



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
ESCUELA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA
TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA.

TEMA:

“SISTEMA DETECTOR DE FATIGA ELECTROCARDIOGRÁFICO PARA PREVENIR EL
ESTADO DE SOMNOLENCIA EN CONDUCTORES DE VEHÍCULOS”

AUTOR

EDWIN XAVIER ANRANGO FARINANGO

DIRECTOR

ING. LUZ MARÍA TOBAR SUBÍA

IBARRA - ECUADOR

2022



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

3.1. IDENTIFICACIÓN DE OBRA.

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

DATOS DEL AUTOR	
CÉDULA DE IDENTIDAD	1003410063
APELLIDOS Y NOMBRES:	ANRANGO FARINANGO EDWIN XAVIER
DIRECCIÓN:	OTAVALO, BARIO SAN ELOY
EMAIL:	exanrangof@utn.edu.ec - xavieranrango@gmail.com
TELÉFONO FIJO:	TELÉFONO MÓVIL: 0988778143
DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	“SISTEMA DETECTOR DE FATIGA ELECTROCARDIOGRÁFICO PARA PREVENIR EL ESTADO DE SOMNOLENCIA EN CONDUCTORES DE VEHÍCULOS”
AUTOR:	ANRANGO FARINANGO EDWIN XAVIER
FECHA (AAAA-MM-DD):	2022-02-17
SÓLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
PROGRAMA:	PREGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	INGENIERO EN MECATRÓNICA
ASESOR/DIRECTOR:	ING. TOBAR SUBÍA LUZ MARÍA.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CONSTANCIA

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

Ibarra, a los 17 días del mes de Febrero de 2022

El autor:

Firma:

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "Anrango Farinango Edwin Xavier", written over a dotted line.

Nombre: Anrango Farinango Edwin Xavier

C.I.: 100341006-3



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN

En calidad de director del trabajo de grado "SISTEMA DETECTOR DE FATIGA ELECTROCARDIOGRÁFICO PARA PREVENIR EL ESTADO DE SOMNOLENCIA EN CONDUCTORES DE VEHÍCULOS" presentado por el egresado ANRANGO FARINANGO EDIN XAVIER, para optar por el título de Ingeniero en Mecatrónica, certifico que el mencionado proyecto fue realizado bajo mi dirección.

**LUZ MARIA
TOBAR SUBIA**

Digitally signed by LUZ
MARIA TOBAR SUBIA
Ing. Luz María.
Date: 2022.02.11
09:19:36 -05'00'
DIRECTOR DE TESIS

Agradecimiento

Quiero expresar mi gratitud a Dios, quien con su bendición llena siempre mi vida y a toda mi familia por estar siempre presentes.

Mi profundo agradecimiento a todas las autoridades y personal que hacen la Universidad Técnica del Norte, por confiar en mí, abrirme las puertas y permitirme realizar todo el proceso de preparación académica e investigativo dentro de su establecimiento.

De igual manera mis agradecimientos a toda la Facultad de Ingeniería de Ciencias Aplicadas, a la escuela de Mecatrónica y a mis profesores quienes con la enseñanza de sus valiosos conocimientos hicieron que pueda crecer día a día como profesional, gracias a cada una de ustedes por su paciencia, dedicación, apoyo incondicional y amistad.

Finalmente, quiero expresar mi más grande y sincero agradecimiento a la Ing. Luz María Tobar, principal colaboradora durante todo este proceso, quien con su dirección, conocimiento y enseñanza me permitió el desarrollo de este trabajo.

Muchas gracias a todos.

Xavier Anrango

Dedicatoria

Esta tesis está dedicada a:

A mis padres Ana y Milton quienes con su amor, paciencia y esfuerzo me han permitido llegar a cumplir hoy un sueño más, a mis hermanos Jhonatan, Alex, Anthony y Erick por su cariño y apoyo incondicional durante todo este proceso, ya que con sus oraciones, consejos y palabras de aliento hicieron de mí una mejor persona y de una u otra forma me acompañan en todos mis sueños y metas.

De igual manera quiero dedicar esta tesis a Anderson, Omar, William, Tatiana, Vanesa y Fernanda mis estimados amigos y amigas, por apoyarme cuando más los necesito, por extender su mano en momentos difíciles.

Xavier Anrango

Resumen

Un gran número de accidentes que ocurren en el país se debe al manejar bajo un estado de somnolencia, debido a la falta de sistemas de prevención y alerta temprana. Existen en el mercado muy pocos dispositivos comerciales, por eso se da la iniciativa para el desarrollo de este proyecto.

El objetivo principal del presente trabajo consiste elaborar un sistema capaz de detectar la somnolencia mientras se lleva a cabo la acción de conducir a fin de alertar a operarios de manera oportuna.

El sistema consiste en un conjunto de sensores y circuitos electrónicos que hacen uso de tecnologías para la adquisición de las bioseñales. Así, para su procesamiento se ejecuta los algoritmos sobre un microcontrolador que realiza la lectura en tiempo real.

Para la validación del funcionamiento, el sistema fue sometido a pruebas en ambientes controlados, donde a partir de las señales cardíacas obtenidas del usuario el sistema detecta la existencia o no de somnolencia.

Cabe mencionar que este trabajo se diseñó con el fin que sea aplicado en vehículos como una herramienta esencial para prevenir accidentes de tránsito, pues así se logra tener un monitoreo constante del estado de vigilia del operador sobre sus acciones en tiempo real. A pesar de que la madurez tecnológica del dispositivo es mínima, el sistema ha demostrado tener un porcentaje elevado de eficiencia.

Abstract

A significant number of accidents occur in the country as a result of driving while drowsy due to a lack of prevention and early warning systems. Because there are so few commercial devices on the market, this project is being developed. The primary goal of this project is to create a system that can detect tiredness while driving and inform operators on time. The system comprises a collection of sensors and electronic circuits that use biosignal acquisition technologies. As a result, the algorithms are run on a microcontroller, which does the reading in real-time. The device was put through its paces in controlled situations to ensure that it could detect drowsiness based on the cardiac signals provided by the user. It is important to note that this work was created to be used in vehicles as a critical tool for preventing traffic accidents, as it allows for continuous monitoring of the operator's awake condition and activities in real-time. Even though the device's technological maturity is limited, the system has demonstrated a high level of efficiency.

Índice

Introducción	1
Síntesis del Problema	1
Problema	3
Planteamiento del Problema	3
Formulación del Problema	6
Sistematización del Problema	6
Objetivo General	6
Objetivo Específico	6
Justificación	7
Alcance	8
Hipótesis o Premisas de Investigación	8
 Capítulo 1.....	 9
Marco Teórico	9
1.1. Antecedentes	9
1.1.1. Accidentes de Tránsito	9
1.1.2. Accidente Provocado por el Factor Humano	10
1.2. Sistemas Avanzados de Asistencia a Conductores	11
1.2.1. Sistema Detector de Somnolencia de Hyundai Motor Company	11
1.2.2. Sistema y Método de Detección de Somnolencia de Delphi Technologies.....	12
1.3. Bioseñales	13
1.4. Sensor.....	14
1.4.1. Sensor de Pulso Cardíaco.....	15
1.4.2. Acondicionamiento de la Señal	16
1.5. Electrocardiógrafo.....	17
1.5.1. Electrocardiógrafo Mono Canal.....	18
1.5.2. Electrocardiógrafo Multicanal	18
1.5.3. Multicanal con Impresión	18

1.6.	Señales ECG	19
1.6.1.	Frecuencia Cardíaca.....	21
1.7.	La somnolencia	22
1.7.1.	Privación de Sueño y Somnolencia.....	23
1.7.2.	Características	23
1.7.3.	Evaluación de la Somnolencia	24
1.7.4.	Fatiga en la Conducción de Vehículos.....	25
1.8.	Factores que Aumentan la Fatiga al Conducir	25
1.8.1.	Factores Externos:.....	25
1.8.2.	Factores del Vehículo:	26
1.8.3.	Factores del Conductor:	26
1.8.4.	Otros Factores:	26
1.9.	Sistema.....	26
1.9.1.	Sistema de Alarma	27
1.9.2.	Alarmas Audibles.....	27
1.9.3.	Alarma por Voz.....	27
1.9.4.	Alarmas Visuales e Indicadores.....	28
1.9.5.	Descripción del Sistema del Vehículo	28
1.10.	Redes de comunicación.....	29
1.11.	Placas Programables o Computadoras de Placa Simple	30
Capítulo 2.....	31	
Diseño.....	31	
2.1.	Diseño Conceptual	31
2.2.	Metodología de la Investigación.....	31
2.2.1.	Investigación Descriptiva.....	31
2.2.2.	VARIABLES de la Investigación.....	32
2.3.	Requerimiento del sistema	32
2.3.1.	Etapas de Prerrequisito.....	33
2.3.2.	Etapas de Adquisición	33

2.3.3.	Etapa de Filtrado	33
2.3.4.	Etapa de Preprocesamiento	33
2.3.5.	Etapa de Procesamiento	33
2.3.6.	Etapa de Salida.....	33
2.4.	Evaluación de Alternativas para el Sistema.....	33
2.5.	Dispositivos de control	34
2.5.1.	Placa Arduino.....	34
2.5.2.	Placa ESP	35
2.5.3.	Placa Raspberry Pi Pico	36
2.5.4.	Selección del elemento de control	37
2.6.	Dispositivos de censado.....	38
2.6.1.	Sensor Pulso Cardíaco XD 58C.....	39
2.6.2.	Monitor de ritmo cardíaco AD8232.....	40
2.6.3.	Pulsioxímetro MAX30100.....	41
2.6.4.	Selección del Elemento de Censado	42
2.7.	Dispositivos de comunicación	43
2.7.1.	Módulo bluetooth HC06	43
2.7.2.	Modulo wifi ESP8266.....	44
2.7.3.	Módulo RF 433MHZ TX Y RX	45
2.7.4.	Selección del Elemento de Comunicación.....	47
2.8.	Diseño del Sistema Electrónico	48
2.8.1.	Sistema Emisor de Señal Análoga	48
2.8.2.	Sistema Receptor de Señal Análoga	49
2.9.	Diseño de Sistema de Comunicación.....	51
2.10.	Diagrama de Flujo del Sistema Detector de Fatiga	52
Capítulo 3.....		53
Construcción y Desarrollo.....		53
3.1	Implementación del Sistema	53
3.2	Construcción de Prototipo Electrónico	53

Capítulo 4.....	58
Análisis de Pruebas y Resultados	58
4.1. Prueba de Funcionamiento.....	58
4.2. Análisis de Resultados	59
4.3. Resultados del Sistema Detector de Somnolencia	60
Conclusiones y Recomendaciones.....	62
5.1 Conclusiones	62
5.2. Recomendaciones	63
Bibliografía	64
Anexos	67

Índice de figuras

Figura 1. Índice de accidentes de tránsito en Imbabura.....	4
Figura 2. Distribución de accidentes de tránsito, según provincias Periodo: 2014-2016.	10
Figura 3. Siniestros por causas probables a nivel nacional- diciembre 2017.	11
Figura 4. Modelo de sistema detector de somnolencia propuesto por Jung-Hack Yeo.....	12
Figura 5. Sistema y método de detección de somnolencia de Delphi Technologies.	13
Figura 6. Circuito electrónico de sensor cardíaco.....	16
Figura 7. Gráfica de un Electrocardiograma (ECG).	21
Figura 8. Arquitectura del sistema de control electrónico diseñado por Delphi Automotive Systems.	29
Figura 9. Placa de programación de la empresa Arduino modelo Nano.	34
Figura 10. Placa de programación de la empresa Espressif Systems modelos ESP32.	35
Figura 11. Placa de programación de la empresa Raspberry modelos PICO.	36
Figura 12. Sensor comercial XD58c de la empresa Adafruit Industries.....	39
Figura 13. Sensor de ritmo cardíaco de la empresa Keyes estudio.....	40
Figura 14. Sensor de medición de frecuencia cardíaca.....	41
Figura 15. Módulo bluetooth de la empresa tyco electronic.....	43
Figura 16. Módulo de conexión inalámbrica ESP82266 de la empresa Espressif Systems Copyright	44
Figura 17. Módulo RF 433 HZ de comunicación inalámbrica	46
Figura 18. Diagrama eléctrico del emisor del sistema detector de somnolencia	49
Figura 19. Diagrama eléctrico de receptor del sistema detector de somnolencia.	50
Figura 20. Diagrama de flujo del sistema de comunicación inalámbrica.	51
Figura 21. Diagrama general del detector de somnolencia a partir de señales ECG	52
Figura 22. Montajes de componentes del sistema de emisión en tarjeta de prueba.....	53
Figura 23. Diseño PCB de la placa del sistema de emisión de información	54
Figura 24. Diseño PCB de la placa del sistema de adquisición de información.....	55
Figura 25. Impresión y marcado del diseño de la placa del sistema de emisión y adquisición	55
Figura 26. Perfilado de las pistas de la placa del sistema de emisión y adquisición	55

Figura 27. Ensamble de componentes de la placa del sistema de emisión 56
Figura 28. Ensamble de los componentes de la placa del sistema de adquisición..... 57
Figura 29. Impresión 3D de carcaza del prototipo..... 57

Índice de tablas

Tabla 1. Sensores comerciales para la obtención de señales cardiacas.	15
Tabla 2. Microprocesadores comerciales.....	17
Tabla 3. Cifras normales de frecuencia cardiaca de un adulto.	22
Tabla 4. Presentación de variables de la investigación.	32
Tabla 5. Matriz de calidad para la selección de placa de control.	37
Tabla 6. Matriz de calidad para la selección de sensor cardiaco.	42
Tabla 7. Matriz de calidad para la selección de módulo de comunicación.....	47
Tabla 8. Registro de datos fisiológicos de los usuarios	58
Tabla 9. Registro de BPM tomados con el prototipo.....	59
Tabla 10. Registro de BPM tomados con el dispositivo comercial	59

Introducción

Síntesis del Problema

El conducir un vehículo motorizado hoy en día se presenta como una dificultad que aqueja a muchas personas a nivel mundial, no solo al momento de evadir obstáculos o transitar por vías de difícil acceso, sino también por varios factores que influyen en la capacidad de conducir, uno de los factores con mayor relevancia es la somnolencia, la cual no solo tiene consecuencias directas con en el conductor sino también sobre las demás personas que transita sobre la misma vía, que al suscitarse un accidente genera daños colaterales irreparables en los mismos.

Según World Health Organization, la morbiaccidentalidad (muertes por accidentes de tránsito) es la novena causa de muerte en el mundo y en estudio presentado por la Fundación Línea directa, promotora de campañas de seguridad vial en España afirma que entre los años 2011 a 2015 se registraron cerca de 5000 casos por año de accidentes provocados por manejar en estado somnoliento de los cuales el 2% terminó en tragedia [1].

En América Latina estos siniestros no pasan desapercibidos, según el Grupo de Investigación en Sueño (GIS), con sede en Perú afirma que del total de accidentes que ocurren en ese país el 30% es causado por manejar en estado de cansancio sobre las carreteras [2].

En Ecuador según los datos proporcionados por la ATN [3] durante el año 2016 se registraron en promedio cerca de 65 casos mensuales de accidentes provocados por manejar en estado de somnolencia ubicándola como una de las 10 principales causas de accidentes en las vías [4]

Ante tales eventos las compañías automovilísticas y agencias que vigilan las carreteras y los derechos y deberes de los conductores de vehículos, con el afán de salvaguardar la integridad

de los usuarios que transitan por las vías y reducir el número de accidentes, se han visto en la obligación de desarrollar tecnologías capaces de satisfacer las necesidades en cuanto a seguridad vehicular, por ello han tomado la decisión de incorporar a sus productos vehiculares una nueva generación de sistemas, que son capaces de automatizar las funciones de mayor relevancia que un conductor realiza de manera habitual [5].

Estos nuevos sistemas tecnológicos incluyen una gran gama de tareas como el parqueo asistido, detección de obstáculos, piloto automático y detectores de somnolencia con la finalidad de brindar mejores prestaciones en la seguridad del conductor, sin embargo, la incorporación de estos sistemas aumentan considerablemente los costos del vehículo haciendo casi imposible su adquisición, especialmente en nuestro entorno de tal forma que resulta difícil aprovechar de estas soluciones [5].

Por tal motivo se presenta la necesidad de diseñar un prototipo de sistema que cumpla la función de detectar la somnolencia en conductores vehiculares y que a partir de esta se genere alertas ante un posible caso de adormecimiento detrás del volante siendo así la manera apropiada de prevenir posibles accidentes en las carreteras.

Este sistema está ligado al campo de las bioseñales asistidas por computador, el cual se encarga de la adquisición y procesamiento de señales cardiacas que, a partir de la monitorización de una región de interés en el cuerpo del conductor, se puede predecir si este presenta o no los síntomas de somnolencia para así emitir la alerta correspondiente y mantener precavido al conductor.

Problema.

Planteamiento del Problema

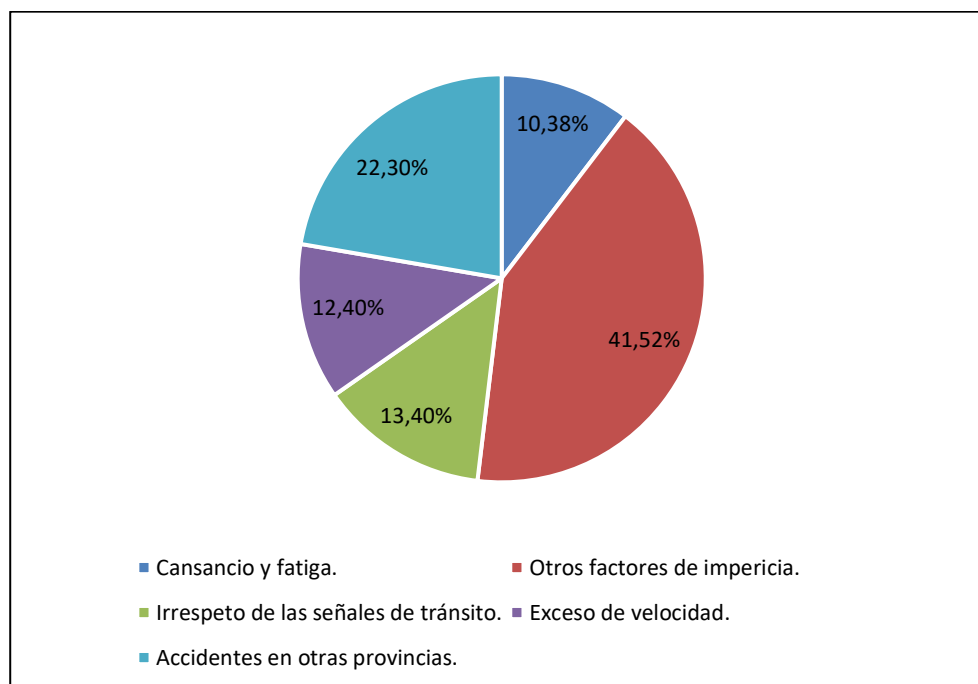
Muchas son las causas de accidentes de tránsito e industriales a nivel mundial, algunos de estas suceden por errores humanos y otros por fallas mecánicas. El hombre en su afán de proteger vidas ha inventado sistemas que minimicen el impacto de estos accidentes, pero más que disminuir el daño ahora se piensa en la prevención de estos. Uno de los errores humanos más comunes que terminan en accidentes es cuando el conductor de vehículo u operario industrial es víctima de fatiga y/o somnolencia [6].

En Ecuador se registraron 30.269 accidentes de tránsito en el año 2016 de los cuales en Imbabura se registra 69 accidentes de tránsito por cada mil vehículos, convirtiéndola en la provincia con la mayor tasa de accidentes, el promedio nacional se encuentra en 15 siniestros por cada mil vehículos. La principal causa de accidentes de tránsito fue la impericia o imprudencia del conductor con el (51,9%) de esto según Estadísticas del Servicio de Investigación de Accidentes de Tránsito (SIAT) de la Policía Nacional del Ecuador. Del cual determinan que el (10,38 %), se debe a la desatención momentánea que se produce cuando los conductores no descansan apropiadamente, excediéndose en el tiempo de conducción; predominando así el sueño, cansancio y fatiga. Seguido de esto, se encuentra el irrespeto a las señales de tránsito con el (13,4%) y en tercer lugar el exceso de velocidad con el (12,4%) (Figura1), según los últimos datos del Anuario de Transportes 2016 publicado por [7].

A continuación, se muestra una gráfica de los siniestros automovilísticos ocurridos según su tipo dentro del Ecuador.

Figura 1

Índice de accidentes de tránsito en Imbabura.



La figura 1 muestra los porcentajes en cuanto a factores que influyen en los accidentes de tránsito [8]. Estos accidentes ocurren principalmente por la pérdida de pista vehicular y dentro de las causas que las originan se encuentran:

- Conducir de manera distraída
- Superar los límites máximos de velocidad
- No respetar las señales de tránsito
- Conducir bajo influencia del alcohol
- Manejar en estado de somnolencia
- Fallo en el vehículo

- Malas condiciones de las vías

Existe gran cantidad de estudios relacionados al tema, tanto en la detección y la prevención, los cuales en su gran mayoría se basan en sistemas de reconocimiento facial, enfocándose en la detección de factores visuales como la posición de la cabeza y la frecuencia de parpadeo del conductor, estos tipos de sistemas utilizan la disciplina científica de la visión artificial como herramienta de detección, proceso y análisis [9].

Existe comercialmente el modelo GUARDIAN de la empresa SEEING MACHINES la cual tiene como característica principal monitorear a distancia y en tiempo real el nivel de atención del conductor en el camino, mediante el procesamiento de imágenes. De igual manera el modelo HARKEN de la empresa BORGESTENA que posee como característica principal un dispositivo integrado en textiles inteligentes capaz de medir la actividad cardíaca y la respiración del conductor para prevenir la somnolencia y la fatiga al volante. Los cuales generan algunos inconvenientes como: costos elevados, robustez en su diseño y errores en la obtención de datos por efecto del movimiento y otros [10].

Actualmente, en Ecuador es escaso el número de usuarios vehiculares que tenga instalado un sistema con todas las características antes mencionadas es por ello por lo que esta realidad aún se encuentra distante en nuestro país [11].

Tomando en cuenta las anteriores consideraciones y adicionando a esto la inexistencia de este tipo de dispositivos dentro del país, más los costos elevados del producto e importación implícitos para los modelos comerciales, genera la necesidad del diseño y construcción de un sistema para detectar y prevenir el estado de somnolencia en conductores de vehículos dentro del país.

Formulación del Problema

¿Puede un dispositivo tecnológico alertar de manera oportuna a un conductor vehicular cuando este se esté quedando dormido mientras conduce y prevenir de manera oportuna de sufrir un accidente en la carretera?

Sistematización del Problema

1. ¿Cuál es la forma más viable que permite seleccionar los elementos necesarios para diseñar el prototipo del sistema detector de fatiga para la prevención del estado de somnolencia?

2. ¿Qué herramientas son las más adecuadas para establecer una comunicación entre el usuario y el sistema propuesto?

3. ¿Cuál es la manera óptima para comprobar que el diseño y análisis del sistema propuesto ayude a solucionar la problemática de la somnolencia en conductores vehiculares?

4. ¿Cómo se puede obtener cuantificar la eficiencia del sistema detector de somnolencia?

Objetivo General

- Construir un sistema detector de fatiga electrocardiográfico para prevenir el estado de somnolencia en conductores de vehículos.

Objetivo Específico

- En la literatura encontrada determinar los síntomas de somnolencia en conductores de vehículos.
- Seleccionar los parámetros principales de somnolencia relacionados con las señales cardiacas.
- Diseñar el sistema electrónico.
- Construir el prototipo del sistema detector de fatiga.

- Validar el funcionamiento del dispositivo.

Justificación

Las personas necesitan transportarse de un lugar a otro, y en el transcurso del viaje se presenta un gran porcentaje de riesgo de sufrir un accidente de tránsito, debido a que el conductor u operario pierde la capacidad de concentración y reacción a causa de la somnolencia resultado de cansancio o fatiga, que da como resultado pérdidas materiales, lesiones y muertes tanto de conductores, peatones y pasajeros, además de altos gastos económicos que genera problemas a nivel social.

Los accidentes trágicos por conducir en estado de somnolencia y fatiga son un asunto de mucha relevancia en nuestro país debido a que este se encuentra muy por encima de las muertes que son causadas por un acto violento, si de alguna manera se reduce el índice de accidentes por este tipo de causas, también se reducirá el número de víctimas fatales y no fatales, logrando un impacto positivo sobre la sociedad mitigando el luto producido por la partida de un ser querido.

Por lo tanto, el motivo que lleva al diseño y construcción de un sistema detector de fatiga para la prevención del estado de somnolencia es la de proporcionar al usuario vehicular un sistema capaz de reconocer cuando el individuo que conduce presenta síntomas de somnolencia, para de esta manera alertarlo y que tome las medidas preventivas necesarias en el caso evitando así un posible accidente que afecte su vida o la vida de las demás personas que transitan por la misma vía.

Alcance

El trabajo de investigación se centrará en la adquisición de las señales cardiacas mediante el uso de sensores comerciales. Para posterior a este caracterizar las señales en cuanto a su frecuencia y amplitud de pulso mediante software libre y de esta manera se obtendrá las respectivas alertas que serán de forma visual y sonoras para evitar que el conductor del vehículo entre en estado de somnolencia.

Dado que la investigación finaliza con la construcción de un prototipo del sistema y este no puede ser utilizado de manera masiva para obtener indicadores de su funcionamiento, las pruebas de ensayo se realizarán en ambientes controlados para de esa manera comprobar su eficiencia.

Hipótesis o Premisas de Investigación

El prototipo del sistema detector de fatiga mediante señales cardiacas para la prevención del estado de somnolencia en conductores de vehículos será útil para alertar de manera oportuna al operario vehicular mediante alarmas local con el fin de tomar acciones correctivas de seguridad.

Capítulo 1

Marco Teórico

1.1. Antecedentes

Con la finalidad que este trabajo propuesto demuestre un grado de relevancia y justifique su elaboración, a continuación, se describirá los antecedentes más significativos en relación con el tema planteado.

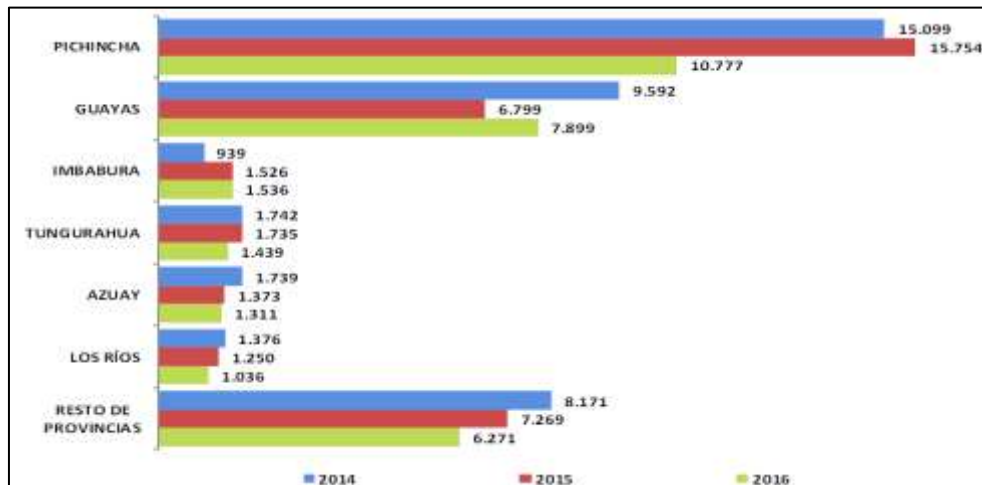
1.1.1. Accidentes de Tránsito

Según la ANT, se considera como accidente de tránsito a un suceso de carácter eventual o voluntario que ocurre en las vías o lugares de acceso público ocasionando heridos o hechos fatales donde se involucra el choque entre uno o varios vehículos [3].

En nuestro país existen cerca de 2.2 millones de vehículos activos siendo las provincias de Pichincha, Guayas, Manabí, Tungurahua, Azuay e Imbabura las que más concentración vehicular posee, alrededor del 52,3% y donde más accidentes se reportan [7].

Figura 2

Distribución de accidentes de tránsito, según provincias Periodo: 2014-2016.



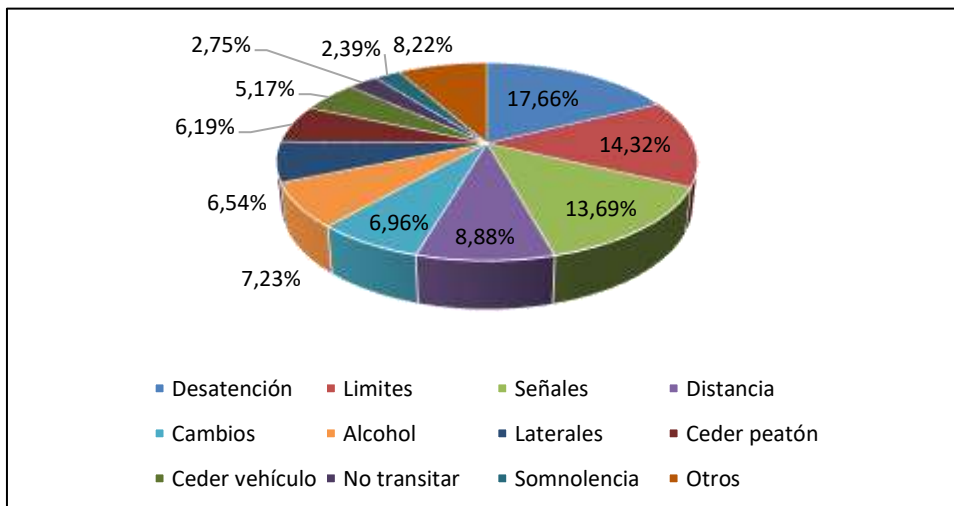
La figura 2 muestra las provincias que presentan mayor número de accidentes de tránsito son Pichincha, Guayas e Imbabura con el 35,6% y 26,1% con respecto al total [7].

1.1.2. Accidente Provocado por el Factor Humano

El factor principal que se ha tomado como base de este estudio, para desarrollo de la propuesta de un sistema detector de fatiga electrocardiográfico es el estado de somnoliento o estado de fatiga, y según Agencia Nacional de Tránsito [3] del total de 28.967,00 accidentes que se suscitaron al año, se registró mensualmente un promedio de 60 casos de este tipo.

Figura 3

Siniestros por causas probables a nivel nacional, Diciembre 2017.



En la figura 3 se muestran los porcentajes en cuanto a los factores de mayor impacto en un accidente de tránsito [7].

1.2. Sistemas Avanzados de Asistencia a Conductores

Durante las últimas dos décadas se han realizado varias aportaciones científicas en el desarrollo de métodos y sistemas que permitan detectar y alertar a los conductores vehiculares sobre posibles casos de manejo en estado de somnolencia, en los siguientes apartados se podrán apreciar varias de estas aportaciones especialmente las utilizadas para alertar a un conductor cuando este presenta somnolencia a causa de la fatiga o cansancio.

1.2.1. Sistema Detector de Somnolencia de Hyundai Motor Company

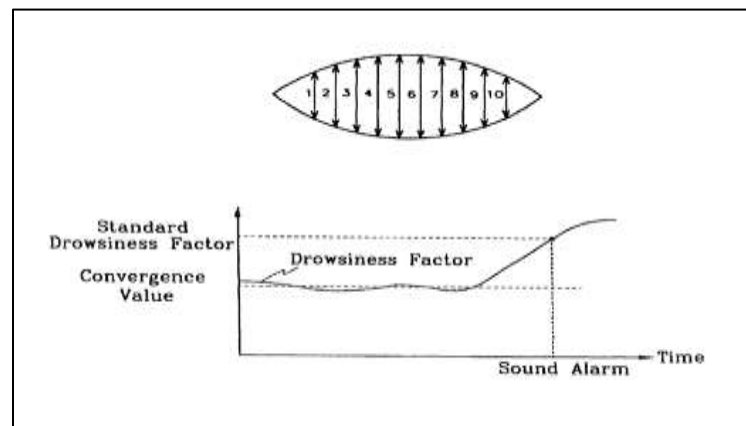
Este es uno de los primeros sistemas avanzados en la detección y prevención del estado de somnolencia que ha sido desarrollado por Jung-Hace Yeo en el año de 1999, para la empresa Hyundai Motor Company con el número de patente *US6243015*, se da a conocer sobre el método para detección de la somnolencia en conductores de vehículos que tiene como finalidad alertar

cuando esté entrando en el estado de somnolencia mientras conduce. Su estructura se basa en un casco que tiene incorporado un sensor óptico el cual toma como entrada una imagen proveniente del rostro del conductor, exactamente de la zona de los ojos, la cual es procesada y analizada de forma digital para establecer un factor de somnolencia, este factor se obtiene a partir de la suma que existe entre las secciones que forman el ancho y alto de la región ocular, si el factor establecido es sobrepasado el sistema emitirá una alerta [12].

La confiabilidad del sistema depende en su mayoría de la calidad de la imagen o el ruido que se pueda presentar en ella, así como se muestra en la figura 4 con las respectivas secciones en las que se divide el ojo y la gráfica de respuesta a este.

Figura 4

Modelo de sistema detector de somnolencia propuesto por Jung-Hack Yeo.



En la figura 4 se muestra la segmentación del ojo humano para el estudio y su curva característica [12].

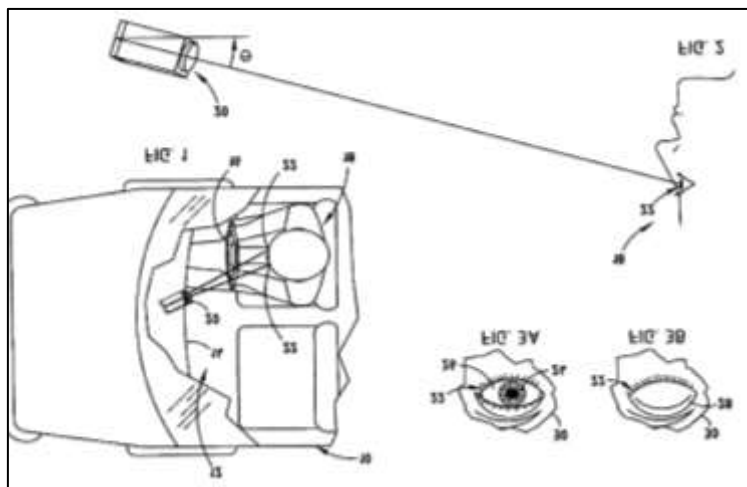
1.2.2. Sistema y Método de Detección de Somnolencia de Delphi Technologies

Este es un sistema diseñado para detectar una condición de somnolencia de un conductor de vehículo, que incluye una cámara de video ubicada en el vehículo y orientada para generar

imágenes del conductor. El sistema también incluye un procesador de imagen que monitorea y determina si los ojos están en una posición abierta o cerrada. El procesador determina además, la proporción del intervalo de tiempo de cierre de los ojos, así como la proporción del intervalo de tiempo en los que los ojos están cerrados, y determina una condición de somnolencia del conductor cuando la proporción de tiempo de cierre excede un valor umbral [13].

Figura 5

Sistema y método de detección de somnolencia de Delphi Technologies.



En esta figura 5 se observa de forma general del diseño del modelo del sistema [13].

1.3. Bioseñales

Según Reyes [14], el término Bioseñal se aplica a todos los tipos de señales que pueden ser medidas y controladas continuamente en los seres biológicos y se refiere tanto a bioseñales eléctricas como no eléctricas.

Las bioseñales (señales de origen fisiológico) pueden ser una alternativa de control con grandes posibilidades y múltiples aplicaciones en el campo que se denomina Interfaz Hombre-

Computador (en inglés HCI, Human Computer Interface), sin necesidad de requerir un grado de movilidad alto por parte del usuario [15].

Para el desarrollo de este tema es necesario conocer la base fisiológica en cuanto a bioseñales se trata. Por ello, a continuación, se presenta los más relevantes que se producen en el cuerpo humano.

- Electroencefalografía (EEG): registro de la señal generada por las neuronas cerebrales.
Electrooculografía (EOG): registro de la señal asociada al movimiento ocular.
- Electrocardiografía (ECG): registro de la señal resultante de actividad eléctrica del corazón [15].

1.4. Sensor

Los sensores, también conocidos como transductores, son uno de los componentes fundamentales de los sistemas modernos, estos detectan el cambio en el entorno y responde como señal binaria en un nuevo sistema. (sistemas AKA DAQ o DAS) [16].

Entre los más comunes se tiene:

- De contacto.
- Ópticos.
- Térmicos.
- De humedad.
- Magnéticos.
- De infrarrojos.
- De posición.

1.4.1. Sensor de Pulso Cardíaco

Es aquel que se encarga de la adquisición de datos en cuanto a la frecuencia cardíaca y se utiliza para medir la actividad del corazón, esta actividad puede ser representada mediante una gráfica conocida como Electrocardiograma o ECG y se emite como una lectura analógica [17].

Para la obtención de este tiempo de señales existe una gran variedad de sensores y métodos mediante el cual se puede obtener la gráfica ECG del corazón como se muestra a continuación en la Tabla 1.

Tabla 1

Sensores comerciales para la obtención de señales cardíacas.

Dispositivos	Sen-XD58C	Sen-30100	Sen- AD8832	Sen-AD3232
Tensión de funcionamiento.	5V	5V	3.3 -5V	5V
Corriente de trabajo.	4mA	4mA	800uA	4mA
Rango de temperatura de funcionamiento.	0.°C ~60. °C	0.°C ~60. °C	0.°C ~60. °C	0.°C ~70. °C
Salida.	Analógica	Analógica	Analógica	Analógica

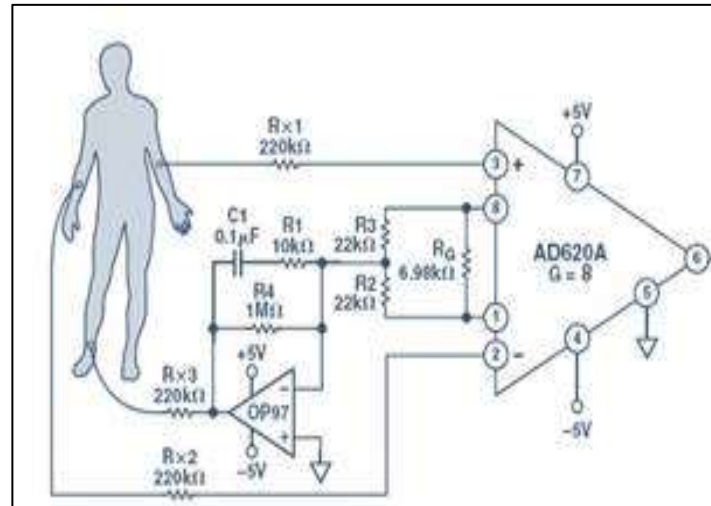
La tabla 1 muestra las características generales de alguno de los sensores comerciales para la obtención de señales cardíacas [17].

Además, es necesario que las señales obtenidas, se envíen hacia un microcontrolador donde se procesa y acondiciona correctamente para obtener gráficas claras, no obstante se adiciona filtros pasa alto, que se encargan de eliminar cualquier interferencia magnética que pudiese haber en el ambiente y de igual manera filtros pasa bajo que elimina las señales por debajo de 5 Hz, como la que emiten otros órganos del cuerpo humano, por último, se aplica un filtro acondicionado que

elimina frecuencias externas como la que genera la fuente de alimentación de los aparatos electrónicos como se muestra en la Figura 6 [18].

Figura 6

Circuito electrónico del sensor cardíaco.



En la figura 6 se observa un diagrama electrónico del sensor cardíaco [18].

1.4.2. Acondicionamiento de la Señal

Según López Romero el sensor de pulso cardíaco está diseñado para extraer, amplificar y filtrar las pequeñas señales biopotenciales en presencia de condiciones de ruido porque normalmente, la señal obtenida del sensor no puede aplicarse directamente al dispositivo de salida (pantalla, papel, etc.). Un acondicionador simple será necesario cuando se trata de amplificar, filtrar y adaptar la impedancia del sensor a la pantalla. A menudo, las señales de salida de los sensores se digitalizan y se procesan utilizando ordenadores o sistemas basados en microcontroladores usados generalmente en aplicaciones biomédicas para la obtención de señales ECG [11].

En el mercado actual existen una gran variedad de ordenadores y microprocesadores los cuales facilitan herramientas de desarrollo en cuanto al procesamiento señales se trata, algunos de esto poseen mejores prestaciones que otros en cuanto a sus características básicas y generales como se muestra en la Tabla 2.

Tabla 2

Microprocesadores comerciales.

Dispositivo	Arduino Uno	Raspberry Pi	Sp32
Procesador	ATMega328	ARM1	LX6 32
Velocidad	16 MHz	700MHz	240 MHz
Voltaje de Entrada	7-12	5	2.2 – 3.6
PWM	6	0	16
Ethernet	N/A	10/100	N/A
Input Análogo	6 -10- bit	N/A	5-10 bit
Digital Gpio	14	8	4
RAM	2 kb	256 kb	520 KB

La tabla 2 comprende de una comparación de características generales de alguno de los microprocesadores comerciales para el acondicionamiento de la señal [32].

1.5.Electrocardiógrafo

El electrocardiógrafo es un instrumento médico electrónico que capta y amplía y permite la visualización de los impulsos eléctricos del corazón. Su inventor fue (Einthoven & Andr, n.d.) que en el año de 1901 quien creó el instrumento basado en un galvanómetro de cuerda. Gracias a esto, Einthoven pudo obtener los primeros electrocardiogramas y realizar nuevos experimentos, que posteriormente fueron las bases de la electrocardiografía e introdujo la nomenclatura de P, QRS, S y T [17].

El funcionamiento de un electrocardiógrafo es posible gracias a electrodos que se colocan sobre el cuerpo del paciente. Específicamente en cada una de las extremidades y en la región torácica. El conjunto de electrodos registra la actividad eléctrica cardíaca y la amplifica, para enviarla posteriormente a un oscilógrafo, donde es reflejado en un papel mediante un trazo con ondas positivas y negativas que va dibujando el electrocardiógrafo a medida que recibe información y como resultado se obtiene el electrocardiograma (ECG). Existen diferentes tipos de electrocardiógrafos que se utilizan dependiendo del resultado que se quiera obtener, tales como [19].

1.5.1. Electrocardiógrafo Mono Canal

Los electrocardiógrafos mono canal captan e imprimen los impulsos eléctricos del corazón de doce derivaciones por registro, que son registradas en la secuencia seleccionada y pueden ser determinadas de manera automática [19].

1.5.2. Electrocardiógrafo Multicanal

Estos electrocardiógrafos pueden ser de 3, 6 o 12 canales, y permiten registrar 3, 6 o 12 derivaciones simultáneamente. Estos ofrecen numerosas ventajas frente a los de un solo canal, ya que permiten comparar los registros de las múltiples derivaciones durante el mismo latido cardíaco, facilitando mucho la interpretación y mejorando en consecuencia la precisión del diagnóstico [19].

1.5.3. Multicanal con Impresión

Su funcionamiento es igual que el anterior, pero este usa un ordenador con patrones que es capaz de reconocer y diferenciar las señales de ECG normales de las que no lo son. Se identifica la señal completa y determina sus medidas más importantes, utilizando como base de análisis la

frecuencia cardíaca, la amplitud de la señal, el tamaño de las ondas o los intervalos entre los componentes de las ondas [19].

1.6. Señales ECG

Como se determina en el documento “ELECTRÓNICA Y ELECTROCARDIOGRAFÍA” el electrocardiograma (ECG o EKG) es el registro de la actividad eléctrica del corazón medida normalmente entre dos puntos de la superficie del cuerpo. Al ser la actividad de las cámaras cardíacas rítmica y totalmente ordenada, la forma de onda obtenida es regular. En ella se reconocen fácilmente diversas ondas cuyas amplitudes, duraciones y morfología están bien definidas [20].

En secuencia temporal las distintas ondas reciben el nombre de P, Q, R, S, T y U. La onda P se debe a la despolarización de la musculatura de las aurículas. Las ondas Q, R y S, que forman el llamado complejo QRS, se deben a la repolarización de las aurículas y a la despolarización de los ventrículos. La onda T se debe a la repolarización de los ventrículos. La onda U, a menudo no observable, se debe a potenciales residuales del músculo ventricular y a la repolarización lenta de los músculos papilares [20].

Las corrientes iónicas, debidas a los potenciales de acción asociados a la actividad cardíaca, circulan por el tórax produciendo una distribución de potenciales superficiales que, en primera aproximación, es similar a la debida a un dipolo de corriente situado en el hipotético centro eléctrico del corazón. La dirección y magnitud de dicho dipolo va cambiando a lo largo del ciclo cardíaco. Su momento dipolar constituye el denominado vector cardíaco [20].

Los electrodos para biopotenciales convierten corrientes iónicas (únicas presentes en los tejidos vivos) en corrientes de electrones (las únicas que pueden circular por los conductores metálicos) [20].

La señal obtenida al medir el ECG depende de la localización de los electrodos, y por ello se ha normalizado. Cada par de electrodos o combinación entre ellos se denomina derivación, y el potencial obtenido entre ellos es la proyección del vector cardíaco en la dirección que definen.

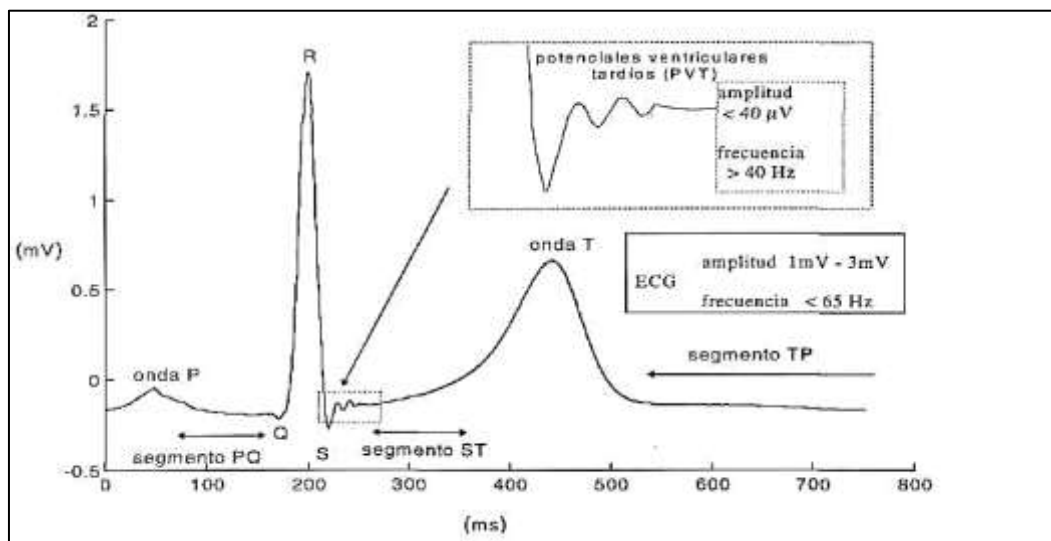
Los parámetros considerados para analizar la señal electrocardiográfica, normalmente de forma empírica, son el ritmo y su uniformidad, y la presencia, amplitud, forma y separación de las distintas ondas. Las amplitudes están asociadas directamente al estado de las células del miocardio, mientras que los tiempos vienen condicionados por las células nerviosas [20].

Las limitaciones del ECG clásico (en reposo) en cuanto a la capacidad de detectar ciertas cardiopatías o diferenciarlas de otras, han llevado al planteamiento de métodos alternativos. Uno muy extendido es la electrocardiografía durante ejercicio. En ella se observa y se registra el ECG mientras el paciente camina sobre una cinta móvil o pedalea en un cicloergómetro. Otra técnica es el vector cardio gráfico. Consiste en la reconstrucción del vector cardíaco a partir de sus proyecciones en tres direcciones ortogonales X, Y, Z. En la práctica estas derivaciones no son posibles y se emplea el sistema definido por Frank, que incluye una red de resistencias ponderadas de acuerdo con la geometría y conductividades del torso, y determinadas experimentalmente. La información que se presenta es la proyección del extremo del vector cardíaco en los planos sagital, frontal y transversal, y constituye el denominado vector cardiograma. La incorporación de un ordenador en los electrocardiógrafos permite obtener información adicional [20].

Otro método alternativo es la electrocardiografía de alta resolución, la que se aprecia en la figura 7.

Figura 7

Grafica de un Electrocardiograma (ECG).



La figura 7 muestra un electrocardiograma (ECG) típico con la localización de las diversas ondas y segmentos, además se incluye la localización de los potenciales ventriculares tardíos (PVT), dando los márgenes de amplitud y frecuencia [20].

1.6.1. Frecuencia Cardíaca

A la frecuencia cardíaca se le considera como el conjunto de latidos o contracciones que da el corazón durante un minuto sea que se encuentre en actividad o en reposo. Las pulsaciones del corazón dependen de factores como la edad, sexo, genética, condiciones ambientales, postura del cuerpo, el control mental, hora del día. A continuación, en la Tabla 3 se compara los valores normales de pulso arterial o frecuencia cardíaca de un adulto sedentario, en forma y un deportista; y los valores normales de acuerdo con la edad [21].

Tabla 3

Cifras normales de frecuencia cardiaca de un adulto.

	Adulto sedentario	Adulto en forma	Adulto deportista
Reposo PPM	Entre 70 y 90	Entre 60 y 80	Entre 40 y 60
Esfuerzo físico PPM	Entre 100 y 130	Entre 120 y 140	Entre 140 y 160
Ejercicio intenso PPM	Entre 130 y 150	Entre 140 y 160	Entre 160 y 200

La Tabla 3 permite visualizar los datos relacionados con respetos a la frecuencia cardiaca cuando la persona se encuentra en distintos estados [17].

1.7. La somnolencia

El sueño es el proceso natural del ser humano en respuesta al cansancio o fatiga, que tiene como consecuencia la disminución progresiva de la capacidad de atención y concentración.

En nuestro entorno la palabra somnolencia tiene más de un significado, para Quispe Mendoza la somnolencia es el estado intermedio entre vigilia, alerta y sueño. De igual manera dentro del campo de la medicina se ha llegado a darle el significado de propensión al sueño o velocidad de hacer la transición de la vigilia, a dormir bajo un conjunto dado de circunstancias [22].

En el conductor vehicular u operario industrial la somnolencia se presenta mediante la pérdida de la capacidad de respuesta ante condiciones específicas que exigen reacciones inmediatas cuando se circula en la carretera. Habitualmente, los accidentes producidos en estas circunstancias tienen altísima siniestralidad en términos de pasajeros muertos, heridos y pérdidas materiales [2].

Si alguien está despierto o dormido en un momento determinado depende no solo de la hora del día, ni de cuánto tiempo ha estado despierto tampoco de la duración y la calidad de su

sueño anterior, sino de muchas otras variables, incluido lo que están haciendo en ese momento como su postura y actividad, tanto física como mental, y la estimulación ambiental a la que están sometidos, el cambio de postura aumenta la propensión al sueño en el momento, simplemente acostarse en lugar de pararse aumenta la probabilidad de quedarse dormido.

1.7.1. Privación de Sueño y Somnolencia

Como afirma Quispe Mendoza, existen varios estudios que han demostrado de manera concluyente que la privación de sueño causa somnolencia; reducción del rendimiento, la vigilia, la atención y la concentración, e incremento de tiempo de reacción. La reducción de rendimiento secundaria a la privación del sueño puede estar relacionada con el 23 denominado micro sueño, actualmente la causa más frecuente de la somnolencia diurna excesiva (SDE) es la privación de sueño [22].

1.7.2. Características

Dentro del mismo estudio se determina que existe ciertas características que interfiere significativamente en la capacidad de las personas para concentrarse y desarrollar su trabajo diario, a la vez genera sentimientos de frustración, baja autoestima y angustia. Las relaciones se ven afectadas, tanto a nivel laboral, como social y familiar. El individuo que la padece es visto muchas veces como perezoso, o con falta de inteligencia por quienes lo rodean y desconocen el problema [22].

Algunas situaciones que pueden cursar la somnolencia excesiva son:

- Privación crónica de sueño (poco tiempo de sueño autoimpuesto, por trabajo y obligaciones domésticas, hábitos inapropiados de sueño.

- Medicamentos depresores del SNC (hipnóticos, tranquilizantes, antihistamínicos, miorrelajantes).
- Síndrome de Apnea Obstructiva del Sueño.
- Narcolepsia.
- Síndrome de las Piernas Inquietas.
- Síndrome de Movimientos Periódicos de las Piernas.
- Trastornos del ritmo circadiano.
- Hipotiroidismo.
- Hipercalcemia.
- Hipo e hipernatremia.
- Uremia.
- Insuficiencia hepática.
- Diabetes mellitus.
- Depresión.

1.7.3. Evaluación de la Somnolencia

La medición de la somnolencia es compleja y, en consecuencia, existen varios instrumentos que sirven para medir la somnolencia, pero en su mayoría muestran poca concordancia entre ellos y muchos tienen un alcance limitado [22].

En la actualidad se han propuesto tres clases de métodos: los que deducen la somnolencia desde mediciones del comportamiento, la autoevaluación de la somnolencia mediante escalas y las mediciones directas electrofisiológicas, esta última es clave para saber si se encuentra en un estado de somnolencia, debido a la interacción directa con las señales cerebrales, cardíacas y oculografía.

A pesar de que estas no se visualizan sin ayuda de instrumentación especial como los otros métodos, que dan información muy precisa y fiable del estado de somnolencia o vigilia de una persona. Estos datos se pueden obtener por medio de estudios electroencefalográficos que analizan la actividad eléctrica del cerebro, electro oculográficos que analizan la actividad eléctrica ocular y electrocardiográficos que analizan la actividad eléctrica del corazón [22].

1.7.4. Fatiga en la Conducción de Vehículos

Según Grupo Montal en su página web explica que, la fatiga durante la conducción produce cansancio y sueño, esta combinación supone uno de los binomios más peligrosos en la conducción de un vehículo, ya que son nuestra vida y la de nuestros acompañantes, así como la de otros conductores y usuarios lo que está en juego [23].

La fatiga comienza con la aparición de la somnolencia, repercutiendo en síntomas fatales como disminución de la capacidad de atención, lentitud en los reflejos y una baja respuesta al ejecutar maniobras, además se genera una pérdida de atención, falta de percepción y fatiga a nivel físico [23].

1.8. Factores que Aumentan la Fatiga al Conducir

El cansancio al conducir puede ser, además, potenciado por ciertos factores relacionados con la conducción, como observamos a continuación:

1.8.1. Factores Externos:

Son aquellos que se relacionan con el estado de la vía y del entorno, se presentan cuando hay mucho tráfico, en retenciones, en la conducción por carreteras poco conocidas o con firmes en mal estado, en situaciones de climatología adversa [23].

1.8.2. Factores del Vehículo:

Estos están directamente relacionados con nuestro vehículo y si está en perfecto estado. Ya que aumenta la fatiga al conducir un automóvil mal ventilado, el exceso de temperatura dentro del habitáculo, la falta de iluminación de los faros, la conducción nocturna en un coche deficiente, el exceso de ruido, las vibraciones del motor, los defectos en dirección y suspensión, el diseño poco ergonómico. Es decir, todo vehículo que no está en condiciones para circular puede aumentar el cansancio, la fatiga y el sueño [23].

1.8.3. Factores del Conductor:

Como es de suponerse, el propio conductor es un factor en la problemática, ya que no descansa lo suficiente, circula a velocidad excesiva o que tiene alteradas sus capacidades, por tal motivo se convierte en un individuo fatigado que debe reposar antes de ponerse al volante [23].

1.8.4. Otros Factores:

No obstante, es necesario tomar en cuenta los factores clásicos, como el hambre, la somnolencia, la ingesta de alcohol y drogas, las enfermedades, los cambios en los hábitos, la postura inadecuada mientras se conduce, la falta de automatización de procesos que implica la conducción [23].

1.9. Sistema

Según Beekman, un sistema está compuesto por un conjunto de elementos que tienen relación entre sí y realizan un trabajo en conjunto para lograr un objetivo, para que este sistema sea funcional debe realizar tres funciones, obtener datos de entrada, procesarlos y mostrar un resultado como salida. Un sistema está compuesto por un conjunto de elementos que tienen relación entre sí y realizan un trabajo en conjunto para lograr un objetivo, para que este sistema

sea funcional debe realizar tres funciones, obtener datos de entrada, procesarlos y mostrar un resultado como salida [24].

1.9.1. Sistema de Alarma

El sistema de alarma es el conjunto de dispositivos electrónicos interconectados entre sí, que actúan de manera inmediata cumpliendo así, una función disuasoria frente a posibles problemas. Por ejemplo: la intrusión de personas ante una situación anormal en determinadas actividades ya establecidas. El sistema de alarma además es capaz de reducir el tiempo de ejecución de las acciones a tomar en función del problema presentado, reduciendo así las pérdidas materiales, económicas e incluso humanas. Un sistema de alarma no debe proporcionar falsas alarmas, ya que se lo puede caracterizar como poco eficaz y puede ser vulnerado fácilmente. Se debe tomar en cuenta que un sistema propenso a dar falsas alarmas, además de no ser seguro, tiende a ser ignorado [25].

1.9.2. Alarmas Audibles

Una alarma audible se basa en la capacidad de percibir señales sonoras, las cuales son de tipo analógico y recibe la denominación de audio, la percepción de este se da por la vibración del aire, siendo el tono la medida alta o baja de cada sonido y la cantidad de vibraciones es la frecuencia [26].

1.9.3. Alarma por Voz

La investigación, elaborada por la Universidad de Dundee, en Escocia, y el Servicio de Bomberos y Rescate de Derbyshire, en Inglaterra, reveló que las personas reaccionan más rápida y tranquilamente ante una voz que ante una alarma sonora y que un mensaje de voz se presenta a

un volumen confortable para la persona que lo escucha, siendo así un sistema de alarma sonora claro y capaz de ser comprendido [27].

1.9.4. Alarmas Visuales e Indicadores

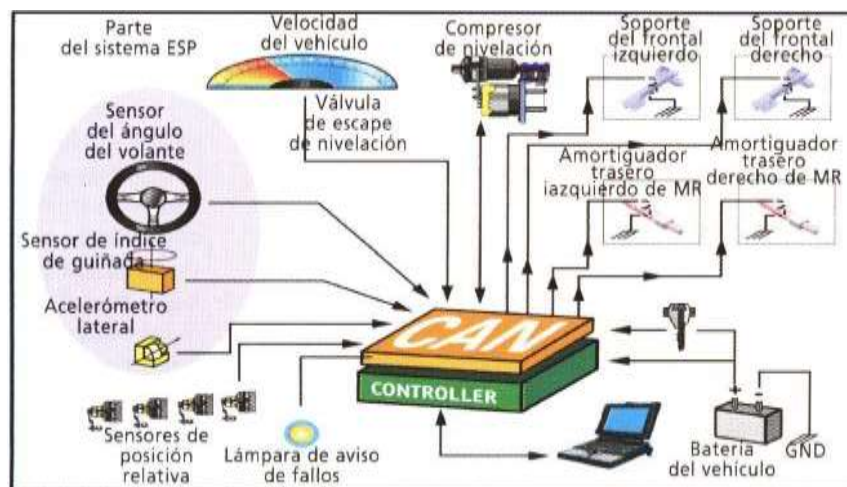
Las alarmas visuales son señal que advierte sobre un peligro inmediato, este se presenta de forma que sea perceptible para el ojo humano, como un mensaje óptico, los cuales pueden ser de forma gráfica o proyecciones de haz de luz [28].

1.9.5. Descripción del Sistema del Vehículo

Hasta hace algunos años el sistema de control del vehículo era un sistema mecánico en su totalidad, hoy en día eso ha cambiado, para mejor la eficiencia y eficacia en el desarrollo de nuevos modelos acorde a las necesidades del usuario, para esto se ha implementado sistemas de control electrónicos asistido por computadora al cual los desarrolladores han dado al usuario una amplia gama de servicio asistidos un claro ejemplo de eso es el sistema de frenado antibloqueo ABS, tracción a las cuatro ruedas, control de la tracción TCS, son tres de las tecnologías que mejoran la estabilidad longitudinal dinámica de los automóviles. Para el control vertical se pueden implementar sistemas de suspensión activa y de estabilización de balanceo. En la figura 9 se ilustra un sistema de control de estabilidad diseñado por la firma Delphi Automotive Systems, que incluye además de los sensores y actuadores, su propio controlador con interfaz CAN (por “controller area network”) [29].

Figura 8

Arquitectura del sistema de control electrónico diseñado por Delphi Automotive Systems.



En la figura 8 se observa unos de los múltiples sistemas electrónicos que conforman un vehículo [30].

La comunicación entre unidades electrónicas individuales es una necesidad de los automóviles modernos, así como los sistemas electrónicos de Motronic, el sistema de control de la transmisión, el control de potencia del motor, el sistema de control de la estabilidad (ESP) y el control de tracción (TCS) todas estas se encuentran interconectados. Las velocidades de transmisión de información son típicamente del orden de 125 kbits/s a 1 Mbit/s y debe ser suficientemente elevada para asegurar que se mantenga la respuesta en tiempo real requerida [30].

1.10. Redes de comunicación

Con el fin de asegurar el intercambio de información necesario para la operación fiable y segura del vehículo y también para el diagnóstico, muchos vehículos modernos tienen sus componentes y sistemas electrónicos interconectados mediante estructuras de red apropiadas. Las redes de comunicación, usualmente en la forma de sistemas de bus serial facilitan la toma y transferencia de casi toda la información de diagnóstico requerida tanto para el diagnóstico de

bordo como para el de fuera de borda. En la mayoría de los vehículos pequeños y medios ya se instala una estructura de bus serial. El bus del vehículo se conecta directamente o mediante compuertas o pasadizos (“gateway”) con un conector estándar, el cual permite la conexión de equipos de prueba y diagnóstico externo. En una red de vehículo típica se integra un número de buses con requerimientos técnicos, estructuras y velocidades diferentes de las áreas de la telemática, la multimedia y otras aplicaciones. En el futuro, dependiendo de la velocidad de transferencia de información, se espera que los buses se basen en los principios de transferencia de transmisión ópticos. Los buses telemáticos también implementarán transferencia de información sin cable a la infraestructura del camino, las autopistas o la región. Esto puede ir tan lejos como incluir estructuras de información en red como intranets o Internet [30].

1.11. Placas Programables o Computadoras de Placa Simple

Como su nombre lo dice es una computadora de placa simple o del inglés Single Board Computers (SBC), es un sistema computacional fabricado sobre un circuito impreso común, pero altamente funcional, esta clase de placas cuenta con su propio microprocesador, memorias, puertos de entrada y salida, y otras características que la convierten prácticamente en un miniordenador, fueron diseñadas para el desarrollo de prototipos rápidos y sistemas embebidos [5].

Capítulo 2

Diseño

2.1.Diseño Conceptual

El cansancio y la somnolencia de los choferes durante la conducción son muchas veces las causas de accidentes de tránsito, ya que la somnolencia en ellos disminuye la capacidad de vigilia y concentración durante el manejo, por lo tanto, no tienen una respuesta específica para prevenir aquellas circunstancias por la que muchas veces ocasionan daños a nivel individual como también colectivo, generando muertos y heridos. Por otro lado, frecuentemente los errores involuntarios en los conductores se deben a la somnolencia.

El mayor problema es que muchas veces no somos conscientes de que nuestra vigilia está comenzando a decaer y que estamos conduciendo de manera errática y peligrosa. Intentar prevenir el sueño mientras conducimos no es nada nuevo, desde hace más de un siglo atrás se han propuestos sistemas que ayuden a detectar y prevenir el estado de somnolencia en conductores, los cuales han sido creados de forma rústica y rudimentarias, pero que cumplieran su funcionalidad, al igual que estos sistemas este proyecto tiene como finalidad realizar el estudio de este campo y crear un prototipo o dispositivo que cumpla la función [31].

Para el desarrollo de este proyecto es necesario detallar la metodología y el proceso de operación de las variables de investigación expuestas en la problemática del tema.

2.2.Metodología de la Investigación.

2.2.1. *Investigación Descriptiva*

El objetivo de esta investigación es únicamente establecer una descripción de lo más completo posible de un fenómeno, situación o elemento concreto, sin buscar ni causas ni

consecuencias de este. Es así como, para este trabajo se estudia la somnolencia a partir de la caracterización de las señales cardíacas, más no las causas que producen el cambio en ella.

2.2.2. Variables de la Investigación.

Tabla 4

Presentación de variables de la investigación.

Variables	Definición	Dimensión	Indicadores	Instrumento de medidas
Detección de ECG.	Detectar las señales cardíacas mediante sensores	Señales PQRST del corazón.	Frecuencia y amplitud.	Prototipo.
Estado de somnolencia.	Estado de cansancio y sueño.	Somnolencia del conductor.	Variación en frecuencia y amplitud.	Prototipo.
Alertas visuales.	Alerta emitida por el sistema que puede ser percibida de forma visual únicamente por el usuario.	Alerta visual.	Nivel de espectro de luz.	Prototipo.
Alertas sonoras	Alerta emitida por el sistema que es recibida de forma sonora por el usuario.	Alerta sonora.	Nivel de audio.	Prototipo.

En la tabla 4 se visualiza las variables medibles presentes en la investigación.

Fuente: Investigación directa.

Elaborado por: Xavier Anrango

2.3.Requerimiento del sistema

En este proyecto se espera evaluar el desempeño de las diferentes alternativas propuestas para la caracterización de señales ECG y la detección de la somnolencia, para lo cual es necesario cumplir con los siguientes requerimientos según el principio abordado por Beekeman [24].

2.3.1. Etapa de Prerrequisito

Donde se lleva a cabo la configuración inicial del sistema, la cual deberá realizarse antes de su uso.

2.3.2. Etapa de Adquisición

En esta etapa se realiza la adquisición de datos que para fines de este proyecto consiste en obtener la frecuencia y amplitud de pulso a partir de la actividad cardiaca.

2.3.3. Etapa de Filtrado

Se implementa el tratado de la señal mediante hardware y software.

2.3.4. Etapa de Preprocesamiento

Esta fase comprende el acondicionamiento previo al proceso de los datos adquiridos.

2.3.5. Etapa de Procesamiento

Una vez adquirido los datos estas necesitan ser procesadas por un algoritmo condicional que buscare ciertas características en particular.

2.3.6. Etapa de Salida

A partir de la caracterización y la condición de estado este genera alertas visuales y sonoras.

2.4. Evaluación de Alternativas para el Sistema

Con el análisis de las alternativas se definen las estrategias del proyecto, partiendo de la implementación de mecanismos de evaluación para el módulo de censado, procesamiento y conectividad del sistema detector de fatiga.

2.5. Dispositivos de control

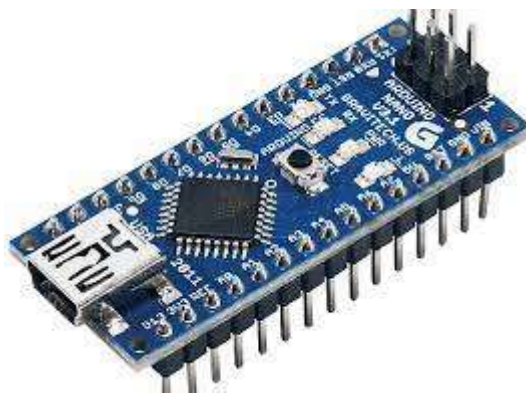
El dispositivo de control es el encargado de realizar todos los cálculos necesarios para el correcto funcionamiento del sistema, su principal función es interpretar los datos obtenidos por el sensor y convertirlos en datos los cuales son mostrados en pantalla y son enviados por señales de radiofrecuencia hacia un receptor.

2.5.1. Placa Arduino

Arduino Nano es una versión más de la placa de desarrollo Arduino, que se caracteriza por su reducido tamaño y múltiples posibilidades de uso, con ella se tiene un amplio margen de creación en cuanto a proyectos y al mismo tiempo puede mantener a raya el consumo energético. Al igual que todas las placas de Arduino y compatibles, tiene semejanzas con sus versiones mayores, aunque también tiene ciertas características técnicas únicas y diferentes a las otras. Nano [32].

Figura 9

Placa de programación de la empresa Arduino modelo Nano.



La figura 9 muestra de forma detallada la forma física de la placa de desarrollo de la familia de Arduino [32].

Características:

- Procesador Atmega 328
- 8 entradas analógicas
- Consumo de 19 mA
- Salida PWM, 6
- Consumo de energía, 19 m
- Peso, 7 g
- Tamaño 18*45 mm

2.5.2. Placa ESP

El módulo ESP32 es un microcontrolador con sistema en chip en el que se incorpora el Wi-Fi y Bluetooth, posee un avance notorio en radiofrecuencia (RF) y diseño inalámbrico. Con un bajo consumo de energía, múltiples entornos de desarrollo de código abierto más sus bibliotecas la hacen perfectamente adecuada para desarrolladores de todo tipo [33].

Figura 10

Placa de programación de la empresa Espressif Systems modelos ESP32.



En la figura 10 se observa de forma detallada como está conformada la placa de desarrollo programable la cual es compatible con el ID de Arduino [33].

Características

- Procesador 32-bit Xtensa LX6
- 18 entradas analógicas
- Consumo de 50 mA
- Memoria: 520 KiB SRAM
- Wi-Fi: 802.11 b/g/n
- Bluetooth: v4.2 BR/EDR y BLE
- Tamaño: 55*28 mm
- Peso 8 g

2.5.3. *Placa Raspberry Pi Pico*

Raspberry Pi Pico es una nueva placa con microcontrolador que ha sido diseñado por la fundación Raspberry Pi, este es un nuevo producto de la familia ya existente y tiene una semejanza a la placa Arduino. Posea un reducido tamaño, una gran eficiencia energética, un bajo costo y está diseñando bajo su propio chip SoC RP2040 que presta un sin número de herramientas [34].

Figura 11

Placa de programación de la empresa Raspberry modelos PICO.



En figura 11 se muestra la estructura física de la Placa de desarrollo perteneciente a la empresa Raspberry Pi Foundation [34].

Características

- Procesador RP2040 ARM Cortex M0+
- Consumo de 60 mA
- 26 pines GPIO multifunción
- 2 SPI, 2 I2C, 2 UART, 3 ADC de 12-bit, 16 canales PWM
- Sensor de temperatura
- Reloj preciso integrado en placa
- Tamaño: 51*21 mm
- Peso 7 g

2.5.4. Selección del elemento de control

Tabla 5

Matriz de calidad para la selección de placa de control.

Criterios	Importancia	Puntuación			Puntuación ponderada		
		Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta
		Arduino nano	Esp32	Raspberry Pi pico	Arduino nano	Esp32	Raspberry Pi Pico
Preferencias							
<i>¿Qué tarjeta podría cumplir mejor con los objetivos del proyecto?</i>	1	4	2	2	4	2	2
Costos							
<i>¿Cuál es la tarjeta más económica y eficiente?</i>	2	4	3	4	8	6	8
Mercado	2	5	3	3	10	6	6

<i>¿Qué tarjeta es más favorable según las condiciones del mercado local?</i>								
Consumo Energético								
<i>¿Qué tarjeta es más eficiente en cuanto a consumo energético?</i>	3	4	2	3	12	6	9	
Tamaño								
<i>¿Qué tarjeta es más compacta?</i>	3	5	4	3	15	12	9	
Procesamiento								
<i>¿Qué tarjeta tiene mejor capacidad de procesamiento y respuesta?</i>	3	3	4	5	9	12	15	
Entradas de señal								
<i>¿Qué tarjeta tiene mayor prestación en sus entradas analógicas?</i>	2	3	2	4	6	4	8	
Peso								
<i>¿Qué tarjeta tiene menor peso?</i>	1	4	3	4	4	3	4	
	Puntuación total	32	23	28	Puntuación total ponderada	68	51	61
Opción(es) seleccionada(s): ARDUINO NANO								
Fortalezas identificadas: Tamaño compacto, microprocesador de nueva generación.								
Posibles debilidades: Propenso a quemarse por cortocircuitos.								

La tabla 5 muestra la matriz de ponderación que permite seleccionar la tarjeta de desarrollo más eficiente para el sistema.

Fuente: Investigación directa.

Elaborado por: Xavier Anrango

2.6. Dispositivos de censado

El dispositivo de censado es el encargado de la lectura de señales para el correcto suministro de información al sistema, su principal función es obtener los datos esenciales del sujeto de estudio, los cuales son acondicionados y procesados para luego ser mostrados en pantalla.

2.6.1. *Sensor Pulso Cardíaco XD 58C*

Es el módulo que se usa para medir la frecuencia cardíaca, su aplicación es muy variada tanto en el campo estudiantil, atlético, de invención y desarrollo de terminales móviles, en si para todos los trabajos interactivos relacionados con la lectura de señales cardíaca [35].

Figura 12

Sensor comercial XD58c de la empresa Adafruit Industries.



La figura 12 muestra la forma física del sensor de pulso cardíaco compatible con el ID de Arduino [35].

Características

- Medición: Pulso cardíaco
- Voltaje de alimentación: 3.3 V ~ 5 V
- Consumo energético: 4 mA
- Longitud de Onda del led: 609 nm (nanómetros)
- Tipo de señal: Salida Análoga
- Diámetro sensor: 1.5 cm
- Costo: 5

2.6.2. Monitor de ritmo cardiaco AD8232

Es una tarjeta de bajo costo diseñado para extraer, amplificar y filtrar pequeñas señales biográficas a partir de una lectura analógica y es usada generalmente para medir la actividad eléctrica del corazón, al registro de esta actividad se la conoce como electrocardiograma [36].

Figura 13

Sensor de ritmo cardiaco de la empresa Keyes estudio.



La figura 13 muestra la placa de monitoreo de ritmo cardiaco AD8232 compatible con el ID de Arduino [36].

Características

- Medición: Señales de los intervalos PR Y QT
- Voltaje de operación: 3.3 V
- Consumo energético: 170 uA
- Tipo de señal: Salida analógica
- Rechazo de ruido a 60 Hz: 80 dB
- Configuraciones: 2 o 3 electrodos
- Rango de temperatura de trabajo: -40 a 85 °C
- Dimensiones: 28 mm x 35 mm

2.6.3. Pulsioxímetro MAX30100

Mediante este sensor se aplica un método no invasivo, que permite medir el porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina (SaO₂) en sangre a partir de un circuito fotoeléctrico, para esto se emplea un pulsioxímetro, que es un dispositivo que aplica conjuntamente el emisor de luz y el sensor que mide la cantidad de luz reflejada [37].

Figura 14

Sensor de medición de frecuencia cardiaca.



En la figura 14 se muestra el sensor MAX 30100 con sus respectivas salida y entradas al igual que su sensor fotoeléctrico [37].

Características

- Medición: frecuencia cardiaca
- Voltaje de Operación: 5 V DC
- Consumo energético: 4 mA
- Tipo de señal: Salida analógica
- Protocolo de comunicación: I2C
- Temperatura de trabajo: -40 °C hasta +85 °C
- Dimensiones: 14 mm x 17 mm

2.6.4. Selección del Elemento de Censado

Tabla 6

Matriz de calidad para la selección de sensor cardíaco.

Criterios	Importancia	Puntuación			Puntuación ponderada			
		Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	
		Sensor XD 58C	Sensor AD 8232	Sensor MAX 30100	Sensor XD 58C	Sensor AD 8232	Sensor MAX 30100	
Preferencias de los beneficiarios								
<i>¿Qué sensor podría cumplir mejor con los objetivos del proyecto?</i>	1	4	4	4	4	4	4	
Costes								
<i>¿Cuál es el sensor más económico?</i>	2	4	3	3	8	6	6	
Mercado								
<i>¿Qué sensor es más favorable según las condiciones del mercado local?</i>	2	5	4	4	10	8	8	
Consumo Energético								
<i>¿Qué sensor es más eficiente en cuanto a consumo energético?</i>	3	4	2	4	12	6	12	
Tamaño								
<i>¿Qué sensor es más compacto?</i>	3	5	2	3	15	6	9	
Temperatura de trabajo								
<i>¿Qué sensor tiene mejor rango de trabajo y respuesta?</i>	3	3	4	4	9	12	12	
Señales analógicas								
<i>¿Qué sensor tiene salidas analógicas?</i>	2	4	4	4	8	8	8	
Peso								
<i>¿Qué sensor tiene menor peso?</i>	2	4	2	4	8	4	8	
Puntuación total		33	25	30	Puntuación total ponderada	74	54	67

Opción(es) seleccionada(s): Sensor XD 58C.

Fortalezas identificadas: Obtiene señales puras es ligero, económico y comercial.

Posibles debilidades: Propenso a sobre calentarse generando deficiencia en la lectura.

La tabla 6 muestra la matriz de ponderación que permite seleccionar el sensor más eficiente para la obtención de datos.

Fuente: Investigación directa.

Elaborado por: Xavier Anrango.

2.7. Dispositivos de comunicación

Son dispositivos que generan y/o reciben señales analógicas que permiten el intercambio de información entre las placas de procesamiento, el cual facilita la comunicación entre emisor y receptor dentro del sistema.

2.7.1. Módulo bluetooth HC06

Este es un dispositivo que permite las conexiones inalámbricas a través del protocolo “bluetooth” red inalámbrica llamada WPAN, el cual se pueden comportar como esclavo o maestro, para la transmisión de datos desde nuestro microcontrolador y viceversa [38].

Figura 15

Módulo bluetooth de la empresa *Tyco Electronic*.



En la figura 15 se muestra el Módulo bluetooth y sus componentes de forma física [38].

Características

- Frecuencia de operación: 2.4 GHz Banda ISM
- Modulación: GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying)
- Potencia de transmisión: 4dBm, Class 2
- Sensibilidad: -84dBm @ 0.1% BER
- Distancia de hasta 10 metros en condiciones óptimas
- Voltaje de Operación: 3.6 VDC a 6 VDC
- Consumo Corriente: 30 mA a 50mA
- Chip: BC417143
- Temperatura de trabajo: -20°C / 75°C
- Dimensiones: 4.4 x 1.6 x 0.7 cm

2.7.2. *Modulo wifi ESP8266*

Este es un chip WI-FI de bajo coste que permite a los microcontroladores conectarse a una red WI-FI y realizar conexiones TCP/IP sencillas utilizando comandos de tipo HAYES que permiten la transferencia de datos entre microcontroladores [39].

Figura 16

Módulo de conexión inalámbrica ESP82266 de la empresa Espressif Systems Copyright.



La figura 16 permite visualizar la placa del módulo WIFI que pertenece a la familia ESP, que es compatible con ID de Arduino [39].

Características

- Frecuencia de operación: Stack TCPIP WIFI a 2.4 Ghz
- Tamaño: 25 mm x 15 mm x 1 mm
- Voltaje de alimentación: 3.3 V
- Consumo de corriente: 300 a 400 mA de pico.
- Potencia de Trasmisión: 802.11b mode + 19.5 dBm
- Distancia de hasta 30 metros en condiciones óptimas.
- Soporta diversidad de antenas.
- Tiempo de encendido y transferencia de paquetes: 2ms.
- Rango de temperatura de operación: -40 ~ 100 °C.

2.7.3. Módulo RF 433MHZ TX Y RX

Son módulos de radiofrecuencia de emisión y recepción a 433 MHz que permiten realizar una conexión inalámbrica simplex (un solo sentido) entre 2 microcontroladores, para su uso basta con alimentarlos y conectar el pin de Datos, por un lado, al Transmisor (TX) y en otro el Receptor (RX), no necesita librerías [40].

Figura 17

Módulo RF 433 HZ de comunicación inalámbrica.



La imagen muestra la forma física del Módulo de radiofrecuencia compatible con Arduino [40].

Características**Módulo TX:**

- Principio de funcionamiento: Emisor
- Voltaje de Operación: 3.5 V~12 V
- Entrada de datos: TTL
- Consumo de corriente: 40 mA (12 V), 9 mA (3.5 V);
- Alcance: 20 metros~200 metros
- Potencia de transmisión: 10 mW (5 V);
- Frecuencia de transmisión: 433 MHz
- Tasa de transferencia de datos: 4KB/seg

Módulo RX:

- Principio de funcionamiento: Receptor
- Voltaje de Operación: 5 V DC
- Consumo de corriente: 4 mA
- Sensibilidad del receptor: -105 dB

- Frecuencia de recepción: 433 MHz
- Modulación: ASK/OOK Diseño de sistema electrónico.

2.7.4. Selección del Elemento de Comunicación

Tabla 7

Matriz de calidad para la selección de módulo de comunicación.

Criterios	Importancia	Puntuación			Puntuación ponderada		
		Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta
		Módulo Bluetooth HC06	Módulo WIFI ESP8266	Módulo RF 433MHZ TX Y RX	Módulo Bluetooth HC06	Módulo WIFI ESP8266	Módulo RF 433MHZ TX Y RX
Preferencias de los beneficiarios							
<i>¿Qué módulo podría cumplir mejor con los objetivos del proyecto?</i>	1	4	3	4	4	3	4
Costos							
<i>¿Cuál es el módulo más económico?</i>	3	3	3	5	9	9	15
Mercado							
<i>¿Qué módulo es más favorable según las condiciones del mercado local?</i>	3	5	4	5	15	12	15
Consumo Energético							
<i>¿Qué módulo es más eficiente en cuanto a consumo energético?</i>	3	4	3	3	12	9	9
Tamaño							
<i>¿Qué módulo es más compacto?</i>	2	3	2	3	6	4	6
Rango de alcance							
<i>¿Qué módulo tiene mejor rango de alcance?</i>	3	3	4	3	9	12	9
Frecuencia de operación.							
	2	3	5	3	6	10	6

¿Qué módulo tiene mejores resultados en cuanto a frecuencia?

Peso									
<i>¿Qué módulo tiene menor peso?</i>	2	3	2	5		6	4	10	
	Puntuación total	28	26	31		Puntuación total ponderada	67	63	74

Opción(es) seleccionada(s): Módulo RF 433MHZ TX Y RX

Fortalezas identificadas: Económico, compacto y de buen alcance.

Posibles debilidades: Interferencia con otras ondas de radiofrecuencia.

La tabla 7 muestra la Matriz de ponderación que permite seleccionar el módulo de conectividad más eficiente para la transmisión de datos.

Fuente: Investigación directa

Elaborado por: Xavier Anrango

2.8.Diseño del Sistema Electrónico

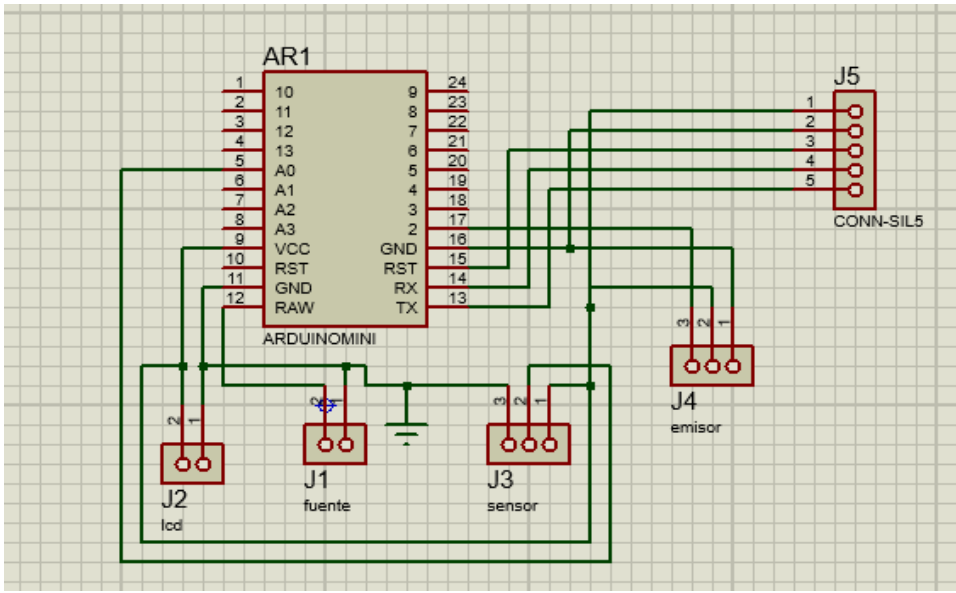
En el diseño del sistema electrónico se procede a planificar el modelado de las tarjetas electrónicas, cableado y conectividad entre ellas.

2.8.1. Sistema Emisor de Señal Análoga

Comprende de una tarjeta programable de la empresa Arduino modelo Nano, la cual mediante software obtiene las lecturas de datos del sensor XD 58C, una vez realizado los respectivos acondicionamientos de la señal se procede a enviar la información mediante el módulo FR 433 emisor.

Figura 18

Diagrama eléctrico del emisor del sistema detector de somnolencia.



La figura 18 muestra el diseño eléctrico de la etapa de adquisición, acondicionamiento y emisión de información.

Fuente: Investigación directa.

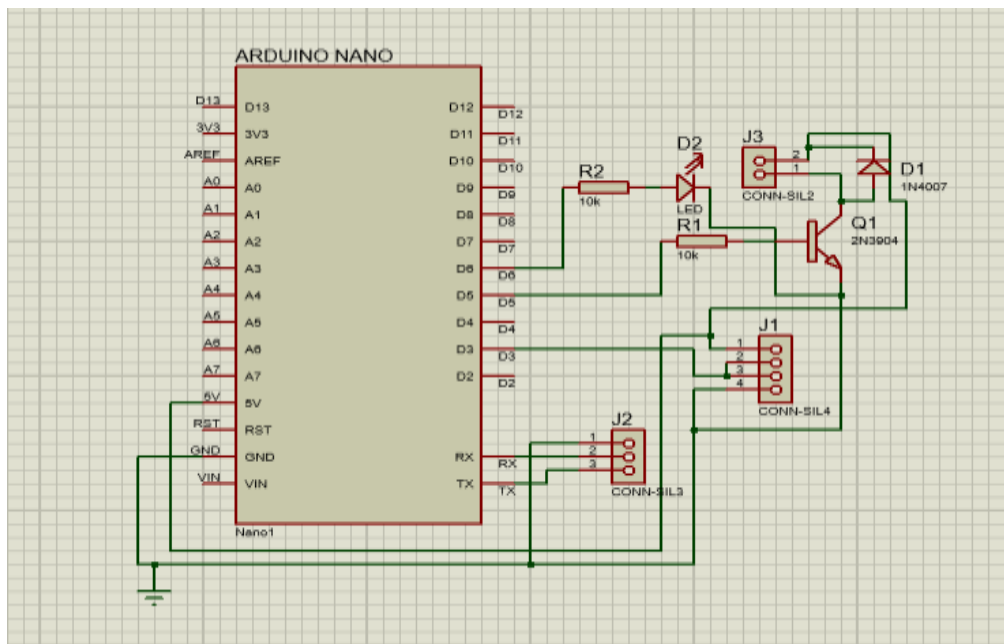
Elaborado por: Xavier Anrango.

2.8.2. Sistema Receptor de Señal Análoga

La recepción de las señales se genera posterior a la etapa de emisión, donde a partir de una segunda tarjeta programable marca Arduino modelo Nano y en conjunto con el módulo FR 433 de recepción se obtiene los datos emitidos desde la primera tarjeta, en esta etapa además de recibir la información se realiza el proceso de acondicionamiento acorde a la necesidad de determinar la somnolencia en el usuario.

Figura 19

Diagrama electrónico del receptor de señal del sistema detector de somnolencia.



En la figura 19 se observa el diseño electrónico de la etapa de recepción, proceso y salida de alertas tanto sonoras como visuales.

Fuente: Investigación directa.

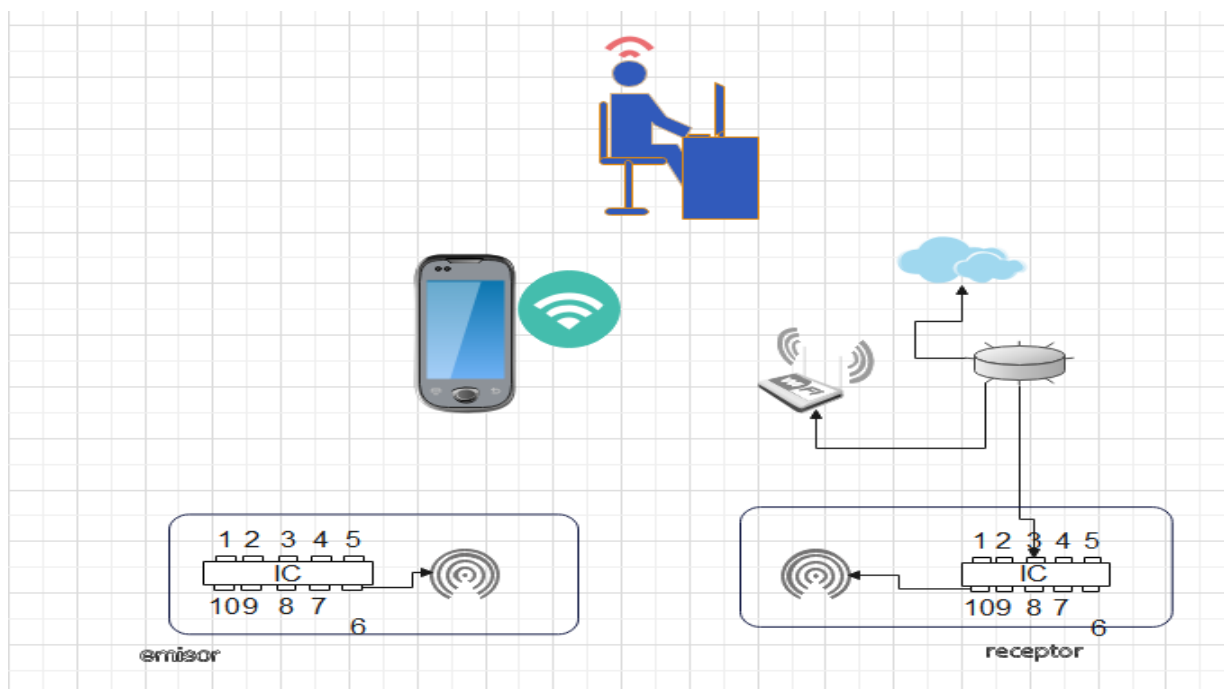
Elaborado por: Xavier Anrango.

2.9. Diseño de Sistema de Comunicación

El sistema está diseñado para realizar una comunicación inalámbrica entre el módulo emisor, módulo receptor y un módulo Wireless el cual permite una conectividad con otros dispositivos externos al sistema.

Figura 20

Diagrama de flujo del sistema de comunicación inalámbrica.



En la figura se observa de forma general el diagrama del sistema de comunicación mediante módulos de radio frecuencia.

Fuente: Investigación directa.

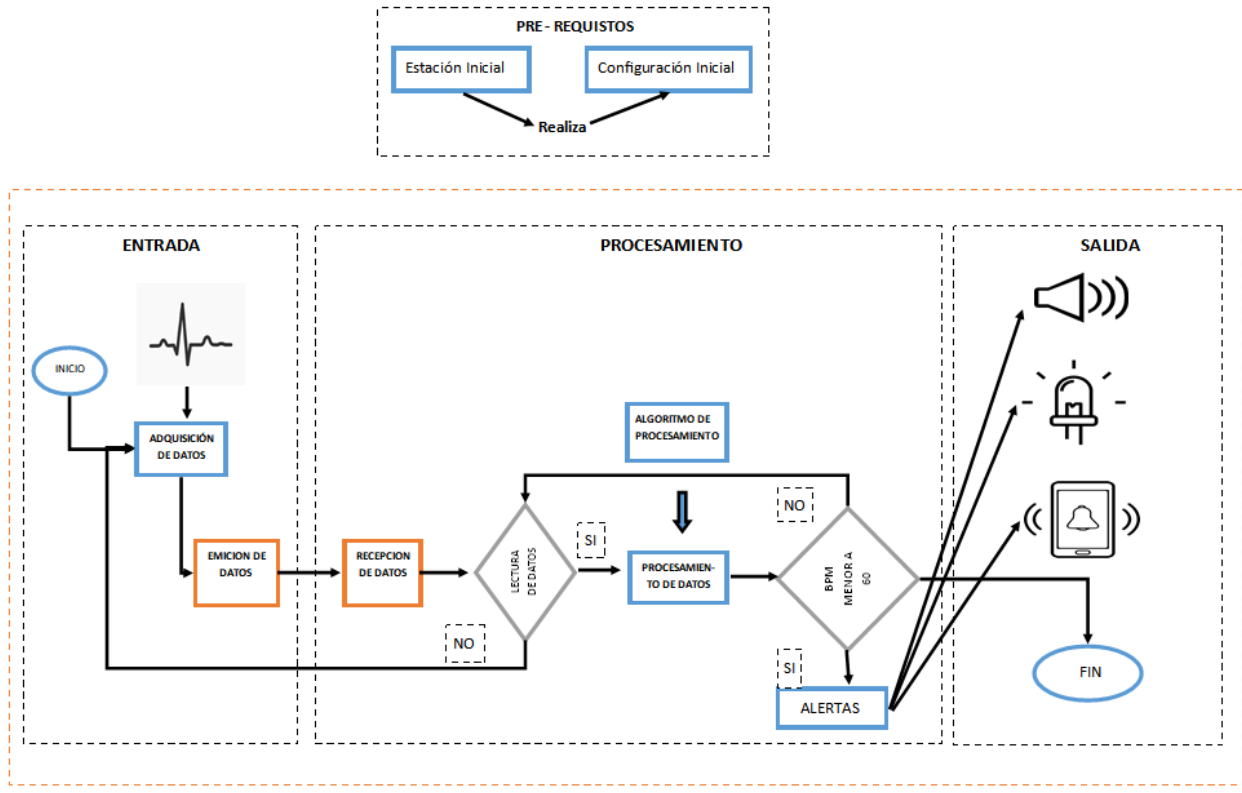
Elaborado por: Xavier Anrango.

2.10. Diagrama de Flujo del Sistema Detector de Fatiga

El diagrama de flujo del sistema detector de fatiga, permite organizar por bloques cada una de las etapas del sistema, además la conexión que existe entre las entradas, salidas y el cumplimiento del propósito del sistema.

Figura 21

Diagrama general del detector de somnolencia a partir de las señales ECG.



En la figura 21 se visualiza el diagrama del sistema de forma general y dividido por etapas.

Fuente: Investigación directa.

Elaborado por: Xavier Anrango.

Capítulo 3

Construcción y Desarrollo

3.1 Implementación del Sistema

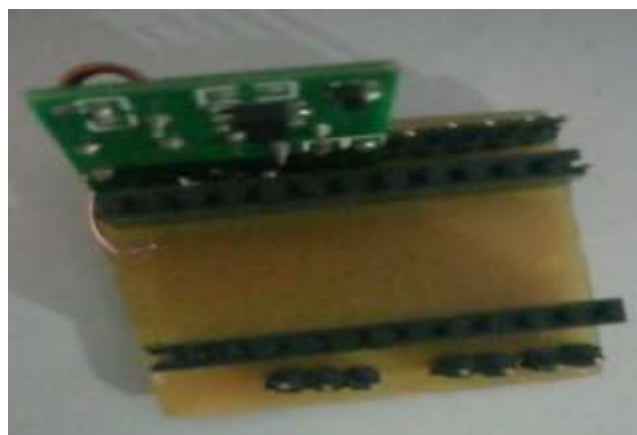
En este capítulo se realizará la descripción del montaje de cada etapa del prototipo. Se inicia con la construcción del sistema electrónico, luego el desarrollo de los algoritmos de adquisición, filtrado, acondicionamiento y respuesta, seguido de esto el diseño e impresión de la estructura y para finalizar el ensamble de todas las piezas.

3.2 Construcción de Prototipo Electrónico

Previo a la construcción se realizaron las pruebas del diagrama eléctrico en tarjetas de prueba perforada, para corregir falla en el diseño y así garantizar el correcto funcionamiento.

Figura 22

Montajes de componentes del sistema de emisión en tarjeta de prueba.

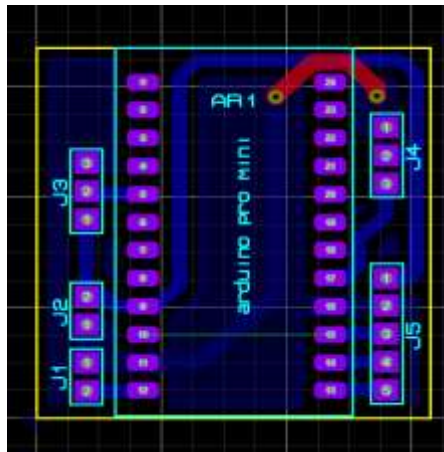


En la figura 22 se muestra el montaje del módulo, la placa de desarrollo y el sensor en una tarjeta de prueba.

Una vez verificado el correcto funcionamiento de cada uno de los componentes, se diseña el PCB (Printed Circuit Board) de las placas, tomando en cuenta la forma compacta que debe tener el diseño del prototipo final.

Figura 23

Diseño PCB de la placa del módulo de emisión de información.

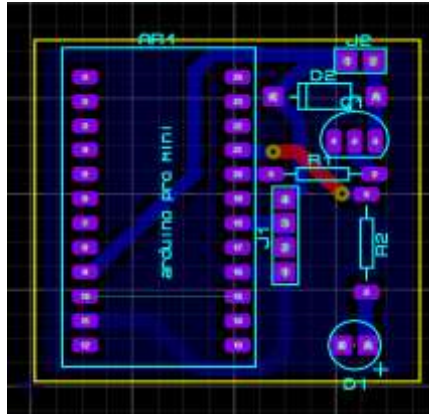


La figura 23 muestra el diseño de la placa PCB para el montaje de los componentes del módulo emisor que luego serán impresos en una baquelita electrónica.

Al igual que con el módulo de emisión se realiza el diseño del módulo receptor mediante software, para posterior a este realizar el montaje de cada uno de los componentes que conforman a este.

Figura 24

Diseño PCB de la placa del sistema de adquisición de información.



En la figura 24 se puede observar el diseño finalizado del módulo de recepción de datos acorde a los componentes.

Una vez finalizado la etapa del diseño de la placa PCB, se procedió al maquinado de las mismas, tomando en cuenta el tamaño, el diámetro de perforación y la conexión de cada pista del circuito impreso.

Figura 25

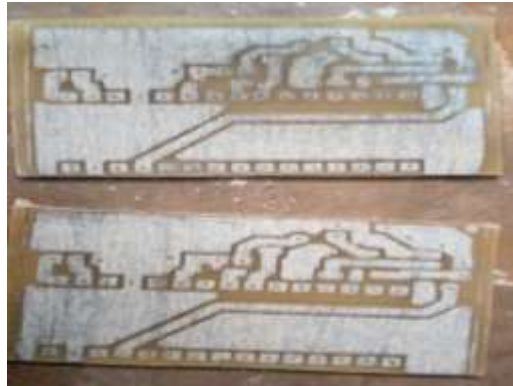
Impresión y marcado del diseño de la placa del sistema de emisión y adquisición.



La figura 25 muestra el proceso de impresión del circuito en la baquelita electrónica previo al maquinado de la misma.

Figura 26

Perfilado de las pistas de la placa del módulo de emisión y adquisición



En la figura 26 se observa la placa del módulo emisor maquinada y lista para montar los componentes electrónicos.

Una vez impreso las placas se procedió a la perforación, soldado y montado de todos los elementos electrónicos que comprenden el sistema, así como se muestran en las siguientes figuras.

Figura 27

Ensamble de componentes de la placa del sistema de emisión.

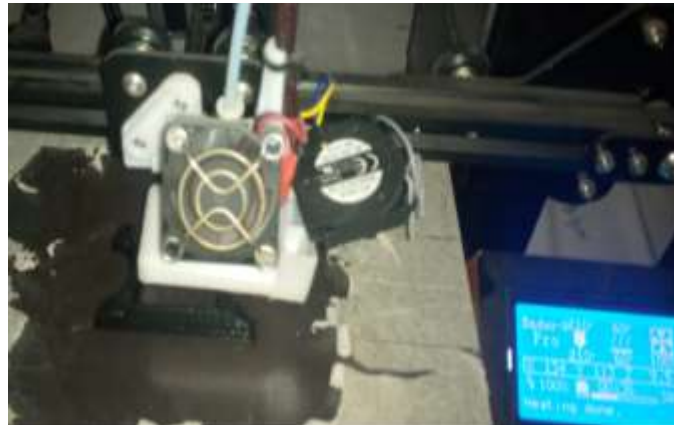


Figura 28

Ensamble de los componentes de la placa del sistema de adquisición.

**Figura 29**

Impresión 3D de carcasa del prototipo.



Capítulo 4

Análisis de Pruebas y Resultados

4.1. Prueba de Funcionamiento

En esta sección se presentan los resultados de las pruebas realizadas, a 5 usuarios en el rango de edad entre 19 y 28 años. En la siguiente tabla se visualizan los datos generales obtenidos de cada uno.

Tabla 8

Registro de datos fisiológicos de los usuarios.

Pac	Genero	Edad	Peso Kg	Estatura M	Enfermedad
1	Masculino	26	72,50	1,66	Ninguna
2	Masculino	21	68,30	1,72	Ninguna
3	Masculino	19	63,14	1,65	Ninguna
4	Masculino	28	76,23	1,68	Ninguna
5	Femenino	24	61.42	1,57	Presión alta

La tabla 8 muestra los datos fisiológicos de cada uno de los pacientes involucrados en la investigación.

Fuente: Investigación directa.

Elaborado por: Xavier Anrango.

Para la validación del dispositivo se realizó la toma de 10 pruebas en cada paciente, estos son medidos en BPM (Beats Per Minute) obteniendo la frecuencia cardiaca. En las tablas 9 y 10 se describe los resultados encontrados.

Tabla 9

Registro de BPM tomados con el prototipo

PAC	BPM										Promedio
1	64	66	65	63	65	64	65	65	64	64	65
2	68	70	67	67	68	69	69	70	69	69	68
3	67	68	67	65	67	68	67	67	68	68	67
4	71	69	69	70	69	68	69	69	68	68	69
5	83	80	80	81	83	81	83	83	82	83	82

En la tabla 9 se registra los 10 valores tomados con el prototipo, correspondiente a cada uno de los pacientes y su valor promedio.

Fuente: Investigación directa.

Elaborado por: Xavier Anrango

Tabla 10

Registro de BPM tomados con el dispositivo comercial

PAC	BPM										Promedio
1	62	64	64	63	63	64	64	63	63	64	63
2	69	68	68	70	70	69	70	69	69	70	69
3	66	66	65	65	66	66	65	66	65	66	66
4	71	69	69	70	69	68	69	69	68	68	69
5	80	80	80	81	82	82	81	81	82	82	81

En la tabla 10 se registra los 10 valores tomados con el dispositivo comercial, correspondiente a cada uno de los pacientes y su valor promedio.

Fuente: Investigación directa.

Elaborado por: Xavier Anrango

4.2. Análisis de Resultados

Para calcular el porcentaje de error, se utiliza la ecuación

$$\% \text{ error} = \frac{|\text{valor aproximado} - \text{valor real}|}{\text{valor real}} \times 100$$

Tabla 11

Registro de BPM promedio entre el dispositivo comercial y prototipo.

Pac	Valor promedio prototipo	Valor promedio dispositivo comercial	Error %
1	65	63	3,17
2	68	69	1.44
3	67	66	1.51
4	69	69	0.00
5	82	81	1.23

En la tabla 11 se realiza una comparación entre la tabla 9 y 10, para obtener los porcentajes de erro.

Fuente: Investigación directa.

Elaborado por: Xavier Anrango

Donde el valor aproximado es el valor obtenido del prototipo y el valor real es el dato obtenido por el dispositivo comercial.

Los valores de ERROR de la cuarta columna de la Tabla 11 son el resultado en cuanto al porcentaje de error que existe entre los valores tomados con el dispositivo comercial y el prototipo por cada uno de los usuarios, teniendo 3.17 % como el porcentaje más alto de error con el usuario N.º 1 y 0.00 % con el resultado más bajo con el usuario N.º 4, dando como resultado lecturas similares entre los dos dispositivos, validando así el correcto funcionamiento del prototipo.

4.3.Resultados del Sistema Detector de Somnolencia

Luego de la validación se realizó una evaluación del prototipo detector de somnolencia a partir de dos métodos, la primera fue en un ambiente ideal donde los factores externos no influyeron en gran medida y dieron como resultado una exactitud en el reconocimiento de somnolencia, mientras que en el segundo método se realizó bajo los factores externos que de forma

directa influye en la lectura de datos, esto generó una diferencia de tiempo de estabilización del 14.2 % en cuanto a los datos obtenidos mediante el primer método, los cuales no representan falencias en el correcto funcionamiento del sistema detector de somnolencia.

Para calcular el porcentaje de diferencia, se utilizó la siguiente ecuación.

$$\% \text{ error} = \frac{|\text{tiempo aproximado} - \text{tiemporeal}|}{\text{tiempo real}} \times 100$$

$$T. \text{ Aproximado} = 40 \text{ s} \quad T. \text{ Real} = 35 \text{ s}$$

Donde el *tiempo real* es el valor obtenido del tiempo de estabilización del prototipo en un ambiente real y el *tiempo aproximado* es el tiempo de estabilización obtenido por el prototipo en un ambiente ideal.

Es importante que el dispositivo detector de somnolencia sea calibrado previamente para garantizar su correcto funcionamiento, ya que al proceder sin realizarlo los datos obtenidos serán falsos y por tal motivo el sistema no tendrá la capacidad para detectar los valores verdaderos que ayuden a detectar de manera temprana la somnolencia.

Dentro de futuras investigaciones se plantearía una versión nueva del prototipo tomando en cuenta los nuevos avances de la tecnología como son sensores de alta gama, procesadores de mayor capacidad y comunicación (IOT), dado que con una mejora en la etapa de adquisición y con una conectividad a la red global, el dispositivo tendría menor tiempo en el procesamiento, autoconfiguraciones, adaptabilidad al usuario acorde a sus necesidades y además que garantizaría una disminución en su estructura.

Conclusiones y Recomendaciones

5.1 Conclusiones

Luego de realizar un análisis entre los diferentes tipos de hardware, se logró construir el sistema detector de fatiga electrocardiográfico para prevenir el estado de somnolencia en conductores de vehículos.

A partir de la literatura encontrada se determinó que los síntomas más notorios del estado de somnolencia en conductores a nivel fisiológico se aprecian principalmente en el rostro de las personas como es el movimiento de ojos, boca y cabeceo. Sin embargo, estudios recientes proponen otros factores como son las señales cerebrales, cardíacas y oculografía para su detección.

Los principales parámetros que identifican la somnolencia a partir de las señales cardíacas obtenidas de los conductores son la variación de la frecuencia y la amplitud de pulso, los cuáles disminuye simultáneamente con la presión arterial cuando el conductor pasa de estado de vigilia a sueño.

El diseño del sistema electrónico parte de un sensor fotoeléctrico XD58c que detecta la dilatación de los vasos sanguíneos, en conjunto con un microprocesador ATmega328P programable donde se realizó los algoritmos de tratamiento y acondicionamiento de señal, la comunicación se realizó de forma inalámbrica mediante módulos RF 433 a partir de un emisor y receptor de señal, todo esto con la finalidad de activar alertas tempranas de forma audible mediante un buzzer y visual con ayuda de un diodo led.

El funcionamiento del dispositivo se consiguió de manera exitosa dentro de un ambiente ideal, sin embargo, dentro de las pruebas de validación del prototipo se obtuvo un margen de error

3,17 % con uno de los usuarios, todo esto mientras se realizaba la comparación con otro dispositivo comercial, por lo cual es necesario realizar mejoras en la etapa de adquisición.

Los resultados obtenidos permiten concluir que el sistema diseñado y construido cumple con las condiciones iniciales planteadas en la investigación, ya que este detecta cuando el paciente se encuentra en estado de somnolencia, esto significa las señales cardíacas en los rangos menores a 60 BPM (Beats Per Minute) que son considerados como valores potenciales de un estado de relajación en el conductor.

5.2.Recomendaciones

Es necesario implementar circuitos de protección al usuario como a los elementos electrónicos para evitar mal funcionamiento del sistema o corto circuitos dentro del mismo.

Para obtener mejores resultados y una menor tasa de error es necesario buscar otras alternativas de hardware, tanto en placa de procesamiento y sensores, para así tener niveles de detección óptimos.

La investigación a futuro debe enfocarse en la sinergia de los aspectos fisiológicos visuales y no visuales del usuario para la detección temprana de los síntomas que preceden a la somnolencia, todo esto con la integración de un control del sistema operativo del vehículo que garantice una respuesta temprana ante una colisión.

Bibliografía

- [1] World Health Organization, “The top 10 causes of death,” 2020. .
- [2] J. Rey de Castro Mujica, E. Rosales Mayor, and M. Egoavil Rojas, “Somnolencia y cansancio durante la conducción: accidentes de tránsito en las carreteras del Perú,” *Acta Médica Peru.*, vol. 26, no. 1, pp. 48–54, 2009.
- [3] Agencia Nacional de Tránsito, “Comparativo Mensual Marzo 2015 - 2016 Número de Siniestros por Provincia,” p. 12, 2017, [Online]. Available: <https://www.ant.gob.ec/index.php/descargable/file/4959-siniestros-diciembre-2017>.
- [4] Ó. Tapia, C. J. Luis, S. L. Miguel, P. Suasnavas, B. Y. Campos, and F. C. Fica, *ACCIDENTES DE TRÁNSITO*. 2017.
- [5] F. Marcillo, “Prototipo de un sistema detector de Somnolencia con alerta via tuits para conductores vehiculares.,” 2017.
- [6] M. Garcés, J. Salgado, J. Cruz, and W. Cañon, “Sistemas de detección de somnolencia en conductores: inicio, desarrollo y futuro,” *Ing. y Región*, vol. 13, no. 1, p. 159, 2015, doi: 10.25054/22161325.717.
- [7] Instituto Nacional de Estadística y Censos, “TTITULO Anuario de Transporte,” 2016, [Online]. Available: https://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Estadisticas_Economicas/Estadistica_de_Transporte/2016/2016_AnuarioTransportes_Principales_Resultados.pdf.
- [8] Instituto Nacional de Estadística y Censo, “El número de accidentes de tránsito en Ecuador se redujo en un 15,2% en el 2016,” *INEC*, 2017. <https://www.ecuadorencifras.gob.ec/el-numero-de-accidentes-de-transito-en-ecuador-se-redujo-en-un-152-en-el-2016/>.
- [9] J. L. García *et al.*, “Sistema detector de fatiga en la conducción,” p. 6, 2009, [Online]. Available: <https://tv.uvigo.es/uploads/material/Video/2664/P09.pdf>.
- [10] I. de Biomecánica, “Textiles Inteligentes,” *Sinc*, 2014. <https://www.agenciasinc.es/Noticias/Un-nuevo-dispositivo-hecho-de-textiles-inteligentes-medira-la-fatiga-del-conductor>.
- [11] W. L. López Romero, “SISTEMA DE CONTROL DEL ESTADO DE SOMNOLENCIA EN CONDUCTORES DE VEHÍCULOS Trabajo,” *Univ. Técnica Ambato*, p. 122, 2016, [Online]. Available: <https://repositorio.uta.edu.ec/jspui/handle/123456789/19363>.
- [12] J. Yeo, “Driver’s drowsiness detection method of drowsy driving warning system,” 2001.
- [13] M. S. H. Zhang, G. Witt, “DROWSINESS DETECTION SYSTEM AND METHOD,” 2007.
- [14] C. Reyes, “Procesamiento y Clasificación de Bioseñales con Inteligencia Computacional,” *Comia*, 2017. http://smia.mx/comia/2017/index.php?option=com_content&view=article&id=12&Itemid=127.
- [15] M. Merino Monge, “Procesamiento y caracterización de bioseñales para su uso en interfaces de control y afectividad.,” no. October, p. 154, 2015, [Online]. Available: <https://idus.us.es/xmlui/handle/11441/30513>.
- [16] M. Smith, “¿Qué es un Sensor y Qué Hace?,” *Dewesoft*, 2020. <https://dewesoft.com/es/daq/que-es-un-sensor>.

- [17] L. Azcona, *El Electrocardiograma*. 2019.
- [18] H. A. J. Rúgeles, R. Arboleda, R. García, J. Rodrigues, “Sistema de Medicion de Señales Biomedicas,” p. 30, 2020, [Online]. Available: <https://xdocs.pl/doc/sistemas-de-medicion-de-seales-biomedicas-asignatura-instrumentacion-medica-tarea2-jozm261qgvnz>.
- [19] Material Médico, “Electrocardiógrafo,” *Material Médico*. <https://materialmedico.org/electrocardiografo/#>.
- [20] M. Vargas, “Electrónica y electrocardiografía,” *Buran*, no. 8, pp. 5–6, 1996.
- [21] H. Tomala, “Sistema Electronico de Monitoreo de Nivel de Estrés Academico,” UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO, 2018.
- [22] W. A. Quispe Mendoza, “Somnolencia y calidad de sueño en estudiantes del V y VI semestre de la Facultad de Enfermería de la Universidad Nacional del Altiplano Puno - 2017,” *Univ. Nac. del Altiplano*, pp. 1–110, 2018, [Online]. Available: <http://repositorio.unap.edu.pe/handle/UNAP/7446>.
- [23] G. Montalt, “La fatiga en la conducción,” 2018. <https://grupomontalt.com/la-fatiga-en-la-conduccion/>.
- [24] G. Beekman, *Informatics*, vol. 1, no. 4. 1996.
- [25] M. J. Zambrano, *La Empresa Auplatec Ubicada En El Canton Pelileo ”*. 2012.
- [26] R. Pérez Aguilera, N. Mínguez Merlos, M. ^aP. Navarro Paule, and D. Cubillana Herrero, *Audiología*. 2012.
- [27] J. Germma, “La voz que desaloja si hay una emergencia,” 2016. <https://cuadernosdeseguridad.com/2016/03/la-voz-desaloja-una-emergencia/>.
- [28] M. Arana and A. Vela, “Seáles acusticas de peligro y alarmas en ambientes laborales,” no. 1, pp. 2–3, 2017.
- [29] Y. Bedoya, C. Salazar, and J. Muños, “Implementación, control y monitoreo de un sistema de seguridad vehicular por redes gsm/gprs,” 2013.
- [30] UTPL, “Las comunicaciones en los automoviles,” 2014. <http://www.utp.edu.co/cms-utp/data/bin/UTP/web/uploads/media/comunicaciones/documentos/Las-comunicaciones-en-los-automoviles.doc>.
- [31] R. Fidalgo, “Detector de fatiga. ¿Como funciona?,” *Autocasion*, 2018. <https://www.autocasion.com/actualidad/reportajes/detector-de-fatiga-como-funciona>.
- [32] B. Massimo, C. David, M. David, I. Tom, and M. Gianluca, “Arduino Nano,” 2005. <https://arduino.cl/arduino-nano/>.
- [33] ESP, “ESP32 Series Datasheet,” *Espr. Syst.*, pp. 1–65, 2021, [Online]. Available: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf.
- [34] F. Raspberry Pi, “Raspberry Pi,” [Online]. Available: <https://datasheets.raspberrypi.com/pico/pico-datasheet.pdf>.
- [35] AdaFruit, “PulseSensor,” p. 10, 2017.
- [36] D. Sheet, “Single-Lead , Heart Rate Monitor Front End AD8232 * Product Page Quick Links,” 2013, [Online]. Available: <http://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=AD8232>.
- [37] C. P. Oximeter and H. Sensor, “Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health MAX30100 Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health Absolute Maximum Ratings Supply Current in Shutdown,” pp. 1–29, 2014, [Online]. Available: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet->

- pdf/view/879178/MAXIM/MAX30100.html.
- [38] S. Mok, "Guangzhou HC Information Technology," no. 13, p. 14, 2011, [Online]. Available: <https://ecksteinimg.de/Datasheet/CP06011/HC-05 Datasheet.pdf>.
 - [39] E. Systems and Copyright, "ESP8266EX Datasheet," *Espr. Syst.*, p. 31, 2020, [Online]. Available: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/0a-esp8266ex_datasheet_en.pdf.
 - [40] C. Radios, "RF Based Wireless Remote using RX-TX MODULES (434MHz .)," 2011.

Anexos

Código de Programación Circuito Emisor

```

1. #include <SPI.h>
2. #include <Wire.h>
3. #include <Adafruit_GFX.h>
4. #include <Adafruit_SSD1306.h>
5. #include <RH_ASK.h> // incluye libreria RadioHead.h
6. // Definir constantes
7. #define ANCHO_PANTALLA 128 // ancho, pantalla OLED
8. #define ALTO_PANTALLA 64 // alto, pantalla OLED
9. // Objeto de la clase Adafruit_SSD1306
10. Adafruit_SSD1306 display (ANCHO_PANTALLA, ALTO_PANTALLA, &Wire, -1);
11. RH_ASK rf_driver(2000,3,2,0); // crea objeto para modulación por ASK
12. int pulsePin = 0; // Sensor de Pulso conectado al puerto A0
13. // Estas variables son volátiles porque son usadas durante la rutina de interrupción en la
    segunda Pestaña
14. volatile int BPM; // Pulsaciones por minuto
15. volatile int Signal; // Entrada de datos del sensor de pulsos
16. volatile int IBI = 1000; // 600 tiempo entre pulsaciones
17. volatile boolean Pulse = false; // Verdadero cuando la onda de pulsos es alta, falso
    cuando es Baja
18. volatile boolean QS = false; // Verdadero cuando el Arduino Busca un pulso del
    Corazon
19. void setup(){
20. pinMode(13, OUTPUT);
21. Serial.begin(9600); // Puerto serial configurado a 9600 Baudios
22. interruptSetup(); // Configura la interrupción para leer el sensor de pulsos cada
    2mS

```

```
23. rf_driver.init(); // inicializa objeto con valores por defecto
24. display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C);
25. display.clearDisplay(); // limpia pantalla
26. display.setTextColor(WHITE); // establece color al único disponible (pantalla
    monocromo)
27. display.setCursor(0, 0); // ubica cursor en inicio de coordenadas 0,0
28. display.setTextSize(1); // establece tamaño de texto en 1
29. display.print("Electro cardiograma:"); // escribe en pantalla el texto
30. display.display();
31. delay(2);
32. }
33. void loop()
34. {
35. sensor();
36. glcd();
37. envio();
38. }
39. void envio()
40. {
41. rf_driver.send((uint8_t *)BPM, strlen(BPM)); // función para envió del mensaje
42. rf_driver.waitPacketSent(); // espera al envío correcto
43. Serial.println(BPM);
44. }
45. void glcd()
46. {
47. display.clearDisplay(); //Limpia display
48. display.setCursor(10, 10);
49. display.setTextSize(2); //Da tamaño de lcd
50. display.print("BPM:");
51. display.setCursor(50, 32); //posiciona el cursor de la lcd
```

```

52. display.setTextSize(2);
53. display.print(BPM);           //envía datos por serial
54. display.display();
55. }
56. void sensor()
57. {
58. int pulso = analogRead(A0); //Lee el valor del pulsómetro del puerto Analogo A0
59. if (pulso >= 519) { // Enciende led 13 cuando el pulso pasa de un valor (debe ajustarse)
60. digitalWrite(13, HIGH);
61. }
62. else{
63. digitalWrite(13, LOW);
64. }
65. //Serial.print("BPM = "); Serial.println(BPM); //Habilitar esta línea para ver BPM en el
    monitor serial pero deshabilitar la siguiente
66. if (QS == true){           // Bandera del Quantified Self es verdadera cuando el
    Arduino busca un pulso del corazon
67. QS = false;               // Reset a la bandera del Quantified Self
68. }
69. }

```

Código de Programación Circuito Receptor

```

1. #include <RH_ASK.h> // incluye libreria RadioHead.h
2. #include <SPI.h> // incluye libreria SPI necesaria por RadioHead.h
3. RH_ASK rf_driver(2000,3,2,0); // crea objeto para modulación por ASK
4. void setup()
5. {
6. rf_driver.init(); // inicializa objeto con valores por defecto
7. Serial.begin(9600); // inicializa monitor serié a 9600 bps
8. pinMode(11,OUTPUT); // alarma lumínica

```

```
9.   pinMode(10,OUTPUT); // alarma sonora
10.  }
11.  void loop()
12.  {
13.  mensajes();
14.  alarmas();
15.  }
16.  void mensajes()
17.  {
18.  uint8_t buf[17]; // espacio para almacenar mensaje recibido
19.  uint8_t buflen = sizeof(buf); // longitud del buffer de mensaje
20.  if (rf_driver.recv(buf, &buflen)) // si existen datos correctos recibidos
21.  {
22.  Serial.print("Mensaje: "); // imprime Mensaje:
23.  Serial.println((char*)buf); // imprime buffer de mensaje
24.  }
25.  }
26.  void alarmas()
27.  {
28.  for(int i=0;i<10;i++)
29.  {
30.  tone(10,400);
31.  digitalWrite(11,HIGH);
32.  delay(100);
33.  tone(10,0);
34.  digitalWrite(11,LOW);
35.  delay(100);
36.  }
37.  }
```