



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INGENIERÍA
CARRERA TELECOMUNICACIONES**

Implementación de un sistema integrado de monitoreo fisiológico y de somnolencia en conductores, usando sensor cardíaco y detección facial para emitir alerta de peligro.

**Trabajo de Titulación para optar al título de:
Ingeniero en Telecomunicaciones**

Autor:

Colcha Criollo Kelly Mishelle

Tutor:

MgSc. José Luis Jinez Tapia

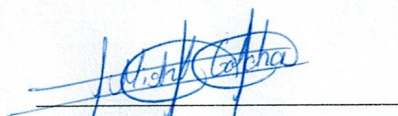
Riobamba, Ecuador. 2026

DECLARATORIA DE AUTORÍA

Yo, Kelly Mishelle Colcha Criollo, con cédula de ciudadanía 060464560-6, autor (a) (s) del trabajo de investigación titulado: Implementación de un sistema integrado de monitoreo fisiológico y de somnolencia en conductores, usando sensor cardíaco y detección facial para emitir alerta de peligro, certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mí exclusiva responsabilidad.

Asimismo, cedo a la Universidad Nacional de Chimborazo, en forma no exclusiva, los derechos para su uso, comunicación pública, distribución, divulgación y/o reproducción total o parcial, por medio físico o digital; en esta cesión se entiende que el cesionario no podrá obtener beneficios económicos. La posible reclamación de terceros respecto de los derechos de autor (a) de la obra referida, será de mi entera responsabilidad; librando a la Universidad Nacional de Chimborazo de posibles obligaciones.

En Riobamba, 9 de febrero del 2026.



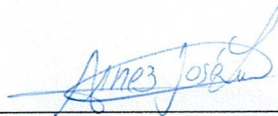
Kelly Mishelle Colcha Criollo

C.I: 060464560-6

DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

Quien suscribe, José Luis Jinez Tapia catedrático adscrito a la Facultad de Ingeniería, por medio del presente documento certifico haber asesorado y revisado el desarrollo del trabajo de investigación Implementación de un sistema integrado de monitoreo fisiológico y de somnolencia en conductores, usando sensor cardíaco y detección facial para emitir alerta de peligro, bajo la autoría de Kelly Mishelle Colcha Criollo; por lo que se autoriza ejecutar los trámites legales para su sustentación.

Es todo cuanto informar en honor a la verdad; en Riobamba, a los 18 días del mes de febrero de 2026.



MgSc. José Luis Jinez Tapia

C.I: 060289900-7

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación **“Implementación de un sistema integrado de monitoreo fisiológico y de somnolencia en conductores, usando sensor cardíaco y detección facial para emitir alerta de peligro”**, presentado por **Kelly Mishelle Colcha Criollo**, con cédula de identidad número **060464560-6** bajo la tutoría de MgSc. José Luis Jinez Tapia; certificamos que recomendamos la **APROBACIÓN** de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba 10 de abril de 2026.

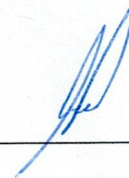
Ing. Luis Tello
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO



Dr. Klever Torres
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



PhD. Daniel Santillán
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO





CERTIFICACIÓN

Que, **COLCHA CRIOLLO KELLY MISHELLE** con CC: **0604645606**, de la Carrera **TELECOMUNICACIONES**, Facultad de **INGENIERÍA**: ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado **"IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA INTEGRADO DE MONITOREO FISIOLÓGICO Y DE SOMNOLENCIA EN CONDUCTORES, USANDO SENSOR CARDÍACO Y DETECCIÓN FACIAL PARA EMITIR ALERTA DE PELIGRO"**, cumple con el 9%, de acuerdo al reporte del sistema Anti plagio **COMPILATIO**, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 6 de abril de 2026

MgSC. José Luis Jínez Tapia
TUTOR

DEDICATORIA

Por qué el bien y la misericordia me ha alcanzado, dedico con amor mi trabajo de investigación a mis padres Anita y Segundo porque nunca me dejaron de apoyar y siempre estuvieron sus palabras de aliento para continuar este proceso que ahora ya deja de ser un sueño y es una realidad.

Con mucho amor y esmero dedico también a mis hermanos Cornelio, Julio, Oswaldo, Susi, Lucy, Sandro, Martita, Cris, Kevin, por cuidar de mi en todo tiempo porque a través de ello siempre me apoyaron en todo momento y jamás me faltó nada.

Mi niña bonita, esto también es para ti Danita, porque quiero que veas que a pesar de todo tu carrera si las vas a lograr teniendo confianza en nuestro amado Yeshua, esforzándote, siendo valiente, dedicada, con amor como para Yeshua, y yo siempre voy a estar ahí para apoyarte.

Y finalmente dedico este trabajo a cada una de las personas que me apoyaron. Con amor Kelly

AGRADECIMIENTO

Agradezco a nuestro amado Yeshua porque en momentos de angustia su palabra dice que “no te abandonare ni te desampararé”.

Gracias a mis padres Anita y Segundito porque nunca me faltó de su apoyo incluso con mi Danita en todo momento.

Agradezco a mis hermanos Cornelio, Julio, Oswaldo, Susi, Lucy, Sandro, Martita, Cris y Kevin con su ayuda no creo haber alcanzado este momento, gracias por compartir con mi Danita, por su paciencia, su amor hacia ella, gracias por cada uno de sus consejos que los llevo en mi mente, por sus enseñanzas, por cada uno de los momentos que compartí y comparto con ustedes. Yo siendo la última tengo el privilegio de tener la enseñanza de cada uno, les amo mucho.

Gracias a ti mi niña hermosa Danita por tu paciencia, por haber esperado que pasara horas frente a un computador, te prometo no devolverte esos días que quisiste jugar pero si días para disfrutar de momentos que te gustan, siempre voy a estar ahí para ti mi reina.

Gracias mor Luis por ayudarme en el proceso final, por tu cariño, paciencia, te amo mucho y espero que si Dios lo permite este sea el comienzo de nuevos triunfos juntos.

Gracias a mis únicos amigos que tengo Gaby, Angy, Antony, Adrián, José, Jimmy, Jonathan, porque no creí tener amigos como ustedes, fue divertido pasar mi vida estudiantil riendo y llorando, si leen en algún momento esto espero estén bien y Dios les bendiga siempre.

Gracias a mi tutor MgSc. José Jinez por su paciencia y apoyo incondicional para el desarrollo e implementación de mi investigación, éxitos en todo lo que haga.

Gracias a toda mi familia, conocidos y desconocidos por incentivar me a seguir a delante. Los amo mucho, con amor Kelly

ÍNDICE GENERAL

DECLARATORIA DE AUTORÍA	
DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR	
CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL	
CERTIFICADO ANTIPLAGIO	
DEDICATORIA	
AGRADECIMIENTO	
ÍNDICE GENERAL	
ÍNDICE DE TABLAS	
ÍNDICE DE FIGURAS	
RESUMEN	
ABSTRACT	

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN.....	16
1.1 ANTECEDENTES	17
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN	19
1.3 OBJETIVOS.....	20
1.3.1 Objetivo General	20
1.3.2 Objetivos Específicos	20
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO.....	21
2.1 Estado del arte	21
2.2 Marco teórico	22
2.2.1 Somnolencia o fatiga	22
2.2.2 Tipos de fatiga en conductores	23
2.2.3 Características que causan somnolencia	23
2.2.4 Somnolencia en conductores.....	23
2.3 Monitoreo fisiológico.....	24
2.3.1 Monitoreo fisiológico en conductores.....	24
2.3.2 Tecnologías de sensores cardiacos	25
2.4 Análisis cardiaco e indicadores.....	26
2.4.1 Análisis de HRV en dominio de tiempo y frecuencia	27
2.4.2 Análisis fisiológico asociados con la somnolencia	27
2.5 Sistemas de alerta de un vehículo	28

2.5.1	Algoritmos para detección cardiaca.....	28
2.6	DetECCIÓN FACIAL.....	29
2.6.1	Características faciales en la detección de somnolencia	29
2.6.2	Algoritmos para reconocimiento facial.....	29
2.6.3	Algoritmo de Viola-Jones	30
2.7	Sistemas de alerta y respuesta en una interfaz Humana-Computadora	30
2.7.1	Diseños de sistemas de alerta	30
2.7.2	Tiempo de respuesta humana	30
2.7.3	Métricas de evaluación de un sistema de seguridad vehicular.....	31
CAPÍTULO III. METODOLOGÍA.....		32
3.1	Tipo de Investigación.....	32
3.2	Diseño de Investigación.....	32
3.3	Técnicas de recolección de datos.....	33
3.4	Población de estudio y tamaño de muestra.....	34
3.5	Métodos de análisis, y procesamiento de datos	34
3.5.1	Procesamiento de la señal ECG.....	35
3.5.2	Procesamiento de imagen mediante visión artificial.....	35
3.5.3	Indicadores fisiológicos y faciales.....	37
3.5.4	Herramientas necesarias para su desarrollo.....	37
3.5.5	Diagrama del funcionamiento del sistema	38
3.6	Implementación física del sistema integrado.....	39
3.6.1	Implementación del módulo ECG	39
3.6.2	Implementación módulo de visión artificial.....	42
3.6.3	Integración de los módulos	47
3.7	Escenarios de prueba.....	48
3.7.1	Pruebas estacionarias	48
3.7.2	Pruebas simuladas	48
3.7.3	Pruebas en conducción real.....	48
3.8	Condiciones ambientales de las pruebas	49
3.9	Experimentación y funcionamiento de los sistemas.....	49

CAPÍTULO IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	52
4.1 Resultados del sistema de señales fisiológicas (ECG)	52
4.1.1 Análisis global del BPM de cada estado	53
4.1.2 Análisis gráfico del comportamiento del BPM por estado	53
4.1.3 Análisis gráfico comparativo entre estados	55
4.2 Resultados del sistema de visión artificial.....	56
4.2.1 EAR promedio por estado	57
4.2.2 MAR promedio por estado.....	57
4.2.3 Frecuencia de parpadeo estimado por estado	58
4.2.4 PERCLOS promedio por estado.....	59
4.3 Comparación del comportamiento del conductor sin sistema y con sistema de monitoreo	59
4.4 Validación del funcionamiento del sistema con un segundo sujeto	60
CAPÍTULO V. CONCLUSIONES y RECOMENDACIONES.....	61
5.1 Conclusiones	61
5.2 Recomendaciones	61
BIBLIOGRAFÍA.....	62
ANEXOS	69

ÍNDICE DE TABLAS.

Tabla 1: Frecuencia cardíaca objetiva [36]	24
Tabla 3. Ubicación de los electrodos en el cinturón de seguridad.....	41
Tabla 5. Indicadores para el cálculo de análisis facial.....	45
Tabla 6. Registros del sensor AD8232.....	52
Tabla 7. Descripción global de BPM por estados.....	53
Tabla 8: Cuadro comparativo sin el sistema de monitoreo fisiológico y con el sistema.	60

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Somnolencia o fatiga [23].	22
Figura 2: Somnolencia en conductores [33].	24
Figura 3: Sensor cardíaco PPG [40].	25
Figura 4: Sensor cardíaco ECG [43].	26
Figura 5: Pulsioxímetro Beurer PO 60 [44].	26
Figura 6: Bostezo [47].	27
Figura 7: Pestañeo al conducir [48].	27
Figura 8: Reconocimiento facial [54].	29
Figura 9: Sistema de monitorización del conductor [58].	30
Figura 10: Diagrama de flujo	38
Figura 11: Esquema del funcionamiento del sistema de detección de somnolencia.	39
Figura 12: Conexión del módulo AD8232 con ESP32.	40
Figura 13: Configuración de pines AD8232	40
Figura 14: Lectura de la señal ECG.	40
Figura 15: Definición del umbral para la detección de picos.	41
Figura 16: Detección de latidos por minuto	41
Figura 17: Cálculo de la frecuencia cardíaca	41
Figura 18: Raspberry Pi 4.	42
Figura 19: Cámara Logitech.	42
Figura 20: Importar librerías principales.	43
Figura 21: Configuración del servidor TCP.	43
Figura 22: Cálculo del Eye Aspect Ratio (EAR).	43
Figura 23: Cálculo del MAR.	43
Figura 24: Cálculo de PERCLOS	44
Figura 25: Cálculo para la frecuencia de parpadeo.	44
Figura 26: Clasificación de estados según el cálculo de las variables.	44
Figura 27: Envío del estado a la APP	44
Figura 28: Indicadores de visión artificial.	45
Figura 29: Pantalla principal de la aplicación móvil	46
Figura 30: Configuración conexión TCP	46
Figura 31: Configuración procesamiento de mensajes	47
Figura 32: Configuración de alerta de sonido	47
Figura 33: Circuito integrado del sistema de monitoreo ECG.	47
Figura 34: Circuito integrado del sistema de visión artificial.	48
Figura 35: Almohadilla que se adhiere al cinturón de seguridad, con los electrodos dentro del mismo.	49
Figura 36: Almohadilla puesta sobre el cinturón de seguridad.	50
Figura 37: Montaje del sistema de visión artificial.	50
Figura 38: Montaje dentro del auto del sistema de visión artificial.	50
Figura 39: Integración del sistema de detección de somnolencia.	51
Figura 40: Señal filtrada y alerta.	52

Figura 41: Histograma estado Normal con relación la frecuencia.	54
Figura 42: Histograma estado SOMNOLENCIA con relación a la frecuencia.....	54
Figura 43: Histograma estado MICROSUEÑO con relación a la frecuencia.	55
Figura 44: Diagrama de cajas del estado global NORMAL, SOMNOLENCIA y MICROSUEÑO.	56
Figura 45: EAR promedio por estado	57
Figura 46: MAR promedio por estado	58
Figura 47: Frecuencia de parpadeo por estado	58
Figura 48: PERCLOS promedio por estado	59
Figura 49: Código visión artificial.....	69
Figura 50: Visión artificial	69
Figura 51: Código de desarrollo del sensor AD8232.....	70
Figura 52: Continuación código sensor AD8232	70
Figura 53: Validación de la programación para visión artificial.	71
Figura 54: Pruebas de implementación del sistema ECG	71
Figura 55: Implementación sistema de visión artificial	72
Figura 56: Pantalla de inicio de la plataforma embebida.....	72
Figura 57: Base de datos emitida por el sistema de monitoreo de somnolencia.	72
Figura 58: Validación del funcionamiento del sistema con un segundo sujeto.	73
Figura 59: Condiciones de temperatura de operación de la ESP32.....	73
Figura 60: Condiciones de temperatura de operación del sensor AD8232.....	73
Figura 61: Condiciones de temperatura de operación del sensor Raspberry pi 4.....	74
Figura 62: Condiciones de temperatura de operación del sensor Cámara Logitech.....	74
Figura 63: Pruebas simuladas en el software.	74

RESUMEN

En el presente trabajo se desarrolló la implementación de un sistema integrado de monitoreo fisiológico y de somnolencia en conductores, usando un sensor cardíaco y detección facial para emitir una alerta de peligro.

El diseño del sistema se basa en el uso de dos sistemas el sensor ECG que calcula los cambios fisiológicos y el sistema de visión artificial que determina los cambios faciales a través de una cámara en el tiempo que conduce una persona. Para la adquisición de la señal cardíaca se utilizó el sensor AD8232 conectado al módulo ESP32, mientras que el análisis facial fue desarrollado mediante procesamiento de imagen en tiempo real. La información es integrada en un sistema de fusión que permite determinar el estado del conductor: normal, somnolencia y microsueño.

Los datos obtenidos fueron almacenados en una base de datos para posteriormente analizar cada resultado con una herramienta estadística, lo que llevó a cabo evaluar su comportamiento con relación a la frecuencia cardíaca y análisis facial, dando como resultado que la combinación de los dos sistemas mejora la detección del estado de somnolencia.

En conclusión el desarrollo del sistema de detección de somnolencia, es una alternativa óptima y de bajo costo para el monitoreo en tiempo real, siendo un apoyo tecnológico y aplicable en el ámbito de seguridad vial.

Palabras claves: somnolencia, frecuencia cardíaca, electrocardiograma (ECG), visión artificial, seguridad vial.

ABSTRACT

This study describes the development of an integrated system for monitoring drivers' physiological conditions and drowsiness, using a heart rate sensor and facial detection to issue a danger alert. The system design is based on two components: an ECG sensor that calculates physiological changes and a computer vision system that detects facial changes via a camera while the driver is operating the vehicle. The AD8232 sensor connected to the ESP32 module was used to acquire the cardiac signal, while facial analysis was performed using real-time image processing. The information is integrated into a fusion system that determines the driver's state: normal, drowsy, or micro-sleep. The data obtained was stored in a database to subsequently analyze each result using a statistical tool, which evaluated its performance in relation to heart rate and facial analysis, showing that the combination of the two systems improves the detection of drowsiness. In conclusion, the development of the drowsiness detection system is an optimal and low-cost alternative for real-time monitoring, serving as a technological aid applicable in the field of road safety.

Keywords: drowsiness, heart rate, electrocardiogram (ECG), computer vision, road safety.

Reviewed by:
Marco Antonio Aquino
ENGLISH PROFESSOR
C.C. 1753456134



CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

La somnolencia y el microsueño en un conductor son una de las principales causas de accidentes de tránsito a nivel mundial. Múltiples estudios han determinado que al existir una disminución de alerta en el momento de un accidente disminuye directamente al tiempo de reacción que podría efectuar el conductor. Según el análisis de la Organización Mundial de la Salud, una parte significativa de los accidentes en la vía están relacionados con la fatiga y la falta de descanso oportuno, lo que conlleva a un problema, preocupación de salud pública, seguridad vial para el conductor y la sociedad.

Con el paso de los años, la tecnología permite desarrollar un sistema de monitoreo al conductor mediante visión artificial para su análisis, como es el porcentaje de cierre ocular (PERCLOS), frecuencia de parpadeo y apertura de la boca, indicadores que muestran un resultado de signos de cansancio. Por otro lado, el monitoreo fisiológico por medio de un electrocardiograma (ECG) evalúa la frecuencia cardíaca relacionados al estado de somnolencia, este tipo de información que no depende de un análisis visual como lo puede desarrollar el primer sistema.

A pesar de la existencia de soluciones comerciales para evitar que un conductor entre en un estado de somnolencia o microsueño al igual que el análisis mediante visión artificial, aún se evidencia la necesidad de integrar estos dos monitores para mejorar la confiabilidad de su detección. En este contexto, aparece el problema de investigación: ¿se puede mejorar la precisión de detección de estados de somnolencia en conductores mediante la integración de los módulos de señales fisiológicas de frecuencia cardíaca y visión artificial?

Ante la problemática establecida, la presente investigación propone implementar un sistema que integre el análisis facial del conductor conjuntamente con el monitoreo de frecuencia cardíaca obtenidos mediante el sensor ECG. La información será debidamente procesada, analizada y fusionada en tiempo real para distribuir el estado del conductor en normal, somnolencia y microsueño, y una vez obtenida la información del estado generar las alertas que sean necesarias dentro de las pruebas.

Dentro de la guía de estudio se establece la integración de los datos del monitoreo fisiológico y visión artificial, su estructura más robusta y confiable para la detección de somnolencia en comparación con el uso de un solo sistema que únicamente generará una sola información. La propuesta planteada se encuentra dentro del objetivo general de implementar un sistema integrado de monitoreo fisiológico y de somnolencia en conductores, usando sensor cardíaco y detección facial para emitir una alerta de peligro.

En la presente investigación no solo contribuye una solución tecnológica, sino también el cuidado integral de una persona y el análisis del comportamiento fisiológico y visual frente a un posible accidente.

1.1 ANTECEDENTES

Los accidentes de tránsito son un problema de salud pública a nivel mundial. La OMS determina que anualmente fallecen más de 1,2 millones de personas en el mundo debido a accidentes de tránsito y hasta 50 millones resultan heridos, Ecuador ocupa el segundo lugar en América Latina en cuanto a mortalidad por accidentes de tránsito [1].

En el primer trimestre del año 2025, la INEC conjuntamente con la ANT determinan que se registraron 4.759 siniestros de tránsito esta cifra representa una disminución de 2,24% con respecto al primer trimestre del año anterior siendo el 2.46% [2]. Es importante dar a conocer información verídica de tal manera que todo el país tome conciencia de lo que existe y sea responsable en el momento de conducir cualquier tipo de vehículo.

Se han desarrollado múltiples investigaciones dirigidas a la detección de somnolencia en conductores. En [3] el estilo de vida que lleva la humanidad actual, el cansancio es más común que antes. Una persona duerme un 20% menos que lo normal, siendo una de las principales causas para su disminución de rendimiento en múltiples actividades por más sencillas que éstas sean. Un conductor [4] puede presentar diversos factores que pueden provocar accidentes de tránsito mientras conduce, como la negligencia, la somnolencia y la fatiga.

Las industrias automotrices como Volvo y Tesla han desarrollado sistemas ADAS (Advanced Driver Assistance Systems) [5] la alerta de cansancio del conductor supervisa la posición del vehículo dentro del carril. La alerta de cansancio utiliza una cámara y el procesamiento de imagen para determinar si el patrón de conducción se encuentra dentro del carril. Sin embargo, estas implementaciones tienen únicamente visión artificial, dejando a un lado el análisis fisiológico del conductor.

En Ecuador existen algunos proyectos académicos que se han usado sensores biométricos en base a la frecuencia cardíaca, aplicados en conductores de transporte pesado. Pero la implementación de mediciones fisiológicas son sistema de visión artificial para emitir alertas en tiempo real es un tema muy poco abordado, esto permite la oportunidad de innovación tecnológica aplicada a la seguridad vial.

Para el desarrollo de este tipo de sistemas gracias a un sin número de avances tecnológicos, accesibles y de bajo costo. Se puede encontrar el sensor cardíaco tipo PPG [6] fotopleitismografía es una técnica óptica no invasiva, también puede utilizarse para detectar cambios en el volumen sanguíneo tisular. y de bajo costo que realiza mediciones fisiológicas en la superficie de la piel, mide la frecuencia cardíaca y es la más utilizada.

La detección de rasgos faciales, el uso de OpenCV, junto con algoritmos de Machine Learning y Deep Learning [7] han demostrado con eficiencia en el uso de reconocimiento relacionado a la fatiga, bostezos, pestañeo constante y caída de cabeza, en unión con

plataformas de procesamiento como Arduino, Raspberry Pi o tarjetas de IA que son capaces de integrar sensores biométricos y sistemas de visión artificial en un solo dispositivo, para finalmente pueda emitir alarmas visuales, sonoras o remotas.

A pesar que hay evidencia de avances internacionales como regionales, aún existe un espacio para la implementación de sistemas que combinen de manera simultánea parámetros entre fisiológicos (frecuencia cardíaca) con rasgos faciales del conductor. En nuestro país, la ausencia de este tipo de proyectos de investigación que se integren tecnologías en un solo sistema preventivo determina que existe la necesidad de implementar un prototipo, mediante el uso de sensores cardíacos y detección facial, que genere alertas de peligros ante somnolencia o fatiga. La presente investigación contribuye al único objetivo de reducir accidentes de tránsito relacionados al cansancio del conductor.

1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

Según la organización mundial de la salud (OMS), cada año mueren 1,19 millones de personas en el mundo originarias de accidentes de tránsito mueren en el 2021, es decir, una tasa de 15 muertes por 100 000 aproximadamente 3000 por día según pronósticos de la misma (OMS). Los datos de 2019 sobre la distribución por edades de la mortalidad por las causas, los traumatismos, el 69% de los fallecidos son personas de entre 18 a 59 años y el 23% tiene 60 años o más [8].

La OS y OMS determina que la Región de las Américas se estima que, en el 2021, 145 090 personas fallecieron por siniestros de tránsito, lo que representa el 12% de todas las muertes a nivel mundial, esto se debe a causa de siniestros de tránsito. Pese a varios cambios en el número de muertos la reducción es solo 165 muertos y en la tasa de mortalidad (una disminución del 9,37%) del 2010 al 2021 no fueron significativos [9].

Las estadísticas basadas en registros administrativos que procesa el Instituto Nacional de Estadísticas y Censos-INEC, las cuales son proporcionadas por la Agencia Nacional de Tránsito, emite que en el I trimestre del 2024, se registraron 4.868 siniestros de tránsito, cifra que representa una disminución de 2.46% con respecto al primer trimestre del año anterior, 89,53% fueron lesionadas y 10,47% fallecidos [10]. La reducción se debe a que se desarrolla más control vehicular, además de llamar a concientizar a la ciudadanía al cuidado el momento de conducir.

El número de víctimas de accidentes de tránsito aumenta año a año. Datos de la Agencia Nacional de Tránsito (ANT) muestran que 2.373 personas fallecieron en las vías del país en el 2023, lo que representa un aumento del 7.7% con relación a las 2.202 en el año 2022 [11]. Vanessa Cueva, directora Ejecutiva de la ANT del Ecuador, aseguró que en el 2024 la entidad fortalecerá el trabajo para reducir los siniestros de tránsito y "no perder más vidas en las vías y carreteras del país" [11].

Conducir un vehículo automotor luego de haber experimentado una jornada laboral extenuante o no haber descansado lo suficiente, puede convertirse en un factor de riesgo que afecta la seguridad vial [12]. Una persona con fatiga o sueño mientras conduce no responde con el tiempo estimado ante situaciones inesperadas, pierde la concentración, no puede evaluar los riesgos, ni tampoco realizar una acción para evitar un accidente. Una gran parte de estos siniestros son ocasionados por microsueños que se trata de un sueño que dura tan sólo unos segundos en lo que el cerebro se "desconecta" [13].

Se han implementado diversas medidas de seguridad en los vehículos, gran número de accidentes están relacionados principalmente, como la fatiga, somnolencia, estrés, efectos del alcohol, drogas y condiciones médicas como es un infarto o arritmias, que afectan directamente a una respuesta rápida por parte del conductor [14].

En este contexto, los sistemas de seguridad tradicionales no ayudan a detectar de manera anticipada alteraciones fisiológicas que comprometen la capacidad de conducción. La

ausencia de herramientas que permiten el monitoreo en tiempo real de parámetros vitales del conductor, como el pulso cardíaco, limita la posibilidad de activar mecanismos de alerta o asistencia oportuna, tanto para el propio conductor como para operadores externos, como centros de control o servicios de emergencia [15].

Sin más, es necesario el desarrollo de un sistema que integre sensores de monitoreo fisiológico y de somnolencia en conductores que tenga la capacidad de medir el pulso cardíaco y detección facial de tal manera que genere alertas de peligro, para prevención de accidentes. La implementación ayudará a la mejora en la seguridad de transporte, cuidando al conductor y evitando accidentes de tránsito en las vías [16].

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo General

- Implementar un sistema integrado de monitoreo fisiológico y de somnolencia en conductores, usando sensor cardíaco y detección facial para emitir una alerta de peligro.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Diseñar el sistema electrónico de adquisición de señales fisiológicas mediante un sensor de pulso cardíaco, adaptado para su uso en tiempo real dentro del entorno vehicular.
- Implementar un sistema de visión artificial para la detección de signos de somnolencia mediante el análisis facial, enfocado en parámetros como el parpadeo y la apertura ocular.
- Desarrollar una plataforma embebida que integre los módulos de monitoreo cardíaco y detección facial para la recolección, procesamiento y análisis simultáneo de datos y que se comunique con una aplicación móvil mediante conexión socket tipo TCP para notificar estados de somnolencia en el conductor.
- Validar el funcionamiento del sistema mediante pruebas controladas en condiciones simuladas de conducción, evaluando su efectividad en la identificación de estados de riesgo fisiológico.

CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO

En el siguiente capítulo se describirá conceptos que abordan el tema de investigación como es la somnolencia o fatiga, monitoreo fisiológico en conductores, relación que se consideran entre la somnolencia y parámetros fisiológicos, visión artificial adaptada a la detección de somnolencia, sistema de monitoreo vehicular y varias bases tecnológicas para la implementación del sistema.

2.1 Estado del arte

En la investigación desarrollada por Delgado, K (2022). denominada “Sistema de detección de somnolencia para conductores de taxis en la ciudad de Tulcán”, afirma que es de relevante necesidad un sistema de detección de somnolencia aplicando varias herramientas electrónicas en especial el sensor de obstáculo infrarrojo el cual se encarga de detectar cuando el conductor cierra los ojos por un periodo de tiempo, un dispositivo Buzzer que emite una alarma, también un módulo de comunicación Bluetooth que establece la conexión entre la aplicación móvil y la parte electrónica. Adicional se desarrolla una aplicación móvil para gestionar la parte electrónica, guarda los resultados y la administración de usuarios. Para probar su funcionamiento y su eficiencia del prototipo tipo gafas, se realizaron pruebas con 20 usuarios voluntarios [17].

En la investigación de Lema, A. (2025). denominado, “Implementación de un sistema de detección de somnolencia para conductores de vehículos mediante visión artificial”, la visión artificial y el aprendizaje profundo a la seguridad vial mediante el desarrollo de un sistema de detección de somnolencia en conductores. Para la implementación del sistema, se empleó una Raspberry Pi junto con una cámara para la captura de imágenes en tiempo real. El procesamiento de las imágenes se realizó mediante algoritmos de detección de rasgos faciales y análisis del estado ocular, con el fin de identificar signos de fatiga, como el cierre prolongado de los párpados. El sistema cuenta con un módulo de alerta que emite señales acústicas en caso de detectar estados críticos de somnolencia en el conductor [18].

En el artículo desarrollado por (Luna, Juárez, Meléndez, 2021). denominado “Una red neuronal para la detección de somnolencia en conductores”, se muestra el uso de una técnica de inteligencia artificial denominada machine learning, para detectar los estados de somnolencia y de vigilia en los conductores vehiculares. Para su medición, se toman en cuenta dos variables: el pulso cardíaco y la temperatura corporal. El pulso cardíaco se midió con un sensor, a través del método de fotoplethismografía (PPG). La temperatura corporal se tomó mediante un sensor infrarrojo, sin contacto. Los datos obtenidos a través de la lectura sirvieron para crear una colección de datos y realizar el entrenamiento de una red neuronal con aprendizaje supervisado [19].

En el artículo de investigación de (Córdoba, Vásquez, Sarmiento, 2020). “Sistema de monitoreo de conductores de vehículos a partir de análisis de expresiones faciales”, buscar diferentes alternativas de inteligencia artificial para el análisis permanente de rostros de

conductores, con el fin de encontrar un buen modelo de clasificación de expresión facial (feliz, enojo, sorpresa, neutral). En la primera de las etapas se definen las expresiones faciales más relevantes que expresa un usuario al momento de conducir, busca una base de datos adecuada que dé solución al problema, esta debe de contener diferentes fotografías de rostros o simplemente de personas en diversos estados anímicos, para que de esta manera sea posible realizar una clasificación. Finalmente se elabora un algoritmo que detecte rostros, con el propósito de seleccionar y segregar los puntos de interés facial de cada una de las imágenes [20].

En el artículo de (Howard, Cori, 2023). “Es hora de que la ciencia del sueño tome conciencia de la necesidad de monitorizar a los conductores somnolientos”, destacan el desarrollo de sistemas avanzados de asistencia al conductor (por ejemplo, advertencias de cambio de carril), sistemas de conducción automatizada que se hacen cargo de las operaciones del vehículo y DMS (Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders), que probablemente sean beneficiosos para reducir el riesgo de accidentes por conducción con somnolencia. El DMS se centra específicamente en la monitorización de la somnolencia, la falta de atención en la carretera o las distracciones en los conductores. Ofrece un gran potencial como método objetivo para evaluar las causas de la somnolencia al volante, el impacto de las estrategias preventivas y evaluar el riesgo al volante y la respuesta al tratamiento en pacientes con trastornos del sueño [21].

2.2 Marco teórico

2.2.1 Somnolencia o fatiga

La somnolencia son alteraciones del sueño habituales en la sociedad, es la característica de la hipertensión cerebral, cuya fase ultima es la pérdida del conocimiento en su totalidad [22].



Figura 1: Somnolencia o fatiga [23].

A menudo se describe como cansancio tal como se muestra en la figura 1, también puede ser el resultado de cambios de presión arterial, retención de líquidos, arritmias, todo lo que se puede generar debido a cantidades excesivas de alteraciones neurológicas [24].

2.2.2 Tipos de fatiga en conductores

El estado de fatiga en los conductores es provocado por múltiples factores que impiden hacer las actividades con normalidad, esto incluye el esfuerzo físico, falta de sueño, estrés emocional o pasar por condiciones adversas. Existen varios tipos de fatiga y entre ellos están:

- **Fatiga física**

Es una condición notoria que agota al conductor, se produce cuando el cuerpo experimenta cansancio relacionado a la continua de actividades físicas, como mantener el control del vehículo y estar en una posición sentada erguida en prologas horas de manejo [25].

- **Fatiga mental**

Dentro de la fatiga mental no solo afecta al rendimiento cognitivo sino en la acumulación del esfuerzo mental a lo largo del tiempo, su manifestaciones muestran un cierto paralelismo con la fatiga física [26].

2.2.3 Características que causan somnolencia

Las personas que sufren de somnolencia pueden quedarse dormidas involuntariamente o en el momento que se produzca una sensación de inseguridad [27]. Entre el sin número de posibles factores están:

- Privación de sueño: es una afección producida cuando no se duerme lo suficiente. La deficiencia de sueño provoca problemas de salud, lesiones, incluso la muerte [28].
- Sueño fragmentado: es la interrupción continua del sueño, conlleva a menor tiempo de sueño en general y especialmente menos tiempo en las etapas que reparan el sueño, como es el sueño profundo [29].
- Cambios del horario del sueño: el desfase de horario en cualquier actividad por turnos altera el ciclo de sueño y vigilia que afecta el descanso [30].
- Sustancias que afectan al sueño: un cierto número de medicamentos, la cafeína, el alcohol y las drogas legales e ilegales, afectan al sueño [30].
- Trastornos del sueño: impiden que pueda dormir una persona en la mañana o la noche, esto hace que sea difícil estar atento y llevar actividades durante el día [31].

2.2.4 Somnolencia en conductores

La somnolencia se reconoce como uno de los elementos que condicionan a la seguridad de la persona y seguridad vehicular, tal como se muestra en la figura 2. Se estima que la somnolencia en los conductores es el factor causal de los accidentes. La excesiva somnolencia diurna es uno de los síntomas más frecuentes en personas con problemas de

sueño y es especialmente caracterizados por personas con el síndrome de Apnea-Hipopnea del Sueño SAHS [32].



Figura 2: Somnolencia en conductores [33].

2.3 Monitoreo fisiológico

2.3.1 Monitoreo fisiológico en conductores

Algunas de las características más comunes que se puede visualizar en el rostro de conductores con estado de somnolencia, sus ojos, movimientos faciales, bostezo, cabeceo [34]. El estado de alerta se puede estar conectado directa o indirectamente con un sistema que determine el comportamiento fisiológico del conductor. A continuación, se describen varios indicadores:

- **Frecuencia cardíaca**

En una persona se puede determinar su ritmo cardiaco en varias formas, tal como se muestra en la tabla 1, según su edad. La frecuencia cardíaca significa la cantidad de latidos ventriculares en un minuto [35].

Tabla 1: Frecuencia cardíaca objetiva [36]

EDAD	ZONA OBJETIVO DE FRECUENCIA CARDÍACA ACTIVA	PROMEDIO DE FRECUENCIA CARDÍACA MÁXIMA
20 años	100-170 lpm	200 lpm
30 años	95-162 lpm	190 lpm
35 años	93-157 lpm	185 lpm
40 años	90-153 lpm	180 lpm
45 años	88-149 lpm	175 lpm
50 años	85-145 lpm	170 lpm
55 años	83-140 lpm	165 lpm
60 años	80-136 lpm	160 lpm
65 años	78-132 lpm	155 lpm
70 años	75-128 lpm	150 lpm

La frecuencia cardíaca normal, tiene un valor normal de 50 a 100 latidos por minuto (BPM) [37]. Mientras que la frecuencia cardíaca en reposo durante el día es de 50 y 70 latidos por minuto (BPM) [38].

- **Respuestas oculomotoras**

Son efectos del cuerpo humano que se muestran al momento que la persona entra en un estado de somnolencia o fatiga. Por lo general los principales efectos que se manifiestan son: pestañeo constante, cierre ocular y bostezo, son los más visibles.

- **Ciclos circadianos**

Todas las funciones de los seres vivos están sujetas a cambios periódicos o cíclicos, en un programa configurado por ritmos de cambio lumínico o estacional de la tierra, presentan oscilaciones por cambios regulares entre la luz y la oscuridad, lo cual demuestra una periodicidad biológica durante en las 24 horas del día que se presenta en estado de sueño [39].

2.3.2 Tecnologías de sensores cardiacos

Los sensores biométricos dependiendo de su funcionamiento, permiten obtener información concreta de un individuo. Esta información fisiológica es en tiempo real, para la presentación investigación se describirá dos los cuales hay la mayor probabilidad de que puedan ser usado:

- **Sensor cardíaco (PPG, ECG, pulsioxímetros)**

PPG como se muestra en la figura 3, son los sensores ópticos de frecuencia cardíaca funcionan mediante el uso de luz para medir el flujo sanguíneo en los capilares debajo de la piel.



Figura 3: Sensor cardíaco PPG [40].

La parte superior de la muñeca es un lugar conveniente para un reloj, pero es un lugar desafiante incluso para los mejores sensores [41].

El ECG (electrocardiograma) o EKG, del alemán electrokardiogram, en razón de William Einthoven, su inventor. El electrocardiograma permite documentar la actividad eléctrica del corazón [42].



Figura 4: Sensor cardíaco ECG [43].

Tal como se muestra en la figura 4, es una herramienta indispensable que funciona para complementar el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares, control de tratamiento en caso de que se utilicen fármacos cardiotóxicos, alteraciones hidroelectrolíticas, etcétera [42].



Figura 5: Pulsioxímetro Beurer PO 60 [44].

La pulsioximetría, tal como se muestra en la figura 5, es una técnica no invasiva que permite obtener de forma instantánea tanto la frecuencia cardíaca como la saturación de oxígeno en la sangre del paciente [44].

- **Sensores portátiles**

Existe en la actualidad varios dispositivos cómodos y portables que pueden ser usados en cualquier momento, que cumplen la misma función es decir que miden los pulsos cardíacos, por ejemplo: cinturones de seguridad, reloj de mano, banda de pecho. Todos estos dispositivos en diferentes tamaños, pero con un fin en común, permitiendo la comodidad de quien lo usa.

2.4 Análisis cardíaco e indicadores

El sensor cardíaco es uno de los componentes planteados en el presente proyecto de investigación y es importante abordar temas relacionados con la frecuencia cardíaca y variabilidad. Es por eso que conocer sobre el Sistema Nervioso Autónomo:

El Sistema Nervioso Autónomo está dividido en 2 sistemas tanto el simpático que funciona es preparar al cuerpo en caso de emergencia y el parasimpático que va dirigido a la conservación y recuperación de la energía. Los dos sistemas están conectados fibras aferentes y eferentes que permiten la comunicación entre los centros superiores del sistema nervioso central al resto del cuerpo [45].

2.4.1 Análisis de HRV en dominio de tiempo y frecuencia

Las ondas electromagnéticas (ECG), para ser medidas requieren de ser medidas con una serie de electrodos ubicadas en el pecho del conductor. Las fluctuaciones de la frecuencia cardiaca son comúnmente valoradas por intervalos de R-R. La variación del tiempo de este intervalo es llamada HRV (Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca).

Las métricas HVR dentro del dominio del tiempo incluyen:

- Potencia de alta frecuencia (AF): actividad en una frecuencia en el rango de 0.15 a 0.40 Hz.
- Potencia de baja frecuencia (LF): actividad en una frecuencia en el rango de 0.04 a 0.15 Hz.
- Relación LF/HF: es la relación entre baja y alta frecuencia, se dice que es considerado un equilibrio autónomo simpático-parasimpático [46].

2.4.2 Análisis fisiológico asociados con la somnolencia

El analizar cada uno de los movimientos o expresiones faciales, tal como se muestra en la figura 6 y 7, permite determinar si existe somnolencia por parte del conductor, esto entrega una ayuda favorable para poder prevenir un posible accidente y de ser el caso muertes. A continuación, se detalla acciones fisiológicas:

- Bostezo
- Acción involuntaria oculomotora
- Cierre ocular o pestañeo
- Movimiento de cabeza o cabeceo



Figura 6: Bostezo [47].



Figura 7: Pestañeo al conducir [48].

2.5 Sistemas de alerta de un vehículo

Las tecnologías de asistencia al conductor o alarmas de un vehículo tienen el potencial de reducir los choques de tráfico y salvar miles de vidas cada año. Las tecnologías de asistencia al conductor de tu vehículo no solo te ayudan a ti y a tus pasajeros a estar seguros, sino también a otros conductores y peatones [49].

- Sonoras dentro del vehículo
- Llamadas y mensajes de texto
- Vibración en el asiento, volante o en el cinturón
- Señales de advertencia presentes en el tablero del vehículo.

2.5.1 Algoritmos para detección cardíaca

2.5.1.1 La FPG (Fotopletismografía)

Método para monitorizar el ritmo cardíaco basado en un sistema optoeléctricos formado por diodos, permite emplear dispositivos menos complejos y con un número menor de electrodos que el ECG. La FPG es una técnica de bajo costo que pueden ser empleados para detectar los cambios de volumen sanguíneo es decir por cada latido del corazón en el lecho microvascular de un tejido [50].

2.5.1.2 Algoritmo Pan y Tompkins

Es un algoritmo en tiempo real para la detección de complejos QRS (despolarización ventricular) es decir que es capaz de adquirir señales eléctricas del corazón, las procesa y detecta en tiempo real la arritmia. El cual es capaz de detectar el complejo QRS basado en la pendiente, amplitud y ancho. Un filtro pasa-banda especial reduce falsas detecciones causadas por varios tipos de ruido presentes en la señal ECG lo cual permite el uso de umbrales lo que aumenta la sensibilidad de detección. El algoritmo ajusta automáticamente los umbrales y los parámetros periódicamente para adaptarse a los cambios de electrocardiograma como la morfología QRS y la frecuencia cardíaca [51].

2.5.1.3 Filtración y reducción de ruido

2.5.1.3.1 Transformada de Wavelet

La transformada Wavelet utiliza funciones que están localizadas tanto en el espacio real como en el de Fourier, es utilizada para la eliminación de señales de ruido. Está definida por una expresión matemática definida en (1) como se muestra a continuación [52]:

$$F(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)\psi_{(a,b)}^*(x) dx \quad (1)$$

El símbolo * es el complejo conjugado y la función ψ es alguna función base. La transformada de Wavelet es el conjunto infinito de varias transformadas, dependiendo de la

función de mérito utilizada para su cálculo. Dentro de la transformada se pueden adaptar múltiples algoritmos al ser implementado su proceso sería:

1. Se carga la señal de onda ruidosa.
2. En la señal de onda con ruido se realiza la transformada logarítmica.
3. Descomposición multinivel en la señal transformada logarítmica.
4. Aplicar los tipos de Wavelet.
5. Aplicar el umbral de los coeficientes de ruido.
6. Una vez usado los coeficientes de la señal descompuestos se umbralicen utilizando la técnica de umbralización, el sonido sin ruido se reconstruye usando la transformada Wavelet inversa [53].

2.6 Detección facial

El reconocimiento facial en los tiempos remotos y en la actualidad son importantes para la identificación de cada persona, se lo puede determinar por medio de nombres, sobrenombres o algún tipo de carácter. Así como se muestra en la figura 8, el rostro que identifica cada una de las fisonomías, éstas son únicas e irrepetibles, las nuevas tecnologías y algoritmos ya son implementadas en el ámbito profesional, educativo y el hogar, aumentando sus funciones y usos con el transcurrir del tiempo.



Figura 8: Reconocimiento facial [54].

2.6.1 Características faciales en la detección de somnolencia

- EAR (Puntos de referencia) es usado para el análisis de ojos y detecta cambios en la apertura de los ojos. Ubica puntos concretos en una secuencia de imágenes.
- PERCLOS (Percentage of Eye Closure) es otra métrica para detección de somnolencia para medir el porcentaje de cierre de ojos en una secuencia de imágenes [55].

2.6.2 Algoritmos para reconocimiento facial

Los algoritmos de reconocimiento facial realizan comparaciones automáticas e instantáneas entre una imagen previamente archivada y digitalizada según cálculos algorítmicos de

distancias entre ciertos puntos cardinales del rostro a identificar, y una digitalización, según los mismos cálculos, de una fotografía tomada en el acto [56].

2.6.3 Algoritmo de Viola-Jones

El algoritmo de Viola-Jones es un algoritmo de detección de rostros con un coste computacional bajo que permite que sea empleado en tiempo real. El algoritmo se basa en la comparación entre las intensidades luminosas de regiones rectangulares de las imágenes denominadas características Haar-Like que calcula empleando una imagen integral [57].

2.7 Sistemas de alerta y respuesta en una interfaz Humana-Computadora

Dentro de los sistemas de alerta tal como se muestra en la figura 9, se pueden encontrar múltiples en donde interviene la parte humana y máquina. Estos sistemas ayudan a que el ser humano tenga la mayor facilidad de solicitar acción sin necesidad de estar en el lugar.



Figura 9: Sistema de monitorización del conductor [58].

2.7.1 Diseños de sistemas de alerta

La inteligencia artificial hace referencia a una habilidad de las máquinas para llevar a cabo tareas que usualmente requieren inteligencia humana. Esto involucra al uso de algoritmos, a partir de datos y la aplicación toma decisiones de forma parecida al de un ser humano.

Extreme Programming (XP) es un enfoque ágil que pone el foco en técnicas de desarrollo avanzadas, tales como la programación paralela, la integración constante y las evaluaciones automatizadas. Esto facilita un énfasis directo en la calidad del código y la capacidad de adaptación a la modificación [59].

2.7.2 Tiempo de respuesta humana

El tiempo de reacción es el intervalo entre la presentación de un estímulo y el inicio de la respuesta cerebral y muscular a dicho estímulo. Mide la rapidez con la que un organismo puede responder y es un aspecto crucial del rendimiento humano en muchas actividades. El tiempo de reacción humano más rápido ronda los 100-120 ms (microsegundos) [60].

2.7.3 Métricas de evaluación de un sistema de seguridad vehicular

El rendimiento de los KPI (Indicadores Claves de Rendimiento), de un sistema que utiliza IA deben ser evaluados a conciencia. En Machine Learning típicamente se utilizan métricas que deben ser consideradas como:

- La importancia y la confiabilidad de la métrica
- Las métricas reducen la información
- Monitoreo de campo

Adicionalmente, el estándar destaca que en el ISO/IEC TR 24029-1 se separa la evaluación de la robustez en tres categorías: Estadística, Formal y Basada en Pruebas Empíricas [61].

CAPÍTULO III. METODOLOGÍA

En el presente capítulo que se describe, va relacionado con un enfoque metodológico, es un conjunto de procedimientos, técnicas y herramientas útiles para el desarrollo del sistema de monitoreo fisiológico y visión artificial para la detección de somnolencia en conductores. El método que es seleccionado cumple con los objetivos ya planteados mediante un proceso que integra hardware, software y verificación experimental en base a pruebas.

3.1 Tipo de Investigación

El presente trabajo de investigación es de tipo aplicada, desarrollando un prototipo, está orientado a resolver un problema en tiempo real: detección de somnolencia en conductores mediante el monitoreo de variables fisiológicas y faciales.

El enfoque es cuantitativo, porque se basa en la recolección y análisis de datos numéricos provenientes del sensor AD8232 y sistema de visión artificial EAR (frecuencia de parpadeo) y MAR (duración de cierre ocular. Las variables que serán analizadas son:

- Frecuencia cardiaca (BPM)
- Eye Aspect Ratio (EAR)
- Mounth Aspect Ratio (MAR)
- Frecuencia de parpadeo
- Porcentaje de cierre ocular (PERCLOS)

Según su alcance, es una investigación experimental, ya que se manipulan variables en un entorno controlado para observar sus cambios y evaluar cada uno de los datos obtenidos. Asimismo, es de nivel tecnológico-descriptivo porque abordan temas de suma importancia como es de investigación, estudio, diseño e implementación manipulando dispositivos electrónicos y algoritmos, detallando cada función en base a su hoja técnica y pruebas.

3.2 Diseño de Investigación

El diseño consiste en un estudio experimental mediante pruebas, en un entorno controlado de conducción automovilístico que deberá evaluar el comportamiento de las variables como las señales fisiológicas y reconocimiento facial. El diseño de la investigación está desarrollado por etapas:

1. Etapa de análisis y diseño

- Estudio y análisis de funcionamiento del sistema,
- Selección del sensor y microcontrolador adecuado (ESP32, AD8232; Raspberry Pi 4 modelo B y cámara Logitech C270).
- Diseño del circuito y simulación del sistema ECG.

2. Etapa de desarrollo

- Programación de la ESP32 en Arduino IDE para la transmisión de la señal ECG.
- Implementación del algoritmo de visión artificial usando MediaPipe/OpenCV y MediaPipe FaceMesh.
- Implementación del sistema de comunicación para los módulos, mediante sockets TCP.
- Desarrollo de la aplicación para generar alertas.

3. Etapa de calibración

- Evaluación de datos base de: BPM, EAR, MAR, PERCLOS y frecuencia de parpadeo.
- Evaluación de detección de somnolencia y micro sueño.

4. Etapa experimental

- Registro de datos vigilando su comportamiento normal.
- Simulación de detección de somnolencia (parpadeo lento y bostezos).
- Comportamiento de los datos reales.

5. Etapa de validación

- Análisis de la frecuencia cardíaca y métricas faciales.
- Evaluación del prototipo.
- Funcionamiento de los sistemas ya integrados.

3.3 Técnicas de recolección de datos

La técnica de recolección de datos a emplearse en la presente investigación es de observación directa, porque tiene el apoyo de instrumentos tecnológicos, específicamente un sensor cardíaco AD8232 y detección facial mediante visión artificial. Esta técnica permite obtener información específica y cuantificable sobre el estado fisiológico y nivel de somnolencia en conductores.

a) Recopilación de datos fisiológicos

Con el uso de sensor AD8232 se obtienen los datos para identificar cambios fisiológicos:

- Señal ECG.
- Frecuencia cardíaca BPM.
- Ritmo cardíaco que varía.

b) Recopilación de datos del reconocimiento facial

Mediante el uso de visión artificial, permite detectar los primeros síntomas de somnolencia, se obtienen los datos a través de:

- Eye Aspect Ratio (EAR)
- Mounth Aspect Ratio (MAR)

- Frecuencia de parpadeo
- Porcentaje de cierre ocular (PERCLOS)

c) Registro digital

Los datos serán receptados y procesados en:

- Python para el procesamiento de visión artificial
- CSV (Valores separados por comas) para analizar cuál su comportamiento.
- APP desarrollada en Android Studio para generar alertas.

3.4 Población de estudio y tamaño de muestra

La población está conformada por personas adultas, que serán evaluadas en un entorno controlado mediante un sistema integrado de monitoreo fisiológico (ECG) y análisis facial por medio de visión artificial. El objetivo a cumplir, permitirá obtener una base de datos que me permita registrar variables fisiológicas (BPM derivada del ECG) y variables de somnolencia (EAR, MAR, PERCLOS, frecuencia de parpadeo) y estados como normal, somnolencia y microsueño.

La muestra fue seleccionada por conveniencia, debido a la disponibilidad del voluntario y al proceso que lleva la experimentación (instalación de electrodos, calibración del sistema, control del entorno y tiempo de ejecución). La muestra estuvo conformada por un voluntario que fue evaluado bajo condiciones controladas y con registro de los estados que el sistema detecta: normal, somnolencia, microsueño.

Aunque estudios recomiendan que las pruebas se desarrollen con varias participantes, en la presente investigación la muestra está conformada por un solo participante. Esto se debe a que el objetivo primordial es la validación del prototipo tal como se establece en el último objetivo específico y no la dependencia que exista con el prototipo y el número de participantes. El enfoque se centra en el funcionamiento correcto del diseño del sistema de detección de somnolencia.

3.5 Métodos de análisis, y procesamiento de datos

Para el desarrollo del análisis y procesamiento de datos se debe estudiar las fuentes principales que son usadas, como son:

- El uso del sensor AD8232 para la señal fisiológica.
- El procesamiento de imagen mediante visión artificial, para los parámetros faciales.

Con el uso de los dos sistemas se podrá detectar si existe en el conductor un estado de somnolencia a través de métricas cuantitativas y logarítmicas definidas. Los métodos empleados son:

3.5.1 Procesamiento de la señal ECG

Para la señal de los pulsos cardiacos, con el apoyo del sensor AD8232 es digital por el microcontrolador ESP32 que realiza un preprocesamiento de filtrado, detección de picos y el cálculo de la frecuencia.

a) Filtrado de la señal

Para poder reducir el ruido de alta frecuencia se usa un filtro de media móvil [62], como se muestra en la ecuación 2.

$$y[n] = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} x[n-k] \quad (2)$$

Donde:

$x[n]$: es la señal ECG neta

$y[n]$: señal filtrada

M : ventana del filtro

b) Detección de picos

R son los picos que se evalúan en su valor máximo dentro de la señal filtrada en este caso cada latido cardíaco, siempre y cuando los picos son detectados se puede calcular el intervalo RR entre múltiples latidos.

c) Cálculo de la frecuencia cardiaca BPM

Lo que se desea calcular dentro en la ecuación 3, tal como se mira a continuación [63], es la frecuencia cardiaca de los conductores

$$BPM = \frac{60}{RR_{interval}} \quad (3)$$

Donde:

$RR_{interval}$: tiempo en segundos entre dos picos RR secuenciales.

3.5.2 Procesamiento de imagen mediante visión artificial

Para el desarrollo del sistema de visión artificial se basa en librerías MediaPipe FaceMesh, con el uso de técnicas de Deep Learning basada en redes neuronales convolucionales (CNN) esto permite la detección de puntos importantes de referencia facial. Este modelo captura 468 puntos faciales (landmarks), del rostro en tiempo real. Los puntos importantes que se identifican en el rostro son: ojos, boca, nariz y contorno facial.

En el procesamiento de imagen programado en Python, se usan puntos clave para el cálculo y detección de somnolencia, se usan las siguientes librerías:

- OpenCV captura de video
- MediaPipe detecta los landmarks faciales
- NumPy métricas geométricas

a) Cálculo del EAR (Eye Aspect Ratio)

Lo que permite el EAR es calcular el nivel de apertura ocular, como se mira en la ecuación 4, debe ser calculado por las distancias verticales y horizontales del ojo [64]:

$$EAR = \frac{\|P2 - P6\| + \|P3 - P5\|}{2\|P1 - P4\|} \quad (4)$$

Donde:

P1...P6 son los puntos para la detección del ojo y $\| \cdot \|$ es la distancia euclidiana quiere decir el camino más corto entre dos puntos.

Cada uno de los puntos deben ser interpretados EAR:

- $EAR < 0.23$: indica que existe parpadeo o somnolencia
- $EAR < 0.20$: si dura más de 1 segundo quiere decir que es micro sueño.

b) Cálculo del MAR (Mouth Aspect Ratio), detección de bostezos

Para evaluar los bostezos [65] se debe considerar la siguiente ecuación 5:

$$MAR = \frac{\|P_{top} - P_{bottom}\|}{\|P_{left} - P_{right}\|} \quad (5)$$

- MAR elevado > 0.7 bostezo prolongado
- MAR elevado, más de 1 segundo detección de somnolencia.

Los puntos corresponden a los vértices superiores, inferiores y laterales de la boca.

c) Detección de parpadeo ocular

Se detecta por el EAR en el transcurso de su activación, un parpadeo se define cuando:

$$EAR(t) < EAR_{umbral}$$

El tiempo de duración del cierre ocular es menor a 0.35 segundos.

d) Frecuencia de parpadeo por minuto en función del tiempo

El conocer la frecuencia del parpadeo en función del tiempo [62], como se muestra en la ecuación 6.

$$FBPM = \frac{\text{número de parpadeos detectados}}{\Delta t} \quad (6)$$

Donde:

Δt : tiempo por minuto

$FBPM$: frecuencia de parpadeo por minuto

En el caso de que la frecuencia ocular supere los 25 parpadeos por minuto puede estar asociada con estados de somnolencia.

e) Micro sueño

El microsueño es detectado por el valor de EAR, si está por debajo de 0.20 segundo, es un indicativo de distracción temporal visual.

3.5.3 Indicadores fisiológicos y faciales

La integración de ECG AD8232, visión artificial (EAR, MAR, PERCLOS, frecuencia de parpadeo), obteniendo en su integración estados del conductor como:

1. Normal

- BPM estable
- EAR rango normal
- MAR bajo
- Parpadeo entre 10-20 por minuto.

2. Somnolencia

- EAR < 0.23 repetidas veces
- Parpadeos > 20 por minuto
- MAR repetidas veces

3. Microsueño

- EAR < 0.20 sobrepasa el 1 segundo
- Bostezos repetidos
- BPM incremento abrupto

3.5.4 Herramientas necesarias para su desarrollo

Para el desarrollo del sistema de monitoreo fisiológico y detección de somnolencia se utilizaron diferentes herramientas de software y hardware:

Software:

- Python: desarrollo del sistema de visión artificial
- MediaPipe y OpenCV: framework desarrollado por Google para detección de puntos faciales (landmarks). Bibliotecas usadas para el procesamiento de imagen.

- Arduino IDE: programación del microcontrolador ESP32
- Android Studio: análisis de datos, almacenamiento y visualización.

Hardware:

- Sensor AD8232: adquiere señales electrocardiográficas.
- ESP32: digitaliza y procesa la señal ECG.
- Raspberry Pi 4: computadora de placa única para el sistema de visión artificial.
- Cámara Logitech C270: captura la imagen del rostro del conductor en tiempo real.

3.5.5 Diagrama del funcionamiento del sistema

Para el desarrollo del sistema se estudia previamente cada uno de los dispositivos que se utiliza para la implementación, el diagrama de flujo se muestra en la figura 10, es el procedimiento integrado para la detección de somnolencia en conductores. Se refiere a la unión de los módulos fisiológicos (ECG a través de ESP32 y AD8232) y el análisis facial (Raspberry Pi + MediaPipe), posteriormente el cálculo de las métricas que se encuentra (BPM, EAR y MAR), la respuesta de esto es: parpadeos, microsueño, bostezos y somnolencia, finalmente emita una alarma de alerta en el caso de que existan eventos relacionados con la somnolencia.

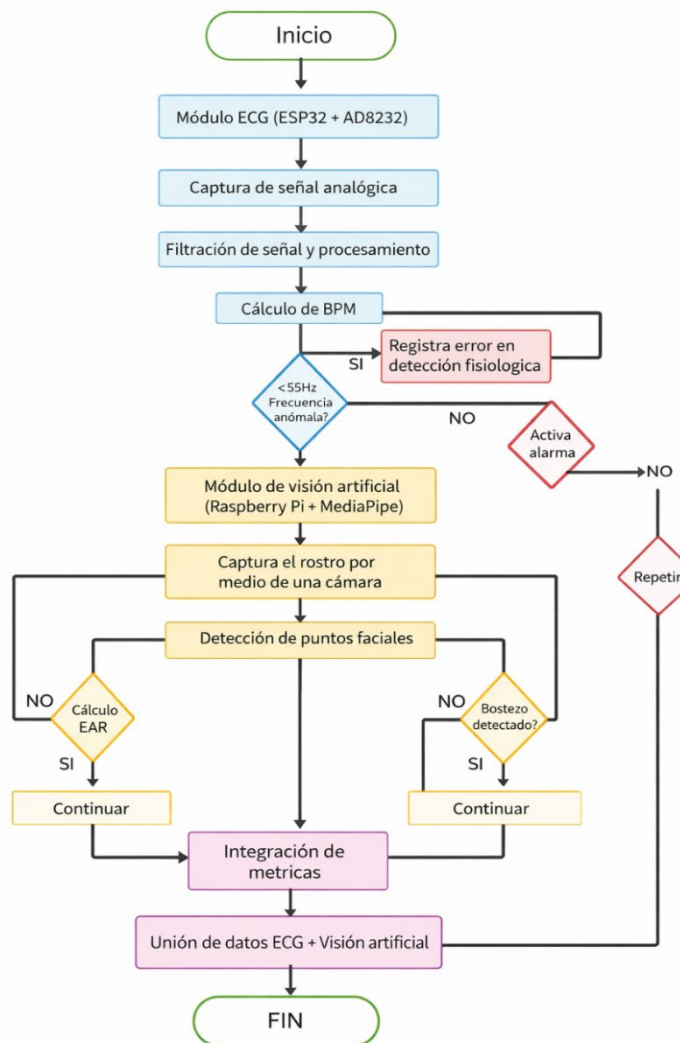


Figura 10: Diagrama de flujo

3.6 Implementación física del sistema integrado

En la figura 11 que se muestra a continuación, es la estructura del sistema integrado en donde se considera cada uno de los elementos que deben ser usados dentro su implementación, es dividida en 2 partes: sistema ECG y visión artificial. Para el sistema de ECG que mide los pulsos cardiacos es necesario el sensor AD8232 y ESP32 para cargar su configuración y cumplir parámetros para su correcto funcionamiento.

En el sistema de visión artificial con la ayuda de la Raspberry Pi 4 y una cámara Logitech, se montó el monitoreo de las acciones físicas que desarrolla el rostro el momento en que una persona está en un lapso de tiempo de microsueño o somnolencia. Para finalmente en una APP desarrollada en Arduino Studio detecte este cambios dentro de los sistemas y emita una alerta en el que se mostrará tres estados: normal, microsueño y somnolencia.

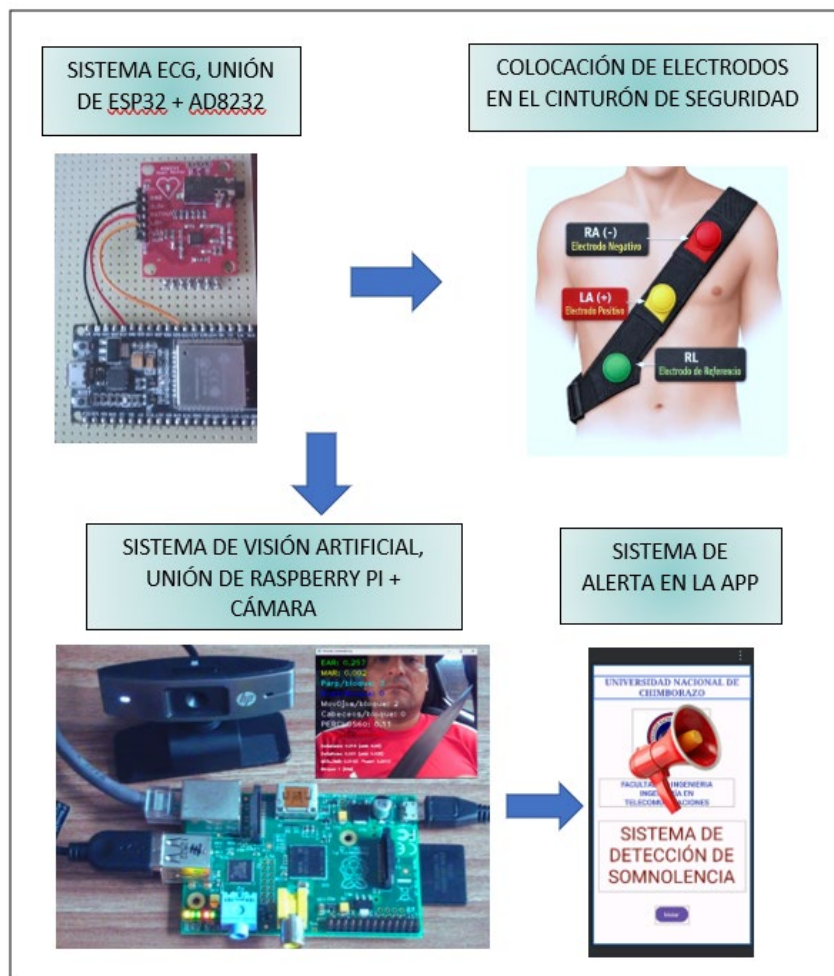


Figura 11: Esquema del funcionamiento del sistema de detección de somnolencia.

3.6.1 Implementación del módulo ECG

Para el desarrollo del sistema de monitoreo ECG (electrocardiograma) se optó por el uso del módulo de acondicionamiento de señal diseñado específicamente para captar actividad eléctrica en el corazón de una persona.

El módulo no calcula BPM ni detecta picos, es necesario llevar a cabo la programación dentro de Arduino para incorporar al código como se muestra en el Anexo 51 y 52, es el

código que nos servirá para determinar la conexión de Wifi, pines del módulo como los más comunes 3.3V, GND, OUTPUT, LO+ / LO- y SND. Otros de los puntos que son necesarios determinar en el código es la frecuencia en la que se desea trabajar, tiempo de respuesta para la detección de BPM.

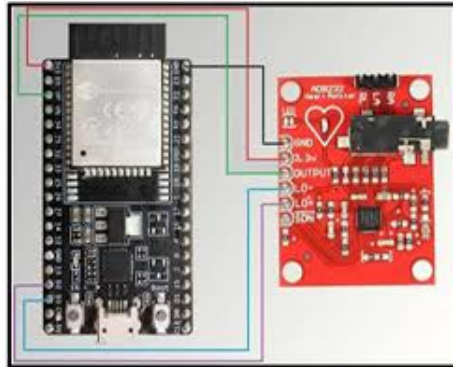


Figura 12: Conexión del módulo AD8232 con ESP32.

3.6.1.1 Configuración del sensor AD8232 en el microcontrolador ESP32

Para el procesamiento de señal del ECG con el uso del sensor AD8232, se conecta a al microcontrolador ESP32 mediante una entrada analógica, el microcontrolador se encarga de leer la señal que viene del sensor, procesa y calcula la frecuencia cardiaca por minuto BPM. A continuación se muestran las librerías dentro del software Arduino, para su desarrollo:

```
// ===== PINES AD8232 =====  
const int ecgPin = 34; // OUT del AD8232  
const int loPlus = 32; // LO+  
const int loMinus = 33; // LO-
```

Figura 13: Configuración de pines AD8232

En la siguiente figura 13 que se presentó es la configuración de los pines pero el más importante por ser la entrada de la señal generada por el AD8232 es el pin 34. Permite convertir la señal analógica-digital (ADC) del microcontrolador, es decir que la señal eléctrica del corazón pase a señal analógica y pueda leer el programa.

En la figura 14 que se muestra a continuación es la lectura de la señal ECG, esta librería permite leer los valores analógicos que viene del sensor AD8232, mientras que la ESP32 convierte la señal analógica a digital entre un rango de 0 a 4095 valor que depende de cuán intensa sea la señal.

```
int ecgRaw = analogRead(ecgPin);
```

Figura 14: Lectura de la señal ECG

En la figura 15, se muestra las líneas de comandos que definen el umbral para la detección de picos.

```

// Umbral dinámico (reseteado cada ventana)
int minEcg = 4095;
int maxEcg = 0;
int threshold = 2000;

```

Figura 15: Definición del umbral para la detección de picos

Es un valor referencial de un umbral 2000, usado para identificar los picos principales de la señal ECG, más conocido como los picos R, si el valor se supera esto quiere decir que detecta un latido cardíaco.

Para la detección de los latidos del corazón debe ser complementado con la condición de la figura 15 más la figura 16 que se muestra a continuación, cuando la condición se cumple registra un latido cardíaco y va incrementando en beats, esto permite contar los latidos detectados durante un intervalo de tiempo.

```

// .....
if (ecg > threshold && !peakDetected)

```

Figura 16: Detección de latidos por minuto

En la figura 17 permite calcular la frecuencia cardíaca por minuto BPM, esto se lleva a cabo con el número de latidos detectados durante las pruebas de experimentación, su cálculo se obtiene mediante la multiplicación los latidos detectados por el factor de incremento en este caso 60, todos estos datos son obtenidos durante un minuto.

```

// Cálculos del minuto
float bpmPromMinuto = calcularBpmPromMinuto();
int minutoValido = calcularMinutoValido();

```

Figura 17: Cálculo de la frecuencia cardíaca

Para la conexión de los electrodos es importante conocer en qué lugar del cuerpo debe ser situado, para este caso como va su implementación en el cinturón de seguridad. Tal como se muestra en la tabla 3 a continuación será:

Tabla 2. Ubicación de los electrodos en el cinturón de seguridad.

Categoría	Elemento	Configuración en el proyecto	Detalle técnico	Uso
Electrodos	RA rojo	Hombro izquierdo	Parte superior del cinturón	Derivación tipo I
	LA amarillo	Cadera derecha	Parte inferior del cinturón	Medición diferencial
	RL verde	Zona lateral derecha	Buen contacto con la piel	Estabilidad

Del primer sistema con el uso del módulo AD8232, permite dar condiciones de señales analógicas de ECG, digitalizado por el ADC de la ESP32. La detección de picos basado por

un umbral dentro de un periodo, el cálculo de la frecuencia cardiaca en un minuto para finalmente generar un resumen fisiológico.

3.6.2 Implementación módulo de visión artificial

Para llevar a cabo el desarrollo del módulo de visión artificial se usó una Raspberry Pi 4 modelo B tal como se ve en la figura 18 y en la figura 19 se muestra una cámara web Logitech C270. Con la ayuda de estos elementos lo que se quiere lograr es codificar dentro de un lenguaje de programación en este caso en Python, comandos que detecte el parpadeo, bostezo y apertura ocular, estos parámetros deben estar bien definidos para poder detectar mediante el sistema de visión artificial el estado es decir: normal, somnolencia y microsueño de un conductor.



Figura 18: Raspberry Pi 4.



Figura 19: Cámara Logitech.

3.6.2.1 Configuración del sistema de visión artificial en la Raspberry Pi 4

Se usó la Raspberry Pi para el procesamiento del módulo de visión artificial, muy útil por su capacidad de ejecutar algoritmos de procesamiento de imagen en tiempo real. Dentro de la configuración principal están:

- Instalación del OS Raspberry Pi OS
- Configuración de Python 3
- Instalación de las librerías: opencv-python, mediapipe, numpy, socket
- Habilitar el puerto USB para la conexión de la cámara
- Configuración de la red de comunicación

El procesamiento de imagen fue desarrollado en Python, se implementaron las librerías necesarias para su buen funcionamiento, para detectar puntos faciales y las métricas relacionadas con la somnolencia que son: EAR, MAR, PERCLOS y frecuencias de parpadeo.

En la figura 20 que se muestra a continuación son las principales librerías del sistema que es para capturar el procesamiento de video y detectar los puntos faciales del rostro del conductor, todo es desarrollado en tiempo real.

```

7 import cv2
8 import mediapipe as mp
9 import time
10 import csv
11 import socket
12 import threading
13 from math import dist
14 from collections import deque
15 from datetime import datetime

```

Figura 20: Importar librerías principales

Para la configuración del servidor TCP que es quien se encarga de enviar mediante la aplicación móvil una sola palabra como: normal, somnolencia, microsueño o sin rostro. Mediante el puerto 5000 se puede transmitir los estados, en la figura 21 se muestra los comando necesarios para su ejecución.

```

17 # =====
18 # SERVIDOR TCP (ENVÍA 1 PALABRA A LA APP)
19 # =====
20 HOST = "0.0.0.0"
21 PORT = 5000

```

Figura 21: Configuración del servidor TCP

En la siguiente figura 22 como se indica, es la configuración para el cálculo del EAR, métrica que mide la apertura ocular. El cálculo se efectúa por la relación entre las distancias verticales y horizontales de los ojos. Si el valor disminuye el sistema detecta que el conductor está en un estado de somnolencia.

```

78 def calcular_EAR(ojo):
79     A = dist(ojo[1], ojo[5])
80     B = dist(ojo[2], ojo[4])
81     C = dist(ojo[0], ojo[3])
82     return (A + B) / (2.0 * C) if C != 0 else 0.0

```

Figura 22: Cálculo del Eye Aspect Ratio (EAR)

Para el cálculo del MAR, tal como se muestra en la figura 23, está relacionado con la apertura bucal, además de las distancias horizontales y verticales de los labios y la boca. Si presenta valores altos de apertura bucal está relacionado con bostezos.

```

84 def calcular_MOR(lm, w, h):
85     # MOR = dist(labio_sup, labio_inf) / dist(comisura_izq, comisura_der)
86     top = (lm.landmark[13].x * w, lm.landmark[13].y * h)
87     bot = (lm.landmark[14].x * w, lm.landmark[14].y * h)
88     left = (lm.landmark[61].x * w, lm.landmark[61].y * h)
89     right = (lm.landmark[291].x * w, lm.landmark[291].y * h)
90     vertical = dist(top, bot)
91     horizontal = dist(left, right)
92     return vertical / horizontal if horizontal != 0 else 0.0
93

```

Figura 23: Cálculo del MAR

Dentro de la configuración para el cálculo de PERCLOS, representa el porcentaje de tiempo que duraron los ojos cerrado durante un lapso de tiempo. Para el cálculo está establecido un tiempo de 60 segundos, tal como se muestra en la figura 24.

```

432 # ===== PERCLOS 60s (1 muestra/seg) =====
433 if time.time() - t0_perclos >= 1.0:
434     t0_perclos = time.time()
435     cerrado = 1 if (rostro_detectado == 1 and isinstance(EAR, float))
436     perclos_window.append(cerrado)
437
438 perclos_60s = None
439 if len(perclos_window) >= MIN_MUESTRAS_PERCLOS:
440     perclos_60s = sum(perclos_window) / len(perclos_window)

```

Figura 24: Cálculo de PERCLOS

Para la detección de parpadeos o frecuencia de parpadeo, se establece que cuando EAR está por debajo del umbral representa un parpadeo, en la figura 25 se establecen el código necesario para su desarrollo.

```

341 if EAR < EAR_UMBRAL:
342     contador_cierre += 1
343 else:
344     if contador_cierre > FPS_CALCULO * TIEMPO_CIERRE:
345         blink_event = 1
346         parpadeos_total += 1
347         parp_min += 1
348     contador_cierre = 0
349

```

Figura 25: Cálculo para la frecuencia de parpadeo

En el bloque que determina el estado en que se encuentra el conductor será detectado según el cálculo de cada una de las variables según su configuración.

En la figura 26 se describe si hay la presencia del rostro, posteriormente si existe un cierre ocular sostenido y finalmente somnolencia que va relacionado con el cálculo de PERCLOS y si no cumple ninguna de las condiciones dentro del código el estado será normal.

```

442 # ===== Estado instantáneo + alerta instantánea =====
443 if rostro_detectado == 0:
444     estado_inst = "sin rostro"
445     alerta_inst = 0
446 else:
447     if closed_run >= CLOSED_SEC_MICRO:
448         estado_inst = "microsueño"
449         alerta_inst = 1
450     else:
451         if perclos_60s is not None and perclos_60s >= PERCLOS_SOMNO:
452             estado_inst = "somnolencia"
453             alerta_inst = 1
454         else:
455             estado_inst = "normal"
456             alerta_inst = 0

```

Figura 26: Clasificación de estados según el cálculo de las variables

Para el envío del estado del conductor mediante TCP a la aplicación desarrollada en Android, el estado que detecte se comunica en tiempo real, es decir si el conductor está en un estado normal, somnolencia, microsueño o sin rostro.

```

458 # Enviar a la app (instantáneo)
459 set_estado(estado_inst)

```

Figura 27: Envío del estado a la APP

La línea de comando que se mira en la figura 27, sirve para la actualización de la aplicación durante las pruebas de experimentación en el conductor.

Tal como se muestra en el apartado de anexos en la figura 37 y 38, el objetivo es detectar el estado en que se encuentra el conductor mediante análisis facial usando OpenCV y

MediaPipe FaceMesh, la cámara solo se encarga de visualizar todos los cambios o estados faciales y el código calcula cada uno de sus indicadores de somnolencia. En la tabla 5 que se describe las métricas que son calculadas para la detección.

Tabla 3. Indicadores para el cálculo de análisis facial.

Métrica	Cálculo
EAR	Apertura de los ojos
MAR	Apertura de la boca
PERCLOS	Porcentaje de cierre ocular
Blink rate	Frecuencia de parpadeo

En la figura 28 se muestra como el sistema de visión artificial detecta a través de cada una de sus métricas establecidos en Python para que detecte el estado en el que se encuentra el conductor.



Figura 28: Indicadores de visión artificial.

Dentro del script, otro de los puntos importantes es detallar el estado que se encuentra el conductor y está definido por tres estados:

- NORMAL: ojos abiertos
- MICROSUEÑO: ojos cerrados con mayor frecuencia
- SOMNOLENCIA: ojos parcialmente cerrados

El estado en que se encuentra el conductor el script envía mediante sockets TCP con el uso del puerto 5000. Lo importante dentro de la arquitectura, su función principal es combinar los datos del sistema de monitoreo ECG y el sistema de visión artificial y como resultado del estado en el que se encuentra el conductor y generar una base de datos tal como se muestra en el apartado de anexos en la figura 57 recopilando toda la información del conductor.

3.6.2.2 Desarrollo para generar alertar en la APP

La aplicación se desarrolló con el objetivo de recibir en tiempo real la información que es procesada durante las pruebas de experimentación del sistema de monitoreo fisiológico como el sistemas de visión artificial y emitir un sonido dentro de la aplicación mismo, tal

como se indica en la figura 56 de anexos. La comunicación del sistema principal y la aplicación fue desarrollada mediante conexión TCP, esto permite que los datos (estados) sean transmitidos.

La función para emitir la alerta principalmente es mediante un palabra clave, que son los signos como: normal, somnolencia, microsueño y sin rostro. Esto no significa que en todos los estados la aplicación emite la alerta sino únicamente cuando los parámetros establecidos dentro de la configuración de cada uno de los sistemas sobrepasan su valor o disminuye su valor.

Para evitar que el sonido sea repetitivo se establece un lapso de tiempo, esto se debe a la relación que se establece durante el minuto del estado y el sonido de la alerta. Además dentro de la misma aplicación se muestra en qué estado se encuentra el conductor de tal manera que se garantice que la aplicación móvil está en perfecto funcionamiento en unión con los sistemas integrados.

3.6.2.2.1 Configuración general de la aplicación móvil

La estructura general para el desarrollo de la aplicación móvil fue:

Una pantalla principal como saludo de bienvenida, tal como se muestra en la figura 29, lo que permite es saber qué sistema fue desarrollado, esta ventana aparecerá una vez que se presione el botón del icono de la app.



Figura 29: Pantalla principal de la aplicación móvil

Para el módulo de conexión TCP, en la figura 30, permite que los datos se reciban en tiempo real, siempre y cuando se conecte el servidor en este caso el sistema de monitoreo de somnolencia y reciba continuamente los estados, de acuerdo al sistema de detección.

```
tcpClient.start(host, port, new TcpClient.Listener() {
```

Figura 30: Configuración conexión TCP

Dentro de la configuración para procesar los mensajes de los estados, la aplicación procesa la información desde el servidor, interpretando el estado que envía, tal como se muestra en la figura 31.

```
@Override
public void onMessage(String line) {
```

Figura 31: Configuración procesamiento de mensajes

Para la interpretación de la alerta en forma de sonido, el momento que detecta un riesgo dentro de somnolencia o microsueño, la aplicación móvil activa el sonido de alerta para que el conductor prevenga esta alerta, tal como se muestra en la figura 32, su configuración.

```
// Alarma: somnolencia o microsueño
if (estado.equals("somnolencia") || estado.equals("microsueño")) {
    sonarAlertaConCooldown();
}
```

Figura 32: Configuración de alerta de sonido

3.6.3 Integración de los módulos

Para la integración de los dos módulos como primer paso se debe configurar cada uno de ellos como ya se mencionó y conocer su funcionamiento previamente para descartar posibles fallos al momento de su integración. Para el montaje del primer sistema de ECG fue soldado en una baquelita la ESP32 + AD8232, tal como se muestra en la figura 33. Cada uno de ellos lleva una Power Bank que es una batería portátil que abastece el consumo necesario de energía para los dos monitores.

En este punto del montaje se puede tomar la opción de abastecer la energía por medio del motor del auto pero lleva más tiempo y procesos que seguir, adicional es conocer fundamentos básicos de mecánica automotriz. Sin embargo como un prototipo establecido se considera por el momento una batería portátil para su correcto funcionamiento, y el tiempo de duración es de aproximadamente 8 horas de uso constante, tomando en cuenta que no siempre el conductor tendrá el sistema encendido sino únicamente al momento de su uso.



Figura 33: Circuito integrado del sistema de monitoreo ECG.

Con el sistema de monitoreo de visión artificial lleve un proceso similar al otro sistema pero menos complejo en su implementación porque únicamente tiene la Raspberry y la cámara, tal como se muestra en la figura 34, este sistema también va ir adaptado a una batería portátil

porque como son distintos sistema no tiene la capacidad para abastecer el suministro de energía para los dos, también se tomó en cuenta que como son monitores independientes no están situados en el mismo lugar del automóvil.



Figura 34: Circuito integrado del sistema de visión artificial.

3.7 Escenarios de prueba

Para evaluar el funcionamiento del sistema de monitoreo fisiológico y detección de somnolencia, se definen diferentes escenarios experimentales que permiten analizar el comportamiento del sistema bajo distintas condiciones controladas.

3.7.1 Pruebas estacionarias

Para desarrollar las pruebas estacionarias se evaluó con un vehículo detenido, tal como se muestra en la figura 54, con el objetivo principal de verificar el funcionamiento del sistema es decir verificar la señal electrocardiográfica con el sensor ECG y dentro de la figura 55, la detección facial con el sistema de visión artificial, con este escenario se calculó la frecuencia cardiaca (BPM), y las métricas faciales.

Estas pruebas dan valides para el correcto funcionamiento y la comunicación que existen entre estos dos módulos, señal estable y el funcionamiento adecuado de todo el sistema sin obstrucción externa que se presenta en la conducción.

3.7.2 Pruebas simuladas

Se realizó pruebas en cada uno de los software (Arduino, Python y Android Studio), tal como se muestra en el apartado de anexos en la figura 63, con el objetivo de evaluar dentro del escenario el comportamiento del sistema en general asociados a la somnolencia. Las métricas que cada uno de los módulos posee como es el EAR, MAR, PERCLOS y frecuencia de parpadeo, así también el paralelismo que tiene con los valores de la frecuencia cardiaca y el sonido de alerta.

3.7.3 Pruebas en conducción real

Con la finalidad de precautelar el cuidado de la persona voluntaria para el desarrollo de las pruebas experimentales, no se desarrolló pruebas de conducción real. La validación del

sistema se llevó a cabo bajo pruebas controladas lo que permite verificar el funcionamiento en su totalidad del prototipo y la capacidad que posee para la detección de estados de somnolencia.

3.8 Condiciones ambientales de las pruebas

Para las pruebas experimentales fueron el condiciones ambientales con iluminación natural del día, dentro del vehículo apagado, para capturar la imagen del rostro del conductor y tener el ángulo adecuado para capturar el rostro del conductor. Para la obtener datos del sistema ECG, se evitó movimientos bruscos, maniobras al conducir, con el uso de los electrodos ubicados en el cinturón de seguridad, garantizando el contacto correcto para obtener la señal fisiológica deseada.

Para un futuro trabajo dentro de la misma área de investigación es importante conocer a que temperatura opera cada módulo, dispositivo y sensor, tal como se muestra en el apartado de anexos en la figura 59 a la 62, que describe el rango de trabajo, para así evitar o adquirir algún tipo de ventilador.

3.9 Experimentación y funcionamiento de los sistemas

Durante las pruebas de funcionamiento se consideró una sola persona para poder implementarlo dentro del automóvil, se toma en cuenta que los sistemas no afectan el estado físico del automóvil ni tampoco alguna alteración en la persona. Primero es necesario colocar la almohadilla en el cinturón tal como se muestra en la figura 35.



Figura 35: Almohadilla que se adhiere al cinturón de seguridad, con los electrodos dentro del mismo.

Dentro del mismo están colocados los electrodos y cada uno de ellos posicionados en el lugar correspondiente así como se muestra en la figura 36. La posición de los electrodos es importante para que no existan perdida de señal ni datos erróneos, de tal manera que al final se obtenga una base de datos sólida y capaz de ver a detalle cada uno de los movimientos tanto fisiológicos como físicos durante su experimentación.



Figura 36: Almohadilla puesta sobre el cinturón de seguridad.

Para el experimento del sistema de visión artificial se coloca el dispositivo en el tablero de indicadores del automóvil tal como se muestra en la figura 37, sin que este interfiera en su funcionamiento de visualización y la cámara en el retrovisor, pero que tenga el ángulo adecuado para que pueda captar todos los cambios faciales del conductor.



Figura 37: Montaje del sistema de visión artificial.

Tal como se muestra en la figura 38, está propuesto la implementación del sistema de visión artificial que va dentro de una caja en 3D la Raspberry Pi, en el puerto de conexión de tipo USB va conectada la cámara, posteriormente se fija en el retrovisor.



Figura 38: Montaje dentro del auto del sistema de visión artificial.

Como se puede observar en la figura 21, indica el montaje del sistema de visión artificial dentro del auto, se considera que cada dispositivo como la Raspberry Pi sea adecuado en un espacio que no impida la visualización al momento de conducir ni interfiera con el tablero de instrucciones, la cámara web Logitech C270 se ubica en el retrovisor, permitiendo capturar el rostro del conductor en tiempo real.

En la figura 39, que se muestra a continuación es la integración completa del sistema de monitoreo de somnolencia. Y las pruebas de funcionamiento fueron desarrolladas en un ambiente controlado. Esto quiere decir que dentro del sistema ECG en el cinturón están insertados cada uno de los electrodos en el tórax. Mientras que el sistema de visión artificial la caja en 3D va en el panel de instrumentos del automóvil y la cámara en el retrovisor.



Figura 39: Integración del sistema de detección de somnolencia.

En la app desarrollada para que emita las alerta en la figura 36 tal como se muestra, se verá el estado en el que se encuentra el conductor, esta designado cada estado en 3 tipos como normal, somnolencia y microsueño cada uno de ellos es detectado según el BPM del sistema ECG y el procesamiento de imagen mediante detección facial implementada en Python con las librerías MediaPipe y OpenCV, cabe recalcar que la base de datos con capturados en el tiempo de un minuto.

CAPÍTULO IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En el presente capítulo se redacta cada uno de los resultados obtenidos en base a los dispositivos electrónicos usados para el desarrollo e implementación del sistema integrado de monitoreo fisiológico y detección de somnolencia en conductores. Los resultados se presentan y son visualizados en tiempo real, mediante la unión de la ESP32 y el módulo AD8232, su estructura inicia con la validación de sistema para señales fisiológicas, posteriormente la evaluación del sistema de visión artificial con el uso de una Raspberry-Pi 4, al unir ambos módulos se tiene la validación experimental del sistema mediante pruebas controladas y su análisis estadístico.

4.1 Resultados del sistema de señales fisiológicas (ECG)

El sistema electrónico que captura las señales fisiológicas, permitió la captura de la señal electrocardiográfica con el uso del sensor AD8232, funcionando en tiempo real y adaptada en un entorno vehicular simulado. La señal que muestra en la figura 40, fue la captada mediante filtrado digital y como resultado una onda estable y coherente con relación a los datos que emite el sensor.

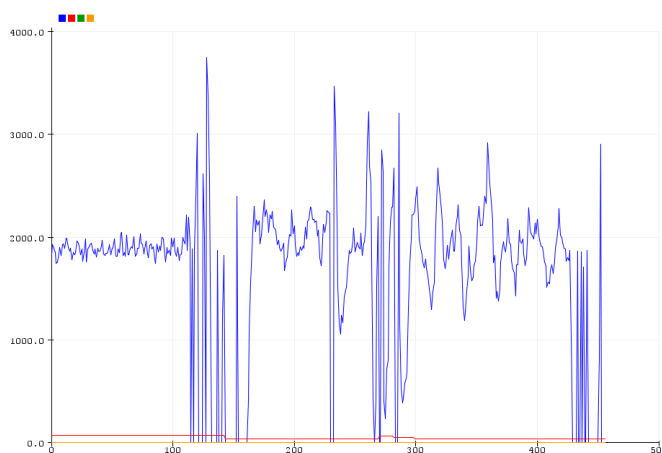


Figura 40: Señal filtrada y alerta.

A partir de la señal ECG filtrada, se obtuvo la frecuencia cardíaca expresada en latidos por minuto (BPM). En la recolección de datos se tiene un total de 31 minutos válidos obtenidos de una persona voluntaria, tal como se muestra en la tabla 6.

Tabla 4. Registros del sensor AD8232

Estado	Frecuencia	%
NORMAL	21	67,7
SOMNOLENCIA	3	9,7
MICROSUEÑO	7	22,6
Total	31	100,0

De los 31 minutos registrados que todos fueron válidos, correspondientes a una misma persona. La relación de la frecuencia cardiaca BPM y los estados que se pueden presentar, el 67,7% de los registros corresponden al estado NORMAL, el 9,7% corresponde al estado de SOMNOLENCIA y el 22,6% a MICROSUEÑO, estos datos mientras la persona está conduciendo en el lapso de 31 minutos, demostrando así que el sistema implementado si detectó los 3 estados durante la experimentación.

4.1.1 Análisis global del BPM de cada estado

El análisis para las mediciones del BPM tal como se muestra en la tabla 7 muestra una media de 73,92 BPM y una desviación estándar de 13,59 en el estado NORMAL, mientras que en el estado de SOMNOLENCIA se mostró una media de 66,71 BPM (DE = 18,97) y MICROSUEÑO una media de 64,09 BPM una desviación estándar de 10,34. Estos resultados son la muestra de la frecuencia significativa desarrollada durante la prueba, quiere decir que del BPM conforme disminuye el nivel de alerta va detectado por el sistema.

Tabla 5. Descripción global de BPM por estados

	ESTADO GLOBAL	Estadístico	
ECG	NORMAL	Media	73,9257
		Desviación estándar	13,59920
	SOMNOLENCIA	Media	66,7133
		Desviación estándar	18,97186
	MICROSUEÑO	Media	64,0971
		Desviación estándar	10,34452

La variación de los datos es la muestra de que el sistema está detectando el estado normal fisiológico en el que se encuentra la persona y también la disminución del ritmo cardiaco. Así mismo el rango intercuartílico que se obtuvo muestra que las mediciones se centran en valores inferiores al rango medio que se espera, esto relacionado con el sistema de alerta.

4.1.2 Análisis gráfico del comportamiento del BPM por estado

4.1.2.1 Estado NORMAL

Para el análisis del histograma del estado NORMAL, tal como se muestra en la figura 41, muestra una media centrada en 73,93 BPM con una desviación estándar de 13,59 para N=21. La mayoría de muestras están centradas en una frecuencia cardiaca entre los 60 y 90 BPM, rango que fue esperado según las muestras tomadas en el experimento. La distribución presenta una ligera asimetría negativa sin valores atípicos extremos, esto indica que hay la presencia de estabilidad en la señal ECG y en el cálculo del BPM.

El comportamiento de la persona durante el estado NORMAL del experimento permite que posteriormente se desarrollen comparaciones entre los otros dos estados establecidos como es la somnolencia y microsueño.

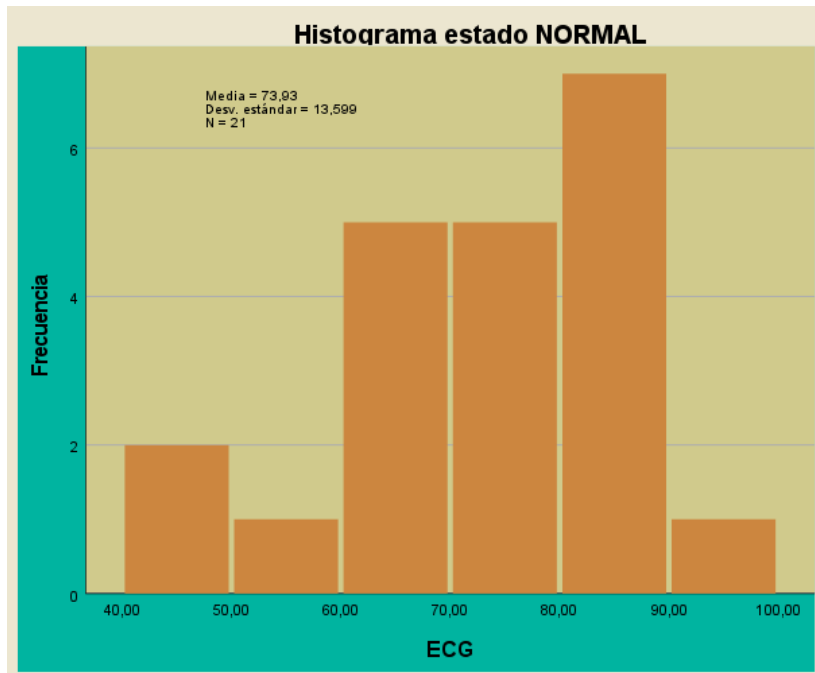


Figura 41: Histograma estado Normal con relación la frecuencia.

4.1.2.2 Estado SOMNOLENCIA

En el histograma correspondiente al estado de SOMNOLENCIA, tal como se muestra en la figura 42, presenta una media de 66,71 BPM, desviación estándar de 18,97 BPM de N=3 muestras que se detectaron en el momento de la experimento que es mínima, se observa que el valor medio disminuye con respecto al estado NORMAL.

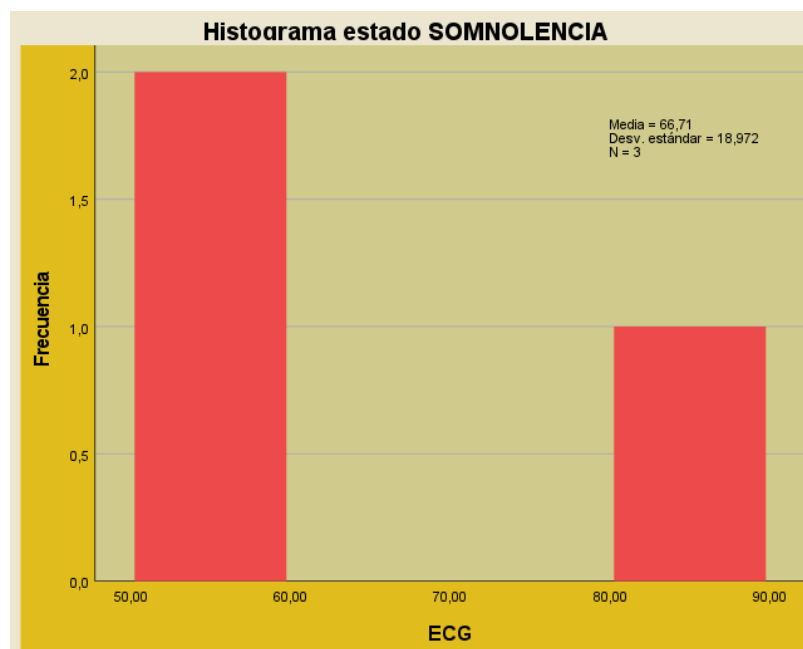


Figura 42: Histograma estado SOMNOLENCIA con relación a la frecuencia.

4.1.2.3 Estado MICROSUEÑO

El histograma correspondiente al estado MICROSUEÑO, tal como se muestra en la figura 43, presenta una media de 64,10 BPM con una desviación estándar de 10,35 BPM de una muestra de N=7. La centra en valores inferiores respecto al estado NORMAL, es evidente que se inclina a valores menores de la frecuencia cardiaca. A menor dispersión mayor estabilidad del ritmo cardiaco durante la presencia de microsueño.

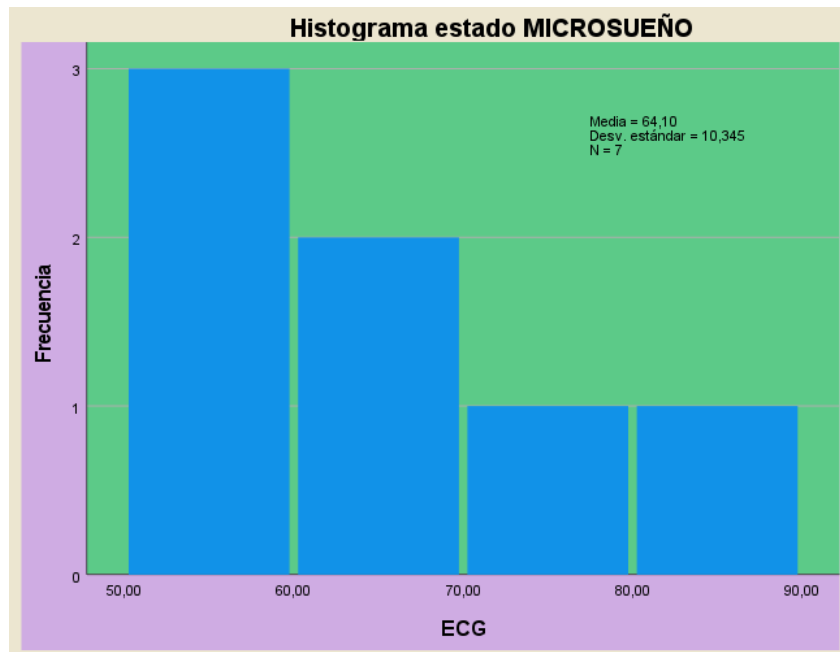


Figura 43: Histograma estado MICROSUEÑO con relación a la frecuencia.

Todos los resultados muestran coherencia entre los 3 estados conjuntamente con el sistema de visión artificial más los datos medidos por ECG, garantizan el correcto funcionamiento del sistema propuesto. Se obtienen los resultados con el código desarrollado en el lenguaje de programación Python, generando una base de datos en Excel que se guarda la información receptada de los sistemas en un tiempo determinado, dentro del archivo se guarda las variables necesarias para cumplir con el trabajo de investigación.

4.1.3 Análisis gráfico comparativo entre estados

El análisis comparativo mediante un diagrama de cajas, tal como se muestra en la figura 44, es evidente que la reducción progresiva en cada uno de los estados desde el menor nivel de alerta. Durante el experimento el estado NORMAL se mantiene durante más tiempo, esto se debe a la frecuencia cardiaca BPM y visión artificial, mientras que el estado de SOMNOLENCIA y MICROSUEÑO muestra una desviación hacia datos recopilados inferiores.

Es consistente su disminución para cada uno de los niveles de monitoreo fisiológico, esto permite que tenga garantía la unión de visión artificial y el módulo fisiológico basado en ECG. La reducción del BPM durante el estado microsueño predomina la disminución de la frecuencia cardiaca (parasimpático), este comportamiento valida una vez más la unión de los módulos.

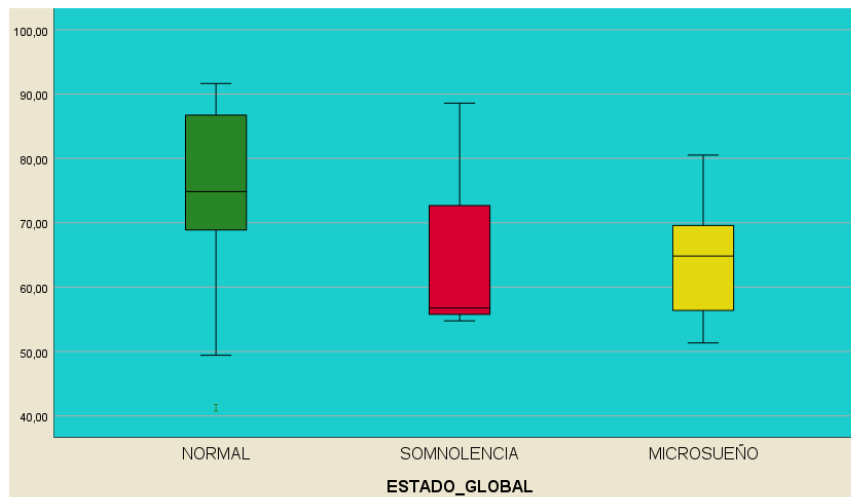


Figura 44: Diagrama de cajas del estado global NORMAL, SOMNOLENCIA y MICROSUEÑO.

Los resultados que se obtuvieron durante las pruebas, confirman que la relación que existe entre los módulos, son indicadores sensibles, que el sistema detectará una alerta al conductor, la muestra que se obtuvo está relacionada a lo investigado esto quiere decir que el microsueño y la somnolencia están asociados con una menor frecuencia cardiaca BPM con una mayor frecuencia ocular y duración de la misma.

El sistema integrado propuesto es coherente y funcional entre detectar sus cambios faciales que muestra la persona y la variación fisiológica del BPM, su capacidad para identificar cada uno de los estados y así emitir una alerta, todo ellos en condiciones controladas.

4.2 Resultados del sistema de visión artificial

El sistema de visión artificial fue implementado con una Raspberry Pi 4 y una cámara web Logitech C270, de tal manera que se pueda capturar el rostro del conductor en tiempo real durante las pruebas. Para el procesamiento de imagen se usaron librerías de OpenCV y MediaPipe FaceMesh, que permiten conocer los puntos de referencia facial (landmarks) y el cálculo de métricas para alertar al conductor.

El algoritmo permitió evaluar los diferentes indicadores faciales que están asociados a la somnolencia:

- Eye Aspect Ratio (EAR): nivel de apertura ocular
- Mouth Aspect Ratio (MAR): detección de bostezos
- Frecuencia de parpadeo: número de parpadeos por minuto
- Porcentaje de cierre ocular (PERCLOS): porcentaje de cierre ocular durante un tiempo determinado.

Estas fueron las métricas calculadas durante las pruebas experimentales, de las cuales el conductor puede estar en cualquiera de estos tres estados: normal, somnolencia y microsueño.

4.2.1 EAR promedio por estado

Para el indicador Eye Aspect Ratio (EAR), se utilizó un grado de apertura de los ojos a partir de los puntos faciales mediante visión artificial. Lo que nos permite captar los cambios asociados al estado de somnolencia.

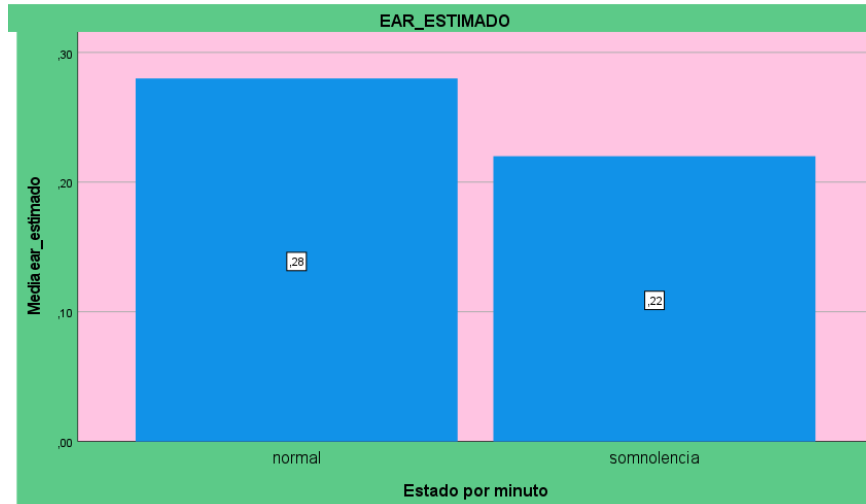


Figura 45: EAR promedio por estado

En la figura 45, para el proceso de visión artificial, fue calculado por el EAR promedio por cada uno de los estados, considerando en este experimento en normal y somnolencia. El análisis muestra que el estado NORMAL tiene un valor promedio aproximado de 0,28, indica que está dentro del rango de apertura ocular. El estado de SOMNOLENCIA presenta un valor promedio EAR aproximado de 0,22, valor evidente de una disminución de apertura ocular.

En conclusión la disminución del EAR es el comportamiento fisiológico del conductor, porque la somnolencia presenta cierre ocular parcial o continuo de los ojos, lo que disminuye la relación entre la distancia vertical y horizontal del ojo. Esto quiere decir que el indicador EAR permite identificar estados normales y de somnolencia.

4.2.2 MAR promedio por estado

Para el análisis de Mouth Aspect Ratio (MAR), se utilizó una apertura de la boca a partir de los puntos faciales mediante visión artificial. Indicador que ayuda a la detección de bostezos, signo facial común para reconocer estado de somnolencia.

En el análisis del cálculo de MAR se consideran los estados normal, somnolencia y microsueño, obteniendo como resultados lo que se muestra en la figura 46. Indica que el MAR para el estado normal tiene un valor aproximado de 0,35, esto corresponde durante las pruebas desarrollada.

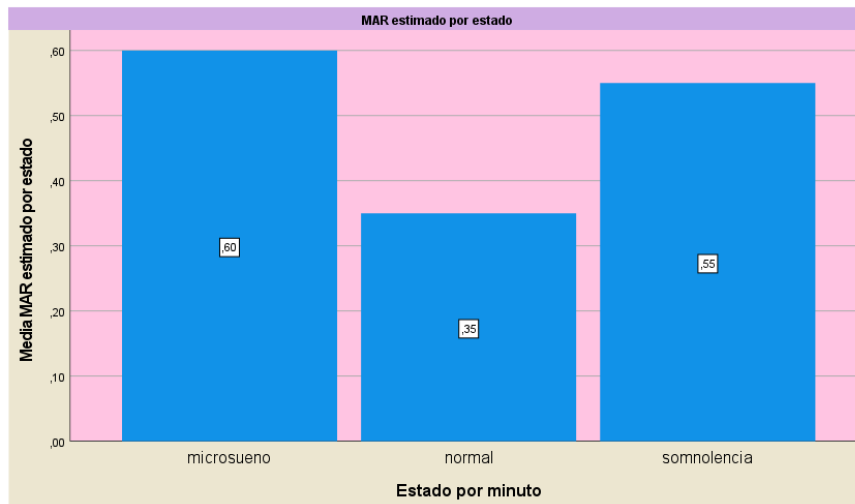


Figura 46: MAR promedio por estado

Mientras que el MAR del estado de somnolencia aumenta a un valor aproximado de 0,55 y el MAR del estado de microsueño es más elevado alcanzando un valor a 0,60. Esto quiere decir que a mayor nivel de apertura bucal se considera que está asociado a bostezos, siendo uno más de los indicadores asociados a la somnolencia en conductores.

4.2.3 Frecuencia de parpadeo estimado por estado

En la frecuencia de parpadeo siendo otro indicador de detección de somnolencia, porque al parpadear con mayor frecuencia es una alerta esto depende de las condiciones de la persona. Durante los parpadeos normal es de forma regular, mientras que en estado de somnolencia es más recurrente el parpadeos y cierre de ojos prolongados.

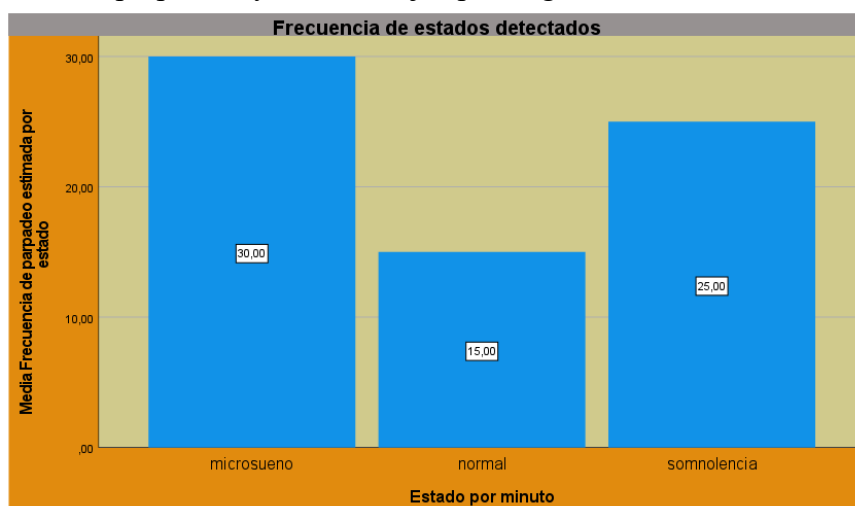


Figura 47: Frecuencia de parpadeo por estado

En la figura 47 la frecuencia de parpadeo en estado normal tiene un valor aproximado de 15 parpadeos por minuto, en el estado de somnolencia la frecuencia se acerca a los 25 por minutos pero en el estado de microsueño es más elevado porque llega a 30 parpadeos por minuto. Esto quiere decir que a mayor frecuencia de parpadeo mayor es el nivel fatiga que presenta el conductor, este indicador también nos ayuda a la detección de somnolencia en conductores mediante visión artificial.

4.2.4 PERCLOS promedio por estado

Para el cálculo de PERCLOS (Percentage of Eye Closure), es uno de los sistemas más usado para la detección de somnolencia, porque mide el porcentaje de los ojos cerrados durante un intervalo de tiempo.

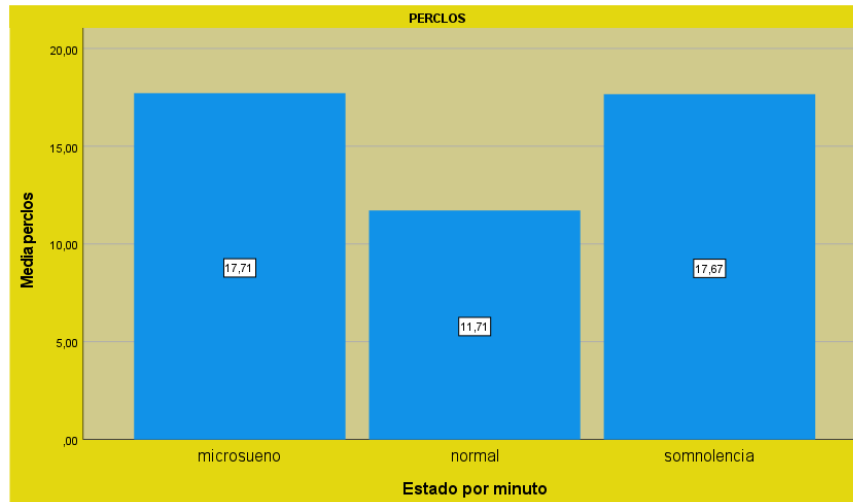


Figura 48: PERCLOS promedio por estado

En la figura 48 se muestra el promedio de PERCLOS para cada uno de los estados. Los datos obtenidos se observan que durante el estado normal existe un promedio de PERCLOS cercano al 12%, que es el tiempo que duro la persona abierta los ojos, mientras que en el estado de somnolencia existe un valor cercano al 18%, resultado que a simple vista es porque incremento el tiempo de duración de los ojos cerrados. El estado de microsueño está dentro de valores entre el estado normal y somnolencia, lo que indica que indica periodos prologados al cerrar los ojos.

En conclusión PERCLOS permite identificar efectos a nivel de cierre ocular asociados a la detección de somnolencia, es una métrica confiable para su detección.

4.3 Comparación del comportamiento del conductor sin sistema y con sistema de monitoreo

Para evaluar el sistema propuesto, se realizó una comparación entre el sistema encendido y apagado de tal manera que se pueda visualizar el comportamiento del conductor, tal como se muestra en la tabla 8. Es más que evidente que el sistema es capaz de identificar estados de somnolencia que normalmente no pueden ser detectados en el momento que el conductor está conduciendo.

Sin el sistema de monitoreo, el conductor no depende de ningún dispositivo o mecanismo para detectar cambios fisiológicos o faciales que están asociados a la somnolencia. Dentro de este escenario el conductor solo depende de la reacción de sí mismo para poder parar el automóvil y tener un tiempo de descanso, sin embargo existen varias razones por las que

existen condiciones de fatiga y están presente durante largos trayectos de conducción, cuando existe cansancio acumulado u otros efectos.

Con el sistema de monitoreo encendido, se puede analizar diferentes indicadores fisiológicos y fáciles en el conductor. Dentro del sistema propuesto, integrado por dos módulos: sistema de monitoreo fisiológico ECG, que permite evaluar la frecuencia cardiaca y el monitoreo de visión artificial, que se encarga de evaluar cambios faciales durante un periodo de conducción (EAR, MAR, PERCLOS y Frecuencia de parpadeo). Cada una de la variables que están dentro de los dos sistemas están relacionados con la somnolencia.

Los resultados obtenidos durante la experimentación, permite detectar de manera temprana y en tiempo real signos de somnolencia clasificados en tres estados: normal, somnolencia y microsueño, incluso mucho más antes de que el conductor pueda estar consciente de su estado. El sistema propuesto es capaz de generar alertar en tiempo real a través de la aplicación móvil, lo que contribuye a reducir accidentes de tránsito que están asociados a la somnolencia.

Tabla 6: Cuadro comparativo sin el sistema de monitoreo fisiológico y con el sistema.

CONDICIÓN	SIN SISTEMA	CON SISTEMA
Detección de somnolencia	Subjetiva	Automática
Monitoreo fisiológico	No dispone	ECG en tiempo real
Análisis facial	No dispone	EAR, MAR, PERCLOS, frecuencia de parpadeo
Alerta de seguridad	No	Si
Registro de datos	No	Desarrolla base de datos

Cabe recalcar que sin el sistema es casi imposible evaluar todas las variables que se encuentra dentro del sistema de monitoreo fisiológico y facial, tal como se muestra en la tabla , que describe un resumen comparativo si el conductor usa y no usa el sistema.

4.4 Validación del funcionamiento del sistema con un segundo sujeto

Una vez desarrollado la validación del sistema estadísticamente con un sujeto, se ejecuta una nueva prueba con un segundo sujeto con el objetivo de evidenciar el correcto funcionamiento técnico. Tal como se indica en el apartado de anexos figura 58, se muestran los resultados del sistema de monitoreo fisiológico y de visión artificial. Esto se consideró con la idea que en posibles avances del mismo tema de investigación se valide el funcionamiento de la integración de los módulos para detección de somnolencia con más pruebas en diferentes sujetos.

CAPÍTULO V. CONCLUSIONES y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

- En el desarrollo de la presente investigación se logró implementar el sistema integrado de monitoreo fisiológico y de somnolencia en conductores, con la ayuda de un sensor cardíaco AD8232, el sistema de visión artificial y como resultado final la alerta por detección de somnolencia.
- El sistema electrónico con el uso del sensor cardíaco permitió adquirir señales fisiológicas estables y continuas, incluso dentro de simulaciones controladas en conductores.
- Se logró desarrollar la plataforma embebida capaz de integrar los datos del sensor cardíaco y el sistema de visión artificial que permiten el procesamiento en conjunto de los datos. La comunicación mediante sockets TCP está en la capacidad de recibir alertas dentro de una aplicación móvil.

5.2 Recomendaciones

- Se recomienda aumentar el número de muestras para las pruebas, con el propósito de fortalecer los resultados estadísticos. Adicional se puede implementar un acelerómetro o sensor de posición para fortalecer la detección de cabeceos.
- El integrar líneas de programación para que pueda ser personalizado el ECG y los umbrales para la detección de los estados normal, somnolencia y microsueño según el conductor.
- Evaluar el impacto de la integración del sistema de detección de somnolencia en eventos reales, para conocer los resultados en conductores.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] B. Oviedo Bayas, E. López Robayo, P. Guevara Torres y D. A. Carpio Vera, «Epidemiología de los accidentes de tránsito en Ecuador: un enfoque en la tecnología y la seguridad vial.,» *Revista científica multidisciplinaria de la Universidad Metropolitana de Ecuador.*, vol. 8, n° S1, pp. 150-153, 2025.
- [2] INEC, «Siniestros de tránsito I Trimestre, Mayo/2025.,» INEC, Quito, 2025.
- [3] O. Hassan, A. Ibrahim , A. Gomaa, M. MA y B. Hafiz, «Real-time driver drowsiness detection using transformer architectures: a novel deep learning approach,» *Scientific Reports*, vol. 15, n° 17493, pp. 1-33, 2025.
- [4] N. Samy Abd El , S. Walid El, E.-R. El-Sayed M, R. Khalil F, A. E.-S. Fathi E y M. Saeed , «Machine learning and deep learning techniques for driver fatigue and drowsiness detection: a review,» *Springer Nature*, vol. 83, n° I, pp. 9441-9477, 2023.
- [5] Volvo, «Sistemas de asistencia al conductor avanzada,» Volvo Buses, Suecia, 2023.
- [6] C. Timar-Fulep, «Ansys part of synopsys,» Blog de Ansys, 27 Junio 2023. [En línea]. Available: <https://www.ansys.com/blog/modeling-human-skin-and-optical-heart-rate-sensors>. [Último acceso: 27 Agosto 2025].
- [7] Coursera, «Deep learning vs. Machine learning: Guía para principiantes,» Coursera Staff, 29 Noviembre 2023. [En línea]. Available: <https://www.coursera.org/mx/articles/ai-vs-deep-learning-vs-machine-learning-beginners-guide>. [Último acceso: Miércoles Agosto 27].
- [8] O. M. d. I. S. (OMS), «Informe sobre la situación mundial de la seguridad vial 2023.,» Ginebra, <https://www.paho.org/es/node/94019>, Suiza, 2023.
- [9] O. P. d. I. Salud, «Salvar vidas promoviendo un enfoque de sistemas de tránsito seguros en las Américas.,» Organizaciones intergubernamentales de Creative Commons ; <https://iris.paho.org/handle/10665.2/62843>, Washington, D.C, 2024.
- [10] INEC, «Estadísticas de transporte (ESTRA),» INEC, Quito, 2024.
- [11] R. primicias, «Número de fallecidos en accidentes de tránsito aumentó 7,7% en 2023,» *Primicias* , p. 1, 17 Enero 2024.
- [12] J. Molina Guevara, D. Piña Caiza y J. Mueces Carlosama, «Somnolencia en la conducción: causa de los siniestros de tránsito en la vía Alóag- Santo Domingo,» *Innovación&Saber*, vol. 1, n° 9, pp. 97-98, 2024.
- [13] E. I. Amaya Solano, J. C. Bolivar Ariza y Palacios Gutiérrez, «Implementación de sensores para detectar síntomas de sueño y fatiga en,» UNITEC, Bogotá-Cundinamarca, 2023.

- [14] C. C. D. Carlos, «DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN PREVENTIVA DE FATIGA EN CONDUCTORES DE UNA EMPRESA DE SERVICIO DE TAXI EN LA CIUDAD DE AREQUIPA.,» Universidad Católica de Santa María, Arequípa, 2022.
- [15] A. Ali Saleem, . H. U. Rehman Siddiqui , . M. Amjad Raza , . F. Rustam, S. Dudley y I. Ashraf , «A systematic review of physiological signals based driver drowsiness detection systems,» National Library of Medicine, EEUU, 2022.
- [16] M. P. H. Javier, «predicción de eventos tempranos de somnolencia mediante un conjunto de datos multifactoriales en conductores de vehículos.,» Universidad de Concepción, Concepción-Chile, 2024.
- [17] K. D. D. Egas, «Sistema de detección de somnolencia para conductores de taxis en la ciudad de Tulcán,» *Horizontes de enfermería* , vol. 12, nº 12, pp. 52-67, 2022.
- [18] A. F. L. Pilco, «Implementación de un sistema de detección de somnolencia para conductores de vehículos mediante visión artificial.,» Universidad Politécnica Salesiana Ecuador, Guayaquil, 2025.
- [19] E. J. Luna Becerril, E. T. Juárez Velázquez y A. Meléndez Ramirez, «Una red neuronal para la detección de somnolencia en conductores,» *Digital Universitaria*, vol. 22, nº 6, pp. 1-9, 2021.
- [20] J. F. Cordoba Fuzga, R. D. Vasquez Salazar y H. O. Sarmiento Maldonado, «Sistema de monitoreo de conductores de vehículos a partir de análisis de expresiones faciales.,» *INGE CUC*, vol. 16, nº 2, pp. 192-201, 2020.
- [21] M. Howard y J. Cori, «Es hora de que la ciencia del sueño tome conciencia de la necesidad de monitorizar a los conductores somnolientos.,» *Sleep*, vol. 47, nº 2, pp. 1-3, 2023.
- [22] E. C. Franklin, Somnolencia diurna excesiva e insomnio: males de los tiempos actuales, Colombia: Centro editorial Facultad de Medicina , 2020.
- [23] NewSpres, «CLGNoticias,» CLGNoticias, 21 julio 2020. [En línea]. Available: <https://conlagentenoticias.com/somnolencia-o-fatiga-diurna-que-es-y-como-puede-afectar-la-salud/>. [Último acceso: 5 noviembre 2025].
- [24] V. E. F, Síndrome de fatiga crónica, Francia: BableCube Books, 2020.
- [25] O. Wold, «Tipos de fatiga en la conducción: riesgos y fatiga,» Open Wold, 25 Septiembre 2023. [En línea]. Available: <https://openworldlatam.com/blog/tipos-de-fatiga/>. [Último acceso: 23 Octubre 2025].
- [26] F. Alarcon , N. Ureña y D. Cardenas, «La fatiga mental deterioro del rendimiento en el tiro libre en baloncesto,» *Psicología del deporte*, vol. 26, nº 1, pp. 33-36, 2020.

- [27] M. Plus, «Medline Plus,» Información de salud para usted, 7 Agosto 2023. [En línea]. Available: [https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003208.htm#:~:text=Causas&text=Causas%20ha%20sido%20extendido.,actividad%20de%20la%20tiroides%20\(hipotiroidismo\).](https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003208.htm#:~:text=Causas&text=Causas%20ha%20sido%20extendido.,actividad%20de%20la%20tiroides%20(hipotiroidismo).) [Último acceso: 29 Agosto 2025].
- [28] NIH, «National Heart, Lung, and Blood Institute,» National Heart, Lung, and Blood Institute, 24 Marzo 2022. [En línea]. Available: <https://www.nhlbi.nih.gov/es/salud/privacion-y-la-deficiencia-de-sueno>. [Último acceso: 29 Agosto 2025].
- [29] D. Darian, «Sanchorage Sleep Center,» Sanchorage Sleep Center, 20 Diciembre 2023. [En línea]. Available: <https://info.ancsleep.com/blog/what-is-sleep-fragmentation>. [Último acceso: 29 Agosto 2025].
- [30] M. Clinic, «Mayo Clinic,» Mayo Clinic, 7 Marzo 2025. [En línea]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/sleep-disorders/symptoms-causes/syc-20354018>. [Último acceso: 7 Septiembre 2025].
- [31] I. N. d. Cáncer, «Trastornos del sueño (PDQ)–Versión para pacientes,» NIH, 17 Septiembre 2024. [En línea]. Available: <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/tratamiento/efectos-secundarios/insomnio/trastornos-del-sueno-pdq>. [Último acceso: 9 Septiembre 2025].
- [32] A. C. Torres, «Reconocimiento facial y detección de somnolencia en conductores,» Universidad de La Laguna, La Laguna, 2022.
- [33] HS, «Errores de un conductor de camiones que provocan accidentes,» HS, 12 febrero 2024. [En línea]. Available: <https://hildasibrian.com/blog/errores-conductor-camiones-provocan-accidentes/>. [Último acceso: 5 noviembre 2025].
- [34] T. Swapnil, C. Shubham y H. K.N, «Driver Drowsiness Detection and Alert System,» *International Journal of Scientific Research in Computer Science, Engineering and Information Technology (IJSRCSEIT)*, vol. 7, nº 3, pp. 583-588, 2021.
- [35] L. C. Edgar, «PROCEDIMIENTOS A SEGUIR PARA DETERMINAR,» Creative Commons, Barcelona, 2022.
- [36] F. G. O. Sonia, «Frecuencia cardiaca y la sesión de aprendizaje de Educación Física en estudiantes del cuarto grado de secundaria, Institución Educativa "Walter Peñaloza Ramella" Huayacan, Vitarte.,» FACULTAD DE PEDAGOGÍA Y CULTURA FÍSICA, Lima, 2025.
- [37] J. Zhang, «Early bird by Amerisleep,» 4 Agosto 2025. [En línea]. Available: https://amerisleep.com/blog/what-is-a-normal-sleeping-heart-rate/?srsltid=AfmBOoo9_ZcvGe1waYrJB08yjXGDCAns31voNZ7CIIdjCILyPcdiDZFC. [Último acceso: 10 Septiembre 2025].

- [38] U. H. BEAT, «¿Qué es una frecuencia cardíaca saludable? Comprenda su frecuencia cardíaca,» UPMC HEALTH BEAT, 14 enero 2022. [En línea]. Available: <https://es-share.upmc.com/2022/01/frecuencia-cardiaca-saludable/>. [Último acceso: 5 noviembre 2025].
- [39] G. G. Tabares, «Ritmos circadiano,» *REVISTA COLOMBIANA DE MENOPAUSIA*, vol. 27, nº 2, pp. 7-9, 2021.
- [40] D. Cardiology, «Discount Cardiology,» GSA/FBO, 11 Septiembre 2025. [En línea]. Available: <https://discountcardiology.com/Generic-DS-100A-Nellcor-Finger-Clip-Sensor.html>. [Último acceso: 11 Septiembre 2025].
- [41] COROS, «COROS HEART RATE MONITOR,» *COROS*, vol. 1, nº 1, p. 4, 2022.
- [42] A. ELECTRONICS, «APM ELECTRONICS,» APM ELECTRONICS, 13 Abril 2020. [En línea]. Available: <https://apmelectronica.com/producto/ecg-sensor-de-ritmo-cardiaco-ad8232/>. [Último acceso: 11 Septiembre 2025].
- [43] A. W. H. Rebeca, «Lectura apropiada del electrocardiograma,» *CIENCIA&SALUD UCIMED*, vol. 6, nº 5, pp. 85-91, 2022.
- [44] D. D. Castillejo, «Desarrollo de un pulsioxímetro para la medida del monóxido de carbono en sangre.,» ETSIT-UPM, Madrid, 2022.
- [45] D. A. B. Nelson, «Disfunción neuropática del sistema nervioso autónomo,» *Revista Médica Sinergia*, vol. 7, nº 4, pp. e788-e789, 2022.
- [46] EHRV, «Aplicación de variabilidad precisa de la frecuencia cardíaca,» EHRVE3, 20 Diciembre 2022. [En línea]. Available: <https://help.elitehrv.com/article/159-hrv-frequency>. [Último acceso: 23 Octubre 2025].
- [47] Z. GPS, «Sensor de fatiga y somnolencia para conductores: conócelo.,» ZEEK. GPS, 6 agosto 2023. [En línea]. Available: <https://zeekgps.com/sensor-de-fatiga-y-somnolencia-para-conductores-conocelo/>. [Último acceso: 5 noviembre 2025].
- [48] INITRO.PE, «Tips para manejar despierto: Conoce lo que tienes que hacer para no pestañear,» INITRO.PE, 17 junio 2020. [En línea]. Available: <https://www.nitro.pe/seguridad/tips-para-manejar-despierto-conoce-lo-que-tienes-que-hacer-para-no-pestanear.html>. [Último acceso: 5 noviembre 2025].
- [49] NHTSA, «Tecnologías de asistencia al conductor,» NHTSA en español, 2 Enero 2024. [En línea]. Available: <https://www.nhtsa.gov/es/seguridad-de-vehiculos/tecnologias-de-asistencia-al-conductor>. [Último acceso: 2025 Septiembre 17].

- [50] Arianna Carralero, Alexander Suarez, Alexander Sónora y Juan Carlos García, «Detección de arritmias a partir de la detección de la frecuencia cardiaca como foto pletismografía,» *Orange Journal*, vol. 3, nº 5, pp. 42-51, 2021.
- [51] L. M. C. Quiroz, «Aplicación para la detección de arritmias basado en los algoritmos de Pan Tompkins, Elgendi y Boonperm,» Universidad de Lima, Lima, 2021.
- [52] K. Islam, «Deep learning for video-based person re-identification: A Survey,» arXiv, New York, 2023.
- [53] E. d. J. V. Martínez, «Aplicación de técnicas de filtrado y adaptación de dominio en la señal de voz con fines de reconocimiento del habla en entornos con ruido.,» Universidad Autónoma de Zacatecas, Zacatecas, 2023.
- [54] A. r. biométricos, «EL RECONOCIMIENTO FACIAL DENTRO DE LAS ORGANIZACIONES COMO PARTE ESENCIAL DEL CONTROL DE ASISTENCIA.,» ATIEMPO relojes biométricos, 18 enero 2022. [En línea]. Available: <https://atiempo.com.ec/el-reconocimiento-facial-dentro-de-las-organizaciones-como-parte-esencial-del-control-de-asistencia/>. [Último acceso: 5 noviembre 2025].
- [55] M. Granja , D. Yánez, J. Montaluisa y P. Navas, «Evaluación del estado de somnolencia a través de la ecuación de relación de aspecto de ojo EAR mediante un algoritmo adaptativo implementado en teléfonos inteligentes.,» *Polo del conocimiento*, vol. 92, nº 2, pp. 2788-2810, 2024.
- [56] M. C. Cortés, «ALGORITMOS DE RECONOCIMIENTO FACIAL ENTRE REPARTIDORES EN ESPAÑA: VIGILANCIA Y COMPLICIDAD CON LAS PRÁCTICAS DE SUBARRIENDO Y USO COMPARTIDO DE CUENTAS PERSONALES,» *Revista de Antropología*, vol. 1, nº 78, pp. 2-11, 2023.
- [57] H. Gonzalez y S. Velasquéz, «RECONOCIMIENTO FACIAL UTILIZANDO VIOLA-JONES Y PATRONES BINARIOS,» *UNEXCO*, vol. 23, nº 92, pp. 57-53, 2020.
- [58] B. Luis, «Sistemas DMS: cuando el coche está más pendiente de los conductores que nosotros de él,» *coches.com/noticias*, 27 septiembre 2021. [En línea]. Available: <https://www.coches.com/noticias/consejos/sistema-dms-que-es-y-como-funciona/437821>. [Último acceso: 5 noviembre 2025].
- [59] J. G. Leyva Meza y J. A. Nuñez Liñan, «Desarrollo de un sistema de detección de somnolencia en conductores mediante técnicas de inteligencia artificial para prevenir accidentes de tránsito.,» UCH, Lima, 2024.

- [60] O. Carson, «pubnub,» pubnub, 8 Marzo 2024. [En línea]. Available: <https://www.pubnub.com/blog/how-fast-is-realtime-human-perception-and-technology/>. [Último acceso: 24 Octubre 2025].
- [61] L. M. Carlos, «Control de vehículos autónomos basado en IA: Evaluación de seguridad y cumplimiento de Estándares Automotrices usando Carla,» Universitat Politècnica de València, Valencia, 2024/2025.
- [62] S. Sang-Ha, S.-S. Chang, M. Pokojovy y K. Sang Jin, «A Comparative Analysis of Preprocessing Filters for Deep Learning-Based Equipment Power Efficiency Classification and Prediction Models,» *MDPI*, vol. 15, nº 20, pp. 2-19, 2025.
- [63] J. Vázquez Pérez, O. Cervacio Beas y E. De la Torre, «Frecuencia cardiaca: una revisión sistemática,» *Dialnet*, vol. 1, nº 1, p. 1, 2023.
- [64] T. Soukupová y J. Cech, «Real-Time Eye Blink Detection Using Facial Landmarks,» *Applied Computer Vision Journal*, vol. 8, nº 3, pp. 112-119, 2022.
- [65] Y. F. Zeng y Q. Zheng, «Real-Time Yawn Detection Using Facial Landmarks and Geometric Ratios,» *Pattern Recognition Letters*, vol. 156, nº 1, pp. 85-93, 2022.
- [66] M. L. Bergamini y S. J. Liberczuk, «Detección de patologías en señales biométricas mediante técnicas de machine learning,» Universidad Abierta Interamericana –Centro de Altos Estudios en Tecnología Informática (CAETI), Santa Cruz, 2020.
- [67] C. P. B. Lovato, «Sistema de detección y alerta del estado de somnolencia de conductores mediante visión artificial.,» Universidad Tecnológica Israel, Quito, 2020.
- [68] R. F. A. Chura, «Aplicación de la IA en la detección de somnolencia en imágenes para la prevención de accidentes de tránsito de los conductores de vehículos.,» Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, 2025.
- [69] V. A. Ramirez , S. B. Pirotti, C. B. Krick y E. Ruetti, «Sistemas de codificación de expresiones emocionales faciales,» *Argentina de Neutopsicología*, vol. 20, nº 20, pp. 52-72, 2021.
- [70] J. Santa Maria , C. Ríos , C. Rodriguez y C. Garcia , «Reconocimiento de patrones de imágenes a través de un sistema de visión artificial en MATLAB,» *Revista científica de Sistemas Informáticos*, vol. 1, nº 2, pp. 12-56, 2021.
- [71] E. Saavedra Quijada , L. Medina Muñoz, F. Morales Solís y G. López Valencia, «Reconocimiento facial usando herramientas de IA de Amazon Web Services y sistemas embebidos,» *Research in Computing Science*, vol. 8, nº 152, pp. 69-77, 2023.
- [72] L. H. González, «Una sistema embebio inicial para adquisición de señales ECG, basado en el microcontrolador ATMEGA328,» *Revista Multidisciplinar* , Vols. %1 de %21774-1785, nº 4, p. 1, 2025.

- [73] R. F. A. Chura, «APLICACIÓN DE LA IA EN LA DETECCIÓN DE SOMNOLENCIA EN IMÁGENES PARA LA PREVENCIÓN DE ACCIDENTES DE TRÁNSITO DE LOS CONDUCTORES DE VEHÍCULOS.,» Universidad Peruana CAYETANO Heredia, Lima, 2025.
- [74] I. M. G. R. Juárez, «Enseñanza de programación de estructuras de datos aplicando estrategias didácticas basadas en la teoría de carga cognitiva.,» Universidad Autónoma de Aguascalientes, Aguascalientes, 2020.
- [75] D. G. Quintero, «Efectos de la privación de sueño en la atención sostenida y la actividad eléctrica cerebral.,» Universidad Autónoma de Nuevo León , México, 2024.

ANEXOS

```
1 import cv2
2 import mediapipe as mp
3 import time
4 import csv
5 from math import dist
6 from collections import deque
7 from datetime import datetime
8
9 # =====
10 # FUNCIONES
11 # =====
12
13 def calcular_EAR(ojo):
14     A = dist(ojo[1], ojo[5])
15     B = dist(ojo[2], ojo[4])
16     C = dist(ojo[0], ojo[3])
17     return (A + B) / (2.0 * C) if C != 0 else 0.0
18
19 def calcular_MOR(lm, w, h):
20     # MOR = dist(labio_sup, labio_inf) / dist(comisura_izq, comisura_der)
21     top = (lm.landmark[13].x * w, lm.landmark[13].y * h)
22     bot = (lm.landmark[14].x * w, lm.landmark[14].y * h)
23     left = (lm.landmark[61].x * w, lm.landmark[61].y * h)
24     right = (lm.landmark[291].x * w, lm.landmark[291].y * h)
25     vertical = dist(top, bot)
26     horizontal = dist(left, right)
27     return vertical / horizontal if horizontal != 0 else 0.0
28
29 def mean(xs):
30     return sum(xs) / len(xs) if xs else 0.0
31
32 def clasificar_estado(parp_count, bost_count, perclos):
33     if (parp_count >= SOMNO_PARPA) or (bost_count >= SOMNO_BOST) or (perclos >= PERCLOS_SOMNO):
34         return "somnolencia"
35     if (parp_count >= MICRO_PARPA) or (bost_count >= MICRO_BOST) or (perclos >= PERCLOS_MICRO):
36         return "microsueño"
37     return "normal"
```

Figura 49: Código visión artificial

```
40 # CONFIGURACION
41 # =====
42
43 # === Resumen por bloque ===
44 INTERVALO_RESUMEN = 60 # segundos (10 si quieres más datos)
45
46 # === Parpadeo ===
47 FPS_CALCULO = 30
48 TIEMPO_CIERRE = 0.20
49
50 # === BOSTEZO (corregido: umbral + duración + pico + cooldown) ===
51 YAWN_MIN_DURATION = 1.2 # hablar suele ser < 1s; bostezo real suele ser > 1s
52 YAWN_COOLDOWN = 2.5 # evita contar el mismo bostezo varias veces
53 YAWN_PEAK_EXTRA = 0.0015 # debe superar el umbral por este extra para ser bostezo real
54
55 # === Movimiento ocular (normalizado) ===
56 GAZE_DELTA_UMBRAL = 0.06 # prueba 0.04-0.08
57 GAZE_COOLDOWN = 0.30
58
59 # === Cabeceo (nariz normalizada) ===
60 NOSE_DELTA_UMBRAL = 0.035 # prueba 0.02-0.05
61 NOSE_COOLDOWN = 0.60
62
63 # === Estado (por bloque) ===
64 MICRO_PARPA = 5
65 MICRO_BOST = 3
66 SOMNO_PARPA = 10
67 SOMNO_BOST = 6
68 PERCLOS_MICRO = 0.25
69 PERCLOS_SOMNO = 0.40
70
71 # Suavizado para EAR/MOR
72 SMOOTH_N = 5
73 ear_q = deque(maxlen=SMOOTH_N)
74 mor_q = deque(maxlen=SMOOTH_N)
```

Figura 50: Visión artificial

```

#include <WiFi.h>
#include <time.h>

// ===== CONFIG =====
const char* ssid = "ESP32_ECG";
const char* password = "12345678";

const int ecgPin = 34;
const int loPlus = 32;
const int loMinus = 33;

// ===== MODO DE SALIDA =====
// 0 = PLOT (solo números, ideal para Serial Plotter)
// 1 = LOG (CSV con fecha/hora, ideal para Python)
#define OUTPUT_MODE 0

// ===== Filtro media móvil =====
#define FILTER_SIZE 5
int ecgBuffer[FILTER_SIZE] = {0};
int filterIndex = 0;

int filtroMediaMovil(int x) {
    ecgBuffer[filterIndex] = x;
    filterIndex = (filterIndex + 1) % FILTER_SIZE;

    long suma = 0;
    for (int i = 0; i < FILTER_SIZE; i++) suma += ecgBuffer[i];
    return (int)(suma / FILTER_SIZE);
}

// ===== BPM + Umbral dinámico =====
int bpm = 0;
bool peakDetected = false;
unsigned long lastBeatTime = 0;

```

Figura 51: Código de desarrollo del sensor AD8232

```

    if (ecg > threshold && !peakDetected) {
        unsigned long interval = now - lastBeatTime;
        lastBeatTime = now;
        peakDetected = true;

        if (interval > 300 && interval < 2000) {
            bpm = 60000 / interval;
        }
    }
    if (ecg < threshold) peakDetected = false;
}

// ===== ALERTA (ajusta a tu tesis) =====
const int BFM_MIN_ALERT = 50;
const int BFM_MAX_ALERT = 100;
int alerta = 0;

// ===== NTP (solo si OUTPUT_MODE = 1) =====
bool timeOK = false;

void conectarWiFi() {
    WiFi.mode(WIFI_STA);
    WiFi.begin(ssid, password);

    unsigned long t0 = millis();
    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED && millis() - t0 < 10000) {
        delay(300);
    }
}

void iniciarNTP() {
    configTime(-18000, 0, "pool.ntp.org", "time.nist.gov");
    unsigned long t0 = millis();
    struct tm timeinfo;

```

Figura 52: Continuación código sensor AD8232

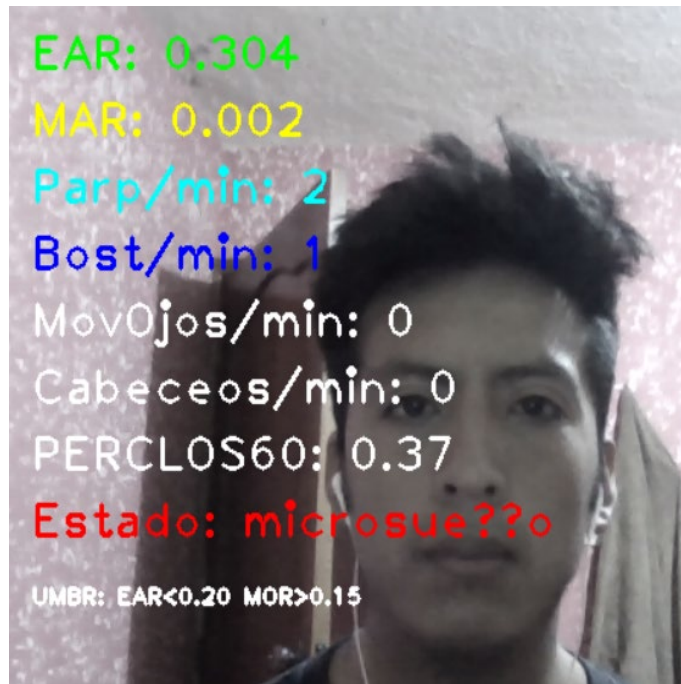


Figura 53: Validación de la programación para visión artificial.



Figura 54: Pruebas de implementación del sistema ECG



Figura 55: Implementación sistema de visión artificial



Figura 56: Pantalla de inicio de la plataforma embebida

Q12	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
1	timestamp_pi	ecg_id	ecg_bpm	pro_ecg_alertas	ecg_desconex	ecg_minuto	v_vision_dominio	vision_sample	vision_pct_nc	vision_pct_so	vision_pct_mi	vision_pct_sir	vision_pct_sir	estado_global
2	#####	208	49.43	0	0	0	normal	291	99.66	0	0	0	34	normal
3	#####	209	41.26	0	0	0	normal	292	98.63	0	13.7	0	30	normal
4	#####	210	54.78	0	0	1	somnolencia	294	87.88	70.75	18.37	0	64	somnolencia
5	#####	211	56.77	0	0	1	somnolencia	292	89.73	70.27	19.25	0	64	somnolencia
6	#####	212	61.87	0	0	0	normal	293	10	0	0	0	61	normal
7	#####	213	87.73	0	0	0	normal	292	10	0	0	0	60	normal
8	#####	214	88.03	0	0	0	normal	296	93.92	0	60.8	0	60	normal
9	#####	215	68.83	0	0	1	normal	293	98.58	0	10.2	0	60	normal
10	#####	216	74.31	0	0	1	normal	293	10	0	0	0	61	normal
11	#####	217	86.74	0	0	1	normal	294	10	0	0	0	62	normal
12	#####	218	88.72	0	0	0	normal	295	10	0	0	0	60	normal
13	#####	219	55.47	0	0	1	microsueno	294	81.29	11.9	68	0	58	normal
14	#####	220	83.04	0	0	1	microsueno	293	80.1	30.29	48	0	64	microsueno
15	#####	221	51.34	0	0	1	microsueno	293	10	0	0	0	64	microsueno
16	#####	222	64.84	0	0	0	normal	292	92.81	0	71.9	0	51	normal
17	#####	223	69.37	0	0	0	normal	294	95.24	0	47.6	0	63	normal
18	#####	224	74.86	0	0	0	normal	293	10	0	0	0	63	normal
19	#####	225	68.89	0	0	1	microsueno	297	99.66	0	34	0	63	microsueno
20	#####	226	52.83	0	0	1	microsueno	293	92.15	17.29	78.5	0	64	microsueno
21	#####	227	68.09	0	0	1	microsueno	291	71.13	26.8	20.6	0	64	microsueno
22	#####	228	80.52	0	0	1	microsueno	295	80.85	34.1	91.5	0	68	microsueno
23	#####	229	71.1	0	0	1	microsueno	294	97.96	45.9	20.4	0	66	microsueno

Figura 57: Base de datos emitida por el sistema de monitoreo de somnolencia.



Figura 58: Validación del funcionamiento del sistema con un segundo sujeto.

Hoja de datos del ESP32 (PDF) - ESPRESSIF SYSTEMS (SHANGHAI) CO., LTD.

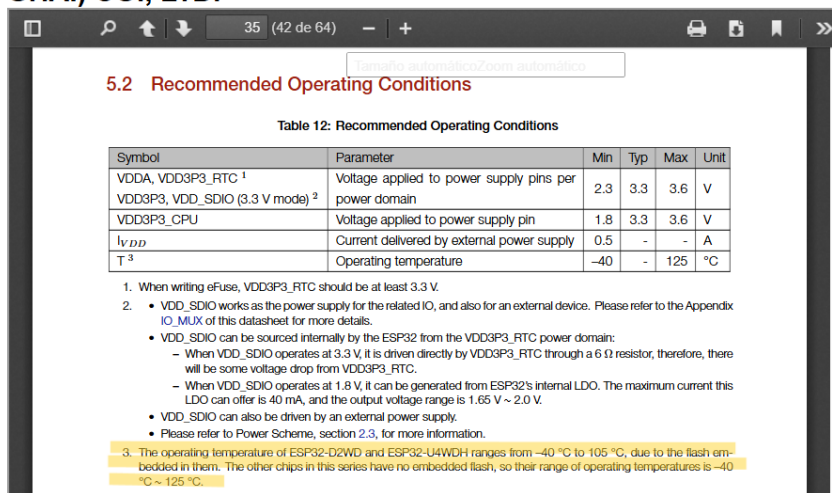


Figura 59: Condiciones de temperatura de operación de la ESP32.

Hoja de datos del AD8232 (PDF) - Analog Devices

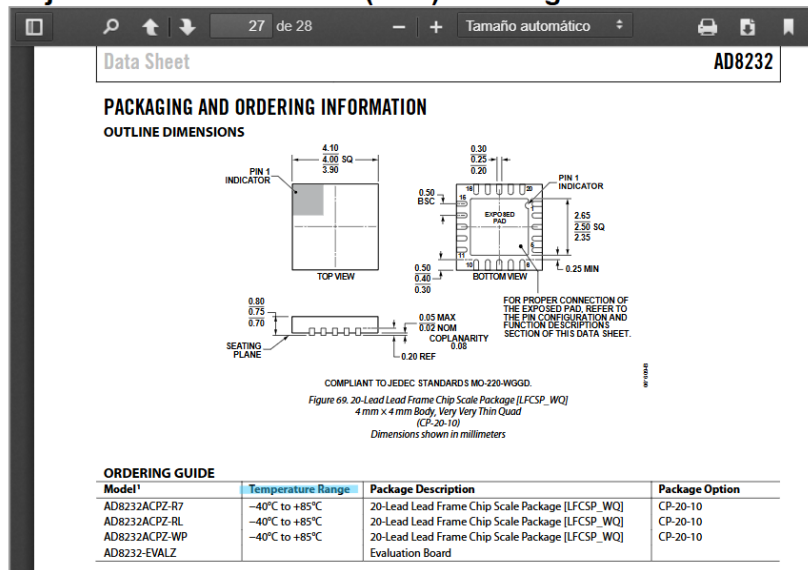


Figura 60: Condiciones de temperatura de operación del sensor AD8232.



Raspberry Pi 4 Model B

Release 1.1
March 2020

5.6 Temperature Range and Thermals

The recommended ambient operating temperature range is 0 to 50 degrees Celsius.

To reduce thermal output when idling or under light load, the Pi4B reduces the CPU clock speed and voltage. During heavier load the speed and voltage (and hence thermal output) are increased. The internal governor will throttle back both the CPU speed and voltage to make sure the CPU temperature never exceeds 85 degrees C.

The Pi4B will operate perfectly well without any extra cooling and is designed for sprint performance - expecting a light use case on average and ramping up the CPU speed when needed (e.g. when loading a webpage). If a user wishes to load the system continually or operate it at a high temperature at full performance, further cooling may be needed.

Figura 61: Condiciones de temperatura de operación del sensor Raspberry pi 4.

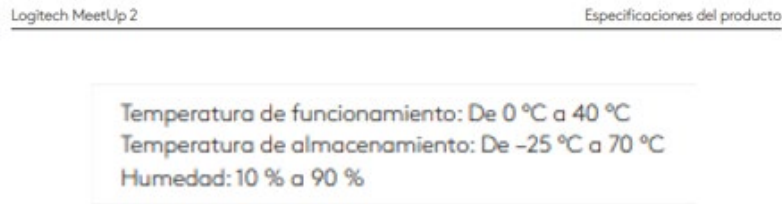


Figura 62: Condiciones de temperatura de operación del sensor Cámara Logitech.

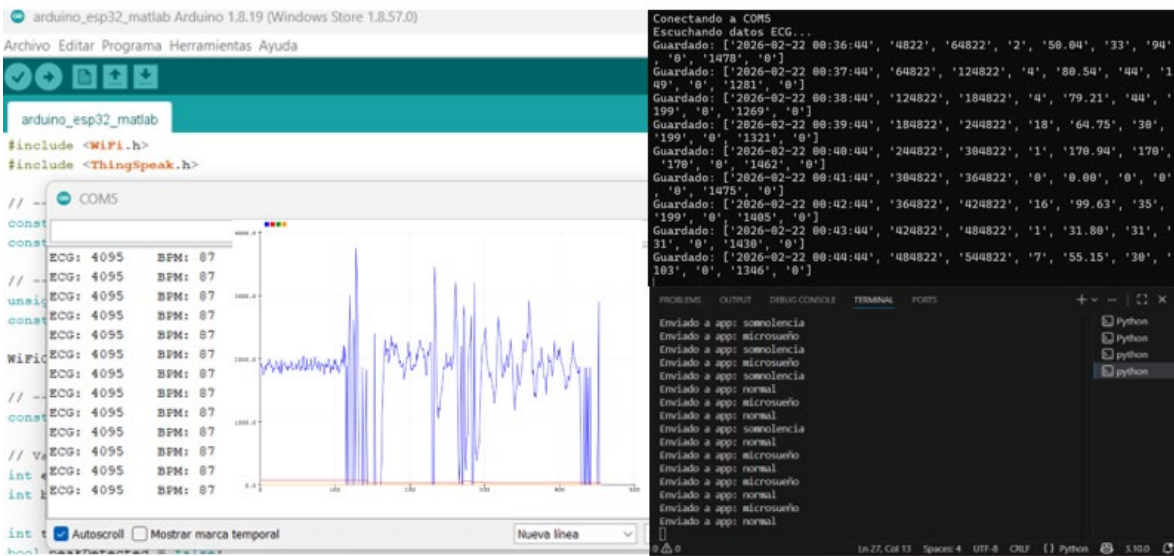


Figura 63: Pruebas simuladas en el software.