

Nota: Los requerimientos que debe cumplir el hardware están relacionados a los requerimientos iniciales y de arquitectura del sistema previamente establecidos.

El software que más se adapta al desarrollo del proyecto es Python. Se caracteriza por ser ideal para el diseño de aplicaciones vinculadas con inteligencia artificial, debido a su compatibilidad con bibliotecas de aprendizaje automático.

3.7.2.3 Bloque de organización de datos

La elección del software permitirá establecer y organizar la base de datos, en relación con el comportamiento de las señales EEG recolectadas en los escenarios establecidos. En la Tabla 30 se aprecia una comparativa de softwares que permiten establecer y organizar bases de datos.

Tabla 30

Comparativa de requerimientos del software organización de datos

Software	Requerimientos			Valoracion
	SRSH21	SRSH22	SRSH25	
Excel	0	1	1	2
MySQL	1	1	0	2

Nota: Los requerimientos que debe cumplir el hardware están relacionados a los requerimientos iniciales y de arquitectura del sistema previamente establecidos.

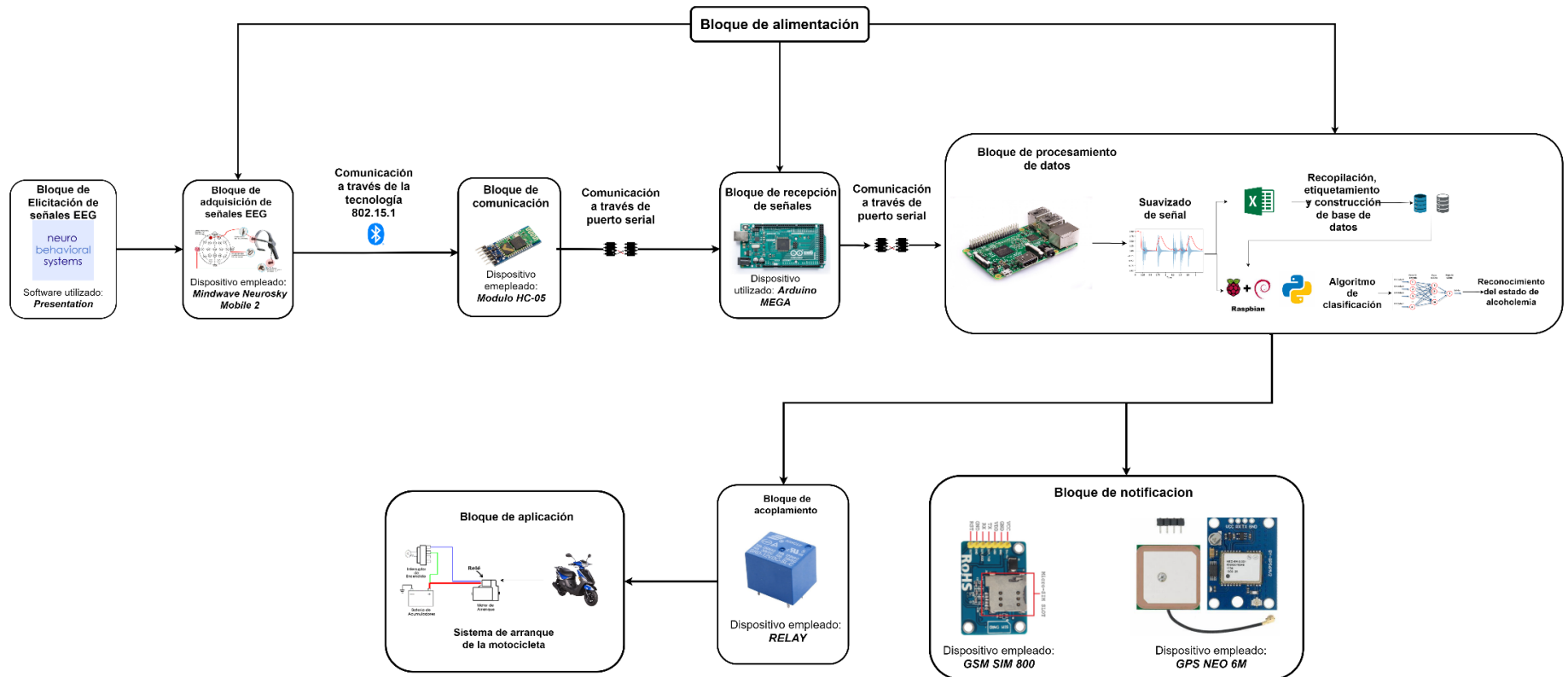
Si bien los software comparados tienen una valoración similar, uno de los parámetros que debe cumplir el sistema, es disponer de una base de datos no relacional, y esto es de vital importancia en relación con el tiempo de ejecución y rendimiento del sistema. De esta manera se selecciona al software Excel para la organización de los datos recolectados.

3.8 Funcionamiento del sistema

En este apartado se realiza la representación general del funcionamiento del sistema a desarrollar. Aquí se integra los bloques de adquisición de hardware y software para especificar la función que realizarán los dispositivos y programas seleccionados con anterioridad. En la Figura 24 se puede apreciar la arquitectura del sistema.

Figura 24

Arquitectura del sistema



Nota: En la figura se aprecia la adaptación del hardware y software seleccionado, a cada uno de los bloques que se plantearon para el diseño del sistema.

A continuación, se explica el objetivo de cada uno de los bloques establecidos dentro de la arquitectura del sistema, con el fin de tener una idea general de su funcionamiento.

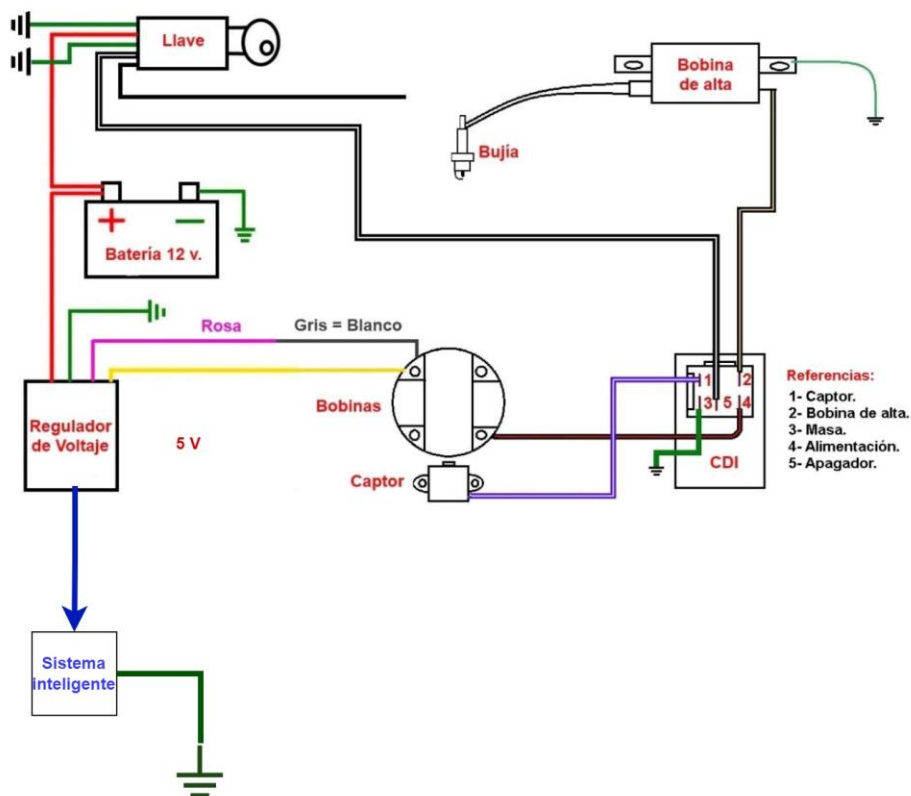
3.8.1 Bloque de alimentación

En este bloque se define la forma en que se alimentará al sistema desarrollado, este será el encargado de indicar el consumo energético de los componentes del sistema.

En la Figura 25 puede apreciar el esquema de cómo se alimenta el sistema propuesto junto con la motocicleta.

Figura 25

Diagrama del circuito del bloque de alimentación



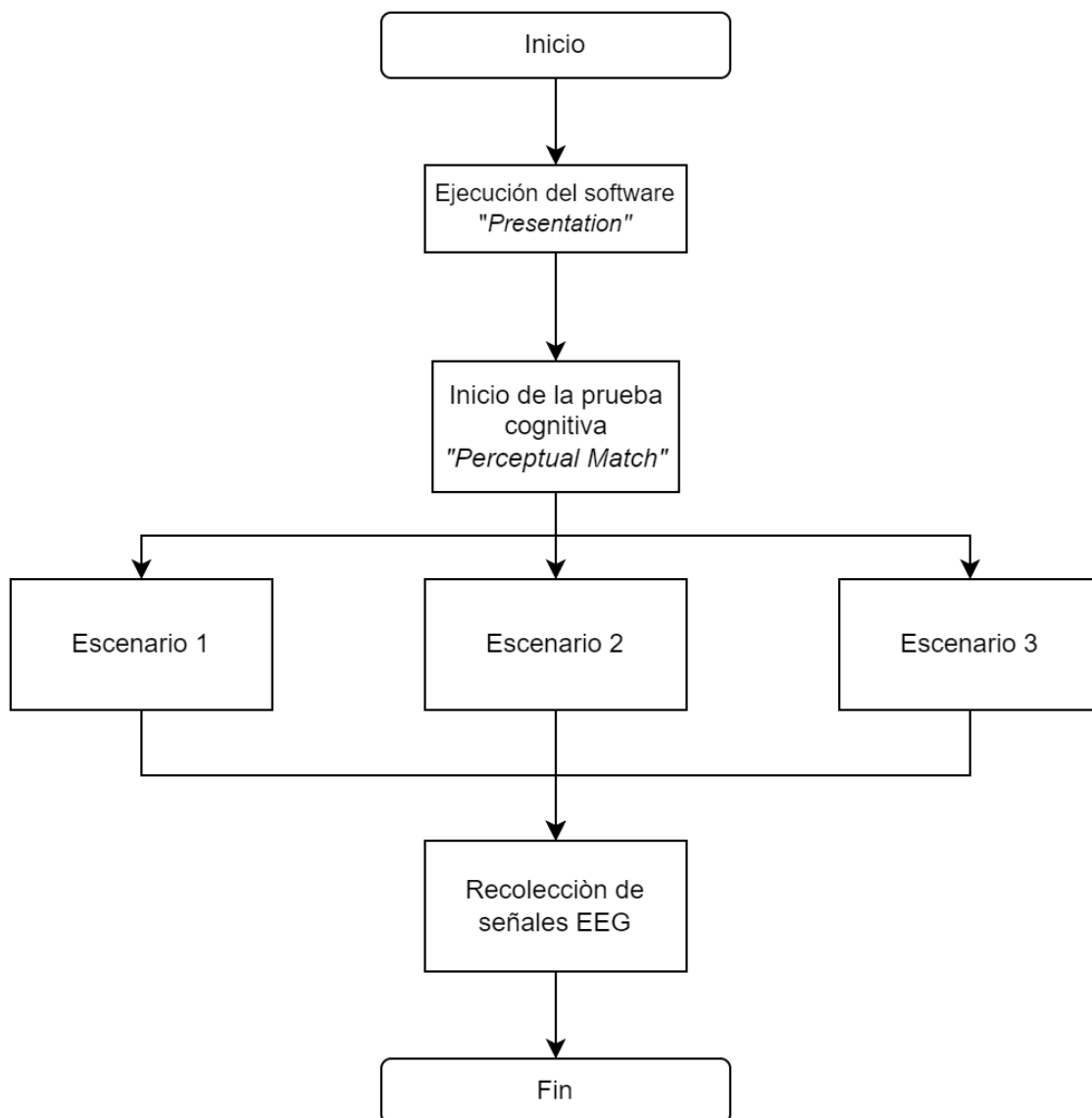
Nota: Elaboración propia

3.8.2 Bloque de elicitación de señales EEG

En la Figura 26, se aprecia el esquema secuencial del bloque de elicitación de emociones

Figura 26

Diagrama de flujo del bloque de elicitación de emociones



Nota: Elaboración propia

El término *elicitación* acuñado por los autores Petrantonakis & Hadjileontiadis dentro de su trabajo investigativo “*A novel emotion elicitation index using frontal brain asymmetry for enhanced EEG-based emotion recognition*”, que hace referencia al proceso de experimentación en el cual, permite la evocación artificialmente de emociones, con el fin de construir una base y registros de señales EEG en referencia a emociones predefinidas. Para esto, se utiliza el programa *Presentation* de los desarrolladores de *NeuroBehavioral Systems*, el cual, permite la entrega de estímulos y control de experimentos para neurociencia que se ejecuta en cualquier PC con Windows y entrega estímulos auditivos, visuales y multimodales con una precisión temporal de milisegundos. Dentro de la interfaz del programa, existen varias pruebas que permiten evaluar comportamientos específicos del ser humano, en este caso, se utiliza la prueba de *Perceptual Matching*, permite evaluar la de concentración y coincidencia de mayúsculas y minúsculas, basado en estudios realizados por Posner y sus colegas en la década de 1960.

Dentro de la literatura del capítulo 2, se había señalado que el alcohol, al contrario de lo que se cree, no es un estimulante, sino un depresor del sistema nervioso central, lo que afecta la respuesta motriz de las personas que lo ingieren, esto se traduce en la disminución de su capacidad de respuesta y concentración. (Gavilanes, 2022). De tal manera, el proceso de elicitación de señales estará estudiado dentro de 4 escenarios;

1. El primer escenario parte de la aplicación de la prueba *Perceptual Matching* a 10 sujetos dentro del rango de 20 y 34 años, los cuales no están bajo los efectos del alcohol.
2. En el segundo escenario, se aplica la prueba *Perceptual Matching* a los mismos sujetos, con bajo la presencia de alcohol de 0.3 a 0.8gramos por litro sangre dentro de su organismo.

3. En el tercer escenario, se aplica la prueba *Perceptual Matching* a los sujetos bajo la presencia de alcohol, dentro del rango de 0.81- 1.2 gramos por litro sangre dentro de su organismo
4. Y por el último, dentro del cuarto escenario, se aplica la prueba *Perceptual Matching*, a los sujetos bajo la presencia de alcohol, mayores a 1.2 gramos por litro sangre dentro de su organismo.

Estos escenarios, junto con la elicitación de señales EEG permite recoger datos con características y determinados comportamientos para facilitar el proceso de etiquetamiento y aplicación del algoritmo de reconocimiento.

3.8.3 Bloque de adquisición de señales EEG

En este bloque, se utiliza el hardware Mindwave Neurosky Mobile 2, con el fin de recoger los registros de las señales EEG de los sujetos que están sometidos a las pruebas establecidos dentro del bloque de elicitación de emociones. La tecnología ThinkGear está dentro de cada producto de Neurosky, y permite que un dispositivo de la marca, pueda interactuar con las ondas cerebrales de los usuarios. De tal manera que, cuando los usuarios colocan los sensores en los punto de contacto, permita entregar los datos relacionados a la actividad cerebral, y los proporcione al software y a las aplicaciones en forma digital. Los componentes de ThinkGear entregan sus datos digitales como un flujo de paquetes en serie de manera asíncrona.

Los paquetes ThinkGear se utilizan para entregar valores de datos (descritos en el capítulo anterior) desde un módulo ThinkGear a un receptor arbitrario (una PC, u otro microprocesador). El formato del paquete está diseñado principalmente para ser sólido y flexible: combinados, el encabezado y la suma de verificación brindan sincronización del flujo de datos y verificaciones de integridad de los datos. (Neurosky, 2017)

Los paquetes ThinkGear permiten interpretar correctamente los datos de la actividad cerebral en: Calidad de la señal, Valores de atención, Valores de meditación y Valores de las señales EEG (alfa, beta, delta, gamma y theta).

3.8.3.1 Calidad de la señal

Este valor entero de un byte sin signo y describe qué tan mala es la señal medida por ThinkGear. Su valor oscila entre 0 y 255. Cualquier valor distinto de cero indica que se ha detectado algún tipo de contaminación acústica. Cuanto mayor sea el número, más ruido se detecta. El valor de 200 es de particular importancia, es decir, que los electrodos ThinkGear no entren en contacto con la piel humana. La mala señalización puede deberse a varias razones. (Neurosky, 2017)

A continuación, se enlista algunos de los motivos que atenúan con la calidad de la señal

- Los electrodos del sensor, de tierra o de referencia no están en contacto con los puntos de referencia
- Mal contacto de los electrodos del sensor, de tierra o de referencia con la piel humana
- Movimiento excesivo del usuario

Cierta cantidad de ruido es inevitable en el uso normal de ThinkGear, de tal manera, la implementación de esta tecnología se ha diseñado con el fin de detectar, corregir, compensar, explicar y tolerar muchos tipos de ruido que no son de señales EEG.

3.8.3.2 Valores de atención

Este valor de un byte sin signo, informa la puntuación de atención actual del usuario e indica la intensidad del nivel de "enfoco" o "atención" mental que se produce con una concentración intensa y una actividad mental dirigida (pero constante). . Su valor oscila entre 0 y

100. Las distracciones, los pensamientos errantes, la falta de concentración o la ansiedad pueden hacer bajar tu medidor de atención. (Neurosky, 2017)

3.8.3.3 Valores de meditación.

Este valor de un byte sin signo, informa la puntuación de meditación del usuario e indica el nivel de "calma" o "relajación" mental del usuario. La meditación está asociada con una disminución en la actividad de los procesos mentales activos en el cerebro. (Neurosky, 2017)

3.8.3.4 Valores de las señales EEG

Estos valor de datos representa la magnitud de los 8 tipos comúnmente reconocidos de EEG (ondas cerebrales). Estos datos se presentan en una serie de ocho números enteros de 3 bytes sin signo. Estos enteros sin signo de 3 bytes están en formato *big-endian(IEEE 754)*⁶.

Caber recalcar y es muy importante acotar que estas cantidades no tienen unidad de medida y, por lo tanto, solo tienen sentido en comparación entre sí y consigo mismas, para tener en cuenta la cantidad relativa y las fluctuaciones temporales. (Neurosky, 2017)

3.8.3.5 Estructura del paquete

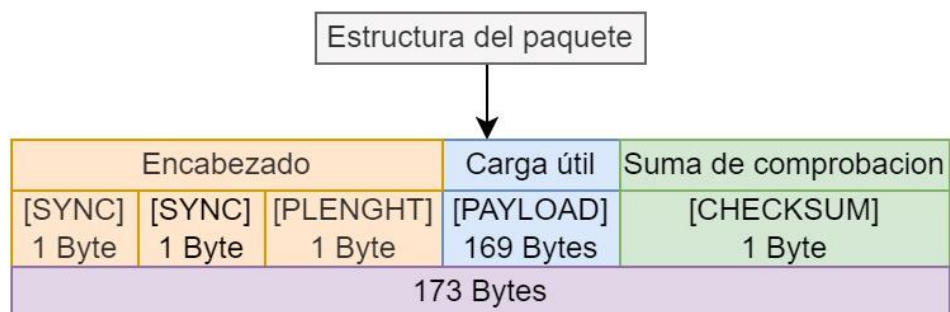
Los paquetes se envían como un flujo de bytes en serie asíncrono. El medio de transporte puede ser UART, serial COM, USB, bluetooth, archivo o cualquier otro mecanismo que pueda transferir bytes. Cada paquete comienza con un encabezado, carga útil de datos y termina con un byte de suma de verificación de carga útil. (Neurosky, 2017)

En la Figura 27, se aprecia como las cabeceras que constituyen el encabezado, carga y la suma de verificación.

⁶ Big-Endian (IEEE 754): Esta norma internacional define formatos y métodos de intercambio para la aritmética de coma flotante binaria y decimal en entornos de programación informática. Esta Norma Internacional define las condiciones de excepción y su manejo por defecto. Para las operaciones especificadas en la parte normativa de esta Norma Internacional, los resultados numéricos y las excepciones se definen únicamente por los valores de datos de entrada, la secuencia de operaciones y los formatos de destino que están bajo el control del usuario. (IEEE, 2019)

Figura 27

Estructura del paquete que envía el BCI al microcontrolador



Nota: Adaptado de *ThinkGear Serial Stream Guide*, Neurosky, 2017. ([thinkgear_communications_protocol \[NeuroSky Developer - Docs\]](#)).

La cabecera [PAYLOAD] permite que las secciones tengan una longitud de hasta 169 bytes, mientras que [SYNC], [PLENGTH] y [CHKSUM] son cada una de un byte. Esto significa que un paquete completo y válido tiene una longitud mínima de 4 bytes (este caso se da si la carga útil de datos tiene una longitud de cero bytes, es decir, está vacía) y una longitud máxima de 173 bytes (este caso se da cuando la carga útil de datos tiene una longitud máxima de 169 bytes) .

- ***Encabezado del paquete***

El encabezado de un paquete consta de 3 bytes: dos bytes de sincronización [SYNC] , y seguido con el byte que indica la longitud de la carga útil. [PLENGTH]. En la Figura 28 se aprecia el esquema del encabezado.

Figura 28*Cabeceras del encabezado del paquete*

Encabezado del Paquete		
[SYNC]	[SYNC]	[PLENGHT]
1 Byte	1 Byte	1 Byte

Nota: Adaptado de *ThinkGear Serial Stream Guide*, Neurosky, 2017. ([thinkgear communications protocol \[NeuroSky Developer - Docs\]](#)).

Los dos bytes de sincronización se utilizan para señalar el inicio de un nuevo paquete y son bytes con un valor de 0xAA (decimal 170). La sincronización tiene una longitud de dos bytes en lugar de uno para reducir la posibilidad de que los bytes de sincronización, que ocurren en un paquete se tomen como el comienzo de otro paquete. (Neurosky, 2017)

Estos bytes del encabezado junto con el byte de checksum, si aseguran que se ha generado un paquete mal sincronizado, nunca se interpretará como un paquete válido. El byte de la cabecera [PLENGTH] especifica la longitud en bytes de la sección de la carga útil de datos del paquete y puede tener cualquier valor entre 0 y 169. Cualquier valor mayor indica un error (PLENGTH demasiado grande). Hay que tener en cuenta que [PLENGTH] es la longitud de la carga útil de datos en el paquete, no el paquete completo. La longitud total del paquete siempre será [PLENGTH] + 4.

- ***Carga útil***

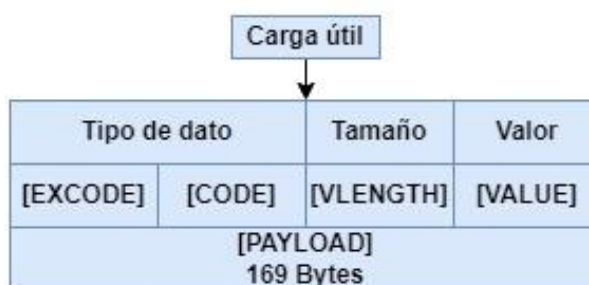
La carga útil de un paquete es solo una serie de bytes. El número de bytes de carga útil de datos en un paquete viene dado por el byte [PLENGTH] en el encabezado del paquete.

La interpretación de los bytes de carga útil está relacionada con; Calidad de la señal, Valores de atención, Valores de meditación y Valores de las señales EEG (alfa, beta, delta, gamma y theta).

En la Figura 29 se puede apreciar las cabeceras del paquete de la Carga Útil

Figura 29

Cabeceras de la Carga útil



Nota: Adaptado de *ThinkGear Serial Stream Guide*, Neurosky, 2017. ([thinkgear communications protocol \[NeuroSky Developer - Docs\]](#)).

Las cabeceras del tipo de dato pueden comenzar con cero o más [EXCODE] bytes (código extendido), que son bytes con un valor de 0x55 que tiene un valor decimal de 85. El número de bytes [EXCODE] indica el nivel del código extendido. El nivel de código extendido, a su vez, se usa junto con el byte [CÓDIGO] para determinar el tipo de valor de datos que contiene una cadena de datos determinada. Por lo tanto, los analizadores siempre deben comenzar a analizar una cadena de datos contando la cantidad de [EXCODE] => (0x55) bytes que aparecen para determinar el nivel de código extendido [CODE] de la cadena de datos. (Neurosky, 2017)

El byte [CÓDIGO], junto con el nivel de código extendido, indica el tipo de valor de datos codificado en la cadena de datos. Por ejemplo, en el nivel de código extendido 0, [CODE]0x04 indica que contiene un valor de atención. Hay que tener en cuenta que el byte

[EXCODE]0x55 nunca se utilizará como [CÓDIGO] (el byte de sincronización [SYNC] =>0xAA nunca se utilizará como [CÓDIGO] ninguno).

En la Tabla 31 y Tabla 32 se puede apreciar los códigos que se pueden emplear para determinar el tipo de datos que se quiere almacenar dentro de la cabecera del Payload

Tabla 31

Códigos de un solo Byte para la representación de información de la carga útil

Códigos de un solo Byte			
[EXCODE]	[CODE]	[VLENGTH]	Interpretación de datos
0	0x02	-	Calidad de señal (0-255)
0	0x03	-	Frecuencia Cardíaca (0-255)
0	0x04	-	Valores de atención (0-100)
0	0x05	-	Valores de meditación (0-100)

Nota: Adaptado de *ThinkGear Serial Stream Guide*, Neurosky, 2017.

([thinkgear communications protocol \[NeuroSky Developer - Docs\]](#)).

Tabla 32

Códigos de varios Bytes para la representación de información de la carga útil

Códigos de varios bytes			
[EXCODE]	[CODE]	[LENGTH]	Interpretación de datos
0	0x81	32	Valores de punto flotante IEEE 754 representando en valores de potencia las señales EEG; delta, theta, alfa bajo alfa alto, beta bajo, beta alto, banda de EEG de gama baja y gama media
0	0x83	24	Valores enteros sin signo de 3 bytes representando en valores de potencia las señales EEG; delta, theta, alfa bajo alfa alto, beta bajo, beta alto, banda de EEG de gama baja y gama media
cualquier	0x55		reservado para códigos extendido
cualquier	0xAA		reservado para el byte de sincronización

Nota: Adaptado de *ThinkGear Serial Stream Guide*, Neurosky, 2017.

([thinkgear communications protocol \[NeuroSky Developer - Docs\]](#)).

- ***Suma de comprobación***

El byte [CHKSUM] se utilizará para verificar la integridad de la carga útil de datos del paquete. La suma de comprobación de la carga útil se define como:

- La suma de todos los bytes de la carga útil de datos del paquete.
- Tomando los 8 bits inferiores de la suma
- Realizando una inversión bit a bit (complemento de uno inverso) para estos 8 bits menos significativos.

El receptor que recibe el paquete debe usar estos 3 pasos para calcular la suma de verificación para la carga útil de datos recibidos y luego compararla con el byte de suma de verificación [CHKSUM] recibido con el paquete. (Neurosky, 2017)

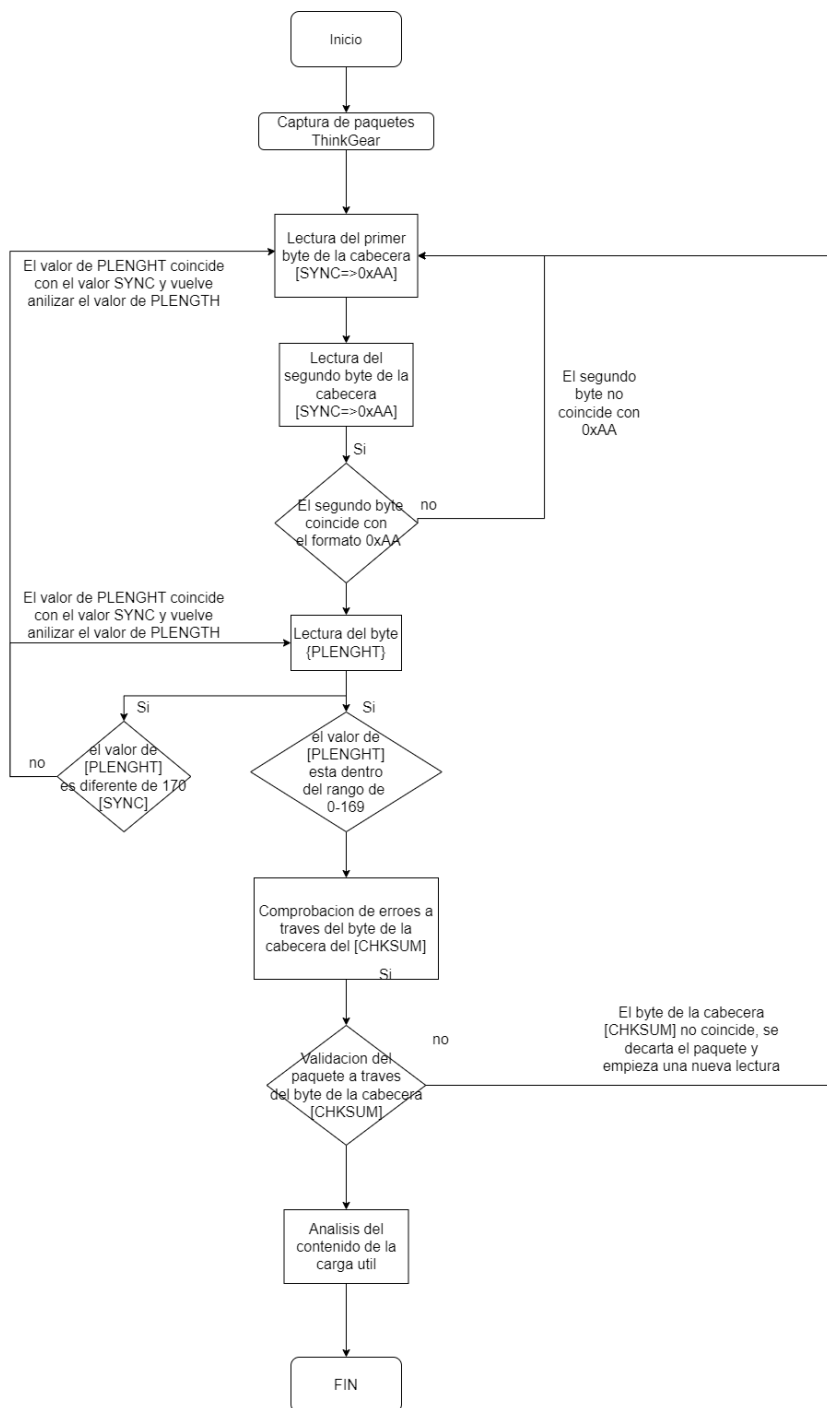
Si la suma de verificación de la carga útil calculada y los valores recibidos [CHKSUM] no coinciden, el paquete completo DEBE descartarse como no válido. Si coinciden, el receptor puede analizar la carga útil de datos como se describe en la sección Estructura de la carga útil de datos a continuación.

3.8.3.6 Diagrama de funcionamiento de la tecnología ThinkGear

De acuerdo con la información que establece el fabricante de ThinkGear, se puede realizar un esquema lógico de cómo funciona esta tecnología cuando se está recolectando información de la actividad cerebral de un sujeto. En la Figura 30 sea aprecia el esquema en cómo se realiza la lectura del paquete ThinkGear en el microcontrolador que es enviado desde el BCI.

Figura 30

Diagrama de flujo de la lectura de un paquete ThinkGear



Nota: Elaboración propia

3.8.3.7 Código en Arduino para la recolección de señales EEG

En este apartado se realiza una revisión general del algoritmo diseñado para la recolección de señales EEG. El código completo del programa se encuentra en el Anexo 4. Para comprensión del lector, se divide la estructura general del programa en cuatro secciones; Declaración de variables, construcción de métodos, construcción del método principal e impresión de datos.

- ***Declaración de variables***

En la Figura 31, se puede apreciar las variables que globales que se utilizarán en todo el sistema. A continuación, se detalla la función de cada una de ellas

- **byte payloadChecksum:** Variable que almacena el byte para realizar la comprobación de la carga a través del proceso de suma de errores
- **byte checksum:** Variable que almacena el byte del proceso del Checksum
- **int payloadLength:** Variable que almacena el tamaño de la carga útil
- **byte payloadData:** Vector que almacena el tamaño total de un paquete.
- **byte poorQuality:** Variable que almacena el valor de la calidad de la señal
- **byte attention:** Variable que almacena los valores de atención
- **byte meditation:** Variable que almacena los valores de meditación
- **boolean bigPacket:** Variable lógica que permite identificar si un paquete es mayor a 170 bytes
- **boolean brainwave:** Variable lógica que permite identificar si el paquete contiene información de señales EEG

Figura 31

Declaración de variables globales del sistema

```
//Declaracion de variables
#define BAUDRATE 57600
#define DEBUGOUTPUT 0
byte payloadChecksum = 0;
byte checksum = 0;
int payloadLength = 0;
byte payloadData[64] = {0};
byte poorQuality = 0;
byte attention = 0;
byte meditation = 0;
boolean bigPacket = false;
boolean brainwave = false;
```

Nota: Adaptado de *ThinkGear Serial Stream Guide*, Neurosky, 2017.

([thinkgear_communications_protocol \[NeuroSky Developer - Docs\]](#)).

En la Figura 32, se puede apreciar las variables que deben almacenar los valores de las señales de acuerdo con información que está dentro de la Carga Útil del paquete .

- **unsigned int delta_wave:** Variable que almacena datos en relación con la señal DELTA
- **unsigned int theta_wave:** Variable que almacena datos en relación con la señal THETA
- **unsigned int low_alpha_wave:** Variable que almacena datos en relación con la señal ALFA baja
- **unsigned int high_alpha_wave:** Variable que almacena datos en relación con la señal ALFA alta.
- **unsigned int low_beta_wave:** Variable que almacena datos en relación con la señal BETA baja.
- **unsigned int high_beta_wave:** Variable que almacena datos en relación con la señal BETA alta
- **unsigned int low_gamma_wave:** Variable que almacena datos en relación con la señal GAMMA baja
- **unsigned int mid_gamma_wave:** Variable que almacena datos en relación con la señal GAMMA media

Figura 32

Declaración de variables para almacenar señales EEG

```
// Variables que permiten almacenar los datos señales EE
unsigned int delta_wave = 0;
unsigned int theta_wave = 0;
unsigned int low_alpha_wave = 0;
unsigned int high_alpha_wave = 0;
unsigned int low_beta_wave = 0;
unsigned int high_beta_wave = 0;
unsigned int low_gamma_wave = 0;
unsigned int mid_gamma_wave = 0;
```

Nota: Adaptado de *ThinkGear Serial Stream Guide*, Neurosky, 2017.

([thinkgear_communications_protocol \[NeuroSky Developer - Docs\]](#)).

- ***Construcción de métodos***

En este apartado se realiza la explicación del funcionamiento y el objetivo de la construcción de métodos dentro del programa.

En la Figura 33, se puede apreciar el método para la construcción de las variables donde se alojan los valores de las ondas EEG. Dentro de los comandos *int read_3byte_int*, se define esta función con un condicional, para que cada variable de cada señal EEG, tenga un total de 3 bytes por onda. Esto permite acondicionar al formato del tamaño total de la carga útil a 24 bytes (3bytes * 8señalesEEG=24bytes) y esto está definido en la Tabla 31.

Dentro de este método se aprecia que a cada variable se implementa una operación de sumatoria, definida por $i+=3$, esta sumatoria permite la construcción de la variable de cada onda acondicionada a únicamente 3 bytes

Figura 33

Construcción del método para el almacenamiento de los valores señales EEG: Alfa, Beta, Delta, Gamma y Theta

```
//metodo para la construcción de las variables que almacenan los valores de las ondas EEG
int read_3byte_int(int i) {
    return ((payloadData[i] << 16) + (payloadData[i+1] << 8) + payloadData[i+2]);
}

void read_waves(int i) {
    delta_wave = read_3byte_int(i);
    i+=3;
    theta_wave = read_3byte_int(i);
    i+=3;
    low_alpha_wave = read_3byte_int(i);
    i+=3;
    high_alpha_wave = read_3byte_int(i);
    i+=3;
    low_beta_wave = read_3byte_int(i);
    i+=3;
    high_beta_wave = read_3byte_int(i);
    i+=3;
    low_gamma_wave = read_3byte_int(i);
    i+=3;
    mid_gamma_wave = read_3byte_int(i);
}
}
```

Nota: Adaptado de *ThinkGear Serial Stream Guide*, Neurosky, 2017. ([thinkgear_communications_protocol \[NeuroSky Developer - Docs\]](#)).

En la Figura 34, se puede apreciar la construcción de la función que permite la extracción y lectura del byte para la suma de comprobación. La variable *int ByteRead* almacena un número entero para el proceso de suma de comprobación, el cual está relacionado con la lectura de los datos que son recibidos por el serial una vez inicializada la comunicación del microcontrolador y el BCI. Esta función si es declarada en algún escenario del programa, únicamente devuelve el valor almacenado en la variable *ByteRead*

Figura 34

Construcción del método para la comprobación de errores

```
//Funcion que permite la lectura de un byte para la suma de comprobación.
byte ReadOneByte() {
  int ByteRead;
  while(!BT.available());
  | ByteRead = BT.read();
  |
  #if DEBUGOUTPUT
  | Serial.print((char)ByteRead);
  #endif
  return ByteRead;
}
```

Nota: Adaptado de *ThinkGear Serial Stream Guide*, Neurosky, 2017.
([thinkgear communications protocol \[NeuroSky Developer - Docs\]](#)).

- **Método principal**

Este método está definido por todos los procesos que están dentro de la función LOOP. Dentro de Arduino, todos los comandos que están dentro de esta función se repetirán constante y periódicamente. En la Figura 35, se aprecia las primeras líneas que constituyen a este método. Cabe recalcar que el método principal está relacionado al esquema planteado de la Figura 38.

- Este método Inicia con la lectura de los bytes de sincronización alojados en las primeras 2 cabeceras del encabezado del paquete (Ver Figura 36). La lectura del valor del primer y segundo byte de sincronización deben corresponder a 0xAA=170(decimal). Si no existe coincidencia en la lectura de los valores establecidos como cabeceras de sincronización, el sistema descarta este paquete y comienza a realizar una nueva lectura en un nuevo paquete.

- Cuando el sistema detecta coincidencia con los valores definidos de sincronización, procede a realizar a lectura del tamaño de la carga útil, el cual no debe exceder de 169 bytes.
- Si el paquete tiene el tamaño establecido para la carga útil, procede a realizar el proceso de sumatoria de errores para comprobar que no ha existido una pérdida de bytes.
- Las líneas 85-87 establecen una función interesante, ya que aquí se inicializa la variable de calidad de la señal con un valor de 200, el cual, dentro de la documentación revisada, relaciona este valor como una señal de mala calidad. Con este proceso, se asegura que los paquetes con valores de señales con mala calidad no briden información útil y dentro de la cabecera de la carga útil (valores de atención y valores de meditación), se inicializará en cero

Figura 35

Construcción del método principal. Lectura de los bytes de sincronización y de la suma de comprobación

```

68 //Metodo principal
69 void loop() {
70   if(ReadOneByte() == 170) {
71     if(ReadOneByte() == 170 ){
72
73       payloadLength = ReadOneByte();
74       if(payloadLength > 169)
75         return;
76       payloadChecksum = 0;
77       for(int i = 0; i < payloadLength; i++) {
78         payloadData[i] = ReadOneByte();
79         payloadChecksum += payloadData[i];
80       }
81       checksum = ReadOneByte();
82       payloadChecksum = 255 - payloadChecksum;
83
84       if(checksum == payloadChecksum) {
85         poorQuality = 200;
86         attention = 0;
87         meditation = 0;

```

Nota: Adaptado de *ThinkGear Serial Stream Guide*, Neurosky, 2017.

([thinkgear_communications_protocol \[NeuroSky Developer - Docs\]](#)).

En la Figura 36, se puede apreciar la continuación de las líneas de código del método principal. Aquí se plantea una especie de menú, utilizando las herramientas del CASE-BREAK, de tal manera, se puede ejecutar una serie de procedimientos en cada escenario de incidencia. Un dato muy importante en esta sección es que el valor de cada CASE está asociado a un código que pertenece a la cabecera [CODE] de la Carga UTIL. De esta manera: *case 2*, *case 4*, *case 5* y *case 0x83* hacen referencia a valores de la calidad de señal, valores de atención, valores de meditación y valores de señales EEG consecutivamente. En cada escenario se realiza la construcción de la carga útil a manera de vector en relación con el tamaño de la carga útil.

Figura 36

Construcción del método principal. Almacenamiento de los valores de la actividad cerebral y señales EEG

```

90     for(int i = 0; i < payloadLength; i++) {
91         switch (payloadData[i]) {
92             case 2:
93                 i++;
94                 poorQuality = payloadData[i];
95                 bigPacket = true;
96                 break;
97             case 4:
98                 i++;
99                 attention = payloadData[i];
100                break;
101             case 5:
102                 i++;
103                 meditation = payloadData[i];
104                 break;
105             case 0x83:
106                 i++;
107                 brainwave = true;
108                 byte vlen = payloadData[i];
109                 read_waves(i+1);
110                 i += vlen;
111                 break;
112             }
113         }
114     }
---
```

Nota: Adaptado de *ThinkGear Serial Stream Guide*, Neurosky, 2017.

([thinkgear_communications_protocol \[NeuroSky Developer - Docs\]](#)).

- *Impresión de datos*

En este apartado, se realiza la impresión de los valores que están dentro de la cabecera de la Carga Útil. En la Figura 37, se aprecia las líneas que realizan este proceso. La línea 131 del programa, establece un condicional que únicamente imprime los datos de la carga útil cuando la calidad de la señal tenga un valor de 0 (según la documentación del BCI este valor establece una calidad alta de la señal). De esta manera el programa se asegura de obtener datos únicamente validos

Figura 37

Impresión de datos en relación con la actividad cerebral y señales EEG

```

131 |         if(poorQuality == 0){
132 |             Serial.print("Atencion:");
133 |             Serial.print(attention, DEC);
134 |             Serial.print("\t");
135 |             Serial.print("Calidad sign: ");
136 |             Serial.print(poorQuality );
137 |             Serial.print("\t");
138 |             Serial.print(" Onda Delta ");
139 |             Serial.print(delta_wave, DEC);
140 |             Serial.print("\t");
141 |             Serial.print(" Theta: ");
142 |             Serial.print(theta_wave, DEC);
143 |             Serial.print("\t");
144 |             Serial.print(" Low Alpha: ");
145 |             Serial.print(low_alpha_wave, DEC);
146 |             Serial.print("\t");
147 |             Serial.print(" High Alpha: ");
148 |             Serial.print(high_alpha_wave, DEC);
149 |             Serial.print("\t");
150 |             Serial.print(" low beta:");
151 |             Serial.print(low_beta_wave, DEC);
152 |             Serial.print("\t");
153 |             Serial.print(" high beta: ");
154 |             Serial.print(high_beta_wave, DEC);
155 |             Serial.print("\t");
156 |             Serial.print("low gamma:");
157 |             Serial.print(low_gamma_wave, DEC);
158 |             Serial.print("\t");
159 |             Serial.print(" mid gamma:");
160 |             Serial.print(mid_gamma_wave, DEC);
161 |             Serial.print("\n");
162 |         }

```

Nota: Adaptado de *ThinkGear Serial Stream Guide*, Neurosky, 2017.

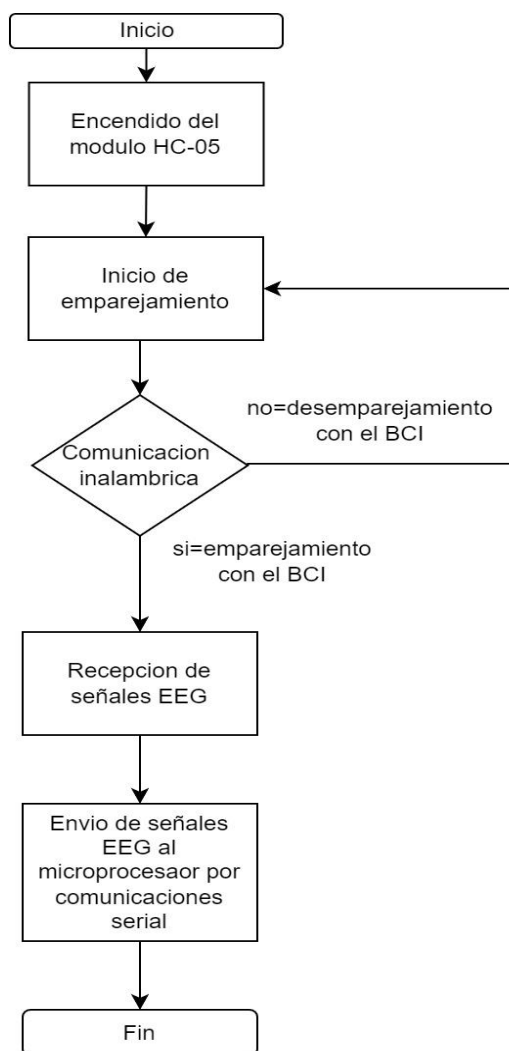
([thinkgear communications protocol \[NeuroSky Developer - Docs\]](#)).

3.8.4 Bloque de comunicación

En este bloque se utiliza el módulo bluetooth HC-05, el cual sirve como puente y permite la comunicación del BCI con el microcontrolador. Estableciendo así un camino para la recepción de las señales EEG dentro del Arduino MEGA. En la Figura 38 se puede apreciar el esquema lógico de este bloque.

Figura 38

Esquema lógico del funcionamiento del bloque de comunicación



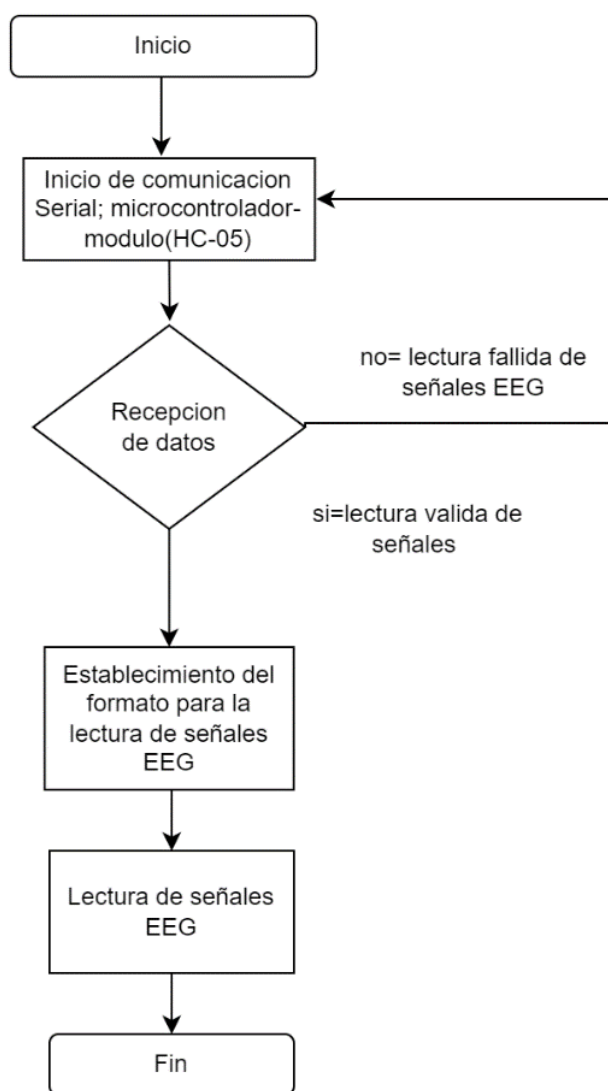
Nota: Elaboración propia

3.8.5 Bloque de recepción de señales

En este bloque, el microcontrolador Arduino Mega, recibe las señales que provienen del BCI a través del módulo HC-05, y las transforma al formato correspondiente para la lectura de señales EEG. En la Figura 39, se aprecia el esquema lógico de este bloque.

Figura 39

Esquema lógico del funcionamiento del bloque de recepción señales



Nota: Elaboración propia

3.8.6 *Bloque de procesamiento de datos*

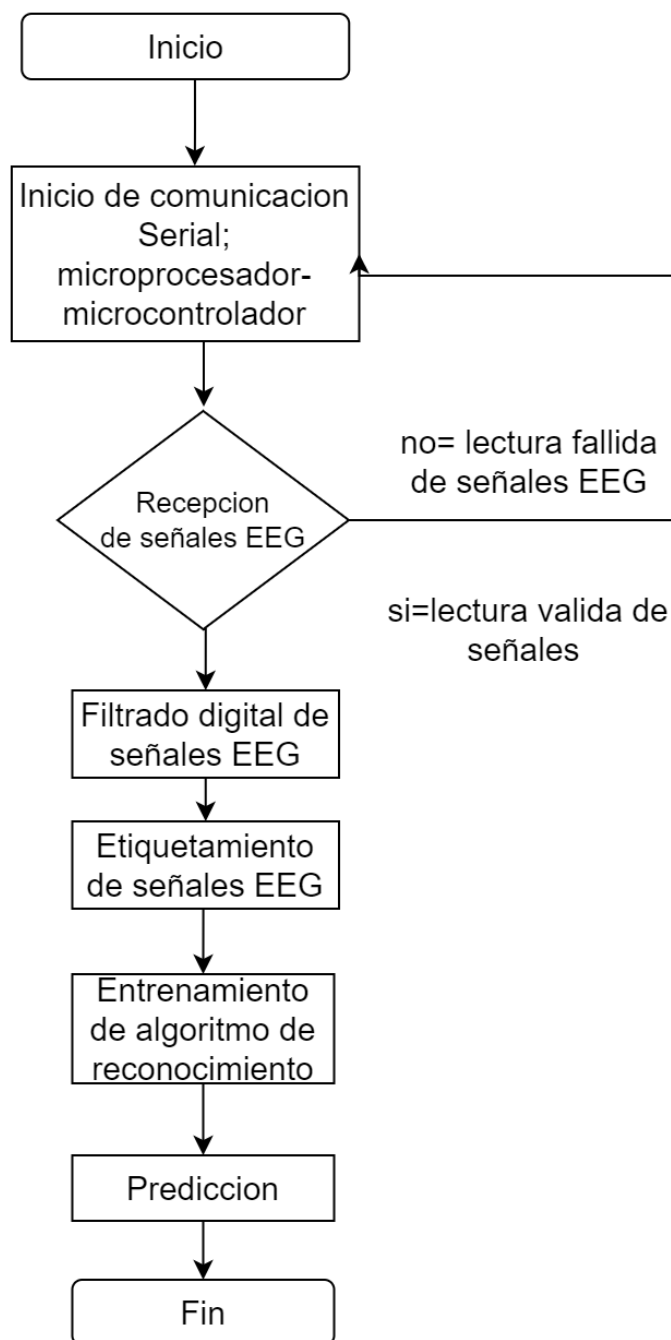
Dentro de este bloque se utilizan algunas herramientas:

- El microprocesador Raspberry Pi 3+B, servirá como el dispositivo de procesamiento de las señales EEG recolectadas por el microcontrolador Arduino Mega.
- Python; En este apartado se utiliza las librerías desarrolladas en este lenguaje de programación para realizar el tratamiento de señales (filtrado, normalización y etiquetamiento) y aplicación del algoritmo de clasificación.
- El software de Excel permitirá establecer una base de datos, conformada por señales EEG etiquetadas de acuerdo con los escenarios establecidos en el bloque de elicitación de señales.
- El sistema operativo Raspbian (sistema operativo de los microprocesadores Raspberry), es el software que brinda la interfaz para ejecutar las funciones del lenguaje de reconocimiento.

En la Figura 40 se puede apreciar el esquema lógico del bloque de procesamiento de datos

Figura 40

Esquema lógico del funcionamiento del bloque de procesamiento de datos



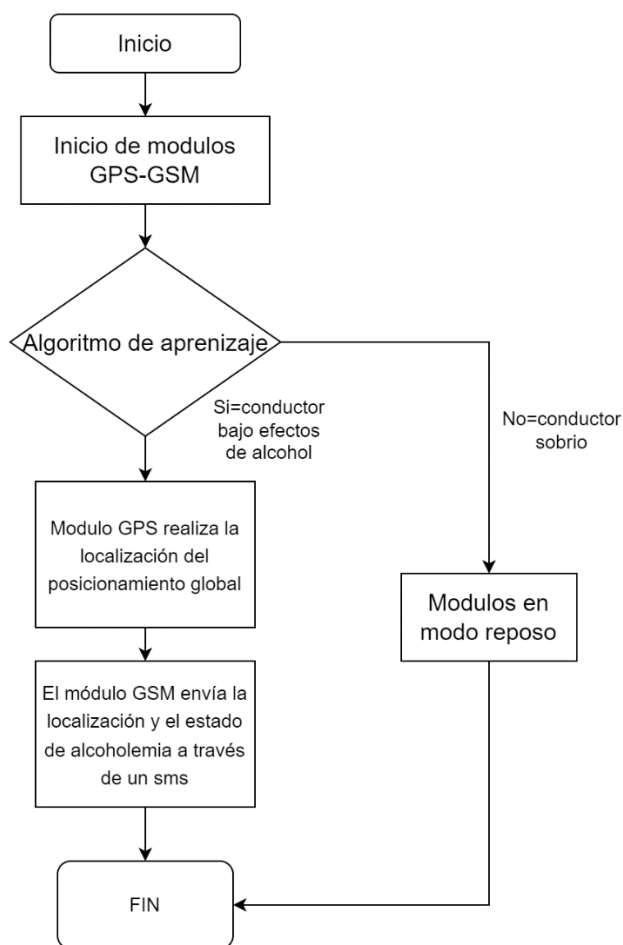
Nota: Elaboración propia

3.8.7 Bloque de notificación

La función de este bloque es establecer un sistema de notificación que permita enviar un mensaje de texto (SMS-Short Message Service) a un familiar del motociclista, y cuya información del mensaje es relacionada a la ubicación geográfica y estado del conductor en tiempo real. Para cumplir con esta función es necesario implementar módulos; GSM y GPS. En la Figura 41, se puede apreciar el diagrama lógico del funcionamiento de bloque de notificación

Figura 41

Diagrama de flujo del funcionamiento del bloque de notificación



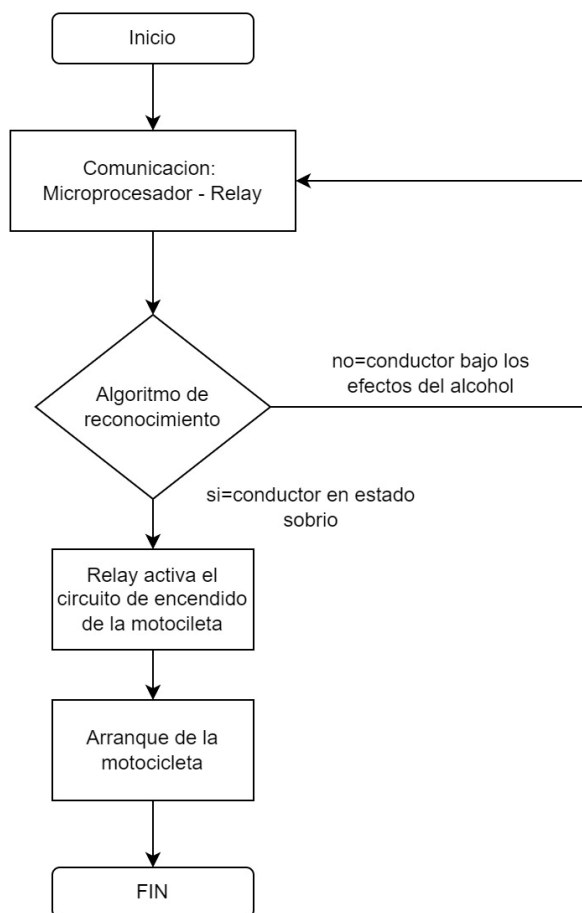
Nota: Elaboración propia

3.8.8 Bloque de acoplamiento

Este bloque está ejecutado por el dispositivo RELAY, ya que permite la integración del sistema desarrollado junto al sistema de arranque de la motocicleta. Cabe recalcar que la función del Relay, también está relacionada a la decisión que el sistema tome para cerrar o abrir el sistema de arranque del automotor. En la Figura 42 se aprecia el diagrama lógico del funcionamiento del bloque de acoplamiento

Figura 42

Diagrama de flujo del funcionamiento del bloque de acoplamiento



Nota: Elaboración propia

3.8.9 Bloque de aplicación

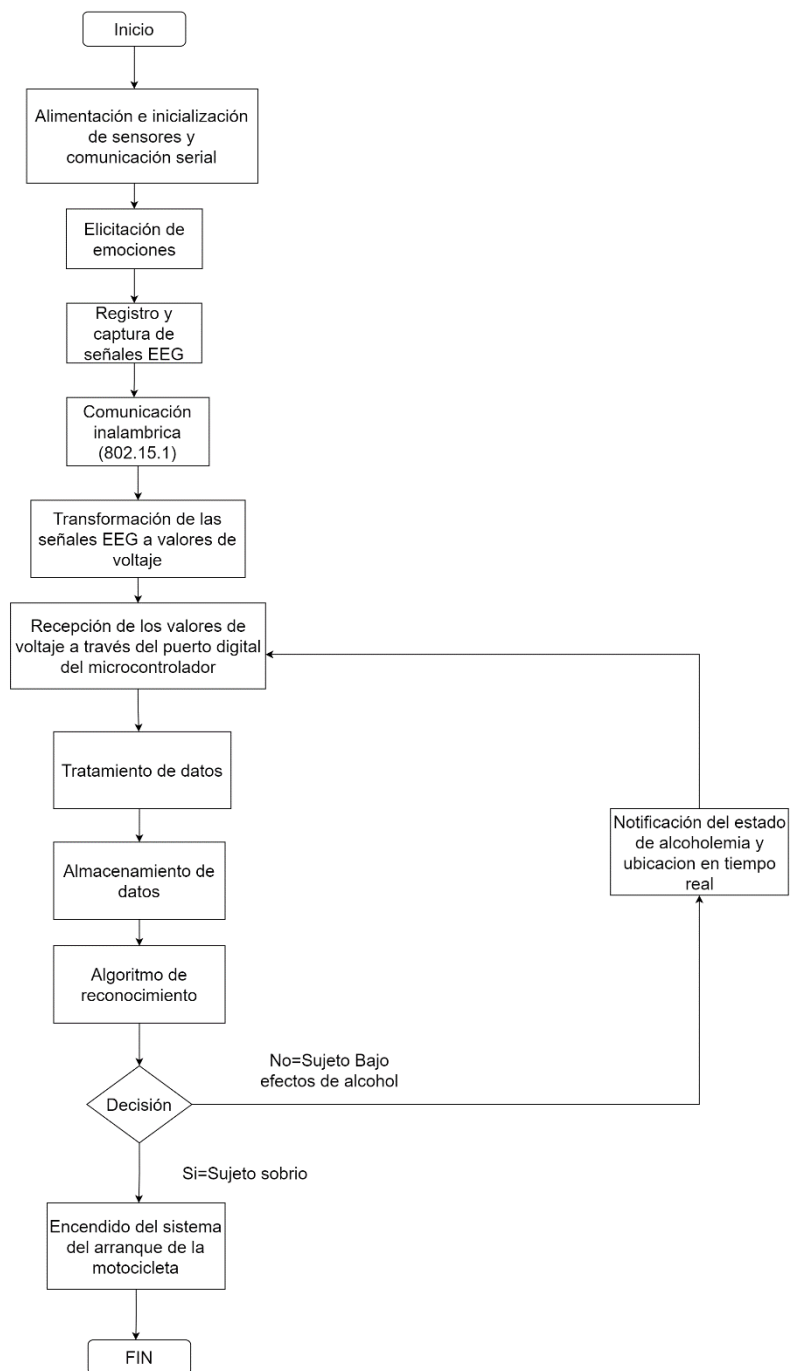
En este bloque se realiza la aplicación del sistema desarrollado junto con el sistema de arranque de la motocicleta. El sistema inteligente a través del procesamiento de señales EEG, permitirá evaluar el estado de alcoholemia del conductor de una motocicleta, y de acuerdo con los parámetros establecidos, el sistema toma la decisión de encender o no encender el automotor.

3.9 Diagrama de arquitectura del funcionamiento del sistema

Para el reconocimiento del estado de alcoholemia del conductor de una motocicleta se extrae características de las señales EEG en determinados escenarios. Los datos son captados en el bloque de adquisición y enviados para su tratamiento al bloque de procesamiento de forma serial, en el cual se realizará la predicción del tipo de expresión facial generada por el usuario mediante el algoritmo de reconocimiento. Finalmente se visualiza los resultados mediante la toma de decisión del sistema de encender o no encender la motocicleta de acuerdo con los parámetros establecidos sobre el estado de alcoholemia del conductor. En la Figura 43 se muestra el diagrama de flujo del proceso general llevado a cabo por el sistema.

Figura 43

Diagrama del flujo del proceso general del sistema



Nota Diagrama del flujo de proceso general del sistema en base a los bloques de la arquitectura del sistema

3.10 Procesamiento de datos

Esta etapa es fundamental debido a que, se pretende adquirir datos con características lineales tras aplicar un filtrado digital y un proceso de normalización para la construcción de una base de datos útil para el entrenamiento del algoritmo de selección. En la Figura 44, se puede apreciar el proceso en el que se desarrolla el procesamiento de datos.

Figura 44

Diagrama del procesamiento de datos



Nota: Elaboración propia

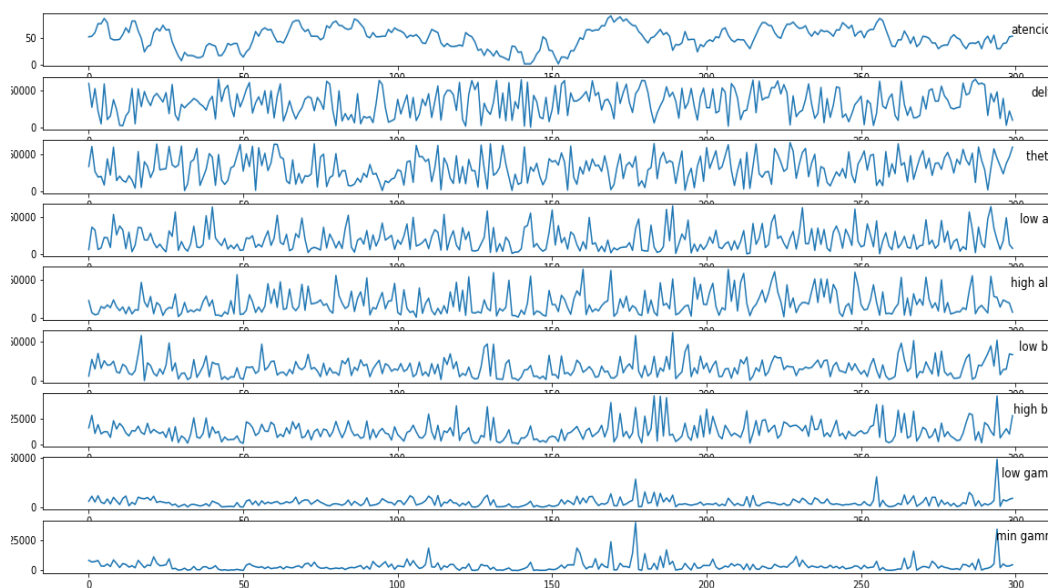
3.10.1 Filtrado digital

Esta etapa es fundamental para el desarrollo del proyecto, ya que las señales que se recopilen deben tener características lineales y fuera de ruido. Para este proceso se realiza un proceso de filtrado digital para disminuir eliminar que está asociado a la naturaleza de las señales EEG y a los componentes pasivos del circuito durante el proceso de recolección de datos. Debido a la naturaleza de las señales EEG, son propensas al ruido y esto debido a que los electrodos que se utilizan para recolectar estos datos se encuentran en ubicaciones donde hay movimiento muscular. Por lo tanto, un método de filtrado digital permite reducir gran parte del ruido que está implícito en estas señales. Para la selección del filtro digital para el tratado de las señales recolectadas, se realiza una comparativa entre 3 filtros con el fin de discriminar cuál de ellos se acopla y reduce mejor las componentes de las señales recolectadas; Filtros FIR (no recursivos),

media móvil y Savitzky-Golay. Para la selección del filtro, se utiliza 300 muestras de las señales EEG de un sujeto sin efectos de alcohol, y adicional, la señal con valores de atención medida por la diadema Neurosky Mobile 2. En la Figura 45, se aprecia las señales que pasarán a través de los filtros digitales que se han planteado.

Figura 45

Señales EEG sin filtrar



Nota: Las señales mostradas son conformadas por una muestra de 300 datos que asocia los valores de las señales recolectadas a través del programa del bloque de recolección de señales.

De acuerdo con los parámetros señalados en el literal 2.6, con respecto al tratamiento de datos. Se definió las formula necesarias para establecer las variables: número de datos, media aritmética, desviación estándar, relación señal/ruido y coeficiente de variación, estos valores permitirán establecer una comparativa entre los filtros para realizar su selección. En la Tabla 33 se aprecia estos valores en relación con las señales graficadas en la Figura 45.

Tabla 33

Valores de media aritmética, desviación estándar, coeficiente de variación y coeficiente de la relación señal/ruido de las señales sin filtrar

Variable	señal original								
	atención n	delta	theta	low alp	high alp	low bet	high bet	low gamm	min gamm
N° Datos	300	300	300	300	300	300	300	300	300
Media aritmética	50	33518.2 2	31070.3 3	19403.8	19594.3 23	16082.2 2	12600.2 3	4942.44	3806.5
desviación estándar	20.16	17816.9 5	17079.2 2	15043.7 6	15491.0 6	11420.8 1	8945.52	4676.26	4268.72
SNR	2.48	1.88	1.82	1.29	1.26	1.41	1.41	1.06	0.89
Coeficiente de variación	0.40	0.53	0.55	0.78	0.79	0.71	0.71	0.95	1.12

Nota: Elaboración propia

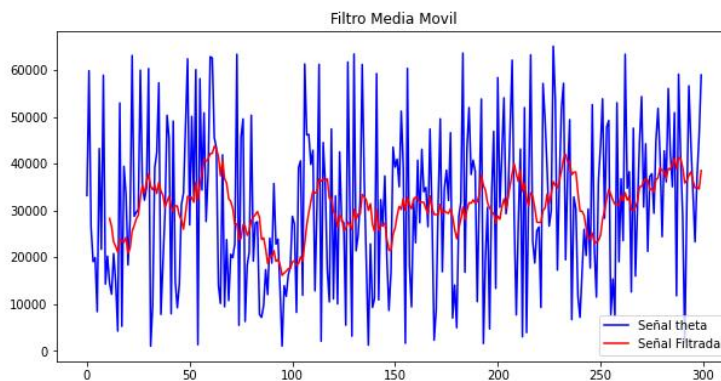
3.10.1.1 Filtro media móvil

En este apartado se aplica el filtro media móvil a las señales que se muestran en la Figura 45, pero por motivos prácticos solo se muestra la aplicación de este filtro a la señal Theta. En el Anexo 7, se aprecia la aplicación de los filtros planteados a todas las señales capturadas.

En la Figura 46 se aprecia la aplicación del filtro media móvil a la señal Theta. La señal de salida de color rojo tiene menores valores de amplitud con respecto a la señal original captada por el BCI. De tal manera, este filtro elimina la mayor cantidad de ruido permitiendo obtener información útil. En el eje X de la figura corresponde a valores discretos, y el valor del eje Y corresponde a la amplitud de la señal

Figura 46

Señal theta con filtro digital media móvil



Nota: Elaboración propia

En la Tabla 34 se aprecia los resultados de la aplicación del filtro de acuerdo con variables; media aritmética, variación estándar, relación señal/ruido y coeficiente de variación. De acuerdo con los datos obtenidos aplicando este filtro, se puede apreciar que se tiene un mejor valor referente a la relación señal/ruido. De tal manera, la aplicación de este filtro si reduce el ruido de la señal. Sin embargo, los resultados del filtro media móvil, aplican una reducción del número de datos con respecto a la señal original.

Tabla 34

Resultados obtenidos de la aplicación del filtro digital media móvil

Señal con filtro media móvil									
Variable	atención	delta	theta	low alp	high alp	low bet	high bet	low gamm	min gamm
N° Datos	289	289	289	289	289	289	289	289	289
Media aritmetica	50.63	33679.9	30893.9	19305.23	19724.96	15815.92	19305.23	19724.96	15815.92
desviación estándar	15.95	6234.72	5717.66	3812.06	4907.97	3180.82	3812.06	4907.97	3180.82
SNR	3.17	5.40	5.40	5.06	4.02	4.97	5.06	4.02	4.97

Coefficiente de variación	0.32	0.19	0.19	0.20	0.25	0.20	0.20	0.25	0.20
---------------------------	------	------	------	------	------	------	------	------	------

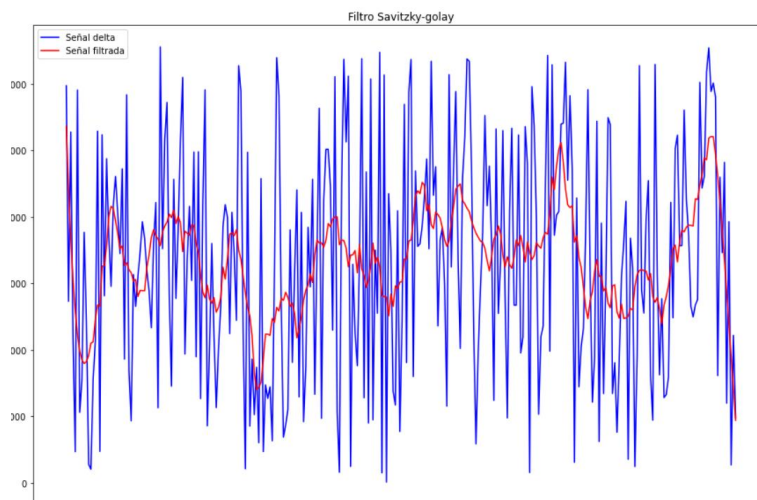
Nota: Elaboración propia

3.10.1.2 Filtro Savitzky-Golay

En la Figura 47, la señal roja es el resultado al aplicar el filtro Savitzky-Golay a la señal de entrada (Señal Delta). Dentro de la especificaciones del filtro, se utilizó una ventana de 21 a las 300 muestras que corresponde a la señal original. En la figura se puede apreciar, como este filtro realiza un suavizado a la señal original.

Figura 47

Señal theta con filtro digital Savitzky-Golay



Nota: Elaboración propia

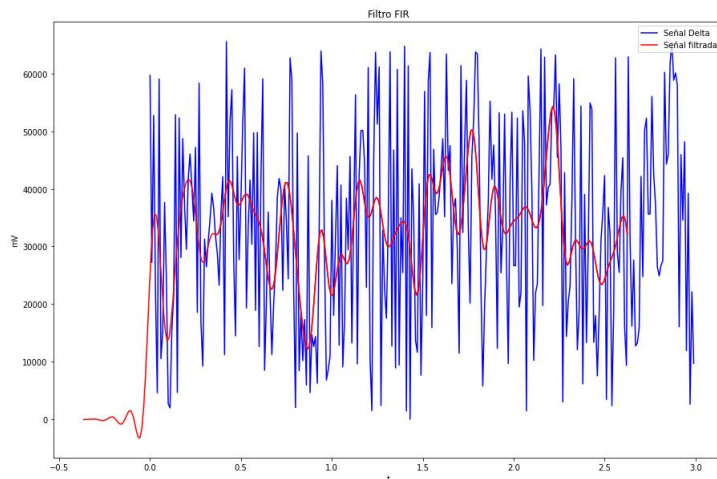
En la Tabla 35, se puede apreciar los resultados obtenidos al aplicar este filtro a las señales EEG. Con el tamaño de ventana a 21, se puede apreciar que existió una mejor relación señal/ruido con respecto a otros valores de ventana.

Tabla 35*Resultados obtenidos de la aplicación del filtro Savitzky-Golay*

Señal con filtro Savitzky-Golay									
Variable	atención	delta	theta	low alp	high alp	low bet	high bet	low gamm	min gamm
N° Datos	300	300	300	300	300	300	300	300	300
Media aritmetica	50.77	33485.29	31047.07	19422.45	19600.73	16090.37	12587.63	4947.14	3810.52
desviación estándar	16.61	7365.33	6618.1	4438.91	5236.21	3887	3264.75	1973.61	1871.09
SNR	3.06	4.55	4.69	4.38	3.74	4.14	3.86	2.51	2.04
Coefficiente de variación	0.33	0.22	0.21	0.23	0.27	0.24	0.26	0.40	0.49

3.10.1.3 Filtro FIR

En la Figura 48, se puede observar la aplicación del filtro FIR sobre la señal Delta, con una frecuencia de muestreo de 100Hz con una frecuencia de corte del filtro de 4Hz. La señal de origen representada con color azul contiene gran cantidad de ruido, la señal filtrada con color rojo, aquí se aprecia que la señal filtrada es desplazada por el retardo de fase apropiado para alinearse con la señal original.

Figura 48*Señal theta con filtro digital FIR**Nota:* Elaboración propia

En la Tabla 36, se puede apreciar los resultados obtenidos al aplicar este filtro a las señales EEG.

Tabla 36*Resultados obtenidos de la aplicación del filtro digital FIR*

Variable	Señal con filtro FIR								
	atención	delta	theta	low alp	high alp	low bet	high bet	low gamm	min gamm
N° Datos	300	300	300	300	300	300	300	300	300
Media aritmética	50.63	33679.9	30893.9	19305.23	19724.96	15815.92	19305.23	19724.96	15815.92
desviación estándar	24.63	12811.2	12273.96	8215.11	9239.49	6974.62	5538.28	2451.55	2308.53
SNR	2.06	2.63	2.52	2.35	2.13	2.27	3.49	8.05	6.85
Coefficiente de variación	0.49	0.38	0.40	0.43	0.47	0.44	0.29	0.12	0.15

- *Selección de filtro*

En base a los resultados obtenidos, el filtro FIR y el filtro media móvil, dan una señal desfasada cuando la señal pasa por el filtro. Esto provoca una incongruencia entre la señal original y la señal filtrada. Pese a que los valores de SNR tiende ser mayor que el de la señal original, el factor de desplazamiento y eliminación de datos es un factor que se debe considerar. Por tal razón, el filtro de Savitzky-Golay con una ventana de 21, es el que mejor se acopla a las señales EEG recolectadas. En la Tabla 37, se puede apreciar la comparativa entre los valores de SNR y coeficiente de variación de la señal original y la señal filtrada, a través de un análisis cuantitativo, se puede apreciar que existe una mejoría en relación con el valor de la relación señal/ruido.

Tabla 37

Comparativa de los valores de la señal original con los datos de señal con el filtro digital Savitzky-Golay

señal original									
Variable	atención	delta	theta	low alp	high alp	low bet	high bet	low gamm	min gamm
SNR	2.48	1.88	1.82	1.29	1.26	1.41	1.41	1.06	0.89
Coefficiente de variación	0.40	0.53	0.55	0.78	0.79	0.71	0.71	0.95	1.12
Señal con filtro Savitzky-Golay									
SNR	3.06	4.55	4.69	4.38	3.74	4.14	3.86	2.51	2.04
Coefficiente de variación	0.33	0.22	0.21	0.23	0.27	0.24	0.26	0.40	0.49

Nota: Elaboración propia

3.11 Diseño del algoritmo para la clasificación del estado de alcoholemia

En este apartado se realiza el proceso correspondiente para diseñar y entrenar el algoritmo que va a realizar el reconocimiento del estado de alcoholemia en tiempo real. En la Figura 49 se establece los procesos que se debe cumplir en este apartado

Figura 49

Procesos para el diseño del algoritmo



Nota: Elaboración propia

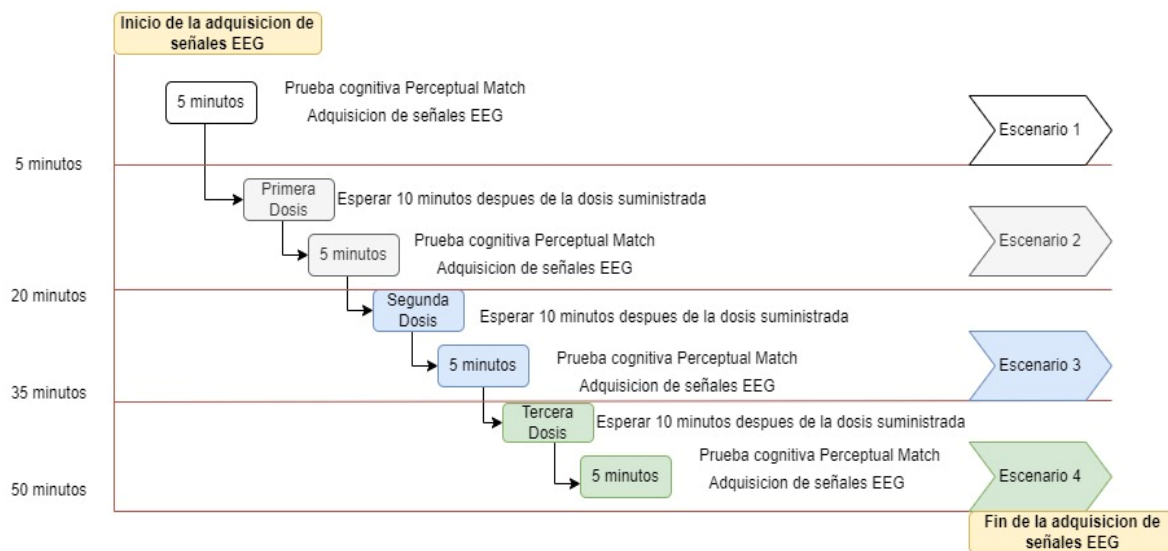
3.11.1 Recolección de señales EEG

Este proceso es fundamental para el desarrollo del algoritmo debido a que se debe contar con una base de datos sólida que conste de los registros de las señales EEG recolectadas y su etiqueta establecida (Cuerdo/Sobrio). El análisis en este punto tiene un enfoque cuantitativo y permite extraer una gran cantidad de información a partir de los registros de actividad eléctrica cerebral, permitiendo un análisis muy detallado del mismo. Para la recolección de datos se establecieron 4 escenarios, el cual estará comprendido por 10 sujetos en rango de edades de 20 y 34 años. Cada sujeto en los 4 escenarios será sometido a la prueba cognitiva *Perceptual Match* durante 5 minutos. Cabe recalcar que el BCI emplea un periodo de 1 segundo entre la recolección de cada muestra, de esta manera se recoge alrededor de 400 datos por sujeto en los cuatro escenarios. Teniendo alrededor de una base de 18000 datos con 2 etiquetas.

En la Figura 50, se aprecia el esquema de cómo se realizan las pruebas a los 10 sujetos en los diferentes escenarios.

Figura 50

Línea de tiempo del experimento para la recolección de señales EEG



Nota: Cada dosis suministrada es de una bebida alcohólica con 4% de graduación de alcohol y la cantidad de ella está relacionada al grado de alcohol para cada escenario

El tiempo de duración del experimento para cada sujeto es de 50 minutos, este tiempo está dentro del margen antes de que el sujeto empiece el proceso de eliminación de alcohol de su organismo. En la Tabla 38 se puede apreciar la información general de los sujetos que fueron puesto a pruebas a los 4 escenarios planteados.

Tabla 38

Datos generales de los sujetos que serán puesto a pruebas en los escenarios planteados

sujeito	Genero	edad	peso(g)	estatura(cm)
1	Masculino	27	90000	168
2	Masculino	30	76800	165
3	Masculino	28	75000	155

4	Masculino	21	76000	156
5	Masculino	23	78000	150
6	Femenino	21	80000	160
7	Masculino	32	81600	160
8	Masculino	22	80000	158
9	Masculino	23	75000	155
10	Masculino	25	63500	162

Nota: El rango de edades de los sujetos está dentro de 20 y 34 años, y está relacionado a que las personas dentro de este rango, tienen mayor incidencia en accidentes de tránsito en el Ecuador.

A cada uno de los sujetos que fueron sometidos a esta prueba se les hizo firmar un acuerdo que permite que los datos recolectados únicamente sean utilizados para propósitos académicos e investigativos (ver Anexo 6)

3.11.1.1 Escenario 1

Dentro de este escenario, se realiza la recolección de señales EEG en sujetos que no están bajo los efectos de alcohol. Para el proceso de elicitación de emociones se realiza la prueba cognitiva *Perceptual Match* utilizando el software Presentation, con el fin de evaluar el nivel de atención del sujeto en condiciones normales.

Los resultados obtenidos, están en entorno a la prueba cognitiva “Perceptual Match” con un tiempo de duración de 5 minutos, esta prueba permite identificar los valores de concentración y atención. En la Tabla 39, se puede apreciar los resultados generales sujetos al escenario 1.

Tabla 39

Resultados obtenidos de la prueba cognitiva del escenario 1

Escenario 1					
Sujeto	Numero de evento	Aciertos	Errores	Promedio Tiempo de Respuesta (milisegundos)	Promedio de Valores atención
1	85	58	27	790.66	51

2	85	81	4	681.04	84
3	85	83	2	760.38	66
4	85	80	5	774.14	65
5	85	74	11	743.00	81
6	85	69	16	646.04	50
7	85	71	14	774.05	66
8	85	74	11	554.34	72
9	85	72	13	747.66	63
10	85	63	22	701.33	49
Promedio de los valores de atención de los sujetos en el escenario 1					64.7
Promedio de los valores de tiempo de respuesta de los sujetos en el escenario 1					717.26ms

Nota: Elaboración propia

El promedio de atención de cada sujeto, es el promedio de 400 muestras en relación con valores de atención que el sujeto tuvo durante la prueba cognitiva en un estado de sobriedad. Estos datos están sujetos a una escala del 1 al 100, siendo el nivel 20 como el valor más bajo, y el nivel 80 como valor más alto en relación con valores de atención de acuerdo con el fabricante del BCI utilizado. El valor promedio de esta variable, permite establecer una comparativa cuantitativa con los diferentes escenarios con relación a valores de atención.

Los datos recolectados en este escenario, en relación de las señales encefalográficas; Theta, Low Alpha, High Alpha, Min Gamma, Low Gamma y Valores de Atención, se encuentra en el anexo 6.

3.11.1.2 Escenario 2

Dentro de este escenario, a los sujetos se les suministra una determinada dosis de alcohol para que estén dentro del rango de 0.3 – 0.8 gramos por litro sangre

Para determinar el rango de alcoholemia de cada sujeto o contenido de alcohol en la sangre (CAS), se utiliza la formula basada en la *Ley de Widmark*⁷ (*ecuación 1, ecuación 2 y ecuación 3*). Los parámetros que asocia para la detección del estado alcoholemia o son el: peso corporal, cantidad de alcohol consumido y factor de distribución.

De acuerdo con estos parámetros, en la Tabla 40, se puede apreciar el peso, y la cantidad de alcohol ingerida para determinar un estado de alcoholemia de 0.3-0.8 gramos por litro sangre.

Tabla 40

Datos generales e información de los parámetros para las pruebas del escenario 2

Escenario 2									
Sujeto	edad	estatura(cm)	peso(g)	factor de distribución (g)	graduación de alcohol (%)	dosis(ml)	Densidad del alcohol (g/ml)	gramos de alcohol consumidos	cantidad de alcohol en la sangre
1	27	180	90000	0.55	4	600	0.8	19.2	0.39
2	30	165	76800	0.55	4	600	0.8	19.2	0.45
3	28	155	75000	0.55	4	600	0.8	19.2	0.47
4	21	156	76000	0.55	4	600	0.8	19.2	0.46
5	23	150	78000	0.55	4	600	0.8	19.2	0.45
6	21	156	80000	0.29	4	400	0.8	12.8	0.54
7	32	160	81600	0.55	4	600	0.8	19.2	0.43
8	22	158	80000	0.55	4	600	0.8	19.2	0.44
9	23	155	75000	0.55	4	600	0.8	19.2	0.47
10	25	162	63500	0.55	4	600	0.8	19.2	0.55

Nota: Elaboración propia

⁷ Widmark investigó cómo se comporta el etanol en el organismo. Estudió cómo, tras el consumo, el etanol se absorbe, distribuye y elimina. Su trabajo ayudó a mostrar el nivel de alcohol en el organismo desde el consumo hasta la eliminación en función de determinados factores.

En la Tabla 41, se aprecia los resultados obtenidos de la prueba cognitiva aplicada al escenario 2. De manera cuantitativa se puede apreciar una disminución del promedio total de los valores de atención y el tiempo de reducción tuvo una ligera subida con respecto al escenario 1.

Tabla 41

Resultados obtenidos de la prueba cognitiva del escenario 2

Escenario 2					
Sujeto	Numero de eventos	Aciertos	Errores	Promedio Tiempo de Respuesta (milisegundos)	Promedio de Valores de atención
1	85	60	15	820.25	64.55
2	85	82	3	852.94	53.21
3	85	76	9	836.05	56.01
4	85	77	8	1053.56	51.22
5	85	77	8	926.29	75.21
6	85	75	10	918.66	45
7	85	79	6	949.45	51.13
8	85	77	8	1061.73	47.22
9	85	80	5	828.85	58.69
10	85	80	5	854.13	36.2
Promedio de los valores de atención de los sujetos en el escenario 2					53.844
Promedio de los valores de tiempo de respuesta de los sujetos en el escenario 2					910.19 ms

Nota: Elaboración propia

3.11.1.3 Escenario 3

Dentro de este escenario, a los sujetos se les suministra una determinada dosis de alcohol para que estén dentro del rango de 0.8 – 1.2 gramos de alcohol por litro sangre. En Tabla 42, se puede apreciar los datos para establecer el nivel de alcoholemia el presente escenario 3.

Tabla 42*Datos generales e información de los parámetros para las pruebas del escenario 3*

Escenario 3									
sujeto	edad	estatura(cm)	peso(g)	factor de distribución (g)	graduación de alcohol (%)	dosis(ml)	Densidad del alcohol (g/ml)	gramos de alcohol consumidos	cantidad de alcohol en la sangre
1	27	180	90000	0.55	4	1500	0.8	48	0.97
2	30	165	76800	0.55	4	1500	0.8	48	1.14
3	28	155	75000	0.55	4	1500	0.8	48	1.16
4	21	156	76000	0.55	4	1500	0.8	48	1.15
5	23	150	78000	0.55	4	1500	0.8	48	1.12
6	21	156	80000	0.29	4	750	0.8	24	1.02
7	32	160	81600	0.55	4	1500	0.8	48	1.07
8	22	158	80000	0.55	4	1500	0.8	48	1.09
9	23	155	75000	0.55	4	1500	0.8	48	1.16
10	25	162	63500	0.55	4	1250	0.8	40	1.14

Nota: Elaboración propia

En la Tabla 43, se aprecia los resultados obtenidos de la prueba cognitiva aplicada al escenario 3

Tabla 43*Resultados obtenidos de la prueba cognitiva del escenario 3*

Escenario 3					
Sujeto	Numero de eventos	Aciertos	Errores	Promedio Tiempo de Respuesta (milisegundos)	Promedio de Valores atención
1	85	81	4	1149.55	35.64
2	85	79	6	1079.50	41.02
3	85	75	10	1134.00	43.09
4	85	80	5	1034.65	44.16
5	85	77	8	1106.80	31.69
6	85	84	1	1196.60	49.25
7	85	76	9	1045.42	43.09
8	85	81	4	1202.47	45.73
9	85	85	0	1170.04	49.72

10	85	79	6	1040.75	50.38
Promedio de los valores de atención de los sujetos en el escenario 3					47.377
Promedio de los valores de tiempo de respuesta de los sujetos en el escenario 3					1115.98

Nota: Elaboración propia

3.11.1.4 Escenario 4

Dentro de este escenario, a los sujetos se les suministra una determinada dosis de alcohol para que estén dentro del rango 1.2 o más gramos de alcohol por litro sangre. En Tabla 44, se puede apreciar los datos para establecer el nivel de alcoholemia el presente escenario 3.

Tabla 44

Datos generales e información de los parámetros para las pruebas del escenario 4

Escenario 4									
sujeto	edad	estatura(cm)	peso(g)	factor de distribución (g)	graduación de alcohol (%)	dosis(ml)	Densidad del alcohol (g/ml)	gramos de alcohol consumidos	cantidad de alcohol en la sangre
1	27	180	90000	0.55	4	2000	0.8	64	1.29
2	30	165	76800	0.55	4	2000	0.8	64	1.51
3	28	155	75000	0.55	4	2000	0.8	64	1.55
4	21	156	76000	0.55	4	2000	0.8	64	1.53
5	23	150	78000	0.55	4	2000	0.8	64	1.49
6	21	156	80000	0.29	4	1000	0.8	32	1.36
7	32	160	81600	0.55	4	2000	0.8	64	1.42
8	22	158	80000	0.55	4	2000	0.8	64	1.45
9	23	155	75000	0.55	4	2000	0.8	64	1.55
10	25	162	63500	0.55	4	2000	0.8	64	1.83

Nota: Elaboración propia

En la Tabla 45, se aprecia los resultados obtenidos de la prueba cognitiva aplicada al escenario 3

Tabla 45

Resultados obtenidos de la prueba cognitiva del escenario 4

Escenario 4					
Sujeto	Numero de eventos	Aciertos	Errores	Promedio Tiempo de Respuesta (milisegundos)	Promedio de Valores atención
1	85	81	4	1503.20	48.18
2	85	74	11	1586.30	50.41
3	85	62	23	1680.20	44.43
4	85	73	12	1034.65	46.35
5	85	77	8	1674.20	45.45
6	85	62	23	1925.00	44.5
7	85	82	3	1854.30	45.67
8	85	76	9	1661.30	47.9
9	85	83	2	1955.20	47.75
10	85	69	16	1259.30	50.38
Promedio de los valores de atención de los sujetos en el escenario 4					43.102
Promedio de los valores de tiempo de respuesta de los sujetos en el escenario 4					1613.37 ms

Nota: Elaboración propia

3.11.2 Análisis y diseño del algoritmo de machine learning

En este apartado se realiza el análisis para la selección del algoritmo de reconocimiento del estado de alcoholemia. Para el entramiento y construcción de la base de datos con las señales EEG filtradas, se utilizó únicamente 2 etiquetas: “Sujeto sin efectos del alcohol” y “Sujeto bajo efectos de alcohol”, lo cual indica que el algoritmo a manera de reconocimiento tendrá un enfoque binario.

Esto se deriva, a que el sistema únicamente va a identificar uno de estos dos estados para la decisión del encendido del motor de la motocicleta.

En la Figura 51, se aprecia las librerías utilizadas para realizar el proceso de testing para la selección del algoritmo.

Figura 51

Librerías implementadas para la implementación de clasificadores de machine learning

```
# Clasificadores de machine learning
import lazypredict
import pickle
from lazypredict.Supervised import LazyClassifier
from sklearn.model_selection import train_test_split
from sklearn.ensemble import AdaBoostClassifier
from sklearn.preprocessing import StandardScaler
from sklearn.pipeline import make_pipeline
from sklearn.model_selection import GridSearchCV
from lightgbm import LGBMClassifier
from xgboost import XGBClassifier
from sklearn.linear_model import SGDClassifier
from sklearn.metrics import classification_report
from sklearn.metrics import roc_auc_score, accuracy_score,
from sklearn.metrics import make_scorer
from sklearn.preprocessing import LabelEncoder
from sklearn.metrics import confusion_matrix
from matplotlib_venn import venn3
from sklearn.metrics import RocCurveDisplay
from itertools import cycle
from sklearn.multiclass import OneVsRestClassifier
from sklearn.pipeline import Pipeline
from sklearn.preprocessing import label_binarize
```

Nota: Las librerías desarrolladas en Python tienen el enfoque de Open Source y libres para toda la comunidad.

Dentro de la lista de algoritmos que se testearon son;

- AdaBoost Classifier
- Bagging Classifier
- SVC
- Decision Forest Classifier
- Extra tres Classifier
- KNeighbors Classifier

En la Figura 52 se aprecia el establecimiento de la etiqueta para la realizar el proceso de clasificación. De acuerdo con los parámetros establecidos, el algoritmo realiza la clasificación de dos estados: “Sujeto sin efectos de alcohol” equivalente a un 0, y un “Sujeto bajo efectos de alcohol” equivalente a 1.

Figura 52

Establecimiento de las etiquetas para el proceso de clasificación.

```
# Crear el conjunto de datos de etiquetas y  
y = df['etiqueta'].copy()  
  
y = y.map({"Sujeto sin efectos de alcohol": 0, "Sujeto bajo efectos de alcohol": 1}).to_numpy()
```

Nota: El algoritmo desarrollado únicamente va a realizar la clasificación tomando en cuenta dos posibles estados (Sobrio/Ebrio)

En la figura 53, se aprecia el número total de etiquetas para realizar el proceso de clasificación, cabe recalcar que para pruebas y entrenamiento se recomienda utilizar el mismo número de etiquetas para los diferentes estados que el algoritmo debe hacer el reconocimiento. Para este estudio, se utilizó un total de 9000 muestras para cada estado.

Figura 53

Numero de datos con relación a la etiqueta a clasificar



Nota: Para el entrenamiento de un algoritmo es necesario disponer del mismo número de etiquetas. De esta manera se obtiene un mayor porcentaje de predicción

A continuación, se prueba más de 30 clasificadores binarios ML utilizando la biblioteca LazyPredict de Python. Se elige el mejor modelo evaluando algunas métricas de rendimiento en el conjunto de datos de prueba. En la Figura 54, se puede apreciar una comparativa entre diferentes algoritmos de clasificación. Dentro de ellos el que mejor porcentaje de acierto, es los algoritmo de machine learning basados en arboles de decisión, son los algoritmos de machine learning: *RandomForestClassifier*, con un porcentaje de 81% de predicción

Figura 54

Comparativa de algoritmos de reconocimiento

Model	Accuracy	Balanced Accuracy	ROC AUC	F1 Score	matthews_corrcoef	Time Taken
BaggingClassifier	0.79	0.70	0.70	0.79	0.43	0.64
ExtraTreesClassifier	0.81	0.70	0.70	0.80	0.45	0.83
QuadraticDiscriminantAnalysis	0.71	0.70	0.70	0.72	0.35	0.05
NearestCentroid	0.66	0.69	0.69	0.68	0.33	0.02
RandomForestClassifier	0.81	0.69	0.69	0.79	0.44	2.99
GaussianNB	0.66	0.69	0.69	0.69	0.32	0.02
DecisionTreeClassifier	0.78	0.68	0.68	0.77	0.38	0.13

Nota: En la figura se muestra los resultados de los algoritmos que mayor porcentaje de precisión de los 30 clasificadores propuestos

3.11.3 Entrenamiento de algoritmo *Random Forest*

En el anterior se pudo establecer que el algoritmo Random Forest tuvo la calificación más alta con respecto a los 30 algoritmos de clasificación, lo cual permite establecer una métrica para

su selección. A continuación, se detalla el proceso para el entrenamiento y mejoramiento del algoritmo a través de los hiperparámetros de su estructura.

En la Figura 55, se aprecia las librerías para llevar a cabo el entrenamiento del algoritmo Random Forest.

Figura 55

Implementación de librerías de Random Forest

```
# Modelado
from sklearn.ensemble import RandomForestClassifier
from sklearn.metrics import accuracy_score, confusion_matrix, precision_score, recall_score, ConfusionMatrixDisplay
from sklearn.model_selection import RandomizedSearchCV, train_test_split
from scipy.stats import randint
from sklearn.ensemble import RandomForestClassifier
from sklearn import metrics
from sklearn.metrics import classification_report
```

Nota: Librerías necesarias para el entrenamiento del algoritmo Random Forest

Uno de los parámetros que se debe tomó en cuenta es la base de datos que constituyen los datos de entrenamiento y datos test. De acuerdo con los datos recolectados, se estableció el 80% (14400 muestras) como datos de prueba y el 20% (3600 muestras) como datos de test.

Dentro de este apartado, se pretende mejorar el rendimiento del algoritmo seleccionado, existe parámetros implícitos que dentro de su estructura permiten un mejoramiento en su clasificación. Sin embargo, mucho de estos parámetros aumentan el tiempo de ejecución, lo cual es una variable que dentro de sus requerimientos debe ser el más bajo posible. El estudio de este punto va dentro de la selección de los mejores parámetros para el entrenamiento de este algoritmo para obtener un mejor porcentaje de clasificación y la disminución del tiempo de ejecución. Cuando se aplica las librerías del algoritmo Random Forest, mucho de los parámetros son valores que están seleccionados por defecto. El enfoque para la selección de los parámetros del algoritmo,

parte de una comparación del comportamiento del algoritmo cuando se ejecuta los parámetros con valores por defecto y parámetros con valores denominados Hiperparámetros⁸.

- ***Entrenamiento de algoritmo con valores por defecto***

Inicialmente el algoritmo se configura con valores que vienen por defecto. En la Tabla 46, se puede apreciar los datos que se seleccionan por defecto para su primera evaluación.

Tabla 46

Parametros por defecto del entrenamiento del algoritmo Random Forest

Parámetro	Valor
Criterio	error cuadrático
Profundidad	0
Características Máximas	1
Número de estimadores	100

Nota: Los valores que se muestran en la tabla no completan la lista de variables de todos los parámetros que requiere el sistema. Sin embargo, son los que mayor impacto tienen dentro de su funcionamiento.

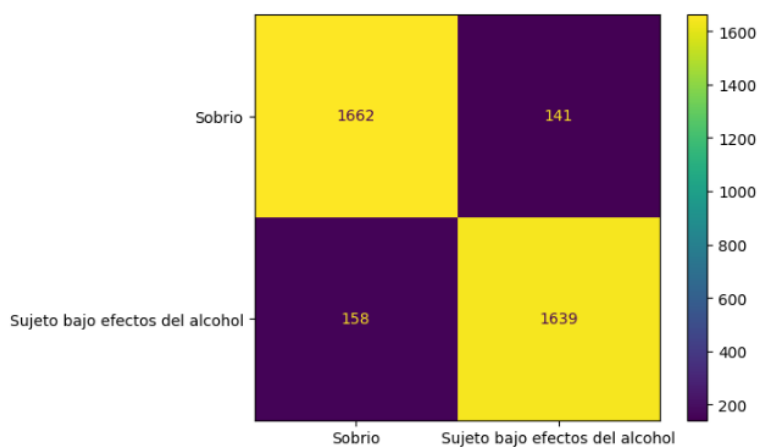
Un parámetro que permite evaluar el rendimiento del algoritmo de clasificación es la matriz de confusión, la cual es constituida una matriz donde sus filas y columnas es definida por n^2 estados, donde n es el número de etiquetas (en el presente trabajo de investigación es 2 etiquetas). Las filas representan las etiquetas verdaderas y las columnas las etiquetas predichas. Los valores de la diagonal representan el número (o porcentaje, en una matriz de confusión normalizada) de

⁸ El ajuste de hiperparámetros es importante para los algoritmos. Mejora el rendimiento general de un modelo de aprendizaje automático y se establece antes del proceso de aprendizaje y ocurre fuera del modelo. Si no se produce el ajuste de hiperparámetros, el modelo producirá errores y resultados imprecisos, ya que la función de pérdida no se minimiza.

veces en que la etiqueta predicha coincide con la etiqueta verdadera. Los valores de las demás celdas representan los casos en los que el clasificador etiquetó erróneamente una observación; la columna nos dice qué predijo el clasificador y la fila nos dice cuál fue la etiqueta correcta. En la Figura 56, se puede apreciar la matriz de confusión, aquí se aprecia que el algoritmo tuvo 141 falsos positivos en la clasificación de un sujeto que estaba bajo efectos de alcohol y lo clasificó como sobrio, y 158 falsos positivos en la clasificación de un sujeto sobrio como un sujeto bajo efectos de alcohol

Figura 56

Matriz de confusión con valores predeterminados en el algoritmo entrenado



Nota: La matriz de confusión permite establecer métricas para validar el rendimiento del algoritmo entrenado

La matriz de confusión permite evaluar los valores de exactitud⁹, precisión¹⁰ y exhaustividad¹¹ del algoritmo entrenado. Esto se realiza utilizando las siguientes ecuaciones en base a los datos de la matriz resultante

Ecuación 11

Fórmula para determinar la exactitud del algoritmo entrenado

$$exactitud = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}$$

Nota: Extraído de *Defining the Ranges Boundaries of the Optimal Parameters Values for the Random Forest Classifier*, por Demidova, 2019.

(<https://ieeexplore.ieee.org/document/8947569>).

Ecuación 12

Fórmula para determinar la precisión del algoritmo entrenado

$$Precisión = \frac{TP}{TP + FP}$$

Nota: Extraído de *Defining the Ranges Boundaries of the Optimal Parameters Values for the Random Forest Classifier*, por Demidova, 2019.

(<https://ieeexplore.ieee.org/document/8947569>).

Ecuación 13

Fórmula para determinar la exhaustividad del algoritmo entrenado

$$exhaustividad = \frac{TP}{FN + TP}$$

⁹ La exactitud es la métrica que permite evaluar la calidad del modelo de machine learning en tareas de clasificación

¹⁰ La precisión es el número de miembros de una clase identificados correctamente dividido por todas las veces que el modelo predijo esa clase

¹¹ La exhaustividad es el número de miembros de una clase que el clasificador identificó correctamente dividido por el número total de miembros de esa clase

Nota: Extraído de *Defining the Ranges Boundaries of the Optimal Parameters Values for the Random Forest Classifier*, por Demidova, 2019.

(<https://ieeexplore.ieee.org/document/8947569>). (Demidova & Ivkina, 2019)

En donde

- TP: Corresponde número de verdaderos positivos de la matriz
- TN: Corresponde al número de verdaderos negativos de la matriz
- FP: Corresponde al número de falsos positivos de la matriz
- FN: Corresponde al número de falsos negativos de la matriz

En la Tabla 47 se aprecia los resultados de acuerdo con la precisión tomando en cuenta la matriz de confusión generada.

Tabla 47

Valores de rendimiento del algoritmo

Valores de rendimiento del algoritmo	
Exactitud	91.69%
Precisión	92.07%
Exhaustividad	91.20%

Nota: Métricas para establecer el rendimiento del algoritmo entrenado

De acuerdo con los parámetros establecidos, el algoritmo arrojó los resultados mostrados en la Tabla 48, permiten intuir una evaluación del rendimiento del algoritmo entrenado con la base datos planteada, mientras estos valores sean más altos mejor será el rendimiento del algoritmo. Un criterio para tomar en cuenta dentro de los valores de rendimiento en un algoritmo de machine learning, es considerarlo como eficiente cuando sus valores de exactitud son mayores al 70%.

Tabla 48

Resultados obtenidos del algoritmo con valores predeterminados

Estado	Precisión	Falsos positivos	Número total de muestras
Sujeto sin efectos de alcohol	92.33%	7.67%	1800
Sujeto bajo efectos de alcohol	91.05%	8.95%	1800

Nota: Para el entrenamiento de un algoritmo es necesario disponer del mismo número de etiquetas. De esta manera se obtiene un mayor porcentaje de predicción

- ***Entrenamiento de algoritmo con hiperparámetros.***

En este apartado se realiza el estudio de los hiperparámetros aplicados a la estructura del algoritmo. En la Figura 57, se puede apreciar los valores correspondientes a: *máxima profundidad* ($max_depth=17$) y *numero de estimadores* ($n_estimators=208$). Los valores de estas variables permiten tener un mayor rendimiento y precisión del algoritmo.

Figura 57

Valores con los mejores hiperparámetros

```
[52] # Crear una variable para el mejor modelo
best_rf = rand_search.best_estimator_

# Imprimir los mejores hiperparámetros
print('Best hyperparameters:', rand_search.best_params_)

Best hyperparameters: {'max_depth': 17, 'n_estimators': 208}

# Crear el modelo con 208 arboles
best_rf = RandomForestClassifier(max_depth= 17, n_estimators= 208)

history =best_rf.fit(X_train, y_train)
```

Nota: Los valores de los hiperparámetros son el resultado de un proceso de test que evalúa la precisión del algoritmo

Con estos parámetros se procede a configurar los parámetros con estos nuevos valores. En la Tabla 49, se puede apreciar los parámetros del algoritmo con los valores de hiperparámetros

Tabla 49

Parametros del algoritmo con valores de hiperparámetros

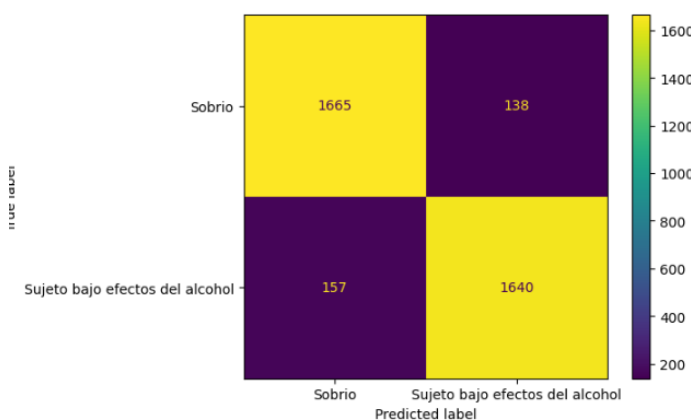
Parámetro	Valor
Criterio	error cuadrático
Máxima profundidad	17
Máxima características	1
numero de estimadores	208

Nota: Parametros de entrenamiento con valores de hiperparámetros

En la Figura 58 y Tabla 50, se aprecia los resultados en relación con la clasificación del algoritmo con los valores de los hiperparámetros.

Figura 58

Matriz de confusión con valores de hiperparámetros en el algoritmo entrenado



Nota: La matriz de confusión permite establecer métricas para validar el rendimiento del algoritmo entrenado

Tabla 50

Resultados obtenidos del algoritmo con valores de hiperparámetros

Valores de rendimiento del algoritmo	
Exactitud	91.80%
Precisión	92.23%
Exhaustividad	91.26%

Nota: Métricas para establecer el rendimiento del algoritmo entrenado

Si bien los resultados mostrados en las Tablas 48 y 50, y en las Figuras 56 y 58, no muestran una diferencia notable en la precisión y clasificación del algoritmo, con los valores de hiperparámetros muestran una leve mejora con respecto a las métricas de precisión. Es por esta razón que se opta aplicar los hiperparámetros como valores de estructura del algoritmo.

Con el algoritmo con los nuevos valores configurados, se procede a realizar la predicción de etiqueta con los 3600 valores que fueron establecidos como pruebas. En la Figura 59 se puede apreciar el resultado de predicción con los valores de prueba, teniendo un resultado del 91.69% de precisión.

Figura 59

Precisión de la clasificación del algoritmo con los valores de prueba

```
# load the model from disk
loaded_model = pickle.load(open(filename, 'rb'))
result = loaded_model.score(X_test, y_test)
print(result)

0.9169444444444445
```

Nota: Resultados obtenidos con el 30% de la base de datos.

Con los resultados obtenidos de aplicación del algoritmo entrenado a los datos de prueba, se corrobora la correcta predicción del algoritmo. Seguido a este se procede a guardar el algoritmo

entrenado para poder ejecutarlo en otras plataformas. En la Figura 60 se aprecia la importación del algoritmo entrenado con nombre *finalized_model.sav*.

Figura 60

Importación del algoritmo entrenado a formato .sav

```
import pickle
filename = 'finalized_model.sav'
pickle.dump(model, open(filename, 'wb'))
```

Nota: El algoritmo que se exporta con el nombre *Finalized_model* se lo puede utilizar en diversos lenguajes de programación

Capítulo 1V Implementación del sistema

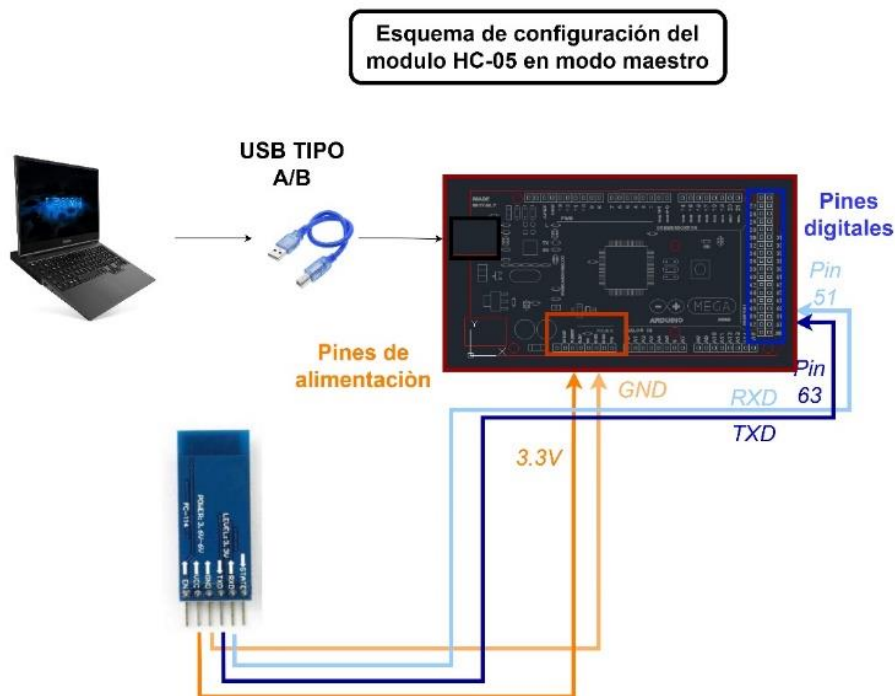
En esta sección, se documenta la integración de los componentes que constituyen el hardware y software del sistema, mediante la utilización de placas de circuitos impresos (PCB), con el fin de encontrar el diseño ideal para la aplicación del sistema desarrollado dentro de un entorno real. De igual manera, se verifica los requerimientos del sistema establecidos dentro del Capítulo III, este capítulo finaliza con la discusión de los resultados obtenidos a lo largo del desarrollo del presente trabajo de titulación.

4.1 Adaptación y configuración inicial del módulo HC-05 y BCI Neurosky Mobile 2

Dentro de este apartado, se detalla el proceso del acoplamiento del dispositivo Neurosky junto con el módulo HC-05 para que los datos sean recibidos por el microcontrolador Arduino MEGA. Sin embargo, antes de realizar esta conexión es necesario establecer la configuración del módulo bluetooth HC-05 en modo maestro a través de los comandos AT. Es necesario realizar este proceso, debido a que el módulo HC-05 administra la comunicación inalámbrica con el BCI. Para este proceso se utiliza el esquema representado en la Figura 61.

Figura 61

Diagrama de conexión para la configuración inicial del Módulo HC-05

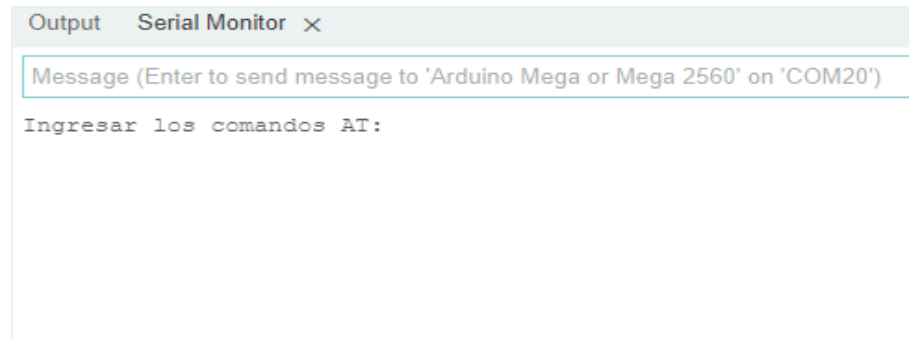


Nota; En la figura se aprecia el diagrama para la configuración del módulo HC-05 en modo maestro.

Cuando se haya realizada la conexión planteada, se debe cargar el programa que está adjuntado en el Anexo 3 dentro del microcontrolador. Seguido a esto, se procede a desconectar el microcontrolador de la fuente de energía, y se mantiene presionado el botón de reset del módulo HC-05, y se vuelve a energizar el microcontrolador. De esta manera, se puede acceder al modo de configuración del módulo HC-05. Cuando se haya realizado este proceso, se debe dirigir a las herramientas de *Serial Monitor* del IDE de Arduino, para ingresar los comandos AT que permiten su configuración en modo maestro. En la Figura 62 se aprecia la ventana del *Serial Monitor*.

Figura 62

Ventana del Serial Monitor para la configuración del módulo HC-05 en modo maestro



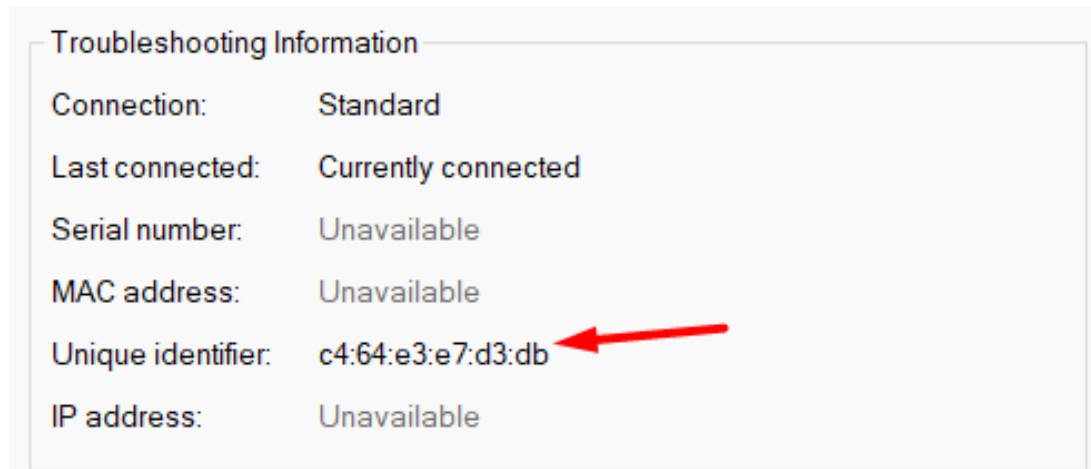
Nota; Se Debe configura la velocidad de transmisión para la comunicación del *Serial Monitor*, por defecto está configurado con una velocidad de 9600 baudios

Dentro de esta nueva ventana se ingresa los siguientes comandos;

- A. **AT+UART=57600,0,0**: Este comando establece una comunicación de 57600 baudios, entre el BCI y modulo bluetooth
- B. **AT+ROLE=1**: Este comando activa el modo maestro
- C. **AT+PSWD =0000**: Este comando establece la contraseña para conectarse al BCI. Cabe recalcar que la mayoría de dispositivos utilizan por defecto la contraseña definida por cuatros ceros.
- D. **AT+BIND=c464, e3, e7d3db**: Este comando sirve para identificar la dirección MAC del BIC. El cual será el dispositivo con el que se conectará el módulo. Para identificar la dirección MAC del BCI, se realiza la conexión de este dispositivo a una PC o Smartphone, y dentro de las opciones del dispositivo bluetooth se puede encontrar la información relacionada con su dirección MAC. En la Figura 63, se aprecia la dirección MAC de la Interfaz Cerebro-Computador que se utiliza para el desarrollo del proyecto.

Figura 63

Dirección MAC del Mindwave Neurosky Mobile 2



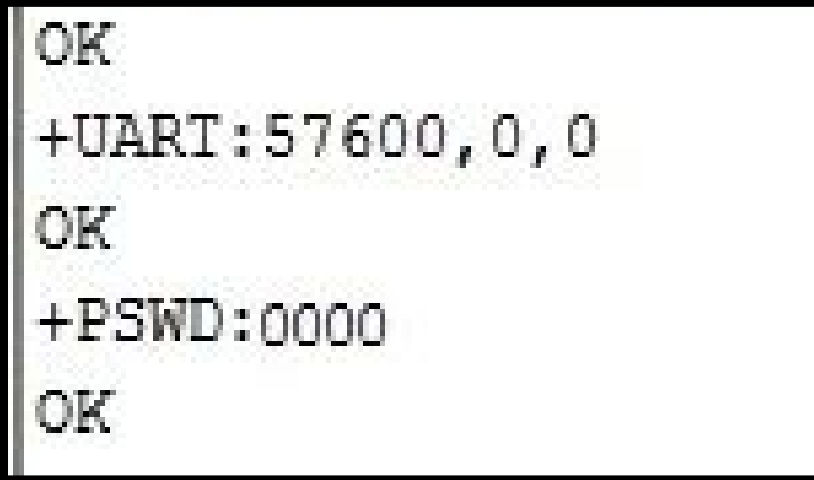
Nota; Se debe tomar en cuenta la dirección MAC y adoptarla al formato como se muestra en la especificación: c464,e3,e7d3db

- E. AT+CMODE=0: Con este comando permite la conexión del módulo con el BCI de acuerdo con su dirección MAC.

La manera de comprobar que los comandos AT están siendo ingresados correctamente al serial del microcontrolador, es que a cada comando ingresado el módulo bluetooth responderá con un mensaje OK. En la Figura 64, se aprecia como el serial valida el comando ingresado con un mensaje de OK.

Figura 64

Mensajes de salida del Serial Monitor a los comandos AT



```
OK
+UART:57600,0,0
OK
+PSWD:0000
OK
```

Nota: Para validar que el comando AT ingresado en el *Serial Monitor*, el terminal debe responder con un OK a cada comando que se ingrese.

Una vez realizado este proceso, se reinicia el microcontrolador y de manera automática el módulo se conectará con el BCI.

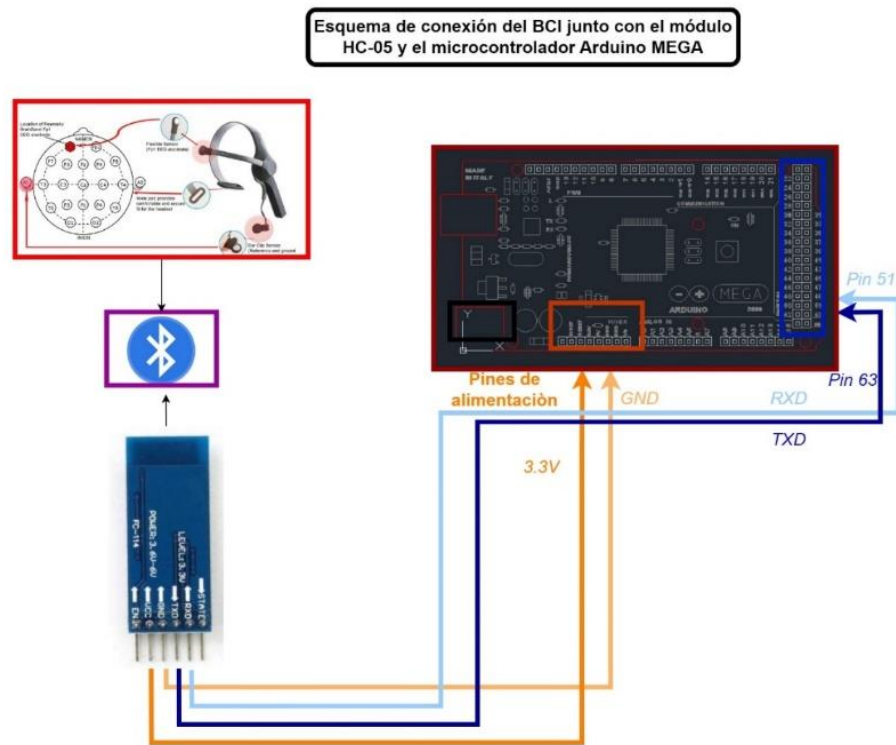
4.2 Esquema del proceso para la recolección de señales EEG

En este apartado se realiza la integración del BCI, el módulo HC-05 y el programa cargado en el microcontrolador para realizar la validación de los procesos anteriormente nombrados. En la Figura 65 se aprecia el esquema de conexión para el proceso de recolección de señales EEG.

Figura 65

Esquema de conexión del BCI junto con el módulo HC-05 y el microcontrolador Arduino

MEGA

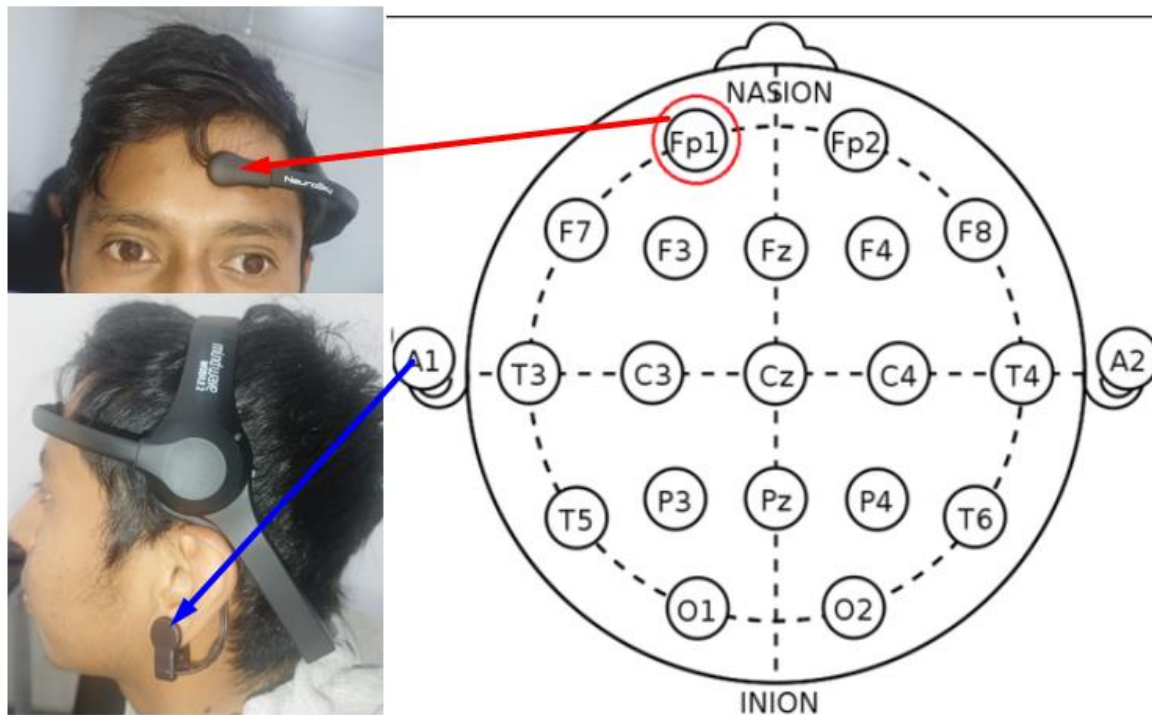


Nota: Elaboración propia

Una vez conectado los dispositivos, se sube el programa del Anexo 4 y se abre el *Serial Monitor*, para validar la recepción de señales EEG. Una vez que se haya cargado el programa en el microcontrolador, se procede a colocar los sensores del BCI sobre la frente y la oreja. En la Figura 66, se aprecia la colocación de los sensores del BCI.

Figura 66

Colocación de los sensores del BCI



Nota: Los sensores del BCI deben estar siempre en contacto con la frente y la oreja del sujeto para obtener una lectura correcta de señales EEG

En la Figura 67, se aprecia los mensajes de salida en *Serial Monitor* de acuerdo con la programación establecida en el programa cargado. Aquí se aprecia valores de atención meditación de acuerdo con la recepción de señales EEG obtenidas por el BCI. Este BCI implemente el algoritmo ESense patentado por Neurosky, el cual mide la atención y meditación a través del procesamiento de las señales EEG: Alfa, Beta, Delta, Gamma y Theta. A través de una escala del 1 al 100, presenta el estado del sujeto que está siendo estudiado.

Figura 67

Recolección de la actividad cerebral en relación con; valores de concentración, valores de meditación y valores señales EEG

atencion	delta	theta	low alp	high alp	low bet	high bet	low gamm	min gamm
53	59679	33171	5903	22574	5768	15979	6092	8450
54	27242	59829	36221	6567	27047	28193	11273	7100
61	52717	26400	32342	3796	14861	10422	5335	7559
78	21978	19052	5960	4705	34741	19105	11767	8274
78	4625	19903	8212	14641	15605	9930	5125	3771
88	59041	8371	22287	12431	25338	12044	3757	3652
80	10548	43208	21896	16812	19730	12063	8498	5466
50	15399	21669	8705	13225	20021	6518	3380	3340
47	37638	58887	53436	23477	24716	22954	10142	8814
47	24141	14269	25844	14249	11064	14750	6253	5848
48	2714	20243	37774	9289	9707	20283	2790	2491
57	2005	14485	32503	14093	20772	16904	8926	5810
70	15481	12111	7057	5165	17861	10887	11446	5085
61	21344	20767	29352	14194	9243	7938	1546	2878
83	52856	14634	2958	4956	7535	13146	4960	3984
83	4675	4216	11666	10276	12545	12709	2877	2302
64	52308	52937	35876	9971	33452	17567	10334	8454
50	28083	5243	35242	46797	57440	11385	9092	5427
24	48710	39411	19154	20942	127	9467	8638	2417

Nota: Representación del estado de atención y meditación representados a través de una escala del 1 al 100.

4.2.1 Adaptación y configuración inicial de los módulos GPS y GSM con el microcontrolador

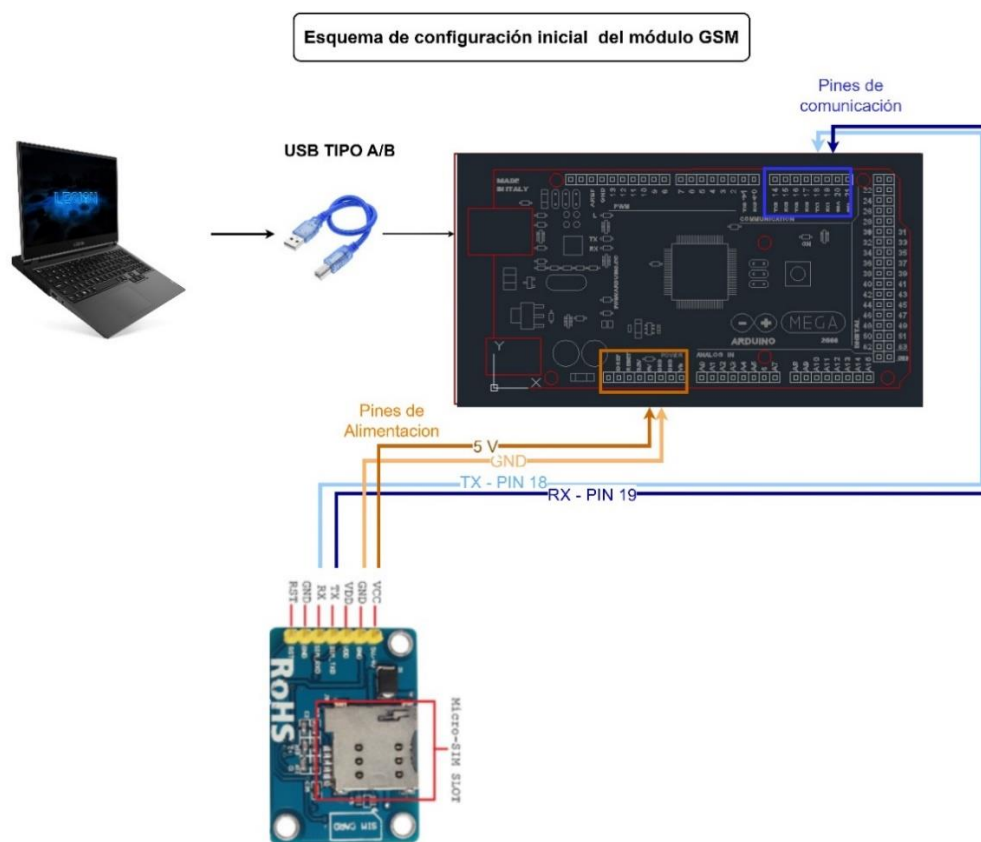
En este proceso, se realiza la adaptación y configuración inicial de los módulos GPS y GSM para facilitar el diseño de PCB del sistema. Este proceso se lo realiza de acuerdo con las especificaciones que detallan sus fabricantes.

4.2.1.1 Configuración inicial del Módulo SIM 800L

En este apartado, se realiza la configuración inicial del módulo SIM 800L. Para que funcione este módulo, es necesario disponer de una tarjeta SIM que esté homologada con una operadora, la cual debe estar dentro de la cobertura de nuestro país. La selección de la operadora no se ajusta a un proceso estricto, puede ser cualquiera que esté dentro de la cobertura del territorio nacional. A continuación, se ingresa el chip dentro de la ranura del módulo GSM, de esta manera se podrá validar su configuración. En la Figura 56, se aprecia el esquema de configuración del módulo GSM.

Figura 68

Esquema de configuración inicial del GSM



Nota: Elaboración propia

Cuando se haya realizado la conexión de los dispositivos de acuerdo con el esquema planteado, se debe cargar el programa del anexo 5 al microcontrolador. Realizado este proceso, se debe dirigir al *Serial Monitor* del IDE de Arduino para ingresar los comandos AT. Cabe recalcar que los comandos AT referenciados en este proceso se encuentra dentro del datasheet de este módulo.

- **Estado de registro de red.** Para validar que el módulo se encuentra conectado a la red de la operadora, se debe ingresar el comando *AT+CGREG?* dentro del *Serial Monitor*. En la Figura 69, se aprecia el ingreso de este comando en el terminal y la respuesta del módulo con el mensaje *+CGREG: 0,1*. De acuerdo con sus especificaciones, este mensaje indica que el módulo está conectado a una red doméstica móvil. (Simcom, 2015)

Figura 69

Estado de registro de red del módulo SIM 800L

```
Configuracion Inicial del Modulo GSM
Ingrese los comando AT
AT+CGREG?
AT+CGREG?
+CGREG: 0,1
```

Nota: Mensaje de respuesta del módulo GSM al comando AT+CGREG?

- **Calidad de la señal.** A través del comando *AT+CSQ* se puede apreciar la calidad de la señal medida en dB. En la Figura 70 se aprecia la respuesta del módulo *+CSQ: 31,0*. Esta información indica la calidad de la señal, dentro de sus especificaciones detalla que el primer valor del mensaje (31), es el valor medido en dB que indica su calidad, en sus especificaciones, informan que cualquier señal por encima de los

5 dB es catalogada como buena. Cabe recalcar que este valor es relativo a la posición del sensor y cobertura de la señal. (Simcom, 2015)

Figura 70

Calidad de la red del módulo SIM 800L

```
Configuracion Inicial del Modulo GSM
Ingrese los comando AT
AT+CSQ
AT+CSQ
+CSQ: 31,0
```

Nota: Mensaje de respuesta del módulo GSM al comando AT+CSQ

- **Número de registro de la tarjeta SIM.** Para validar la conexión del módulo con la tarjeta SIM, se debe ingresar el comando *AT+CCID*. En la Figura 71, se aprecia la información que brinda este comando en relación con el número de registro de la tarjeta SIM: 8959300520560101761f.

Figura 71

Numero de registro de la tarjeta SIM del módulo SIM 800L

```
Configuracion Inicial del Modulo GSM
Ingrese los comando AT
AT+CCID
AT+CCID
8959300520560101761f
```

Nota: Mensaje de respuesta del módulo GSM al comando AT+CCID

Para validar esta información, en la Figura 72, se aprecia el número de registro de la tarjeta SIM suministrado por la operadora. De esta manera se valida la configuración y conexión del módulo GSM junto con la tarjeta SIM.

Figura 72

Numero de la tarjeta SIM suministrado por la operadora



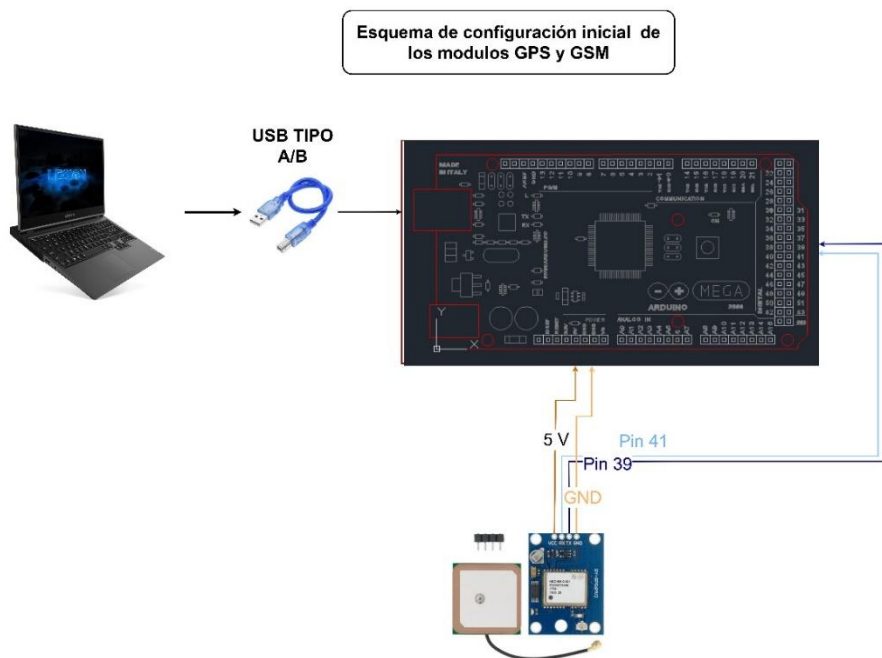
Nota: Número de identificación de la tarjeta SIM incorporada al módulo GSM

4.2.1.2 Configuración inicial del Módulo GPS NEO 6NM

En este apartado, se realiza la configuración inicial del módulo GPS NEO 6nm. Para que funcione este módulo. En la Figura 73, se aprecia el esquema de configuración del módulo GPS

Figura 73

Esquema de configuración inicial del GSM



Nota: Elaboración propia

Para establecer las variables importantes de posicionamiento la latitud y la longitud. Es necesario utilizar el uso de las librerías TinyGPS que se lo puede descargar desde el siguiente repositorio. Utilizando el código del Anexo 6, se carga al microcontrolador y se aprecia la información con respecto a la geolocalización en tiempo real del dispositivo. En la Figura 74 se aprecia los mensajes de latitud y longitud que envía el módulo GPS

Figura 74

Información de la geolocalización del dispositivo

```
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
LAT=-8.079749 LON=-79.04427
```

Nota: Valores de latitud y longitud enviados por el módulo GPS

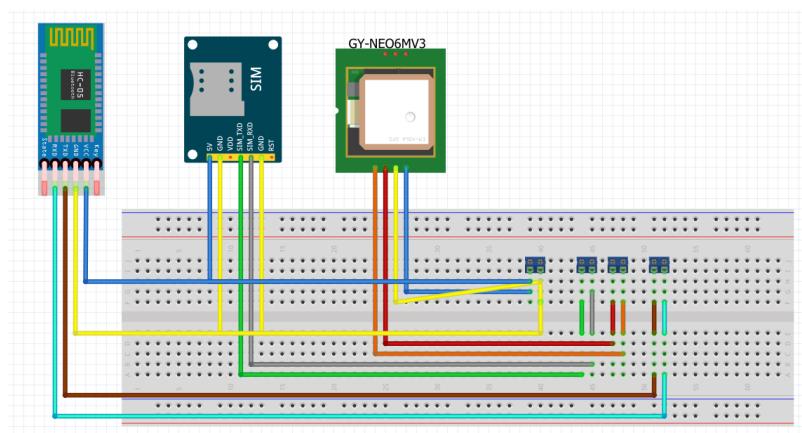
4.2.2 Diseño de PCB

Las configuraciones anteriormente, sirven como antecedente para diseñar la placa del sistema (PCB). Para facilidad de adaptación, y diseño de la placa del sistema, los elementos que son albergados en el PCB son los módulos de comunicación y los módulos de notificación, ya que

estos no tienen una placa en su estructura. En la Figura 75, se puede apreciar los elementos anteriormente configurados en el breadboard junto con la disposición de los pines que se conectan a los elementos de alimentación para su funcionamiento

Figura 75

Diseño de la placa del sistema sobre el breadboard

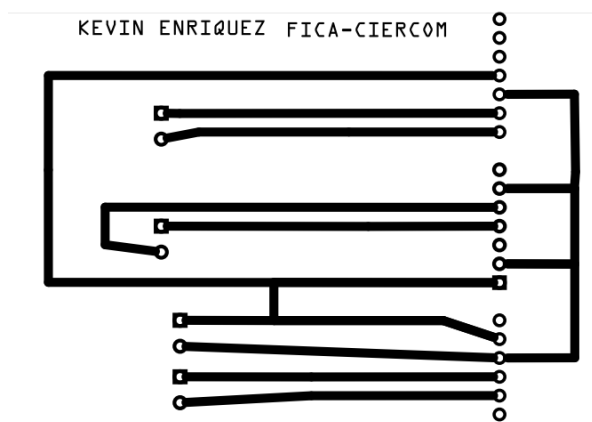


Nota: Elaboración propia

En la figura 76 se puede apreciar el diseño impreso del circuito

Figura 76

Diseño impreso del circuito



Nota: Elaboración propia

En la Figura 77, se aprecia el procedimiento de colocación de los elementos a la baquelita.

Figura 77

Proceso de implementación y soldadura de lo elementos a la placa diseñada



Nota: Elaboración propia

4.3 Procesamiento de datos

4.3.1 Filtrado de datos

La recolección de todas las muestras de los 4 escenarios planteados dio un total de 18000 muestras. De tal manera, se procede a aplicar el filtro seleccionado en el apartado 3.3 a los datos recolectados. En la Tabla 51, se puede apreciar los valores de la media aritmética, desviación estándar, coeficiente señal/ruido y coeficiente de variación, de la señal original con las 18000 muestras.

Tabla 51*Datos de la señal sin filtrar con 18000 muestras*

Datos Sin filtro									
Variable	atención	delta	theta	low alp	high alp	low bet	high bet	low gamm	min gamm
N° Datos	18000	18000	18000	18000	18000	18000	18000	18000	18000
Media aritmetica	50.8	28609.1	27667.83	18541.52	17174.2	16501.34	16607.42	11962.33	9548.62
desviación estándar	20.41	18560.58	17359.62	14984.44	13559.18	11926.13	11723.09	11383.3	9759.43
SNR	2.488976	1.54139	1.593804	1.237385	1.266611	1.383629	1.416642	1.050867	0.978399
Coefficiente de variación	0.401772	0.648765	0.62743	0.808156	0.789509	0.722737	0.705895	0.951596	1.022078

Nota: Los resultados que se muestran en la tabla son de datos sin filtrar

En la Tabla 52, se puede apreciar los valores de la media aritmética, desviación estándar, coeficiente señal/ruido y coeficiente de variación de la señal filtrada. Con estos valores se puede realizar una comparativa, y se puede discriminar que existe una señal de mejor calidad como respuesta al aplicar el filtro digital.

Tabla 52*Datos de la señal filtrada con 18000 muestras*

Datos con filtro Savitzky-Golay									
Variable	atención	delta	theta	low alp	high alp	low bet	high bet	low gamm	min gamm
N° Datos	18000	18000	18000	18000	18000	18000	18000	18000	18000
Media aritmetica	50.8	28609.08	27668.08	18541.29	17174.44	16501.19	16607.49	11962.4	9548.63
desviación estándar	16.73	7475.05	7084.54	6449.23	5897.58	5027.97	5987.14	7000.42	6144.76
SNR	3.036461	3.827276	3.905417	2.874962	2.912116	3.281879	2.77386	1.708812	1.553947
Coefficiente de variación	0.329331	0.261282	0.256055	0.347831	0.343393	0.304703	0.360508	0.585202	0.643523

Nota: Los resultados que se muestran en la tabla son de datos filtrados

4.3.2 Adaptación del modelo entrenado al entorno de Raspberry Pi 3b +

Dentro del entorno de trabajo del microprocesador *Raspberry Pi 3b+*, es necesario instalar el sistema operativo Raspbian, para poder utilizar las herramientas de raspberry. Para esto es importante descargar la imagen de este sistema operativo. En el siguiente link puede encontrar versiones e información del sistema operativa Raspbian: [Raspberry Pi OS – Raspberry Pi](#). Dentro del Anexo 10 se encuentra el programa junto con las especificaciones con las que efectúa cada una de las funciones anteriormente señaladas. Desarrollado el programa, se procede ejecutarlo dentro del microprocesador para validar su funcionamiento.

4.4 Pruebas de funcionamiento

4.4.1 Prueba aplicado a un sujeto sin efectos de alcohol

Dentro de este apartado se realiza el reconocimiento del estado alcoholemia a un sujeto que no ha consumido alguna cantidad de alcohol. En la Tabla 53 , se aprecia los datos del sujeto que fue puesto a prueba.

Tabla 53

Datos del sujeto para el reconocimiento del estado de alcoholemia

edad	estatura(cm)	peso(g)	factor de distribución (g)	graduación de alcohol (%)	dosis(ml)	Densidad del alcohol (g/ml)	gramos de alcohol consumidos	CAS
27	176	93000	0.55	0	0	0	0	0.00

Nota: Elaboración propia

En la Figura 78 se aprecia la colocación del BCI sobre el sujeto puesto a prueba.

4.4.2 Prueba aplicada a un sujeto bajo efectos de alcohol

En la Tabla 54 se muestran los datos del sujeto, la cantidad de alcohol suministrada y la cantidad de alcohol por litro sangre.

Tabla 54

Sujeto puesto a prueba para el reconocimiento del estado de alcoholemia

edad	estatura(cm)	peso(g)	factor de distribución (g)	graduación de alcohol (%)	dosis(ml)	Densidad del alcohol (g/ml)	gramos de alcohol consumidos	CAS
27	176	93000	0.55	4	2000	0.8	64	1.25

En la Figura 80 se aprecia el reconocimiento del estado de alcoholemia para este escenario. De acuerdo con la predicción del programa se comprueba que realiza la predicción correctamente.

Figura 80

Reconocimiento del estado del alcoholemia efectuado por el algoritmo entrenado

```

chumado
/home/raspberry/myenv/lib/python3.9/site-packages/sklearn/base.py:439: UserWarning: X does not have va
warnings.warn(
Predicción: [1]
chumado
/home/raspberry/myenv/lib/python3.9/site-packages/sklearn/base.py:439: UserWarning: X does not have va
warnings.warn(
Predicción: [1]
chumado
/home/raspberry/myenv/lib/python3.9/site-packages/sklearn/base.py:439: UserWarning: X does not have va
warnings.warn(
Predicción: [1]
chumado
/home/raspberry/myenv/lib/python3.9/site-packages/sklearn/base.py:439: UserWarning: X does not have va
warnings.warn(
Predicción: [1]
chumado
/home/raspberry/myenv/lib/python3.9/site-packages/sklearn/base.py:439: UserWarning: X does not have va
warnings.warn(
Predicción: [1]
chumado
/home/raspberry/myenv/lib/python3.9/site-packages/sklearn/base.py:439: UserWarning: X does not have va
warnings.warn(
Predicción: [0]
cuerto
/home/raspberry/myenv/lib/python3.9/site-packages/sklearn/base.py:439: UserWarning: X does not have va
warnings.warn(

```

Nota: Predicción del sistema de un sujeto ebrio

4.4.3 Pruebas de funcionamiento del sistema a personas aleatorias

En este apartado se realiza pruebas en escenarios no controlados para la validación del funcionamiento del sistema de clasificación del estado de alcoholemia. Para esto se utilizó escenarios que no fueron contemplados durante la fase de recolección de datos, el principal objetivo en este punto es verificar los falsos positivos que arroja el modelo entrenado. Los escenarios para este proceso están relacionados con actividades cotidianas y se tomó en cuenta 40 sujetos para las pruebas respectivas.

El primer escenario para las pruebas de validación del sistema, fue escoger a 10 personas de manera aleatoria en una plaza. Para la detección del estado de alcoholemia, el sistema recolecta 15 muestras de señales encefalográficas, las cuales pasarán por la etapa de procesamiento y por el modelo entrenado, permitiendo así establecer una clasificación del estado de alcoholemia de cada sujeto. En la Tabla 55, se puede apreciar los resultados obtenidos en este escenario de prueba realizada. Cada muestra que es registrada tiene un periodo de un segundo, el sistema a partir de cada muestra establece una etiqueta para cada una de ellas, y luego a través del conteo de las etiqueta establecidas, el sistema es capaz de establecer el estado de alcoholemia del sujeto. De acuerdo con las pruebas efectuadas se puede verificar que el sistema tuvo el 100% de predicción en personas sobrias.

Tabla 55

Resultados obtenidos de las pruebas de funcionamiento del clasificador en escenario de pruebas 1

N°	Edad	Estado	Muestras	Predicción de cada muestra		Porcentaje de predicción por muestra	Etiqueta generada por el sistema
				Bajo efectos de alcohol	Sobrio		
Sujeto 1	38	Sobrio	15	1	14	93.3333333	Sobrio

Sujeto 2	40	Sobrio	15	5	10	66.6666667	Sobrio
Sujeto 3	43	Sobrio	15	3	12	80	Sobrio
Sujeto 4	35	Sobrio	15	0	15	100	Sobrio
Sujeto 5	36	Sobrio	15	2	13	86.6666667	Sobrio
Sujeto 6	36	Sobrio	15	6	9	60	Sobrio
Sujeto 7	47	Sobrio	15	2	13	86.6666667	Sobrio
Sujeto 8	20	Sobrio	15	0	15	100	Sobrio
Sujeto 9	19	Sobrio	15	0	15	100	Sobrio
Sujeto 10	41	Sobrio	15	1	14	93.3333333	Sobrio

Nota: Resultados obtenidos del sistema puesto a prueba en personas aleatorias

El segundo escenario que se utilizó para el establecimiento de pruebas de funcionamiento, fue en una cafetería en donde se comercializa bebidas alcohólicas. Aquí se realizó la prueba a 20 sujetos. En la Tabla 56 se aprecia información y los resultados obtenidos de la prueba realizada. De acuerdo con los resultados mostrados se puede apreciar que el sistema realizó la predicción correctamente el estado de alcoholemia de los sujetos que participaron en el presente escenario.

Tabla 56*Resultados obtenidos de las pruebas de funcionamiento del clasificador del escenario 2*

N°	Edad	Peso (g)	Estatura(cm)	Genero	Cantidad de bebida consumida (ml)	Graduación de alcohol por bebida (%)	CAS (Cantidad de alcohol por litro sangre)	Estado	Predicción de cada muestra			Etiqueta generada por el sistema	
									Muestras	Bajo efectos de alcohol	Sobrio		
Sujeto 11	27	75200	162	Masculino	0	4	0	Sobrio	15	0	15	100	Sobrio
Sujeto 12	29	80000	168	Masculino	0	4	0	Sobrio	15	2	13	86.7	Sobrio
Sujeto 13	24	71000	180	Masculino	0	4	0	Sobrio	15	3	12	80	Sobrio
Sujeto 14	38	85000	152	Femenino	1000	4	1.28	Ebrio	15	14	1	93.3	Ebrio
Sujeto 15	37	70000	162	Masculino	1200	4	1.00	Ebrio	15	13	2	86.7	Ebrio
Sujeto 16	41	74530	163	Masculino	600	4	0.88	Ebrio	15	10	5	66.7	Ebrio
Sujeto 17	40	83100	151	Femenino	1000	4	1.31	Ebrio	15	14	1	93.3	Ebrio
Sujeto 18	26	62500	142	Femenino	0	4	0	Sobrio	15	3	12	80	Sobrio
Sujeto 19	27	72350	160	Femenino	0	4	0	Sobrio	15	1	14	93.3	Sobrio
Sujeto 20	41	86100	163	Masculino	1200	4	0.810	Ebrio	15	13	2	86.7	Ebrio
Sujeto 21	18	65200	155	Masculino	0	4	0	Sobrio	15	0	15	100	Sobrio
Sujeto 22	20	75620	162	Femenino	600	4	0.29	Sobrio	15	5	10	66.7	Sobrio
Sujeto 23	20	78540	167	Femenino	600	4	0.28	Sobrio	15	6	9	60.0	Sobrio
Sujeto 24	23	79520	160	Masculino	1300	4	0.950	Ebrio	15	13	2	86.7	Sobrio
Sujeto 25	33	812450	171	Masculino	1200	4	0.858	Ebrio	15	11	4	73.3	Ebrio
Sujeto 26	33	83500	169	Masculino	1200	4	0.835	Ebrio	15	10	5	66.7	Ebrio
Sujeto 27	32	815560	148	Femenino	1000	4	1.335	Ebrio	15	14	1	93.3	Ebrio
Sujeto 28	36	795800	163	Masculino	1600	4	1.227	Ebrio	15	15	0	100	Ebrio
Sujeto 29	32	754210	147	Femenino	1000	4	1.448	Ebrio	15	15	0	100	Ebrio
Sujeto 30	31	86210	160	Masculino	1800	4	1.214	Ebrio	15	13	2	86.7	Ebrio

Nota: Resultados obtenidos del sistema puesto a prueba en personas aleatorias

El tercer escenario para las pruebas del funcionamiento del sistema fue en sujetos que estaban realizando actividad física. Dentro de este escenario participaron 10 sujetos. En la Tabla 57 se aprecia los resultados obtenidos en este escenario. En los resultados obtenidos se pudo apreciar que el sistema mantuvo un porcentaje alto de predicciones erróneas. Esto es debido a que durante la recolección de datos, existió factores como el exceso de sudoración y agitación del sujeto no permitían un buen acople del electrodo con la frente, generando así señales alteradas. Sin embargo, en una nueva prueba, los sujetos 31,32,35,36,37 y 40 tomaron un descanso e hicieron una limpieza del sudor, posterior a esto se realizó una nueva prueba obteniendo así una mejor predicción de acuerdo con su estado de alcoholemia

Tabla 57

Resultados obtenidos de las pruebas de funcionamiento del clasificador del escenario 3

N°	Edad	Estado	Muestras	Predicción de cada muestra		Porcentaje de predicción	Etiqueta generada por el sistema
				Bajo efectos de alcohol	Sobrio		
Sujeto 31	22	Sobrio	15	15	0	0	Ebrio
Sujeto 32	24	Sobrio	15	12	3	20	Ebrio
Sujeto 33	25	Sobrio	15	3	12	80	Sobrio
Sujeto 34	30	Sobrio	15	0	15	100	Sobrio
Sujeto 35	31	Sobrio	15	11	4	26.67	Ebrio
Sujeto 36	33	Sobrio	15	12	3	20	Ebrio
Sujeto 37	42	Sobrio	15	10	5	33.33	Ebrio
Sujeto 38	20	Sobrio	15	2	13	86.67	Sobrio
Sujeto 39	17	Sobrio	15	1	14	93.33	Sobrio
Sujeto 40	26	Sobrio	15	11	4	26.67	Ebrio

Resultados obtenidos del sistema puesto a prueba en personas aleatorias

4.4.4 Aplicación del sistema embebido sobre el sistema de arranque de una motocicleta

Para la aplicación del sistema se tuvo que efectuar serie de procedimientos dentro de la estructura de la motocicleta. Un punto importante para considerar es la alimentación del sistema,

y de acuerdo con la Tabla 28 , el consumo energético del sistema debe estar entre los 5 voltios a 10 voltios, ya que la mayoría de dispositivos que se utilizan son digitales. Para esto se instaló un cargador tipo USB (5 voltios a 2 amperios) en el sistema de la motocicleta. En la Figura 81 se puede apreciar el proceso de la instalación del cargador

Figura 81

Instalación del cargador tipo en la motocicleta



Nota: Proceso de instalación del cargador e interruptor del sistema

En la Figura 82 se puede apreciar los cables que salen de la batería de la motocicleta los cuales se a conectar al cargador, el cual realiza la conversión de los 12 voltios de corriente continua a un voltaje que permita alimentar los dispositivos digitales. El cable negro corresponde a masa y el cable rojo es positivo del sistema de arranque

Figura 82

Cables de alimentación de la batería de la motocicleta



Nota: Proceso de instalación del cargador e interruptor del sistema

Debido al tamaño de la motocicleta, el sistema se lo coloco dentro de la cavidad del asiento, de esta manera se establece un lugar propicio para la instalación del dispositivo. En la Figura 83 se puede apreciar el dispositivo instalado dentro de la cavidad del asiento, junto con la lectura del voltaje de 5 voltios

Figura 83

Instalación del regulador de voltaje



Nota: Verificación del voltaje recibido (5 Voltios) por el regulador

4.4.5 Pruebas de funcionamiento del sistema instalado en la motocicleta

Dentro de este apartado las debidas pruebas para comprobar el funcionamiento del sistema y la experiencia del usuario que lo utilice. Para esto se realizó un manual de usuario en donde se explica los pasos que el sujeto debe seguir para utilizar el sistema desarrollado (Ver Anexo 11).

En la Tabla 58, se puede apreciar información de los sujetos que fueron puesto a prueba para este apartado.

Tabla 58

Resultados obtenidos de las pruebas de funcionamiento del sistema instalado en la motocicleta

N°	Edad	Peso (g)	Estatura(cm)	Genero	Cantidad de bebida consumida (ml)	Graduación de alcohol por bebida (%)	Estimación		Predicción
							CAS (Cantidad de alcohol por litro sangre)		
Sujeto 1	22	74530	180	Masculino	0	4	0		Sobrio
Sujeto 2	25	83100	165	Masculino	0	4	0		Sobrio
Sujeto 3	27	62500	155	Masculino	0	4	0		Sobrio
Sujeto 4	52	85000	160	Femenino	1000	4	1.28		Ebrio
Sujeto 5	25	70000	158	Masculino	1200	4	1.00		Ebrio
Sujeto 6	33	74530	170	Masculino	600	4	0.88		Ebrio
Sujeto 7	34	62000	160	Femenino	300	4	0.53		Sobrio
Sujeto 8	20	62500	158	Femenino	0	4	0		Sobrio
Sujeto 9	19	72350	155	Femenino	0	4	0		Sobrio
Sujeto 10	26	85000	162	Masculino	1000	4	0.85		Sobrio

Nota: Resultados obtenidos del sistema puesto a prueba en personas aleatorias

4.5 Análisis de resultados

En este apartado se realiza un análisis de los resultados obtenidos durante la fase de pruebas de funcionamiento del sistema en entornos reales. Cabe recalcar que este enfoque tendrá análisis cuantitativo y cualitativo en relación con el comportamiento de las señales EEG recolectadas.

Durante la fase de recolección de datos, se obtuvo resultados que permiten evaluar la hipótesis implícita que está dentro de la investigación realizada, que consiste en identificar como el alcohol afecta nuestra actividad cerebral. En la aplicación de la prueba cognitiva “Perceptual Match”, que se centra en la concentración y tiempos de reacción del sujeto que es puesto a prueba. En la Tabla 59, se aprecia el promedio del tiempo de reacción de los 10 sujetos durante la realización de la prueba cognitiva durante los 4 escenarios planteados.

Tabla 59

Promedio del tiempo de reacción durante la prueba de Perceptual Match en cada escenario

Promedio del tiempo de reacción	
Escenario 1	717.26 ms
Escenario 2	910.19 ms
Escenario 3	1115.98 ms
Escenario 4	1613.37 ms

Nota: Elaboración propia

En este caso se puede apreciar que durante el escenario 1, cuando los sujetos no estaban bajo efectos de alcohol, su tiempo de reacción promedio es de 717.26 milisegundos, sin embargo, este tiempo comienza a aumentar a medida que los sujetos comienzan a ingerir cantidades de alcohol. En el escenario 4, cuando las cantidades de alcohol que consumieron los sujetos, están por encima de 1.2 gramos de alcohol por litro sangre y que es la cantidad de alcohol más grande

para este estudio, se mira un aumento considerable en el tiempo de reacción de los sujetos, teniendo casi un aumento de 1 segundo. Tomando en cuenta estos resultados, el aumento del tiempo de reacción es proporcional a las cantidades de alcohol que se consume.

Dentro de los valores que se estudiaron para la toma de datos, se consideró la variable de atención, si bien esta variable es considerada como algo subjetivo, el BCI seleccionado permite evaluar los valores de atención medidos de 20 a 80 (siendo el valor 20 como el valor más bajo de atención y el valor 80 como el valor más alto de atención según el fabricante) durante una actividad determinada. En Tabla 60, se puede apreciar el promedio de los valores de atención de los 10 sujetos durante la prueba cognitiva sujeta a los cuatro escenarios. Si bien los valores de atención están dentro del campo de la subjetividad, de acuerdo con los resultados obtenidos, se puede decir que la atención reduce cuando el sujeto está bajo ciertas cantidades de alcohol

Tabla 60

Promedio de los valores de atención durante la realización de la prueba cognitiva en los diferentes escenarios

Promedio de los valores de atención	
Escenario 1	64.7
Escenario 2	53.844
Escenario 3	47.37
Escenario 4	43.102

Nota: Elaboración propia

De acuerdo con las Tablas 59 y 60, se puede apreciar que el alcohol dentro del organismo produce efectos a nivel neurológico, los cuales afectan a nuestras acciones físicas. Dentro de los resultados mostrados, el valor de atención es una variable inversamente proporcional a la cantidad de alcohol consumida.

De acuerdo con los resultados obtenidos, durante la fase de pruebas del funcionamiento del clasificador de estado alcoholemia, se pudo constatar datos importantes que se debe tomar en cuenta. En las Tabla 55 del escenario 1 de la fase de pruebas, se puede apreciar que en situaciones normales, el sistema realiza la predicción correctamente del estado de alcoholemia del sujeto. En la Tabla 56 del escenario 2, se puede apreciar que, si bien el sistema realizó correctamente la predicción del estado de alcoholemia, el porcentaje de predicción de cada etiqueta de manera individual en un sujeto ebrio, aumenta cuando la cantidad de alcohol consumida es mayor. Es decir que, el sistema tiende a realizar una mejor predicción cuando el sujeto no esté en puntos intermedios entre sobrio y cuerdo. En Tabla 57 del escenario 3 de las pruebas de funcionamiento, se pudo constatar datos interesantes desde el punto de vista del funcionamiento del BCI, debido a que por condiciones de los sujetos que fueron puesto a prueba (agitación y exceso de sudoración), limitó las condiciones en la recolección de las muestras de señales EEG, dando como resultado un alto número de falsos positivos.

Un parámetro importante dentro del análisis de resultados es corroborar la experiencia de los usuarios en relación con el sistema desarrollado. En el Anexo 12 se puede la encuesta que aplicada a los sujetos que pasaron por las pruebas de funcionamiento del sistema. En la Tabla 61 se puede apreciar los resultados de la encuesta aplicada. De acuerdo con los resultados se puede establecer la mayoría de las personas encuestadas tienen una experiencia de uso del sistema desarrollado positiva

Tabla 61

Resultados de la encuesta establecida para conocer la experiencia del usuario

Numero de pregunta	Si	No
Pregunta 1	2	8
Pregunta 2	7	3

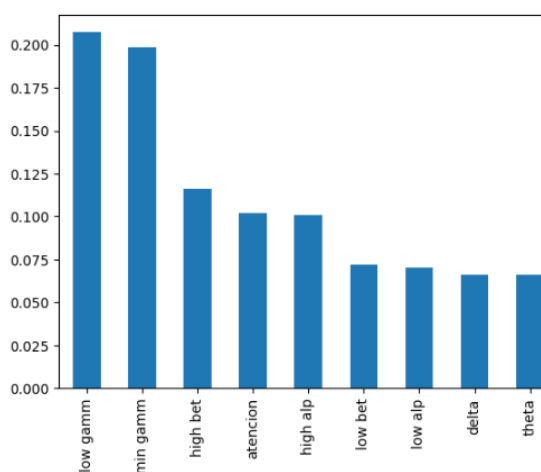
Pregunta 3	10	0
Pregunta 5	7	3

Nota: Elaboración propia

A continuación, se realiza un enfoque del comportamiento de las señales EEG en sujetos bajo la ingesta de alcohol. Para esto se parte en los resultados obtenidos del algoritmo de clasificación *Random Forest*. En la Figura 84, se puede apreciar las características de las señales que mayor peso tienen cuando el algoritmo realiza la clasificación del estado de alcoholemia. En este caso, las señales que están dentro de la banda GAMMA, son aquellas que contienen más información útil para realizar el reconocimiento del estado de alcoholemia.

Figura 84

Variables con mayor peso durante el proceso del reconocimiento del estado de alcoholemia



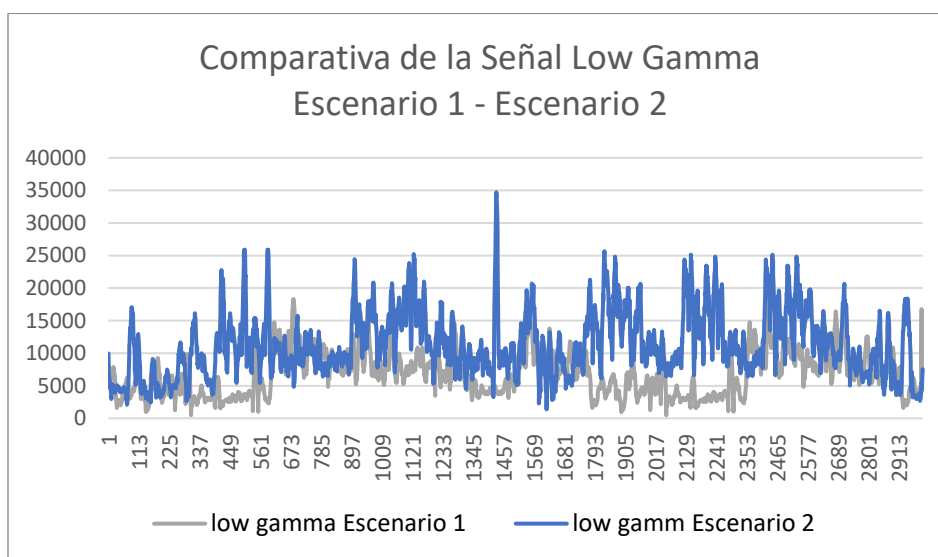
Nota: Resultados obtenidos durante la fase de entrenamiento del algoritmo

Tomando en cuenta las señales Low Gamm, Min Gamm, se realiza un enfoque en estas señales debido a que son las que más información contienen para el reconocimiento del estado de alcoholemia. A continuación, se realiza una comparativa de las señales GAMMA en los diferentes escenarios, tomando en cuenta los valores recolectados en los escenarios planteados. En las Figuras

85, 86 y 87 se aprecia el comportamiento de las señales Low Gama. El escenario 1 corresponde a datos recolectados de personas que no tienen presencia de alcohol en su organismo. Los escenarios 2, 3 y 4, corresponden a datos que fueron recolectados de personas bajo efectos de alcohol. Dentro del comportamiento de las señales Low Gamma, se aprecia que desde el escenario 2, existe un comportamiento diferente en relación con datos de personas sobrias. Las componentes de estas señales en sujetos bajo efectos de alcohol tienden a tener una amplitud y pico más altos en la estructura de la señal tomando en cuenta los datos del escenario 1.

Figura 85

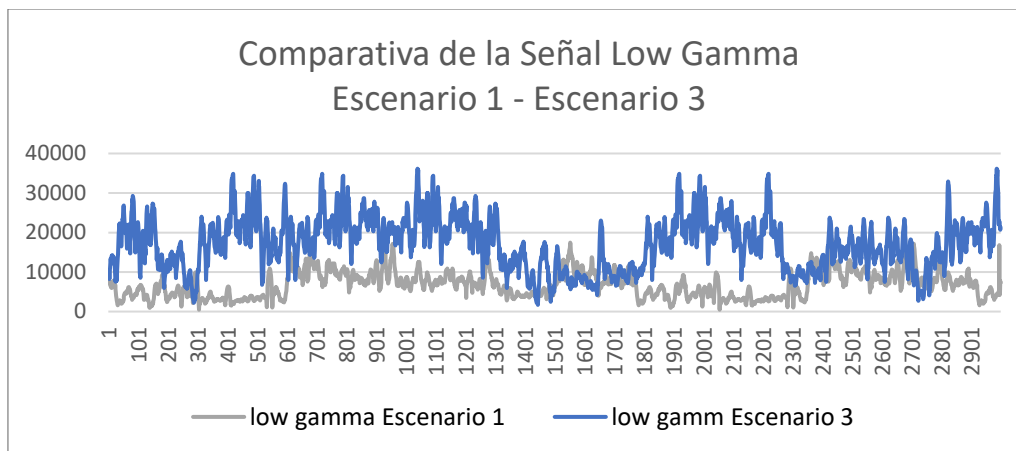
Comparativa de la señal Low Gamma. Escenario 1 – Escenario 2



Nota: Elaboración propia

Figura 86

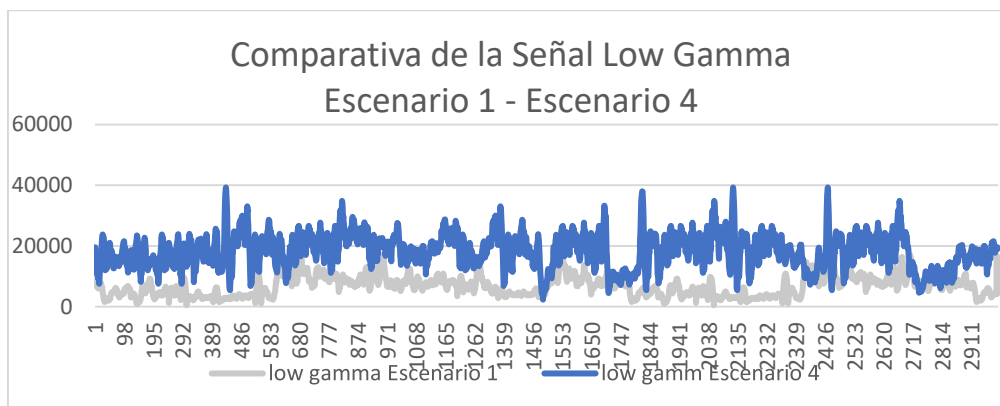
Comparativa de la señal Low Gamma. Escenario 1 – Escenario 3



Nota: Elaboración propia

Figura 87

Comparativa de la señal Low Gamma. Escenario 1 – Escenario 4

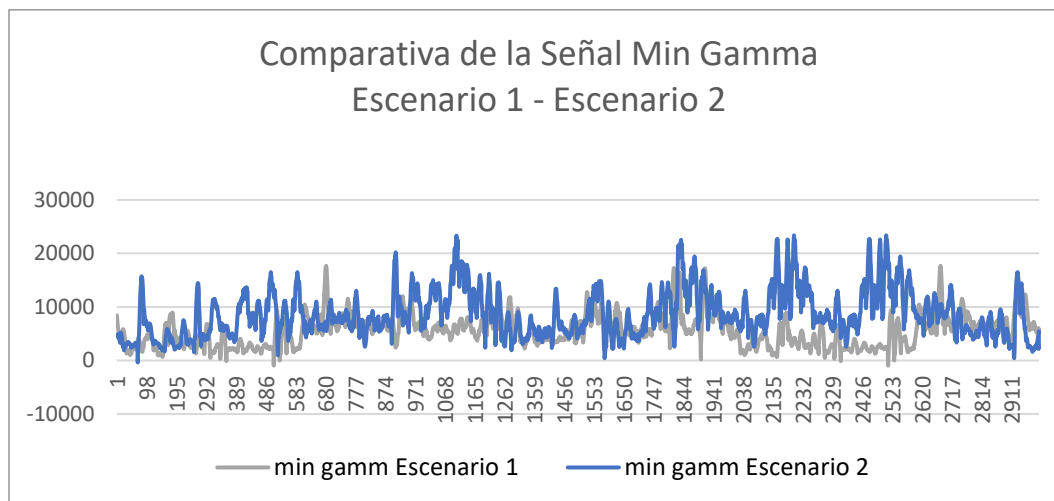


Nota: Elaboración propia

Tomando en cuenta el mismo enfoque, dentro de las señales Min Gamma de los escenarios establecidos, se puede apreciar un similar comportamiento al de las señales Low Gamma. Sin embargo, en la Figura 88 se aprecia que en la comparativa no existe cambios tan abruptos de datos en los datos del escenario 2, que está relacionado a sujetos con una ingesta de alcohol entre los 0.30-0.35 gramos de alcohol por litro sangre.

Figura 88

Comparativa de la señal Min Gamma. Escenario 1 – Escenario 2

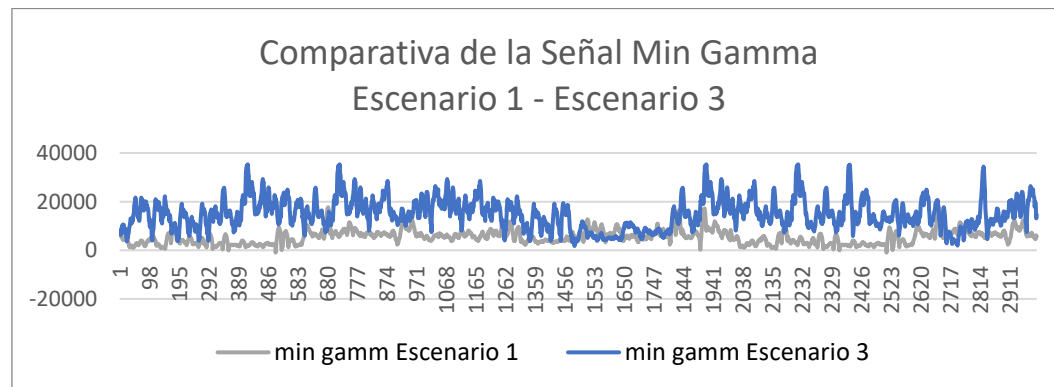


Nota: Elaboración propia

En la Figura 89, se aprecia que las componentes de la señal en el escenario 3, el cual está relacionado con sujetos con una ingesta de 0.36-1.2 gramos por litro sangre, tienden a tener a picos más altos y una amplitud más prolongada en relación con datos de sujetos que no han ingerido alcohol

Figura 89

Comparativa de la señal Min Gamma. Escenario 1 – Escenario 2

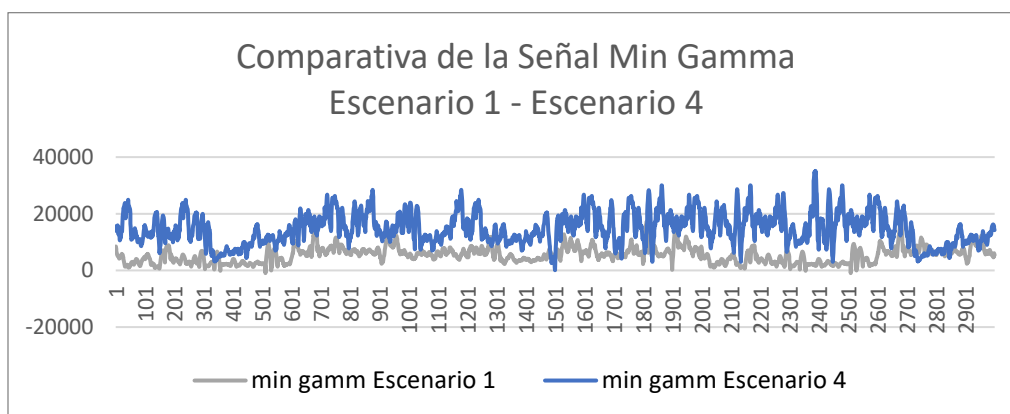


Nota: Elaboración propia

En la Figura 90, se aprecia un constante aumento en los valores de amplitud con respecto a datos recolectados en el escenario 4, el cual está relacionado a sujetos con una ingesta de alcohol por encima de 1.2 gramos de alcohol por litro sangre.

Figura 90

Comparativa de la señal Min Gamma. Escenario 1 – Escenario 4



Nota: Elaboración propia

En la Tabla 62, se aprecia del coeficiente de la variación y el valor de la media de estas señales, cuyas variables permiten tener una apreciación de los cambios en las componentes de las señales Gamma en los escenarios planteados. De acuerdo con los resultados obtenidos, se puede apreciar que, el valor de la media aumenta y el valor de la desviación estándar disminuye en cada escenario. Lo que se traduce en que: El valor de la media aumenta debido a que en los escenarios 2, 3 y 4, los valores de las señales tienen valores de amplitud más elevados a los valores de las señales Gamma cuando un sujeto está sin ingesta de alcohol, y con respecto a los valores del coeficiente de variación, cuando más se acerca a valores cercanos a 0, los valores de forma independiente de cada señal, tienden a estar en posiciones cercanas al valor de media, lo que indica que los valores de las señales Gamma en sujetos bajo efectos de alcohol, tiende a tener una

distribución constante con valores más elevados, los cuales se presentan como valores atípicos a los que se presentan en escenarios de personas sin efectos de alcohol

Tabla 62

Media y coeficiente de variación de las señales Low Gamma y Min Gamma

Escenario 1			
Low Gamma		Min Gamma	
Media	C. Variación	Media	C. Variación
6854.13	0.48	5517.4064	0.51
Escenario 2			
Low Gamma		Min Gamma	
Media	C. Variación	Media	C. Variación
11416.24	0.44	8720.25	0.495
Escenario 3			
Low Gamma		Min Gamma	
Media	C. Variación	Media	C. Variación
17289.54	0.384	15023.41	0.41
Escenario 4			
Low Gamma		Min Gamma	
Media	C. Variación	Media	C. Variación
18369.55	0.32	14898.81	0.37

Nota: Elaboración propia

Dentro de las investigaciones realizadas en el estudio de las señales encefalográficas, existió un paradigma en el enfoque de las señales Gamma, y esto debido a que su obtención implicaba métodos y técnicas más sofisticadas, y esto es generado a que la banda de frecuencia en donde opera, es más vulnerable a ruido y componentes de voltaje originadas por movimientos musculares. El enfoque tradicional en la investigación de las señales encefalográficas, estaba orientado a las señales que están dentro de bandas de frecuencias más bajas (Señales: Alpha, beta, delta y theta) (Amo et al., 2017). Sin embargo, con el desarrollo tecnológico y nuevas herramientas, sirvieron como proxy para nuevas investigaciones en señales que están dentro del rango de frecuencia más altas, dando el inicio al estudio de las señales Gamma (Yang et al., 2020). Los principales enfoques dentro del estudio de las señales Gamma, están orientados al

comportamiento de estas señales en procesos mentales como la atención, la memoria y procesos cognitivos. (Campbell et al., 2014). Dentro de los resultados obtenidos del trabajo investigativo: *Acute Effects of Alcohol on Stimulus-Induced Gamma Oscillations in Human Primary Visual and Motor Cortices* desarrollado por Campbell: Los análisis de tiempo-frecuencia en las señales Gamma, el alcohol aumenta la amplitud de las señales y disminuye la frecuencia máxima y en las tareas motoras el alcohol aumentó la amplitud. Estos datos apoyan la noción de que las oscilaciones gamma dependen, en parte, del equilibrio entre excitación e inhibición. De acuerdo con la afirmación señalada, se puede realizar una comparativa con la literatura mencionada y los resultados obtenidos, de esta manera, se valida que los valores de las señales gamma en un sujeto bajo efectos de alcohol, tienden a tener una mayor variación y picos más altos (Ver Tabla 62) con relación a señales de sujetos sin ingesta de alcohol, por lo tanto, se puede intuir que estas señales son más sensibles y eficaces en el análisis del estado de alcoholemia de un sujeto.

Conclusiones

El diseño del sistema propone un nuevo modelo de reconocimiento del estado de alcoholemia en tiempo real, a través del procesamiento de señales encefalográficas junto con la integración de un algoritmo de clasificación basado en Deep learning. El sistema realiza el reconocimiento a través del procesamiento de cada muestra de las señales EEG recibidas, y posterior a eso, a través del algoritmo de Deep Learning entrenado realiza el reconocimiento del estado de alcoholemia en cada muestra.

El desarrollo del sistema tiende a ser una nueva forma de detección del estado de alcoholemia no invasiva, para sujetos que conducen una motocicleta, utilizando herramientas que están siendo tendencia en el campo de la medicina, tecnología y redes de comunicación. De esta manera, se propone que este sistema sea una forma de prevenir potenciales accidentes de tránsito en motocicletas.

Un factor determinante dentro de los clasificadores basados en Deep learning es la base de datos que se utiliza para su modelado y entrenamiento. Para este estudio se utilizó una muestra de 18000 datos, de las cuales 9000 datos tienen la etiqueta de un sujeto sobrio y 9000 de un sujeto ebrio. En el proceso de entrenamiento del algoritmo Random Forest con la base datos empleada, se obtuvo una predicción de 93%, sin embargo, con la identificación de los valores de los hiperparámetros de la estructura del algoritmo se obtuvo un porcentaje de predicción del 95%.

Durante la fase de tomas de datos, se evaluó los niveles de concentración de los 10 sujetos a través de la prueba cognitiva Perceptual Match, los resultados permitieron evaluar los tiempos de reacción en cada uno de los cuatros escenarios. En el escenario 1, escenario 2, escenario 3 y escenario 4 se obtuvo un promedio del tiempo de reacción de 717.26 ms, 910.19 ms, 115.98 ms y

1613.37 ms respectivamente. De esta manera, es evidente que el alcohol desde cantidades muy pequeñas ingeridas genera alteraciones en nuestras funciones cerebrales.

A través del presente estudio, se comprobó que; efectivamente el ingerir alcohol tiene efectos negativos en nuestro sistema nervioso, esto se evidenció a través del análisis de las señales que están dentro de la banda Gamma, siendo aquellas que se ven más afectadas ante la ingesta del alcohol. Teniendo como resultado una variación en la amplitud y picos más elevados en la estructura de la señal en relación del tiempo. Matemáticamente, se comprobó que las señales Gamma, en sujetos que han ingerido alcohol, tienen un coeficiente de variación cercano a cero y una media mayor, lo que se traduce a que cada componente se acerca más a la media, lo que indica que cada componente de manera independiente tiende a tener valores más elevados a los de sujetos que no han consumido alcohol.

Utilizando la diadema NeuroSky Mobile 2, dentro de su algoritmo de recolección de señales EEG, se evaluó valores de atención en los sujetos de los 4 escenarios. Durante el análisis de resultados se pudo apreciar que, a medida que el sujeto consume mayor cantidad de alcohol, los valores de atención medidos comienzan a disminuir. Lo que permite contribuir con la hipótesis de que las señales de la banda Gamma son las que mayormente se ven afectadas. Esto se debe a que estas señales están relacionadas a procesos como la atención, memoria y procesos cognitivos.

Finalmente, se concluye que la solución a problemas sociales es viable utilizando métodos no tradicionales. Es decir, través de la utilización de dispositivos inteligentes y tecnológicos se puede generar soluciones más eficaces a problemas de política pública .

Recomendaciones

Para el procesamiento de datos se recomienda utilizar unidades de procesamiento más complejas como el microprocesador de la marca Raspberry. Esto debido a que la aplicación de herramientas como el filtrado digital e implementación de librerías de machine learning requieren mayor recursos computacionales.

Se recomienda utilizar el lenguaje de programación Python, ya que contiene mayor flexibilidad en la utilización de librerías relacionadas al procesamiento de datos, así como filtros digitales y algoritmos de Deep learning.

Para profundizar el estudio dentro del campo de las señales encefalográficas se recomienda utilizar un BCI con un mayor número de electrodos. De esta manera se puede realizar un análisis más complejo con un mayor número de componentes dentro del comportamiento de las señales encefalográficas en proceso cognitivos.

Para el lector, si desea profundizar en este maravilloso mundo investigativo, pongo a disposición de todos los recursos empleados para el desarrollo del presente proyecto en mi repositorio de GitHub: [KevinEnriquez96/Proyecto-de-titulacion: Proyecto de titulacion \(github.com\)](https://github.com/KevinEnriquez96/Proyecto-de-titulacion: Proyecto de titulacion (github.com))

Bibliografía

- Agencia Nacional de Tránsito. (Septiembre de 2022). *Reporte nacional de siniestros de tránsito: Enero - Septiembre 2022*. Agencia Nacional de tránsito: <https://www.ant.gob.ec/historico-estadisticas-siniestros-de-transito/>
- Aggarwal, C. (2018). *Neural Networks and Deep Learning*. Springer.
- Amo, C., Santiago, L. d., Barea, R., López-Dorado, A., & Boquete, L. (17 de Mayo de 2017). *Analysis of Gamma-Band Activity from Human EEG Using Empirical Mode Decomposition*. National Library of Medicine: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5469342/#B6-sensors-17-00989>
- Arduino. (2020). *Arduino® Nano*. Arduino: <https://docs.arduino.cc/static/b25acf6247ca93c9718bee4b4454d832/A000005-datasheet.pdf>
- Arduino. (2020). *Arduino® UNO R3*. Arduino: <https://docs.arduino.cc/static/fd740be3304cfd5193b82db7c513f738/A000066-datasheet.pdf>
- Arduino. (2021). *Arduino® MEGA 2560 Rev3*. Arduino: <https://docs.arduino.cc/static/7bdb9c290864d7e8b1cbbe6e8a0d5d56/A000067-datasheet.pdf>
- Brain Support. (31 de Diciembre de 2020). *A brief introduction to EEG and the types of electrodes*. Brain Support: <https://www.brainlatam.com/blog/a-brief-introduction-to-eeeg-and-the-types-of-electrodes-75>

Britannica. (14 de Septiembre de 2021). *electroencephalography*. Britannica:

<https://www.britannica.com/science/electroencephalography>

Burkov, A. (2020). *Machine Learning*. True Positive Incorporated.

Campbell, A. E., Sumner, P., Singh, K. D., & Muthukumaraswamy, S. D. (13 de Marzo de 2014).

Acute Effects of Alcohol on Stimulus-Induced Gamma Oscillations in Human Primary Visual and Motor Cortices. *Neuropsychopharmacology*:

<https://www.nature.com/articles/npp201458>

Canelo, S., Rojas, D., & Mejía, A. (Diciembre de 2015). *Registro de la actividad eléctrica cerebral*

de la atención implicada en la conducción bajo el efecto del alcohol usando un instrumento BCI (brain control interface). Universidad Católica de Colombia, Facultad de Psicología:

http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1794-99982015000200005

Clinic, M. (11 de Mayo de 2022). *EEG (electroencephalogram)*. Mayo Clinic:

<https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/eeg/about/pac-20393875>

Comercio. (30 de Julio de 2012). *USD 240 000 cuestacada muerte en las vías*. El Comercio:

<https://www.elcomercio.com/actualidad/negocios/usd-240-000-cuestacada-muerte.html>

Comunidad Motera del Ecuador. (3 de Febrero de 2021). *164.551 motos se vendieron en Ecuador*

durante el 2021. Comunidad Motera del Ecuador: [https://www.motociclismo.ec/post/164-](https://www.motociclismo.ec/post/164-551-motos-se-vendieron-en-ecuador-durante-el-2021#:~:text=Bajaj%20e%20IGM%20completan%20las,%2C%20ICS%2C%20Z1%20y%20Benelli%E2%80%A6)

[551-motos-se-vendieron-en-ecuador-durante-el-](https://www.motociclismo.ec/post/164-551-motos-se-vendieron-en-ecuador-durante-el-2021#:~:text=Bajaj%20e%20IGM%20completan%20las,%2C%20ICS%2C%20Z1%20y%20Benelli%E2%80%A6)

[2021#:~:text=Bajaj%20e%20IGM%20completan%20las,%2C%20ICS%2C%20Z1%20y](https://www.motociclismo.ec/post/164-551-motos-se-vendieron-en-ecuador-durante-el-2021#:~:text=Bajaj%20e%20IGM%20completan%20las,%2C%20ICS%2C%20Z1%20y%20Benelli%E2%80%A6)

[%20Benelli%E2%80%A6](https://www.motociclismo.ec/post/164-551-motos-se-vendieron-en-ecuador-durante-el-2021#:~:text=Bajaj%20e%20IGM%20completan%20las,%2C%20ICS%2C%20Z1%20y%20Benelli%E2%80%A6)

Correa, J. (2019). *Detección de actividad física en señales cerebrales*. Universidad Politecnica de

Madrid:

https://oa.upm.es/55990/1/TGM_JESSICA_NATHALY_CORREA_TENESACA.pdf

Dariusz, Z., & Wojciech, P. (Agosto de 2004). *Uncertainty in Theoretical Calculations of Alcohol Concentration*.

https://www.researchgate.net/publication/255499090_Uncertainty_in_Theoretical_Calculations_of_Alcohol_Concentration

Demidova, L., & Ivkina, M. (20 de Noviembre de 2019). *Defining the Ranges Boundaries of the Optimal Parameters Values for the Random Forest Classifier*. IEEE:

<https://ieeexplore.ieee.org/document/8947569>

Edward, F., Andrew, W., & Bidhan, P. (Mayo de 2004). *Stakeholder Theory and "The Corporate Objectives Revisited"*. Organization Science.

El Comercio. (5 de Mayo de 2021). *El confinamiento impulsa otra vez al 'delivery' en Ecuador*. El Comercio: <https://www.elcomercio.com/actualidad/negocios/confinamiento-impulsa-delivery-ecuador-pandemia.html>

electronicsforu. (30 de Agosto de 2021). *All You Wanted to Know About GSM Module and GPRS Module*. electronicsforu: <https://www.electronicsforu.com/resources/gsm-module>

Emotive. (2020). *Insight 2 user manual*. Emotive: <https://emotiv.gitbook.io/insight-2-user-manual/compliance/regulatory-compliance>

Gavilanes, R. (3 de Junio de 2022). *Así es cómo afecta el alcohol a los reflejos al conducir*. Prensa.Ec: <https://prensa.ec/2022/06/03/asi-es-como-afecta-el-alcohol-a-los-reflejos-al-conducir/>

Handson Technology. (2018). *User guide: 1 Channel 5V Optical Isolated Relay Module*. Handson Technology: <http://www.handsontec.com/dataspecs/2Ch-relay.pdf>

Harrington, P. (2012). *Machine Learning in Action*. Manning Shelter Island.

- IEEE. (19 de Julio de 2019). *754-2019 - IEEE Standard for Floating-Point Arithmetic*. IEEE Explore: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8766229>
- INEC. (2020). *Estadísticas Vitales*. INEC: https://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Poblacion_y_Demografia/Defunciones_Generales_2020/2021-06-10_Principales_resultados_EDG_2020_final.pdf
- ISO/IEC/IEEE. (Noviembre de 2018). *Systems and software engineering - Life cycle process - Requirements engineering*. Iso: https://webstore.iec.ch/preview/info_isoiecieee29148%7Bed2.0%7Den.pdf
- Itead Studio. (2012). *HC-05 Bluetooth to Serial Port Module*. rhydolabz: https://www.rhydolabz.com/documents/HC-05_datasheet.pdf
- Kamal, H., Roni, A., Asadul, H., & Towfiqur, R. (Marzo de 2021). *A Review of Digital FIR Filter Design in Communication Systems*. Research Gate: https://www.researchgate.net/publication/349836561_A_Review_of_Digital_FIR_Filter_Design_in_Communication_Systems
- Ley de Transporte Terrestre, Tránsito y Seguridad Vial. (2021). *Artículo 1*. <https://portovial.gob.ec/sitio/descargas/leyes/ley-organica-transporte-terrestre-transito-y-seguridad-vial.pdf>
- Lotte, F. (Diciembre de 2008). *Study of Electroencephalographic Signal Processing and Classification Techniques towards the use of Brain-Computer Interfaces in Virtual Reality Applications*. Research Gate: https://www.researchgate.net/publication/30514309_Study_of_Electroencephalographic_Signal_Processing_and_Classification_Techniques_towards_the_use_of_Brain-Computer_Interfaces_in_Virtual_Reality_Applications

- Luneski, A., Bamidis, P., & Hitoglou-Antoniadou, M. (2008). *Affective computing and medical informatics: state of the art in emotion-aware medical applications*. National Library of Medicine: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18487783/>
- Marco, R., & Eduardo Iañez, M. O. (5 de Septiembre de 2018). *Universidade Da Coruña*. Reconocimiento del Estado Emocional Mediante Señales EEG: <https://ruc.udc.es/dspace/handle/2183/24832>
- Medina, B., Sierra, J., & Ulloa, A. (20 de Febrero de 2018). *Técnicas de extracción de características de señales EEG en la imaginación de movimiento para sistemas BCI*. Revistas Espacios: <https://www.revistaespacios.com/a18v39n22/a18v39n22p36.pdf>
- Motores del Sur. (2020). *Loncin LX175T-14B*. Motores del Sur: <https://motoresdelsur.com/site/loncin-lx175t-14b/>
- Muse. (25 de Junio de 2012). *A Deep Dive Into Brainwaves: Brainwave Frequencies Explained*. Muse: <https://choosemuse.com/blog/a-deep-dive-into-brainwaves-brainwave-frequencies-explained-2/>
- Neal, G. (Enero de 2020). *Savitzky-Golay Smoothing and Differentiation Filter*. Research Gate: https://www.researchgate.net/publication/338518012_Savitzky-Golay_Smoothing_and_Differentiation_Filter
- Neurosky. (Agosto de 2015). *MindWave Mobile: User Guide*. Neurosky: https://download.neurosky.com/support_page_files/MindWaveMobile/docs/mindwave_mobile_user_guide.pdf
- Neurosky. (17 de Enero de 2017). *ThinkGear Serial Stream Guide*. Neurosky: https://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=thinkgear_communications_protocol
- Nielsen, M. (2017). *Neural Networks and Deep Learning*. Springer.

Ordoñez, D., Gómez, E., & Ávalos, H. (Junio de 2018). *Tamaño óptimo de la ventana en un filtro de media móvil para RSSI: mejorando la estimación de la distancia con Bluetooth.*

Research

Gate:

https://www.researchgate.net/publication/325959007_Tamano_optimo_de_la_ventana_en_un_filtro_de_media_movil_para_RSSI_mejorando_la_estimacion_de_la_distancia_con_Bluetooth

Pardell, X. (29 de Julio de 2022). *Electroencefalografo.* Apuntes de Electromedicina:

<https://www.pardell.es/electroencefalografo.html>

Peter, M., Wayne, J., Ann, S., & Michael, S.-H. (30 de Octubre de 2018). *Evidence based survey of the distribution volume of ethanol; comparasion of empirically determined values with anthropometric measures.*

https://rke.abertay.ac.uk/ws/portalfiles/portal/15385663/Maskell_EvidenceBasedSurvey_Accepted_2018.pdf

Petrantonakis, P. C., & Hadjileontiadis, L. J. (15 de Septiembre de 2011). *A novel emotion elicitation index using frontal brain asymmetry for enhanced EEG-based emotion recognition.* National Library Medicine:

https://www.google.com/search?q=alcoholimetro+manual&sxsrf=ALiCzsZZAEQoDzLetwz2agldgxu5mkjkgA%3A1667840045750&ei=LThpY6C7LduFwbkP_JORyAo&ved=0ahUKEwjgheCrxJz7AhXbQjABHfxJBKkQ4dUDCBA&uact=5&oq=alcoholimetro+manual&gs_lcp=Cgxnd3Mtd2l6LXNlcnAQAzIFCAAQgAQyBgg

Ramírez, S., Hernández, P., Serrano, D., & López, M. (7 de Agosto de 2021). *Análisis De Las Características De EEG En Un Contexto De Emociones Inducidas.*

<https://acofipapers.org/index.php/eiei/article/view/1765>

- Ramos-Argüelles, F., Morales, G., Egozcue, S., Pabón, R., & Alonso, M. (2009). *Técnicas básicas de electroencefalografía: principios y aplicaciones clínicas*. https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000600006&lng=en&nrm=iso&tlng=en
- Reglamento A Ley De Transporte Terrestre Transito Y Seguridad Vial. (2012). *Reglamento a Ley de Transporte Terrestre Transito y Seguridad Vial*. <https://www.obraspublicas.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2015/03/Decreto-Ejecutivo-No.-1196-de-11-06-2012-REGLAMENTO-A-LA-LEY-DE-TRANSPORTE-TERRESTRE-TRANSITO-Y-SEGURIDAD-VIA.pdf>
- rhydolabz. (2014). *HC Serial Bluetooth Products User Instructional Manual*. rhydolabz: <https://www.rhydolabz.com/documents/37/HC06%20Bluetooth%20Module%20Datasheet.pdf>
- Rieder, M. K., Rahm, B., Williams, J. D., & a, J. K. (Enero de 2011). *Human gamma-band activity and behavior*. ScienceDirect: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0167876010006896>
- Sanei, S. (2007). *EEG Signal Processing*. Wiley Editorial Offices. <https://doi.org/https://faculty.washington.edu/seattle/brain-physics/textbooks/sanei.pdf>
- Science Daily. (8 de Octubre de 2012). *A Deep Dive Into Brainwaves: Brainwave Frequencies Explained*. Muse: <https://www.sciencedaily.com/releases/2012/10/121008134058.htm>
- Simcom. (2015). *SIM 800H & SIM 800L Hardware Design V2.02*. Simcom: SIM800L Datasheet PDF - Datasheet4U.com
- Smith, S. (2003). *Statistics, Probability and Noise*. Science Direct: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978075067444750039X?via%3Dihub>

- U-blox. (Noviembre de 2014). *NEO-7 u-blox 7 GNSS modules Data Sheet*. U-Blox:
https://content.u-blox.com/sites/default/files/products/documents/NEO-7_DataSheet_%28UBX-13003830%29.pdf
- UNAC. (Junio de 2012). *Medidas de centralización*. Universidad Nacional del Callao:
https://unac.edu.pe/documentos/organizacion/vri/cdcitra/Informes_Finales_Investigacion/IF_JUNIO_2012/IF_CALDERON%20OTOYA_FCA/capitulo%203.pdf
- White, N. (1999). *Theories of the Effectiveness of Alpha-Theta Training for Multiple Disorders*.
Science Daily:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780122437908500146?via%3Dihub>
- Yang, K., Tong, L., Shu, J., Zhuang, N., Yan, B., & Ying. (24 de Marzo de 2020). *High Gamma Band EEG Closely Related to Emotion: Evidence From Functional Network*. *Frontiers in human neuroscience*: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2020.00089/full>

Anexo 1 Encuesta aplicada para el levantamiento de información para establecer los requerimientos del sistema

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

ENCUESTA DIRIGIDA A MOTOCICLISTAS

La encuesta tiene la finalidad de levantar información sobre los requerimientos de usuario para el diseño del: *Sistema inteligente que permita la detección del estado étlico del conductor de una motocicleta, mediante el procesamiento y registro de señales neurológicas (EEG).*

1. ¿Qué marca de motocicleta utiliza?

- Pulsar
- Honda
- Shineray
- Yamaha
- Loncin
- Bajaj
- Daytona

Otra:.....

2. ¿Cuenta con un casco homologado para la conducción de su motocicleta ?

- Si
- No

3. ¿Con que frecuencia utiliza el casco homologado mientras conduce su motocicleta?

- Siempre
- Regular
- Nunca

4. ¿Cuántos días a la semana utiliza su motocicleta?

- De lunes a viernes
- De lunes a domingo
- Solo fines de semana
- Otro:

5. ¿Qué tiempo al día utiliza usted la motocicleta?

- 1 a 5 horas
 - 6 a 10 horas
 - Mas de 10 horas
6. **¿Usted ha estado involucrado en un accidente de tránsito?**
- Si
 - No
7. **¿Cuál considera usted que es la causa que genera mayor impacto en relación con accidentes de tránsito?**
- Conducir bajo la influencia de alcohol, sustancias estupefacientes o psicotrópicas y/o medicamentos
 - Conducir el vehículo superando los límites máximos de velocidad.
 - Condiciones ambientales y/o atmosféricas (niebla, neblina, granizo, lluvia).
 - No mantener la distancia prudencial con respecto al vehículo que le antecede.
8. **¿Ha conducido usted en estado de ebriedad?**
- Si
 - No
9. **¿Piensa usted que el conducir bajo los efectos del alcohol, reduce considerablemente su tiempo de reacción y pérdida de la conciencia?**
- Si
 - No
10. **¿Considera usted que es necesario el implementar un *sistema no invasivo*¹² para la detección del estado de alcoholemia del conductor de la motocicleta, para la reducción de accidentes de tránsito?**
- Si
 - No
11. **¿Considera usted que la implementación de un sistema de detección de alcoholemia dentro de su casco afectaría negativamente el proceso de conducción de su motocicleta?**

¹² Sistema no invasivo: Es un tipo de interfaz que permite captar la actividad cerebral a través de sensores que se colocan en la zona exterior del cráneo, sobre el cuero cabelludo sin la necesidad de implementar sensores a través de cirugía

- Si
- No

¿Por qué?

.....

.....

.....

ANEXO 2 Tabulación de los resultados de la encuesta aplicada

A continuación, se realiza la tabulación de la encuesta realizada, con el fin de identificar los requerimientos del sistema en relación con su usuario

Pregunta 1.

¿Qué marca de motocicleta utiliza?

Con la información recolectada de la pregunta 1 de la encuesta, se puede identificar la marca de motocicletas que más utilizan, cabe recalcar que las marcas de motocicletas que se aplicaron como opciones dentro de la encuesta, son las más vendidas en el Ecuador, esto de acuerdo con un estudio realizado por la *Comunidad Motera del Ecuador*¹³. Dentro de esta lista se encuentran las motocicletas de las marcas: Pulsar, Honda, Shineray, Yamaha, Daytona, Loncin, Ranger y Bajaj.

Tabla 63

Resultados obtenidos de la pregunta 1 de la encuesta aplicada

Marca de Motocicleta	Encuestados
Pulsar	2
Honda	0
Shineray	4
Yamaha	0
Loncin	2
Ranger	0
Bajaj	1
Daytona	0

¹³De acuerdo con el informe que la Asociación de Empresas Automotrices del Ecuador emitió, el 18 de enero del 2022, sobre la comercialización de motocicletas, en el año 2021 se vendieron 164.551 motocicletas a nivel nacional. Siendo las marcas Daytona, Ranger y Shineray las comercializadas. (Comunidad Motera del Ecuador, 2021)

Otras	1
Total	10

Nota: Los datos mostrados en la tabla son recopilados de la pregunta 1 de la encuesta aplicada.

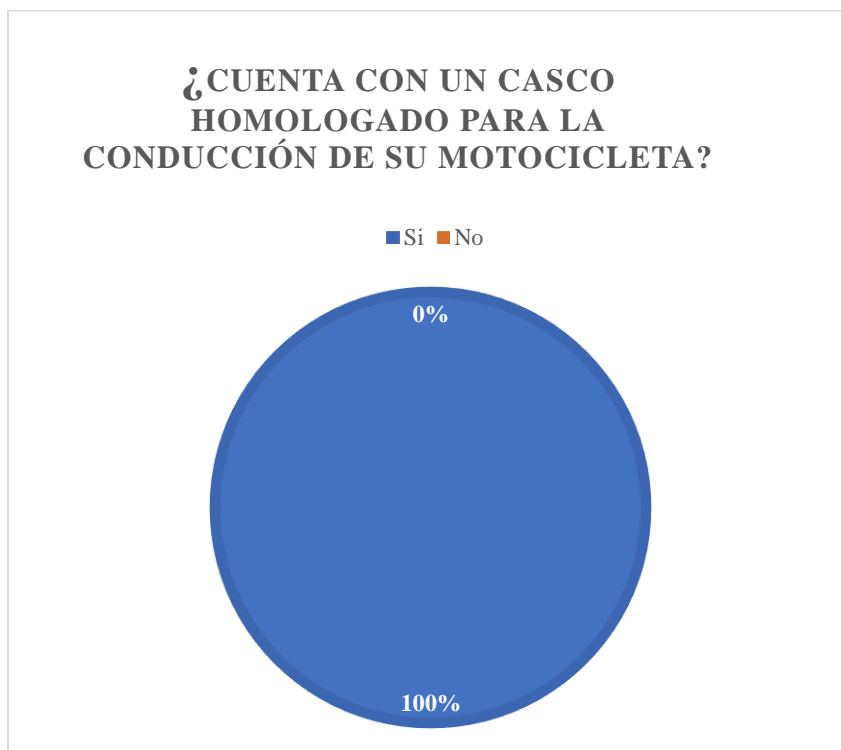
Pregunta 2.

¿Cuenta con un casco homologado para la conducción de su motocicleta?

Todos los motociclistas encuestados manifestaron que cuentan con un casco homologado para la conducción de su motocicleta.

Figura 91

Resultados obtenidos de la pregunta 2 de la encuesta aplicada



Nota: Los datos mostrados en la figura son recopilados de la pregunta 2 de la encuesta aplicada al grupo de motociclistas.

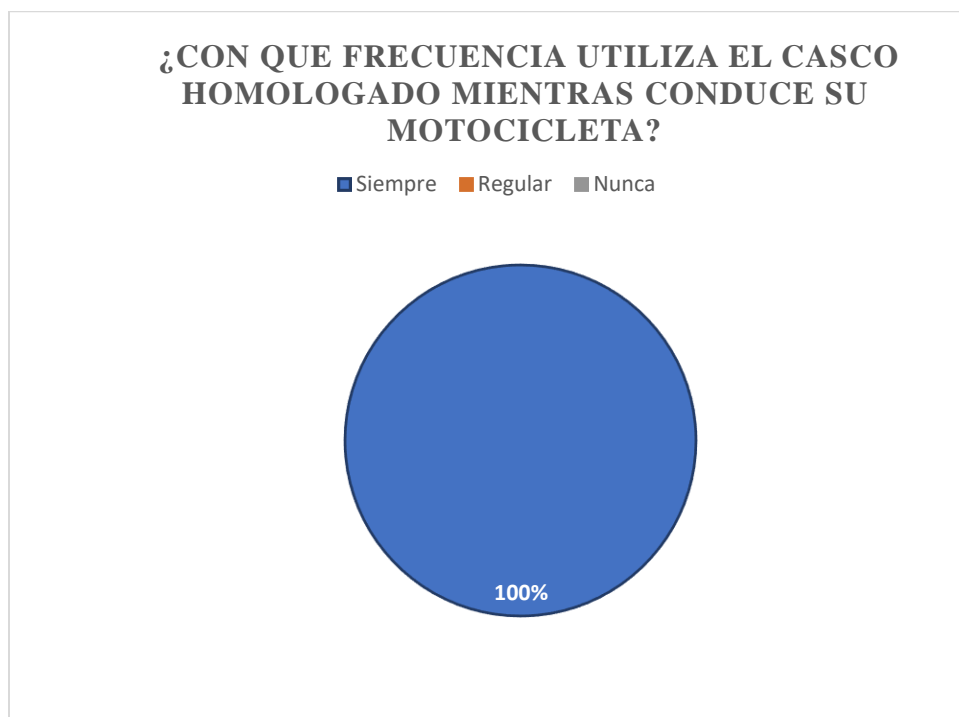
Pregunta 3

¿Con que frecuencia utiliza el casco homologado mientras conduce su motocicleta?

De acuerdo con los resultados obtenidos, los motociclistas encuestados manifiestan que siempre utilizan el casco homologado mientras conducen su vehículo.

Figura 92

Resultados obtenidos de la pregunta 3 de la encuesta aplicada



Nota: Los datos mostrados en la figura son recopilados de la pregunta 3 de la encuesta aplicada al grupo de motociclistas.

Pregunta 4.

¿Cuántos días a la semana utiliza su motocicleta?

De acuerdo con la pregunta 4 de la encuesta aplicada, la mayoría de los encuestados manifiestan que utilizan su motocicleta todos los días de la semana.

Tabla 64

Resultados obtenidos de la pregunta 4 de la encuesta aplicada

Días a la semana que utilizan la motocicleta	Encuestados
Lunes-Domingo	5
Lunes-Viernes	3
Fines de semana	2
Total	10

Nota: Los datos mostrados en la tabla son recopilados de la pregunta 4 de la encuesta aplicada.

Pregunta 5

¿Qué tiempo al día utiliza usted su motocicleta?

Dentro de los datos obtenidos se puede apreciar que los usuarios de este grupo de motociclistas utilizan en promedio de 5 a 6 horas diarias su motocicleta.

Tabla 65

Resultados obtenidos de la pregunta 5 de la encuesta aplicada

Horas diarias dedicadas a la conducción de la motocicleta	Encuestados
1 - 5 horas	2
6 - 10 horas	6
Mas de 10 horas	2
Total	10

Nota: Los datos mostrados en la tabla son recopilados de la pregunta 5 de la encuesta aplicada.

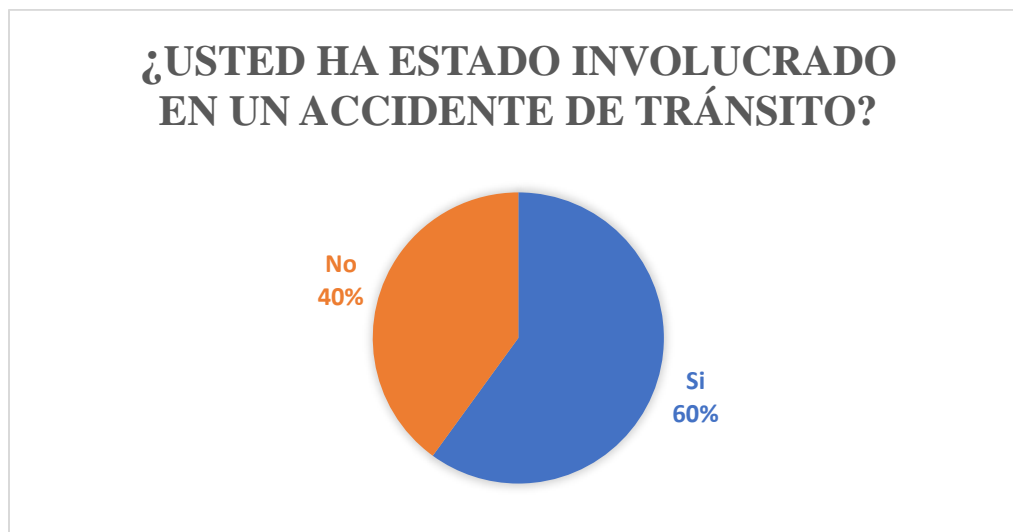
Pregunta 6

¿Usted ha estado involucrado en un accidente de tránsito?

Dentro de los resultados obtenidos, seis de los diez motociclistas encuestados han sufrido un accidente de tránsito mientras conducían su motocicleta.

Figura 93

Resultados obtenidos de la pregunta 6 de la encuesta aplicada



Nota: Los datos mostrados en la figura son recopilados de la pregunta 6 de la encuesta aplicada al grupo de motociclistas.

Pregunta 7.

¿Cuál considera usted que es la causa que genera mayor impacto en relación con accidentes de tránsito?

En la siguiente tabla se puede apreciar la opinión del encuestado en relación a la causa que genera mayor cantidad de accidentes de tránsito. De los resultados obtenidos, ocho de ellos señalan que el mayor causante de siniestros viales es conducir bajo los efectos del alcohol.

Tabla 66

Resultados obtenidos de la pregunta 7 de la encuesta aplicada

Causa que genera mayor impacto en relación con accidentes de tránsito	Opinión del encuestado
Conducir bajo la influencia de alcohol, sustancias estupefacientes o psicotrópicas y/o medicamentos	8

Conducir vehículo superando los límites máximos de velocidad	1
Condiciones ambientales y/o atmosféricas (niebla, neblina, granizo, lluvia).	1
No mantener la distancia prudencial con respecto al vehículo que le antecede	0
Total	10

Nota: Los datos mostrados en la tabla son recopilados de la pregunta 7 de la encuesta aplicada.

Pregunta 8.

¿Ha conducido usted en estado de ebriedad?

Dentro de los resultados obtenidos se aprecia que seis de los 10 motociclistas han conducido su motocicleta bajo los efectos del alcohol.

Figura 94

Resultados obtenidos de la pregunta 8 de la encuesta aplicada



Nota: Los datos mostrados en la figura son recopilados de la pregunta 8 de la encuesta aplicada al grupo de motociclistas.

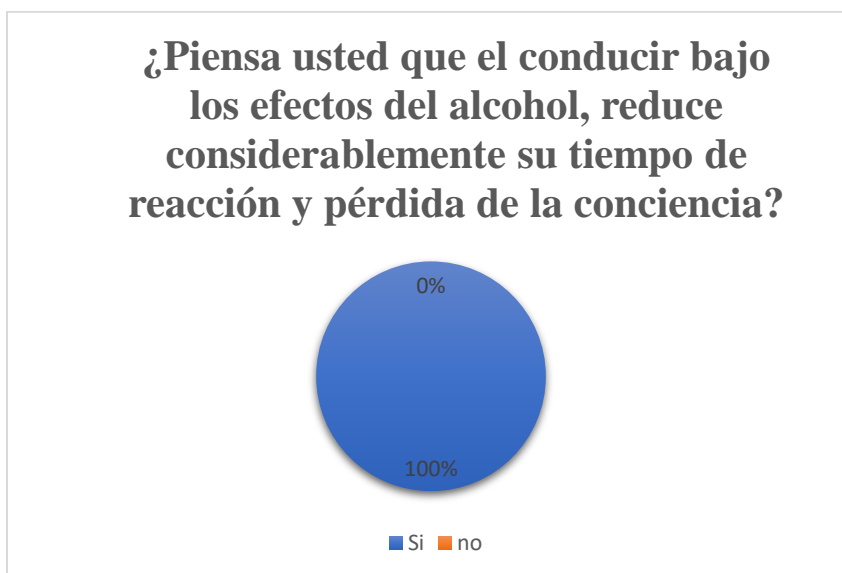
Pregunta 9.

¿Piensa usted que el conducir bajo los efectos del alcohol, reduce considerablemente su tiempo de reacción y pérdida de la conciencia ?

De acuerdo con los datos obtenidos, el 100% de los encuestados opinan que el conducir bajo los efectos del alcohol reduce notablemente sus habilidades de conducción

Figura 95

Resultados obtenidos de la pregunta 9 de la encuesta aplicada



Nota: Los datos mostrados en la figura son recopilados de la pregunta 9 de la encuesta aplicada al grupo de motociclistas.

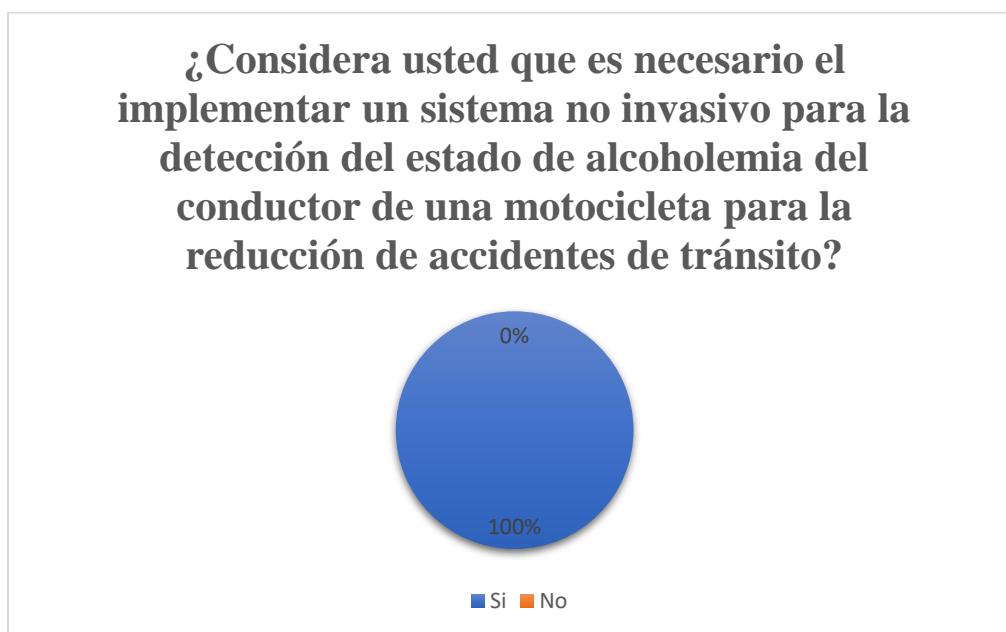
Pregunta 10.

¿Considera usted que es necesario el implementar un sistema no invasivo para la detección del estado de alcoholemia del conductor de una motocicleta para la reducción de accidentes de tránsito?

Dentro de los resultados obtenidos se puede apreciar, que todos los motociclistas encuestados consideran que es necesario implementar un sistema alternativo para la detección del estado de alcoholemia del conductor de una motocicleta para la reducción de accidente de tránsito.

Figura 96

Resultados obtenidos de la pregunta 10 de la encuesta aplicada



Nota: Los datos mostrados en la figura son recopilados de la pregunta 10 de la encuesta aplicada al grupo de motociclistas.

Pregunta 11.

¿Considera usted que la implementación de un sistema de detección de alcoholemia dentro de sus casco afectaría negativamente el proceso de conducción de su motocicleta?

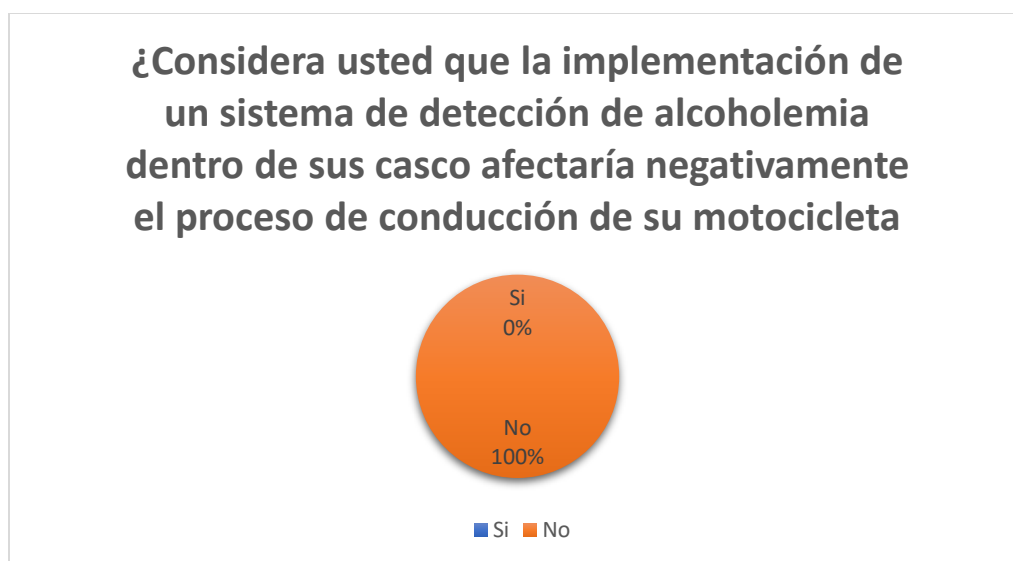
Dentro de los resultados obtenidos los encuestados manifestaron que la implementación de un sistema de detección de alcoholemia dentro de sus cascos no afectaría negativamente el proceso

de conducción de su motocicleta. Los puntos de vista de los encuestados con respecto a esta pregunta son:

- La implementación de un sistema de detección de alcoholemia permitirá que el conductor de una motocicleta maneje con más precaución.
- Mientras los sensores del sistema no invadan el campo de visión del motociclista y sean cómodos, no afectarían el proceso de conducción de la motocicleta

Figura 97

Resultados obtenidos de la pregunta 11 de la encuesta aplicada



Nota: Los datos mostrados en la figura son recopilados de la pregunta 11 de la encuesta aplicada al grupo de motociclistas.

ANEXO 3 Programa para la configuración del módulo HC-05 en modo esclavo

```
#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial BTSerial(51, 52); // RX | TX

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("Ingresar los comandos AT:");
  BTSerial.begin(38400); // HC-05 velocidad por defecto en el comando AT
}

void loop()
{
  // Sigue leyendo del HC-05 y envíalo al Arduino Serial Monitor
  if (BTSerial.available())
    Serial.write(BTSerial.read());

  //Sigue leyendo desde el Monitor Serial Arduino y envía a HC-05
  if (Serial.available())
    BTSerial.write(Serial.read());
}

void loop()
{
  // Sigue leyendo del HC-05 y envíalo al Arduino Serial Monitor
  if (BTSerial.available())
    Serial.write(BTSerial.read());

  //Sigue leyendo desde el Monitor Serial Arduino y envía a HC-05
  if (Serial.available())
    BTSerial.write(Serial.read());
}
```

ANEXO 4. Programa que mide la atención y meditación

```

#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial BT(0,1); //Pines del Módulo Rx10/Tx11 para la comunicacion con el
microcontrolador
//Declaración de la velocidad de la comunicacion serial y proceso de debug
expresada en baudios por segundo
#define BAUDRATE 57600
#define DEBUGOUTPUT 0
//Declaración de variables
byte payloadChecksum = 0; //Variable que almacena el byte para realizar la
comprobacion de la carga a través del proceso de suma de errores
byte checksum = 0; //Variable que almacena el byte del proceso del Checksum
int payloadLength = 0; //Variable que almacena el tamaño de la carga útil
byte payloadData[64] = {0}; //Vector que almacena el tamaño total de un paquete.
byte poorQuality = 0; //Variable que almacena el valor de la calidad de la señal
byte attention = 0; //Variable que almacena los valores de atención
byte meditation = 0; //Variable que almacena los valores de meditación
// Variables del sistema
boolean bigPacket = false; //Variable lógica que permite identificar si un paquete
es mayor a 170 bytes
boolean brainwave = false; //Variable lógica que permite identificar si el paquete
contiene información de señales EEG

void setup() {
  //Variables que permiten iniciar la comunicacion serial
  BT.begin(BAUDRATE);
  Serial.begin(BAUDRATE);
}

//Funcion que permite la lectura de un byte para la suma de comprobación.
byte ReadOneByte() {
  int ByteRead; //Variable que almacena un número entero para el proceso de suma
de comprobación.
  while(!BT.available()); //Inicialización del proceso para la lectura del byte
que será recolectado durante el proceso de comunicación
  ByteRead = BT.read(); //Estos son datos que ya llegaron y se almacenaron en
el búfer de recepción en serie (que contiene 64 bytes)

  #if DEBUGOUTPUT
    Serial.print((char)ByteRead); //Este proceso permite la impresión del valor
almacenado por la variable ByteRead y sirve como proceso de depuración.

```

```

#endif
return ByteRead; //Esta función si es declarada en algun escenario, devuelve el
valor almacenado en la variable ByteRead
}

// Variables que permiten almacenar los datos señales EE
unsigned int delta_wave = 0;
unsigned int theta_wave = 0;
unsigned int low_alpha_wave = 0;
unsigned int high_alpha_wave = 0;
unsigned int low_beta_wave = 0;
unsigned int high_beta_wave = 0;
unsigned int low_gamma_wave = 0;
unsigned int mid_gamma_wave = 0;
int read_3byte_int(int i) { //
return ((payloadData[i] << 16) + (payloadData[i+1] << 8) + payloadData[i+2]);
}
//metodo para las ondas
void read_waves(int i) {
//Este metodo permite realizar la construcción de los datos asociados una señal
EEG
//Hay que recalcar que cada señal estar constituida por 3 bytes, y si
multiplica los 3 bytes por las 8 ondas
//Se tendrá la cantidad del payload. En este caso constituye los 24 bytes para
la revision de estas señales
delta_wave = read_3byte_int(i); //Variable que almacena datos en relación con la
señal DELTA
i+=3; //Construcción de los 3 bytes a manera de vector en relación con datos de
las señales EEG
theta_wave = read_3byte_int(i); //Variable que almacena datos en relación con la
señal THETA
i+=3;
low_alpha_wave = read_3byte_int(i); //Variable que almacena datos con relación a
la señal ALFA baja
i+=3;
high_alpha_wave = read_3byte_int(i); //Variable que almacena datos en relación
con la señal ALFA alta
i+=3;
low_beta_wave = read_3byte_int(i); //Variable que almacena datos en relación con
la señal BETA baja
i+=3;
high_beta_wave = read_3byte_int(i); //Variable que almacena datos en relación
con la señal BETA alta
i+=3;
}

```



```

    low_gamma_wave = read_3byte_int(i); //Variable que almacena datos en relación
con la señal GAMMA baja
    i+=3;
    mid_gamma_wave = read_3byte_int(i); //Variable que almacena datos en relación
con la señal GAMMA media
}

//Metodo principal
void loop() {
// Este método realiza los procesos detallados en la FIGURA
//Inicia con la lectura de los bytes de sincronización alojados en las primeras 2
cabeceras del paquete
    if(ReadOneByte() == 170) { //Lectura del valor del primer byte de sincronización
y debe corresponder a 0xAA=170(decimal)
        if(ReadOneByte() == 170 ) { //Lectura del valor del segundo byte de
sincronización y debe corresponder a 0xAA=170(decimal)

            payloadLength = ReadOneByte(); //Se iguala la variable del tamaño de la
carga útil, junto con el valor de retorno de la función ReadOneByte
            if(payloadLength > 169) //Si la carga útil es mayor a 169 bytes, descarta el
paquete y empieza el proceso nuevamente
                return;
            payloadChecksum = 0;
            for(int i = 0; i < payloadLength; i++) { //Esta función definida por la
función del FOR inicia la comprobación de la suma de errores
                payloadData[i] = ReadOneByte();
                payloadChecksum += payloadData[i];
            }
            checksum = ReadOneByte();
            payloadChecksum = 255 - payloadChecksum; //Con esta función permite
establecer un paquete dentro del rango establecido como paquete no erróneo

            if(checksum == payloadChecksum) {
                poorQuality = 200; //calidad de la señal si se acerca a 200 es mala.
Si el paquete detecta que tiene esta cantidad, elimina el paquete
                attention = 0; //El valor de atención seteado en 0 cuando la calidad de
la señal es mala
                meditation = 0; //El valor de meditación seteado en 0 cuando la calidad
de la señal es mala

                brainwave=false;
                for(int i = 0; i < payloadLength; i++) {
                    switch (payloadData[i]) {

```

```

    case 2: //Cabecera con el codigo 2 para la construcción del paquete con
valores de la calidad de señal
        i++;
        poorQuality = payloadData[i];
        bigPacket = true;
        break;
    case 4: //Cabecera con el codigo 4 para la construcción del paquete
con valores de atencion
        i++;
        attention = payloadData[i];
        break;
    case 5: //Cabecera con el codigo 5 para la construcción del paquete con
valores de meditación
        i++;
        meditation = payloadData[i];
        break;
    case 0x83: //Cabecera con el codigo 0*73 para la construcción del
paquete con valores de señales EEG
        i++;
        brainwave = true;
        byte vlen = payloadData[i];
        read_waves(i+1);
        i += vlen; // i = i + vlen
        break;
    } // switch
} // for loop
}

```

```

if(bigPacket) {
    //Este condicional sirve para impresión de los valores de;
    //Calidad de las señal
    //Valores de antencion
    //Valorres de meditacion
    //Valores de señales EEG
    if(poorQuality == 0){
        Serial.print("Atencion:");
        Serial.print(attention, DEC);
        Serial.print("\t");
        Serial.print("Calidad sign: ");
        Serial.print(poorQuality );
        Serial.print("\t");
        Serial.print(" Onda Delta ");
        Serial.print(delta_wave, DEC);
        Serial.print("\t");
    }
}

```

```
Serial.print(" Theta: ");
Serial.print(theta_wave, DEC);
Serial.print("\t");
Serial.print(" Low Alpha: ");
Serial.print(low_alpha_wave, DEC);
Serial.print("\t");
Serial.print(" High Alpha: ");
Serial.print(high_alpha_wave, DEC);
Serial.print("\t");
Serial.print(" low beta:");
Serial.print(low_beta_wave, DEC);
Serial.print("\t");
Serial.print(" high beta: ");
Serial.print(high_beta_wave, DEC);
Serial.print("\t");
Serial.print("low gamma:");
Serial.print(low_gamma_wave, DEC);
Serial.print("\t");
Serial.print(" mid gamma:");
Serial.print(mid_gamma_wave, DEC);
Serial.print("\n");
}
else{ // no hace nada
}
}
}
}
```

ANEXO 5 Programa para la configuración del módulo GSM

```
//Configuración inicial del modulo GSM
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  Serial1.begin(115200);
  Serial.println("Configuracion Inicial del Modulo GSM");
  Serial.println("Ingrese los comando AT");
}
void loop() {
  if(Serial1.available())
  Serial.write(Serial1.read());
  if(Serial.available())
  Serial1.write(Serial.read());
}
```

ANEXO 6 Programa para la configuracion del módulo GPS

```
#include <TinyGPS++.h>
#include <SoftwareSerial.h>

static const int RXPin = 4, TXPin = 3;
static const uint32_t GPSBaud = 9600;
TinyGPSPlus gps;
SoftwareSerial ss(RXPin, TXPin);
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  ss.begin(GPSBaud);
  Serial.println(F("DeviceExample.ino"));
  Serial.println(F("A simple demonstration of TinyGPS++ with an attached GPS
module"));
  Serial.print(F("Testing TinyGPS++ library v. "));
  Serial.println(TinyGPSPlus::libraryVersion());
  Serial.println(F("by Mikal Hart"));
  Serial.println();
}
void loop()
{
  while (ss.available() > 0)
    if (gps.encode(ss.read()))
```

```

        displayInfo();
    if (millis() > 5000 && gps.charsProcessed() < 10)
    {
        Serial.println(F("No GPS detected: check wiring."));
        while(true);
    }
}
void displayInfo()
{
    Serial.print(F("Location: "));
    if (gps.location.isValid())
    {
        Serial.print(gps.location.lat(), 6);
        Serial.print(F(", "));
        Serial.print(gps.location.lng(), 6);
    }
    else
    {
        Serial.print(F("INVALID"));
    }
    Serial.print(F(" Date/Time: "));
    if (gps.date.isValid())
    {
        Serial.print(gps.date.month());
        Serial.print(F("/"));
        Serial.print(gps.date.day());
        Serial.print(F("/"));
        Serial.print(gps.date.year());
    }
    else
    {
        Serial.print(F("INVALID"));
    }
    Serial.print(F(" "));
    if (gps.time.isValid())
    {
        if (gps.time.hour() < 10) Serial.print(F("0"));
        Serial.print(gps.time.hour());
        Serial.print(F(":"));
        if (gps.time.minute() < 10) Serial.print(F("0"));
        Serial.print(gps.time.minute());
        Serial.print(F(":"));
        if (gps.time.second() < 10) Serial.print(F("0"));
        Serial.print(gps.time.second());
        Serial.print(F("."));
    }
}

```

```
    if (gps.time.centisecond() < 10) Serial.print(F("0"));
    Serial.print(gps.time.centisecond());
  }
  else
  {
    Serial.print(F("INVALID"));
  }
  Serial.println();
}
```

ANEXO 7 Filtrado de señales EEG

- *Filtro media móvil*

Figura 98

Señal con valores de atención filtrada con el filtro digital media móvil

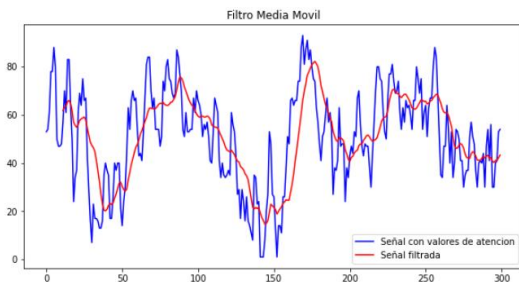


Figura 99

Señal delta filtrada con el filtro digital media móvil

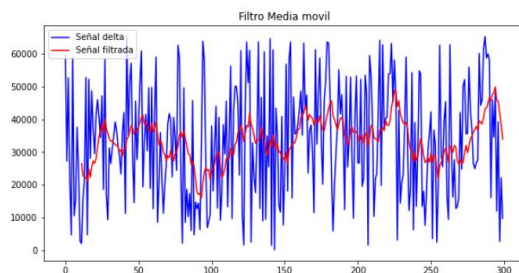


Figura 100

Señal Theta con el filtro digital media móvil

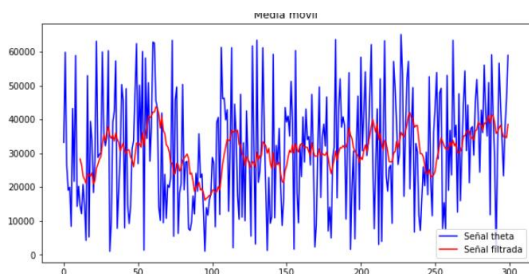


Figura 101

Señal Low Alp con el filtro digital media móvil

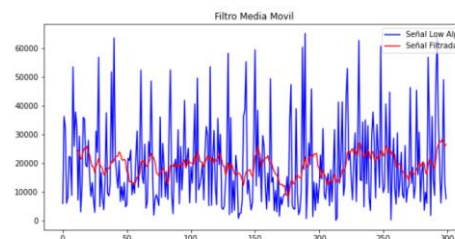


Figura 102

Señal High Alp con el filtro digital media móvil

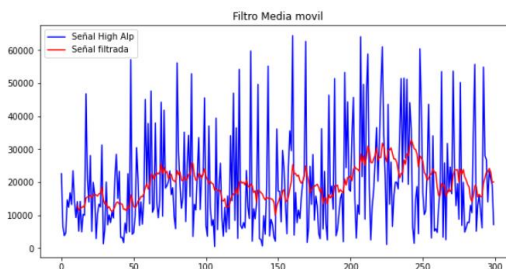


Figura 103

Señal Low Bet con el filtro digital media móvil

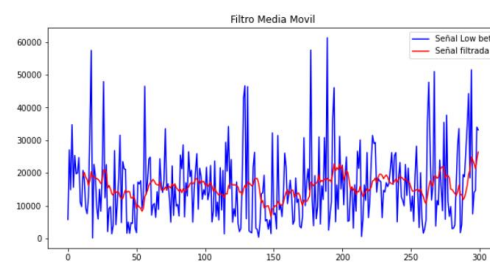
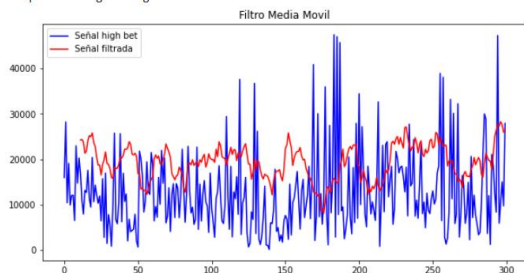
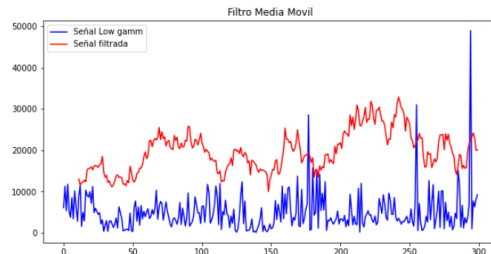


Figura 104

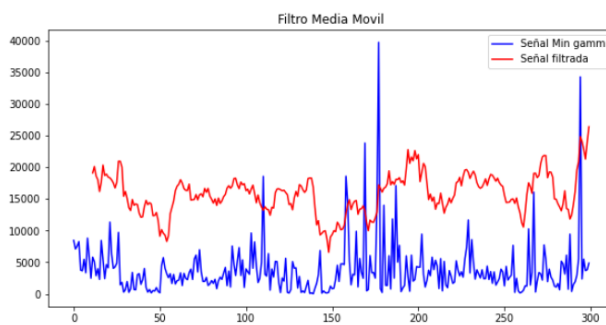
Señal High Bet con el filtro digital media móvil

**Figura 105**

Señal Low Gamm con el filtro digital media móvil

**Figura 106**

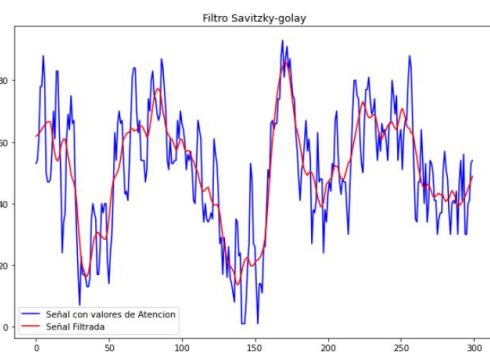
Señal Min Gamm con el filtro digital media móvil



- **Filtro Savitzky-Golay**

Figura 107

Señal con valores de atención filtrada con el filtro digital Savitzky-Golay

**Figura 108**

Señal delta filtrada con el filtro digital Savitzky-Golay

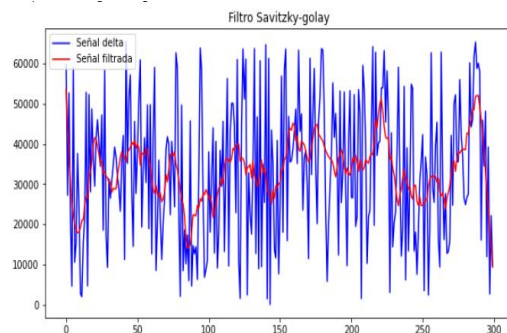
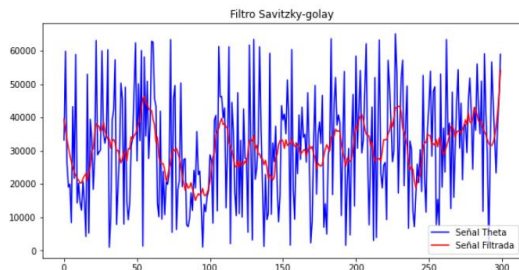
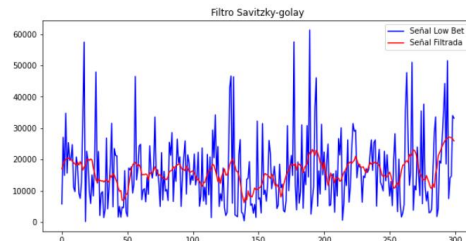


Figura 109

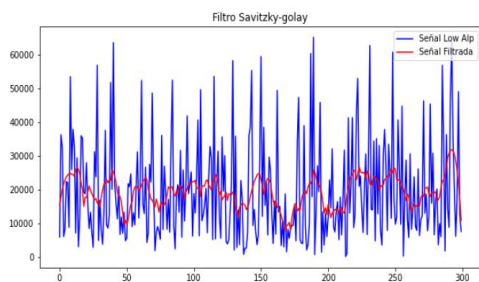
Señal theta filtrada con el filtro digital Savitzky-Golay

**Figura 112**

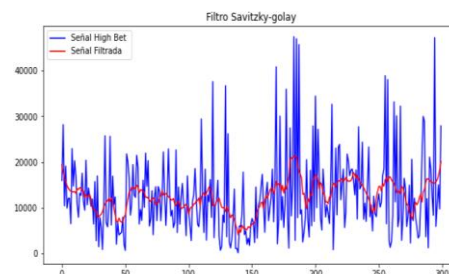
Señal Low Alp filtrada con el filtro digital Savitzky-Golay

**Figura 110**

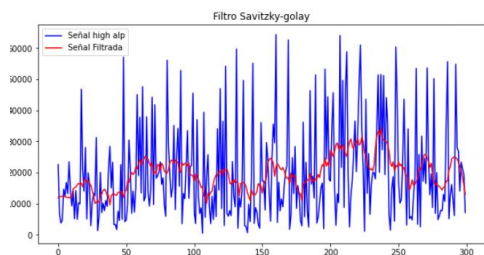
Señal Low Alp filtrada con el filtro digital Savitzky-Golay

**Figura 113**

Señal High Bet filtrada con el filtro digital Savitzky-Golay

**Figura 111**

Señal High Alp filtrada con el filtro digital Savitzky-Golay

**Figura 114**

Señal Low Gamm filtrada con el filtro digital Savitzky-Golay

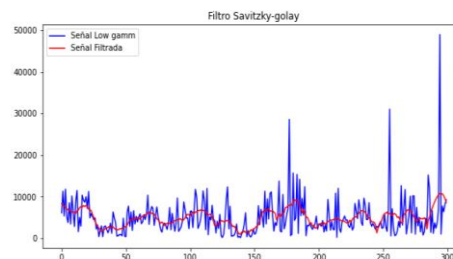
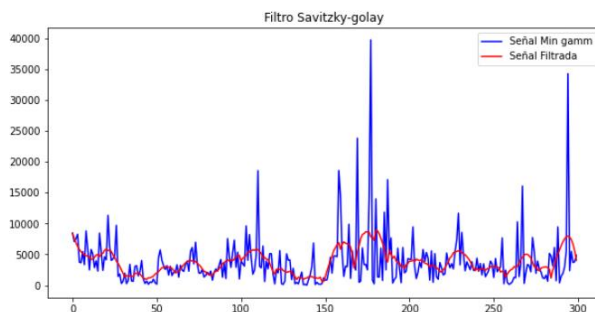


Figura 115

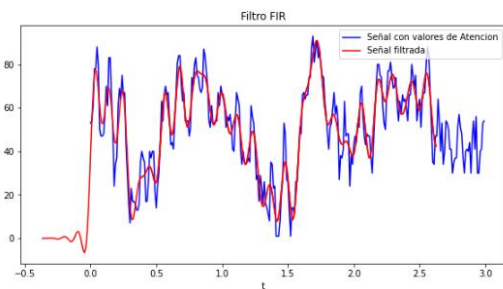
Señal Min Gamm filtrada con el filtro digital Savitzky-Golay



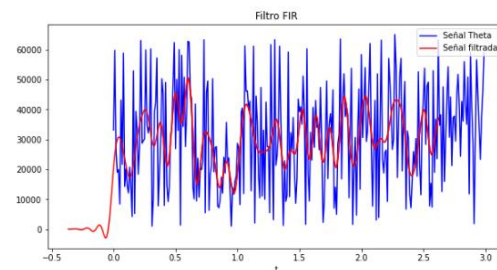
- **Filtro FIR**

Figura 116

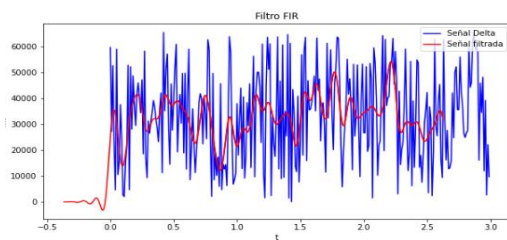
Señal con valores de atención filtrada con el filtro digital FIR

**Figura 118**

Señal Theta filtrada con el filtro digital FIR

**Figura 117**

Señal Delta filtrada con el filtro digital FIR

**Figura 119**

Señal Low Alp con el filtro digital FIR

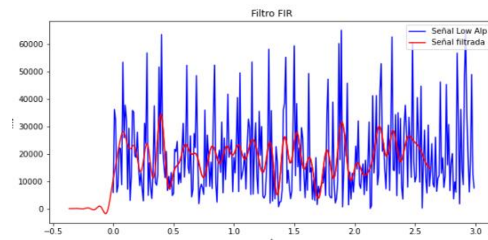


Figura 120
Señal High Alp filtrada con el filtro digital FIR

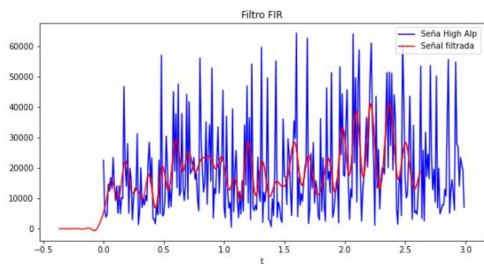


Figura 123
Señal Low Gamm filtrada con el filtro digital FIR

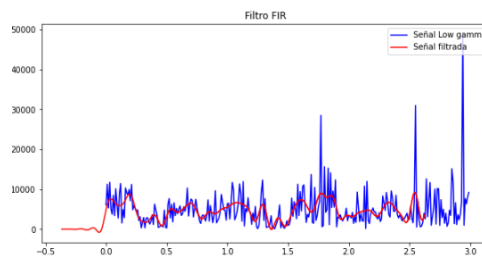


Figura 121
Señal Low Bet filtrada con el filtro digital FIR

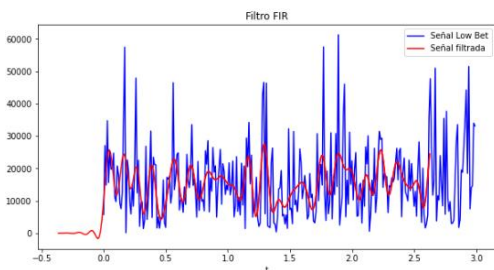


Figura 124
Señal Mi Gamm filtrada con el filtro digital FIR

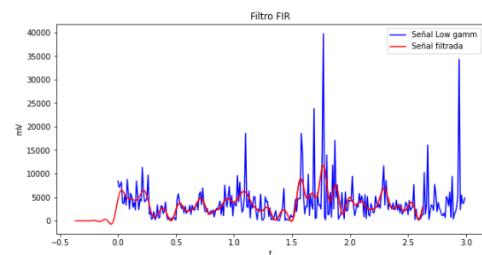
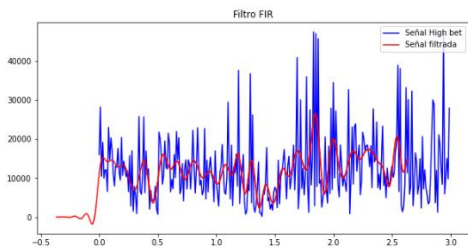


Figura 122
Señal High Bet filtrada con el filtro digital FIR



ANEXO 8 Autorización del uso de datos recolectados

Autorización de la utilización de datos recolectados

Yo portador de la cedula de identidad
....., autorizo la utilización de las señales encefalográficas recolectadas
para fines científicos y desarrollo del proyecto de titulación: *DISEÑO DE UN SISTEMA
INTELIGENTE QUE PERMITA LA DETECCIÓN DEL ESTADO ETÍLICO DEL CONDUCTOR
DE UNA MOTOCICLETA, MEDIANTE EL PROCESAMIENTO Y REGISTRO DE SEÑALES
NEUROLÓGICAS (EEG).*

Anexo 9. Evidencia de la toma de datos.

Figura 125

Toma de datos. Sujeto 1



Figura 128

Toma de datos. Sujeto 4

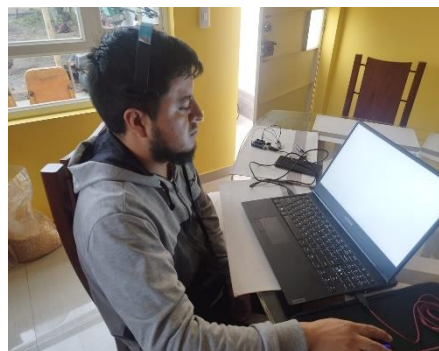


Figura 126

Toma de datos. Sujeto 2

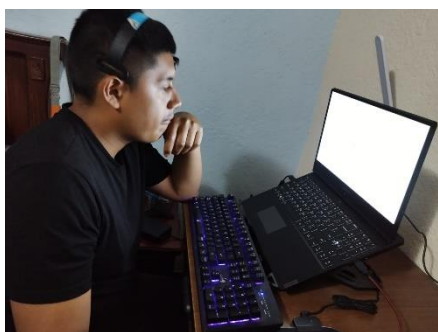


Figura 129

Toma de datos. Sujeto 5

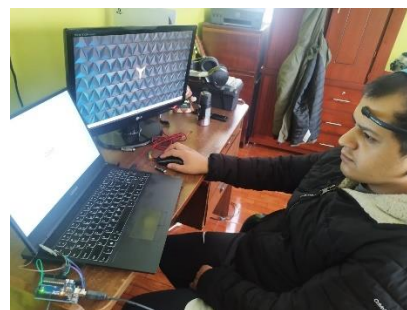


Figura 127

Toma de datos. Sujeto 3



Figura 130

Toma de datos. Sujeto 6



Figura 131

Toma de datos. Sujeto 7



Figura 133

Toma de datos. Sujeto 9



Figura 132

Toma de datos. Sujeto 8



Figura 134

Toma de datos. Sujeto 10



ANEXO 10 Programa de predicción del estado de alcoholemia

```

#Instalación de librerías.
import serial
import csv
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
import pickle

# Configurar la conexión serial con los mismos parámetros que en Arduino
ser = serial.Serial('/dev/ttyACM0', 57600)

# Filtro Savitzky-Golay
window_length = 21
polyorder = 2

# Cargar el modelo de Random Forest previamente entrenado desde un archivo .sav
model = pickle.load(open('finalized_model.sav', 'rb'))

# Crear un buffer para almacenar los valores leídos
buffer = np.zeros((window_length, 9))

# Lectura de los datos enviados por el microcontrolador
while True:
    data = ser.readline().decode("utf-8").strip()
    values = data.split("\t")
    # Almacenamiento en un vector las señales EEG
    if len(values) == 9:
        attention = int(values[0])
        delta_wave = int(values[1])
        theta_wave = int(values[2])
        low_alpha_wave = int(values[3])
        high_alpha_wave = int(values[4])
        low_beta_wave = int(values[5])
        high_beta_wave = int(values[6])
        low_gamma_wave = int(values[7])
        mid_gamma_wave = int(values[8])
        # Almacenamiento de los valores en el buffer
        buffer[:-1, :] = buffer[1:, :]
        buffer[-1, :] = [attention, delta_wave, theta_wave, low_alpha_wave,
high_alpha_wave,
                                low_beta_wave, high_beta_wave, low_gamma_wave,
mid_gamma_wave]

```

```
# Aplicación del filtro digital
smoothed_values = np.zeros(9)
for i in range(9):
    smoothed_values[i] =
np.round(np.median(np.polynomial.polynomial.polyval
                    (np.linspace(0, window_length - 1,
window_length),
                    np.polynomial.polynomial.polyfit
                    (np.linspace(0, window_length - 1,
window_length), buffer[:, i], polyorder), 1)), 0)

# Predicción con los valores que salen del filtro
prediction = model.predict([smoothed_values])
# Imprimir la predicción en consola
print("Predicción: ", prediction)
if prediction== 0:
    print ("cuerdo")
if prediction== 1:
    print ("chumado")
```

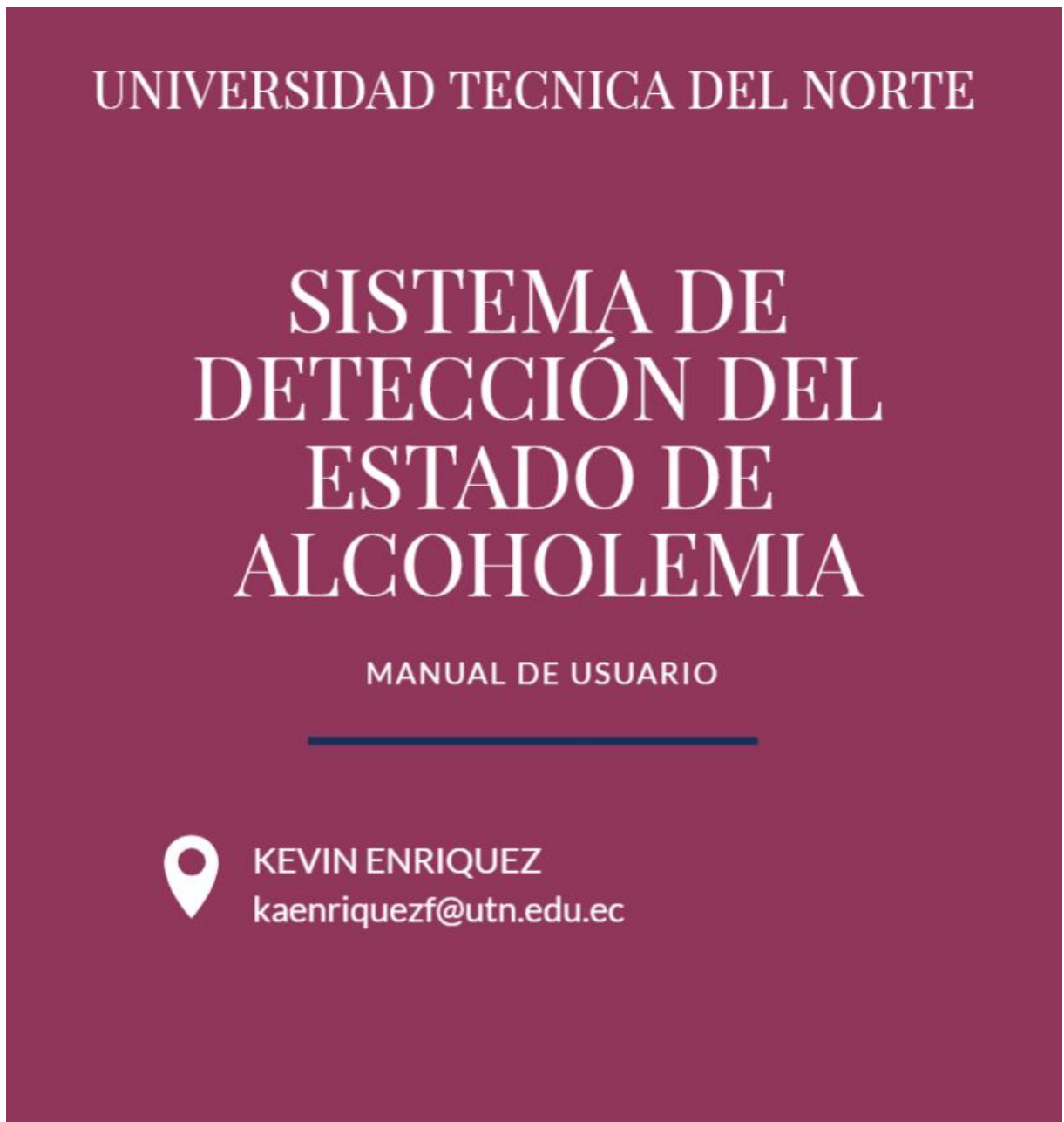

ANEXO 11 Manual de usuario*Figura 135**Manual de usuario: Portada*

Figura 136*Manual de usuario: Introducción*

INTRODUCCIÓN

Las señales encefalográficas permiten detectar cambios en la actividad cerebral que podrían ser útiles para diagnosticar trastornos cerebrales, emociones y procesos cognitivos. El principal enfoque del presente estudio, es establecer un sistema que permite detectar el estado de alcoholemia a través del procesamiento de señales encefalográficas



Para el establecimiento de las pruebas del funcionamiento del sistema, se ha desarrollado una guía de usuario, con el objetivo de mejorar la experiencia del usuario y el sistema desarrollado

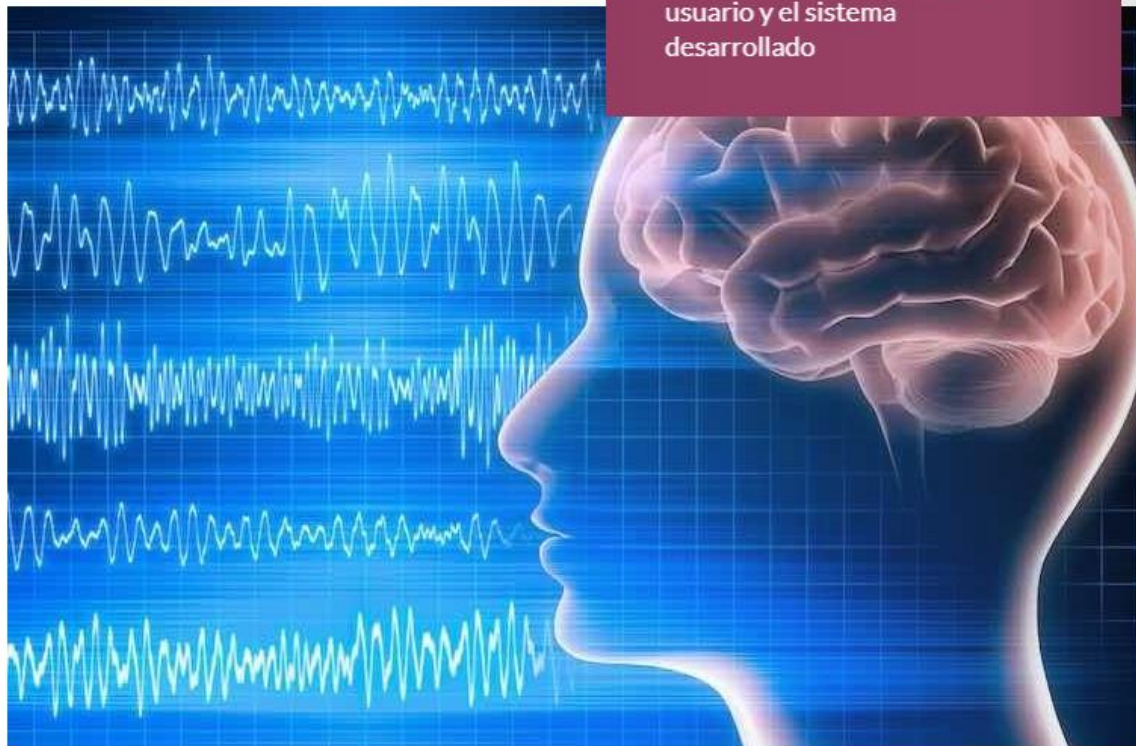


Figura 137

Manual de usuario: Objetivos



Objetivo

El presente sistema está orientado a ser una medida alternativa que permita detectar el estado de alcoholemia en los conductores de una motocicleta.

- ✓ Diseñar un sistema que permita la detección del estado de alcoholemia en tiempo real
- ✓ Reducir el número de siniestros y la alta tasa de mortalidad que generan los accidentes de tránsito en motocicletas
- ✓ Mitigar el problema socio-económico que genera un accidente de tránsito al país

Figura 138

Manual de usuarios: Instrucciones

Instrucciones

A continuación se detalla los pasos que se debe seguir para el funcionamiento del sistema



ANEXO 12 Encuesta en base a la experiencia del usuario

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

ENCUESTA DIRIGIDA A MOTOCICLISTAS

El objetivo de la presente encuesta es conocer la experiencia del usuario en base a la utilización del sistema.

1. Según su criterio ¿Considera que la implementación del sistema desarrollado obstruye el proceso de conducción de la motocicleta?
 - Si
 - No
2. ¿El sistema desarrollado podría ser parte en la utilización de sus actividades cotidianas mientras usa su motocicleta?
 - Si
 - No
3. ¿Considera usted que el sistema desarrollado podría ser una medida preventiva de accidentes de tránsito?
 - Si
 - No
4. ¿De acuerdo con la siguiente escala, puede usted evaluar qué tan complejo es el uso de este sistema?
 1. Complicado
 2. Moderado
 3. Sencillo
5. Según su criterio ¿El sistema desarrollado Funciona el producto de forma consistente?
 - Si
 - No

ANEXO 13: Tabulación de los resultados de la encuesta aplicada

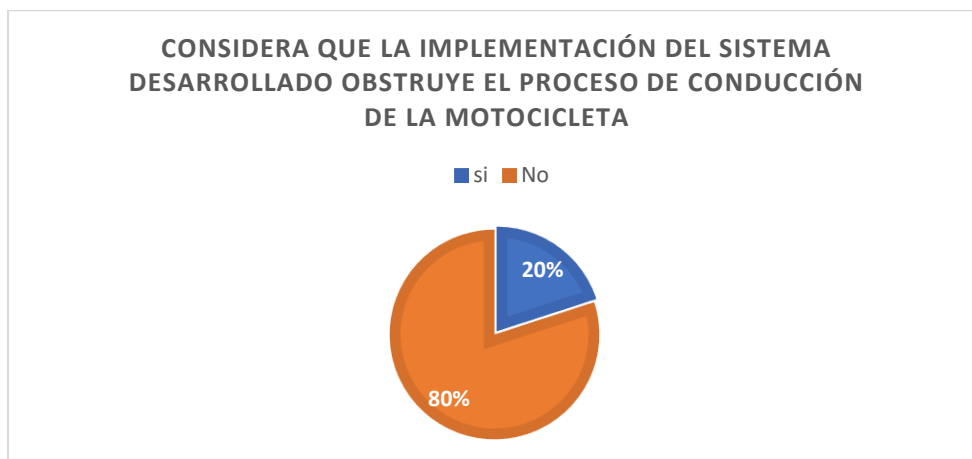
A continuación, se realiza la tabulación de la encuesta realizada, con el evaluar la experiencia de los usuarios que utilizaron el sistema

Pregunta 1

Según su criterio ¿Considera que la implementación del sistema desarrollado obstruye el proceso de conducción de la motocicleta?

Figura 139

Tabulación de la pregunta 1 de la encuesta sobre la experiencia del usuario en la relación a la utilización del sistema

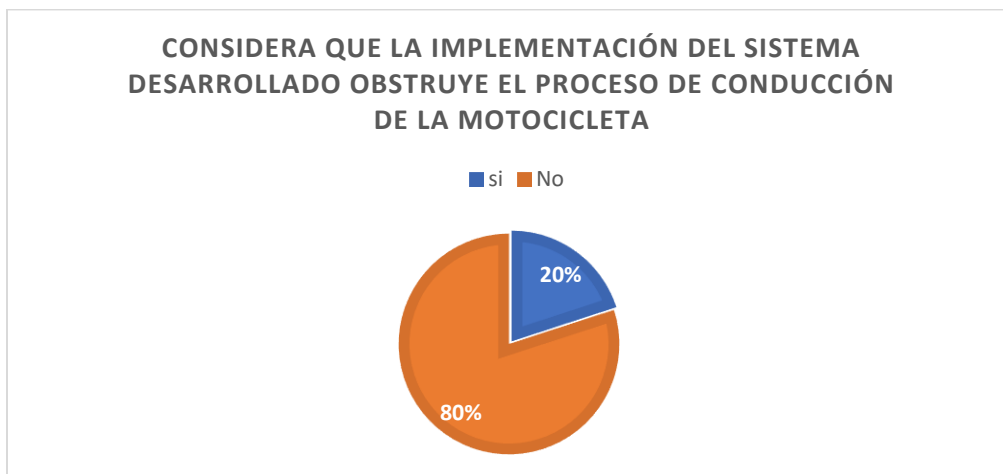


Pregunta 2

¿El sistema desarrollado podría ser parte en la utilización de sus actividades cotidianas mientras usa su motocicleta?

Figura 140

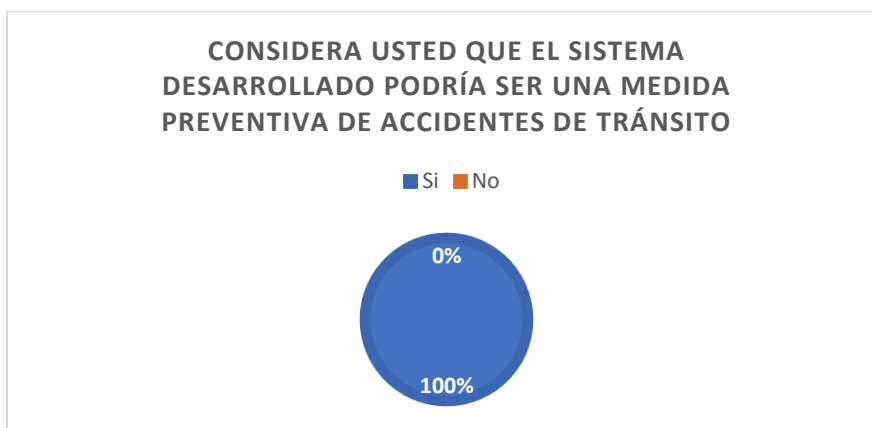
Tabulación de la pregunta 2 de la encuesta sobre la experiencia del usuario en la relación a la utilización del sistema

**Pregunta 3**

¿Considera usted que el sistema desarrollado podría ser una medida preventiva de accidentes de tránsito?

Figura 141

Tabulación de la pregunta 3 de la encuesta sobre la experiencia del usuario en la relación a la utilización del sistema

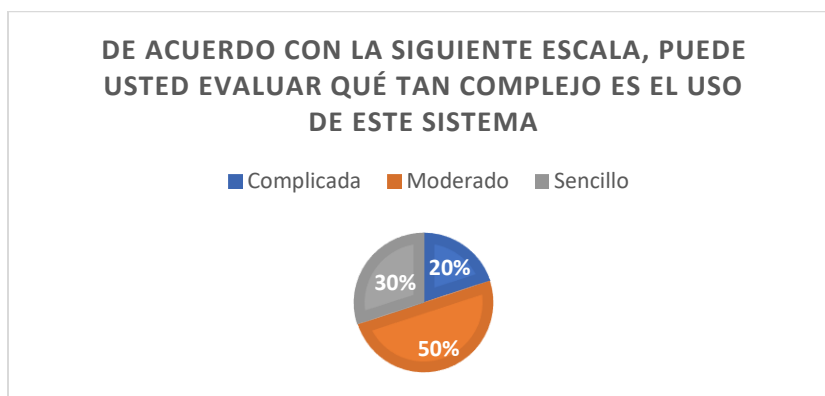


Pregunta 4

¿El sistema desarrollado podría ser parte en la utilización de sus actividades cotidianas mientras usa su motocicleta?

Figura 142

Tabulación de la pregunta 4 de la encuesta sobre la experiencia del usuario en la relación a la utilización del sistema



Pregunta 5

Según su criterio ¿El sistema desarrollado Funciona el producto de forma consistente?

Figura 143

Tabulación de la pregunta 5 de la encuesta sobre la experiencia del usuario en la relación a la utilización del sistema

