



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

**FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES ARAGÓN
INGENIERÍA ELÉCTRICA ELECTRÓNICA**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA TARJETA DE
CIRCUITO IMPRESO PARA ACOPLAR MÓDULOS Y
GENERAR UN INSTRUMENTO ELECTRÓNICO DE
MEDICIÓN DE PULSO Y OXÍGENO PARA DETECCIÓN DE
CARDIOPATÍAS Y CONTROL DE MEDICAMENTOS EN
PACIENTES DIAGNOSTICADOS**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
INGENIERO ELÉCTRICO ELECTRÓNICO**

**P R E S E N T A
ISABEL BIBIANO MEJÍA**

**DIRECTOR DE TESIS:
M. EN I. EDGAR ALFREDO GONZÁLEZ GALINDO**

MÉXICO, D.F.

ENERO, 2023





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

ÍNDICE

DEDICATORIA	11
AGRADECIMIENTOS	12
INTRODUCCIÓN	14
OBJETIVO.....	15
OBJETIVOS PARTICULARES	15
JUSTIFICACIÓN	16
RESUMEN.....	17
CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN AL SISTEMA CIRCULATORIO, Y ARRITMIAS CARDÍACAS	18
1.1 Sistema Circulatorio.....	18
1.1.1 El Corazón	18
1.1.2 Vasos Sanguíneos	22
1.2 Pulso Arterial	25
1.2.1 Pulso Normal.....	25
1.2.2 Pulsos Anormales	26
1.3 Ruidos Cardíacos	26
1.3.1 Alteraciones en los Ruido Cardíacos	27
1.4 Ciclo Cardíaco	27
1.4.1 Etapas del Ciclo Cardíaco	27
1.4.2 La Sístole	28
1.4.3 La Diástole	29
1.4.4 Comparación de la Sístole y de la Diástole.....	29
1.5 Condiciones del Corazón.....	30
1.5.1 Células Cardíacas de Conducción	30
1.5.2 Células Cardíacas de Contracción	30
1.5.3 Impulso Eléctrico.....	32
1.5.4 Potencial de Acción (PA).....	32
1.5.5 Condición normal	33
1.5.6 Condición Anormal	34
1.6 Arritmias Cardíacas.....	35
1.6.1 Bradiarritmia	35
1.6.2 Flutter.....	35

1.6.3 Fibrilación Auricular	36
1.6.4 Bloqueo Auriculoventricular.....	37
1.6.5 Taquicardia Sinusal	37
1.6.6 Taquicardias ventriculares	38
1.6.7 Taquicardias Supraventriculares	38
1.6.8 Disfunción Sinusal.....	39
1.6.9 Extrasístoles Ventriculares.....	39
CAPÍTULO DOS: SENSORES USADOS EN EL ÁREA MÉDICA	40
2.1 Variables.....	40
2.2 Mediciones.....	40
2.3 Sensores	41
2.3.1 Clasificación de Sensores.....	42
2.3.2 Características de los sensores	42
2.4 Transductores	44
2.5 Sensores en la Química.....	45
2.5.1 Electroquímicos.....	45
2.5.2 Termistores.....	45
2.5.3 De Temperatura Integrados	46
2.5.4 De Humedad.....	47
2.6 Sensores en la Ingeniería	47
2.6.1 Sensores Físicos	48
2.6.2 Sensores de Luz.....	49
2.6.3 Sensores de Color	50
2.7 Sensores en la Medicina	50
2.7.1 Electrocardiograma (ECG).....	50
2.7.2 Oxímetro de Pulso	53
2.7.3 Manómetro	54
CAPÍTULO TRES: DISEÑO DE UNA TARJETA PCB PARA EL MONTAJE DE LOS MÓDULOS Y SU PROGRAMACIÓN.....	55
3.1 Electrocardiograma	55
3.1.1 Tarjeta de Desarrollo Arduino UNO	55
3.1.2 Módulo AD8232.....	57
3.2 Semáforo Indicador	59

3.2.1 Módulo MAX30102	59
3.2.2 Diodo Emisor de Luz RGB	62
3.2.3 Resistor	64
3.2.4 Pantalla de Cristal Líquido LCD	66
3.3 Dispensador	69
3.3.1 Ducto del Medicamento	70
3.3.2 Servomotor	70
3.3.3 Módulo MicroSD	72
3.3.4 Cacahuates Confitados	73
3.4 Metodología de Programación	73
3.4.1 Definición del Problema	73
3.4.2 Análisis del Problema	74
3.4.3 Diseño de la solución	74
3.4.4 Desarrollo de la Solución	78
3.5 Diseño de la Tarjeta PCB	81
3.6 Manufactura del Sistema Electrónico	84
3.6.1 Materiales	84
3.6.2 Proceso de manufactura	85
CAPÍTULO CUATRO: PRUEBAS, ANÁLISIS Y RESULTADOS	95
4.1 Diseño de Parámetros	95
4.2 Presentación de los Voluntarios	97
4.3 Pruebas del Sistema Electrónico	98
4.4 Resultados Obtenidos	106
CAPÍTULO 5: CONCLUSIÓN Y TRABAJO A FUTURO	110
5.1 Conclusiones	110
5.2 Trabajo a Futuro	111
REFERENCIAS	113
ANEXO 1. ATMEGA328P HOJA DE DATOS	116
APÉNDICE 2. LM7805	121

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. <i>El corazón</i>	18
Figura 2. <i>Cavidades del corazón</i>	18
Figura 3. <i>Conformación venosa arterial</i>	22
Figura 4. <i>Sistema arterial</i>	23
Figura 5. <i>Sistema venoso</i>	23
Figura 6. <i>Percepción del pulso arterial</i>	25
Figura 7. <i>Forma normal del pulso arterial</i>	25
Figura 8. <i>Forma normal de un electrocardiograma</i>	51
Figura 9. <i>Electrocardiógrafo</i>	53
Figura 10. <i>Oxímetro de pulso</i>	54
Figura 11. <i>Manómetro</i>	54
Figura 12. <i>Tarjeta de desarrollo Arduino UNO</i>	55
Figura 13. <i>Módulo AD8232</i>	57
Figura 14. <i>Localización de los electrodos en el cuerpo</i>	57
Figura 15. <i>Diagrama de bloques del módulo AD8232</i>	57
Figura 16. <i>Diagrama esquemático del módulo AD8232</i>	58
Figura 17. <i>Conexión del módulo AD8232 a la tarjeta de desarrollo Arduino UNO</i>	59
Figura 18. <i>Módulo MAX30102</i>	59
Figura 19. <i>Relación Hemoglobina-Tipos de luz</i>	60
Figura 20. <i>Diagrama de bloques del módulo MAX30102</i>	60
Figura 21. <i>Diagrama esquemático del módulo MAX30102</i>	61
Figura 22. <i>Conexión del módulo MAX30102 con la tarjeta de desarrollo Arduino UNO</i> ..	62
Figura 23. <i>Diodo RGB</i>	62
Figura 24. <i>Diagrama de color RGB</i>	63
Figura 25. <i>Combinaciones de color RGB</i>	63
Figura 26. <i>Diagrama de bloques del diodo RGB</i>	63
Figura 27. <i>Conexión del diodo RGB a la tarjeta de desarrollo Arduino UNO</i>	65
Figura 28. <i>Pantalla de cristal líquido LCD</i>	66
Figura 29. <i>Diagrama de bloques de la pantalla LCD</i>	66
Figura 30. <i>Módulo I²C</i>	67
Figura 31. <i>Diagrama de bloques del módulo I²C</i>	67
Figura 32. <i>Diagrama esquemático del módulo I²C</i>	68
Figura 33. <i>Diagrama de conexión de la pantalla de cristal y el módulo I²C a la tarjeta de desarrollo Arduino UNO</i>	69
Figura 34. <i>Ducto del medicamento</i>	70
Figura 35. <i>Modulación por ancho de pulsos</i>	70
Figura 36. <i>Servomotor</i>	71
Figura 37. <i>Diagrama de bloques del servomotor</i>	71
Figura 38. <i>Eliminador de voltaje</i>	71

Figura 39. Módulo microSD.....	72
Figura 40. <i>Conexión del servomotor y el Módulo SD a la tarjeta de desarrollo Arduino UNO</i>	72
Figura 41. <i>Cacahuates confitados</i>	73
Figura 42. <i>Conexión de los módulos del sistema electrónico completo</i>	82
Figura 43. <i>Caras digitales del circuito impreso</i>	83
Figura 44. <i>Diagrama del circuito esquemático del sistema electrónico</i>	83
Figura 45. <i>Caras del circuito impreso</i>	84
Figura 46. <i>Corte del tubo PVC</i>	86
Figura 47. <i>Pintado de la caja</i>	86
Figura 48. <i>Corte del vaso acrílico</i>	86
Figura 49. <i>Vaso acrílico recortado</i>	86
Figura 50. <i>Plano de cortes de la caja de cartón</i>	87
Figura 51. <i>Corte de la caja</i>	87
Figura 52. <i>Plano de la compuerta</i>	88
Figura 53. <i>Instalación del ducto PVC</i>	88
Figura 54. <i>Retiro de pines de la pantalla LCD</i>	89
Figura 55. <i>Pantalla LCD soldada al módulo I²C</i>	89
Figura 56. <i>Elementos de la tarjeta de circuito impreso</i>	89
Figura 57. <i>Estimación de la distancia entre los módulos y la tarjeta de circuito impreso</i> ..	90
Figura 58. <i>Se sueldan los cables tipo Dupont a la tarjeta de circuito impreso</i>	90
Figura 59. <i>Tarjeta de circuito impreso con todos los módulos montados y los cables tipo Dupont soldados</i>	91
Figura 60. <i>Tubo para tinta de pluma</i>	92
Figura 61. <i>Tamos de tubo de tinta</i>	92
Figura 62. <i>Tarjeta de circuito impreso montada en los tubos de tinta</i>	92
Figura 63. <i>Tarjeta de circuito impreso montada con sus módulos conectados</i>	92
Figura 64. <i>Llenado del ducto PVC con cacahuates confitados</i>	93
Figura 65. <i>Caja parcialmente cerrada</i>	93
Figura 66. <i>Caja totalmente cerrada</i>	94
Figura 67. <i>Rosendo M.</i>	95
Figura 68. <i>Juan José M.</i>	98
Figura 69. <i>Juan Luis M.</i>	98
Figura 70. <i>Toma de electrocardiograma de Juan José M.</i>	99
Figura 71. <i>Captura de electrocardiograma de Juan José M.</i>	99
Figura 72. <i>Medición de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno de Juan José M.</i> ... 100	
Figura 73. <i>Respuesta del sistema a la frecuencia cardíaca de Juan José M</i>	101
Figura 74. <i>Captura del registro de la entrega de cacahuete de Juan José M</i>	102
Figura 75. <i>Toma de electrocardiograma de Juan Luis M.</i>	102
Figura 76. <i>Captura de electrocardiograma de Juan Luis M.</i>	103

Figura 77. <i>Revisión del electrocardiograma de Juan Luis M. por la responsable del ensayo</i>	103
Figura 78. <i>Medición de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno de Juan Luis M....</i>	104
Figura 79. <i>Respuesta del sistema a la frecuencia cardíaca de Juan Luis M</i>	105
Figura 80. <i>Captura del registro de la entrega de cacahuete de Juan Luis M.....</i>	106

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. <i>Localización de músculos papilares</i>	20
Tabla 2. <i>Comparación de los lados del corazón</i>	21
Tabla 3 <i>Patologías y características de los pulsos anormales</i>	26
Tabla 4. <i>Alteraciones y causas de los ruidos cardíacos</i>	27
Tabla 5. <i>Características de la sístole y la diástole</i>	29
Tabla 6. <i>Descripción de la localización y función de las células marcapasos</i>	30
Tabla 7. <i>Descripción y forma de los elementos de la unidad de contracción</i>	31
Tabla 8. <i>Clasificación de taquicardias ventriculares</i>	38
Tabla 9. <i>Clasificación de taquicardas supraventriculares</i>	38
Tabla 10. <i>Relación de los sentidos y los sensores</i>	41
Tabla 11. <i>Tipos de humedad</i>	47
Tabla 12. <i>Tipos de fotodiodos</i>	49
Tabla 13. <i>Alteraciones en el electrocardiograma</i>	52
Tabla 14. <i>Ventajas de Arduino</i>	56
Tabla 15. <i>Especificaciones técnicas de la tarjeta Arduino UNO</i>	56
Tabla 16. <i>Especificaciones técnicas del módulo Ad8232</i>	58
Tabla 17. <i>Especificaciones técnicas del módulo MAX30102</i>	61
Tabla 18. <i>Combinación de saturaciones para el diodo RGB</i>	64
Tabla 19. <i>Código de color del semáforo indicador</i>	64
Tabla 20. <i>Tipos de resistores</i>	65
Tabla 21. <i>Entradas de la pantalla LCD</i>	66
Tabla 22. <i>Especificaciones técnicas de la pantalla LCD y el módulo I²C</i>	68
Tabla 23. <i>Mensajes de la pantalla de cristal líquido</i>	69
Tabla 24. <i>Características del regulador de voltaje</i>	71
Tabla 25. <i>Características del módulo microSD</i>	72
Tabla 26. <i>Análisis de datos del código de programación</i>	74
Tabla 27. <i>Prueba de escritorio del algoritmo de la solución</i>	77
Tabla 28. <i>Materiales del sistema electrónico</i>	84
Tabla 29. <i>Información de Rosendo M</i>	95
Tabla 30. <i>Historial médico de Rosendo M</i>	96
Tabla 31. <i>Medicamentos de Rosendo M</i>	96
Tabla 32. <i>Información de Juan José N</i>	98
Tabla 33. <i>Información de Juan Luis M</i>	98
Tabla 34. <i>Datos obtenidos del ensayo de la prueba del sistema</i>	107

ÍNDICE DE DIAGRAMAS

Diagrama 1. <i>Proceso de la sístole</i>	28
Diagrama 2. <i>Fases de la sístole</i>	29
Diagrama 3. <i>Proceso de la diástole</i>	29
Diagrama 4. <i>Secuencia del potencial de acción</i>	34
Diagrama 5. <i>Alteraciones en la frecuencia del seno auricular</i>	34
Diagrama 6. <i>Causas de alteraciones por despolarización superior a -55mV</i>	35
Diagrama 7. <i>Métodos de control de la fibrilación auricular</i>	36
Diagrama 8. <i>Grados de bloqueo auriculoventricular</i>	37
Diagrama 9. <i>Causas de taquicardia sinusal</i>	37
Diagrama 10. <i>Causas de extrasístoles ventriculares</i>	39
Diagrama 11. <i>Tipos de variables</i>	40
Diagrama 12. <i>Proceso de medición</i>	40
Diagrama 13. <i>(a) Mediciones cualitativas. (b) Mediciones cuantitativas</i>	41
Diagrama 14. <i>Clasificación de sensores</i>	42
Diagrama 15. <i>Características de los sensores</i>	43
Diagrama 16. <i>División de transductores</i>	44
Diagrama 17. <i>Aplicaciones de transductores</i>	44
Diagrama 18. <i>Clasificación de sensores electroquímicos</i>	45
Diagrama 19. <i>Tipos de termistores</i>	45
Diagrama 20. <i>Tipos de comportamiento físico</i>	48
Diagrama 21. <i>Tipos de encoder</i>	48
Diagrama 22. <i>Aplicaciones de un acelerómetro</i>	48
Diagrama 23. <i>Principios de transducción de un acelerómetro</i>	49
Diagrama 24. <i>Técnicas de medición de oxígeno</i>	53
Diagrama 25. <i>Ejemplos de entradas/salidas de Arduino</i>	55
Diagrama 26. <i>Partes del diseño de la solución</i>	74
Diagrama 27. <i>Proceso gráfico del procedimiento del programa</i>	76

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 1. <i>Curva de salida del NTC</i>	46
Gráfica 2. <i>Curva de salida del PTC cerámico</i>	46
Gráfica 3. <i>Curva de salida del PTC de silicio</i>	46
Gráfica 4. <i>Estadística obtenida de la medición del electrocardiograma</i>	107
Gráfica 5. <i>Estadística obtenida de la medición de la frecuencia cardíaca</i>	108
Gráfica 6. <i>Estadística obtenida del color del semáforo indicador</i>	108
Gráfica 7. <i>Estadística obtenida del mensaje mostrado en la pantalla LCD</i>	108
Gráfica 8. <i>Estadística obtenida de la entrega del medicamento</i>	109

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado a mis abuelitos Rosendo Mejía y Petrita Martínez quienes ya no están aquí pero me lo dieron todo cuando sí. Me vieron crecer y cuidaron de mí cada uno de esos días, me dieron una casa donde vivir e hicieron de ella un hogar, me consolaron al llorar, velaron por mí y siempre estuvieron cuando los necesité. Se aseguraron que yo tuviera todo lo que necesitara para poder estudiar, me enseñaron tanto sobre la vida como lo que es el amor, el significado que tiene compartir el tiempo con una persona y el valor que tiene la intención, ellos convertían cosas tan sencillas como un taco de sal y ver Bob Esponja en momentos invaluable, esa era su magia y por eso los amaré por siempre.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a la sociedad por su apoyo económico otorgado a la universidad porqué gracias a ello tengo la oportunidad de titularme en esta máxima casa de estudios en el área de las ciencias físico matemáticas y de las ingenierías.

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México por darme la oportunidad de aceptarme, iniciándome en la Escuela Nacional Preparatoria No. 8 y continuar con mis estudios en la Facultad de Estudios Superiores Aragón en la licenciatura de Ingeniería Eléctrica Electrónica en el módulo de la especialidad de Potencia y a los profesores que me brindaron apoyo, consejos y me compartieron sus conocimientos a lo largo de mi formación profesional y académica.

Agradezco a Actividades Deportivas, a la disciplina de bádminton y a Pumas Aragón por apoyarme económicamente por medio de la beca deportiva, así como por haberme brindado la oportunidad de vivir una de las mejores etapas de mi vida que fue el deporte universitario, una experiencia demandante y satisfactoria que me hizo mejor.

Agradezco a mi asesor, el Maestro en Ingeniería Edgar Alfredo González Galindo por haberme impulsado a realizar este trabajo, por su guía, tiempo y disposición en cada momento y sobre todo por su paciencia y comprensión durante los procesos emocionales que atravesé durante el transcurso de elaboración de este trabajo.

Agradezco a mis padres Lupita Mejía y Leonardo Bibiano por haberme cuidado en cada paso, por exigirme, presionarme y apoyarme, por su amor y la preocupación que me han expresado toda la vida. A mi mamá por levantarse todos los días a darme un desayuno, un lunch, llevarme al metro y por su compañía desde que despierto hasta que duermo. A mi papá por asegurarse que nada me faltara para llevar a cabo mis estudios y por su interés en mí y lo que hago.

Agradezco a mi hermano Leo por guiarme y consentirme desde que tengo memoria, por ser mi ejemplo, mi otra mitad y brindarme todos los recursos a su disposición para que yo pudiera realizar y comprender la parte teórica de este trabajo.

Agradezco a Moi, Kevin D., Marquitos, Rey, Rafa y J. Kevin por siempre tenderme la mano, por su preocupación y por su amistad. A todo El Árbol (Brenda, Liz, Karla, Iliana, Uriel y Martín) por acompañarme desde hace tantos años, por tantas risas, buenos recuerdos, anécdotas inolvidables y por ser mis mejores amigos. A May, Chayito y Sandy por ser mi familia, una que encontré a los tres años de edad y que me ha querido, apoyado y acompañado a lo largo de toda mi vida. A Los Civiles (Rubí, Rafa, David, Chema y Gabo) por ser mis salvavidas.

Agradezco a la profesora Marta Pérez Parente de la E.N.P. 8, quien fue mi maestra en las materias de Programación y Programación orientada a la ciencia y la industria, cuyas clases me impulsaron a elegir esta carrera y me dio muchas de las herramientas para abrirme paso hasta llegar a este momento.

.

INTRODUCCIÓN

Las arritmias cardíacas se deben a afectaciones en el sistema eléctrico del corazón, pueden ser originadas por alguna enfermedad crónica no controlada (como hipertensión arterial). Las alteraciones pueden presentarse a cualquier edad, en niños puede ser debido a una malformación congénita mientras que en adultos mayores la causa más frecuente es el crecimiento del corazón provocado por el propio envejecimiento (Secretaría de Salud, 2018).

En el año 2021 las enfermedades cardíacas fueron la causa número uno de muerte en México, alcanzando una cifra de 226 mil 703 decesos, registrando un aumento de 8 mil muertes respecto al año anterior. La fibrilación auricular es la arritmia cardíaca más común, afecta a alrededor de 40 millones de personas en todo el mundo, mientras que en México más de medio millón de personas la padecen (PMfarma, 2022).

Las constantes visitas al hospital de especialidad (segundo o tercer nivel) así como la realización periódica de estudios rutinarios son indispensables para el seguimiento de los pacientes que padecen estas enfermedades, sin embargo, representan una inversión significativa de tiempo, dinero y esfuerzo, ya que deben contemplarse los traslados al hospital así como los periodos de espera para las tomas y resultados de dichos estudios y los costos que estos implican.

A grandes rasgos, el tratamiento para arritmias consiste en toma de medicamentos y cambio en los hábitos del paciente, sin embargo suelen presentarse problemas para adherirse al mismo, como lo son la renuencia o los olvidos, los cuales son más frecuentes en adultos mayores.

Se tiene considerado un proyecto cuyo propósito es atenuar las problemáticas antes mencionadas, el cual consiste en un sistema de monitoreo de señales cardíacas que incluyen la actividad eléctrica del corazón, ritmo cardíaco, nivel de saturación de oxígeno, entre otras. También se considera un dosificador de medicamentos que contribuya a facilitar la adhesión al tratamiento.

En este trabajo, se presenta un primer acercamiento a dicho proyecto, donde se propone el desarrollo de un prototipo capaz de leer y presentar en una pantalla la actividad

eléctrica del corazón, aunque aún sin llegar a la presentación de un electrocardiograma propiamente. También se muestra un primer prototipo de un módulo capaz de medir el índice de saturación de oxígeno en la sangre y suministrar medicamentos en función de la medición de ritmo cardiaco, que adicionalmente proporciona información (mediante una pantalla) al paciente respecto a las mediciones de las variables y la validación de la entrega del medicamento.

OBJETIVO

Diseñar un sistema electrónico que realice mediciones de variables cardiacas y un módulo dosificador de medicamentos.

OBJETIVOS PARTICULARES

- ◆ Medir la actividad eléctrica del corazón y presentarla en una pantalla de computadora.
- ◆ Cuantificar el nivel de saturación de oxígeno en la sangre.
- ◆ Detectar y cuantificar el ritmo cardiaco.
- ◆ Presentar las mediciones de saturación de oxígeno en la sangre y ritmo cardiaco en una pantalla.
- ◆ Proporcionar medicamento de acuerdo a umbrales establecidos respecto a la valoración de la medición del ritmo cardiaco.
- ◆ Mostrar en una pantalla indicaciones respecto a la validación o restricción de entrega de medicamento.
- ◆ Incorporar una señal de color (semáforo) como refuerzo de las indicaciones en pantalla.
- ◆ Almacenar en una memoria extraíble la fecha y hora de la última entrega de medicamento.

- ◆ Implementar el sistema de medición en una tarjeta de circuito impreso.

JUSTIFICACIÓN

Debido a que las enfermedades cardíacas son de las principales causas de muerte en el mundo, la creación de propuestas para su monitoreo fuera de entornos hospitalarios y de apoyo a su tratamiento pueden contribuir a la reducción de la problemática, por lo que es importante la existencia de trabajos colaborativos entre diversas áreas como lo son la medicina y la ingeniería para la creación de proyectos que deriven en un bien para la sociedad.

RESUMEN

En el capítulo uno se describe brevemente al sistema circulatorio detallando sus procedimientos de transportación de sangre al cuerpo, el funcionamiento de sus condiciones (normal y anormal) y las variaciones que pueden llevar a un evento cardiovascular, siendo los más comunes las arritmias cardíacas, haciendo énfasis en los nueve tipos principales.

En el capítulo dos se abordan los conceptos de variable y medición, se explica la definición de un sensor y la relación que tiene con los cinco sentidos del cuerpo humano, a través de la cual los sensores pueden interactuar con el medio para el que fueron diseñados, ejemplificando algunos tipos de sensores en las diferentes áreas de aplicación como lo son la ingeniería y la medicina.

En el capítulo tres se detalla la conformación del sistema electrónico que se divide en tres partes principales: el electrocardiograma, el semáforo indicador y el dispensador. Se muestran los módulos y componentes de cada parte del sistema, desarrollando una metodología de programación con procesos definidos, se ilustra el diseño de la tarjeta de circuito impreso así como el procedimiento de manufactura del sistema y se enlistan los materiales que fueron utilizados.

En el capítulo cuatro se explican los parámetros de programación del sistema, basados en las necesidades del paciente Rosendo M., se lleva a cabo el ensayo de la prueba del sistema con las dos personas voluntarias que se adaptan a dichas condiciones e ilustrando cada proceso del ensayo se obtuvieron resultados puntuales sobre la efectividad del sistema.

En el capítulo cinco se concluye basado en los resultados que el sistema electrónico diseñado es completamente funcional para las necesidades de Rosendo M. y de igual manera puede ser adaptado para diversos tipos de pacientes que compartan un diagnóstico de arritmia cardíaca, sin embargo, también se revelan las modificaciones que se implementarán en el sistema en estudios posteriores.

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN AL SISTEMA CIRCULATORIO, Y ARRITMIAS CARDÍACAS

En este capítulo se describirá brevemente el sistema circulatorio, sus dinámicas y condiciones de funcionamiento, así como las alteraciones que conducen a accidentes cardiovasculares como son las arritmias cardíacas y los diferentes tipos que existen, se mencionarán las más comunes tales como: Flutter auricular, Fibrilaciones, Bradiarritmias y Bloqueos.

1.1 Sistema Circulatorio

En Anatomía con Orientación Clínica (2013, p.37) se afirma que el sistema circulatorio es el encargado de transportar la sangre por todo el organismo. Está compuesto por el corazón y los vasos sanguíneos que forman la red de transporte de la sangre, a través de este sistema, el corazón bombea la sangre por el tejido de los vasos sanguíneos para hacer llegar nutrientes y oxígeno a las células así como traer de regreso sus productos de desecho.

1.1.1 El Corazón

Moore (2013, pp.135-144) lo describe como un órgano poco más grande que un puño cerrado que actúa como una bomba adaptable de presión y succión, cada una de sus partes trabaja sincronizadamente para enviar la sangre por todo el organismo, mostrado en la Figura 1.

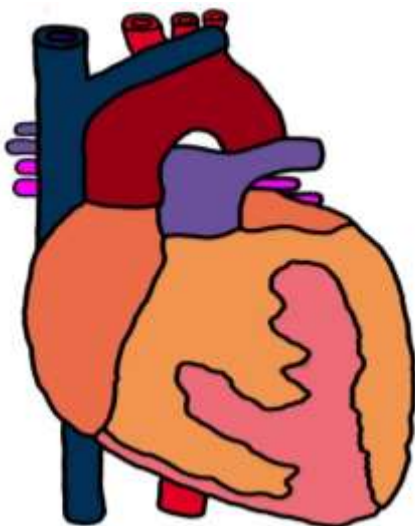


Figura 2. El corazón

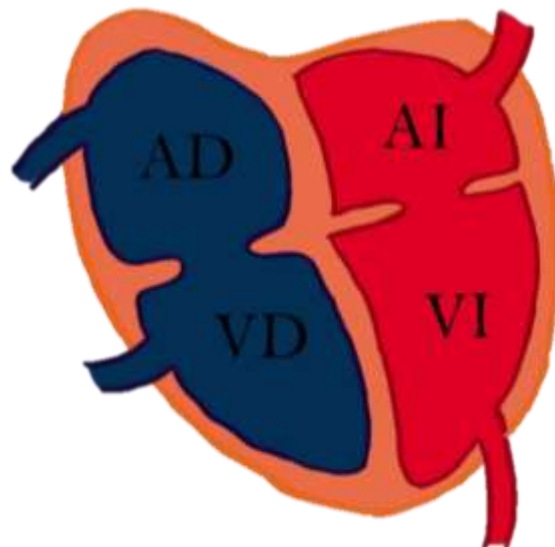


Figura 1. Cavidades del corazón

Se divide en dos lados y a su vez, cada uno, en dos cavidades como se aprecia en la Figura 2.

- ◆ **Lados:**
 - ◇ **Corazón derecho:** Es el que recibe la sangre venosa (poco oxigenada) proveniente del cuerpo por medio de la vena cava superior e inferior, bombea la sangre a los pulmones por medio de la arteria pulmonar para ser oxigenada. En la Figura 2 puede apreciarse resaltado de color azul.
 - ◇ **Corazón izquierdo:** Es el que recibe la sangre arterial (sangre oxigenada) que proviene de las 4 venas pulmonares y se encarga de bombearla a la aorta para que sea distribuida a todo el organismo. Como se observa de color rojo en la Figura 2.
- ◆ **Cavidades:** Son dos bombas musculares, adyacentes entre sí y actúan en serie para dividir en dos partes la circulación (ventrículos). Así mismo cuenta con dos receptores de sangre para su posterior distribución (atrios). Las paredes de las cavidades cardíacas, según Moore, están formadas por tres capas:
 - ◇ **Endocardio:** Es la capa interna, una delgada lámina de revestimiento formada básicamente por tejido conectivo.
 - ◇ **Miocardio:** Es la capa media, es gruesa y está compuesta por músculo cardíaco.
 - ◇ **Epicardio:** Es la capa externa, una delgada membrana visceral.
- ◆ **Atrio Derecho (AD):** Tiene una porción lisa y delgada dónde las siguientes venas desembocan llevando al interior del corazón la sangre de bajo oxígeno, está separada por el surco terminal de otra porción gruesa.
 - ◇ **Vena cava superior (VCS):** Se vierte en la parte superior del atrio.
 - ◇ **Vena cava inferior (VCI):** Converge al fondo del atrio con la VCS.
 - ◇ **Orificio del seno coronario:** Es el enano tronco venoso donde desembocan la mayoría de las venas cardíacas. Se encuentra entre el orificio de la VCI y el orificio atrioventricular (AV) derecho.
 - ◇ **Tabique interatrial:** Tiene el tamaño de la huella que deja un pulgar en forma de depresión oval, su función es separar a los atrios.

- ◆ **Ventrículo Derecho (VD):** Conforman la mayor parte de la cara anterior del corazón.
 - ◇ **Trabéculas carnosas:** Son alzas musculares desiguales que están en el interior del ventrículo.
 - ◇ **Cresta supraventricular:** Su función es separar la pared muscular de la salida del ventrículo.
 - ◇ **Orificio atrioventricular derecho:** Se encarga de recibir la sangre del atrio, está rodeado por anillos de esqueleto fibroso que conserva certero su grosor para el paso del flujo sanguíneo con presiones diferentes.
 - ◇ **Valva atrioventricular derecha:** Se encarga de cerrar el orificio atrioventricular. Su base está unida al anillo fibroso que rodea dicho orificio y mantiene su calibre.
 - ◇ **Cuerdas tendinosas:** Mantienen unidas a las cúspides, inician en los bordes libres de las caras ventriculares (cúspides anterior, posterior y septal).
 - ◇ **Músculos papilares:** Se encargan de tensar las cuerdas tendinosas para evitar un colapso en la valva tricúspide al aumentar la presión ventricular. Existen tres músculos papilares: Anterior, posterior y septal, en la Tabla 1 se describe cada uno de ellos.
 - ◇ **Tabique interventricular:** Es una gruesa división entre los ventrículos, formando parte de ambas paredes. Del lado izquierdo tiene su porción muscular, lo que lo hace más grueso de este lado. En la parte derecha está formado por una fina membrana, siendo la porción más pequeña.
 - ◇ **Trabécula septomarginal:** Es una especie de atajo que ayuda a concebir una contracción coordinada del músculo papilar anterior. Su importancia recae en que dirige una parte de la rama derecha del fascículo AV volviéndolo parte del sistema de conducción.

Tabla 1. Localización de músculos papilares

Músculo	Localización	Cuerdas a la valva tricúspide
Anterior.	Pared anterior del VD.	Se unen a las cúspides anterior y posterior de la valva.
Posterior.	Pared inferior del VD.	Se unen a las cúspides posteriores y septal de la valva.
Septal	Tabique Interventricular	Se unen a las cúspides anteriores y septal de la valva.

- ◆ Atrio Izquierdo (AI): Conforman la mayor parte de la base del corazón, está hecho de paredes lisas, ahí llegan los pares de venas pulmonares (derechas e izquierdas). Se compone por:
 - ◇ Pared lisa y orejuela muscular.
 - ◇ Cuatro venas pulmonares.
 - ◇ Un tabique interatrial inclinado a la derecha.
 - ◇ Un orificio AV izquierdo para verter la sangre oxigenada de las venas pulmonares al ventrículo izquierdo.
- ◆ Ventrículo Izquierdo (VI): Esta cavidad forma el vértice del corazón y realiza más trabajo que el AD ya que la presión arterial es más alta. Se constituye por:
 - ◇ Paredes de alto grosor, cubiertas con crestas gruesas y trabéculas carnosas.
 - ◇ Cavidad cónica.
 - ◇ Músculos papilares.
 - ◇ Vestíbulo de la aorta: Porción de pared lisa que se encarga de conducir al orificio y valva aórticos.
 - ◇ Valva mitral izquierda: Cierra el orificio AV.

Una vez explicadas las características anatómicas de las cavidades pertenecientes al corazón, se pueden contrastar ambos lados para clasificar sus diferencias como se muestra a continuación en la Tabla 2.

Tabla 2. Comparación de los lados del corazón

Característica	Cavidad Derecha	Cavidad Izquierda
Tipo de sangre	Venosa, sin oxígeno.	Arterial, oxigenada.
Principales venas	Cava superior e inferior.	Pulmonares, superiores e inferiores.
Crestas musculares	Delgadas	Gruesas
Trabéculas carnosas	Gruesas y escasas.	Delgadas
Cavidad cónica	Corta	Larga
Músculos papilares	Menores	Mayores
Pared	Delgada	Gruesa
Presión	Diastólica	Sistólica
Arterias	Pulmonar	Aorta

1.1.2 Vasos Sanguíneos

El cuerpo tiene tres tipos de vasos sanguíneos: Capilares, venas y arterias, ilustrados en la Figura 3. Moore (2013, pp.37-42) las describe de la siguiente manera:



Figura 3. *Conformación venosa arterial*

♦ Arterias: Se encargan del transporte de la sangre con una presión relativamente alta para distribuirla desde el corazón a todo el organismo como se muestra en la Figura 4. El calibre de las arterias es decreciente y se distinguen entre sí por su tamaño, este tamaño cambia de manera gradual y es observable en las características morfológicas de un tipo de arteria a otro, de los que podemos encontrar cuatro:

◊ Grandes arterias elásticas: Son las arterias de conducción que reciben inicialmente el gasto cardíaco. Sus paredes están compuestas de numerosas láminas de fibras elásticas, lo que permite que se expandan al recibir la sangre de los ventrículos para minimizar el cambio de presión y contraerse sin detener el impulso de la sangre, esto reduce el flujo de presión

arterial durante el proceso de relajación y contracción del corazón.

Estas son:

- Aorta.
 - Tronco branquiocefálico.
 - Subclavias.
 - Carótidas.
 - Tronco de arteria pulmonar.
 - Principales ramas de la arteria pulmonar.
- ◊ Arterias de calibre mediano: Son arterias musculares de distribución, sus paredes están compuestas de fibras musculares lisas en forma circular. Su vasoconstricción (capacidad de disminución de diámetro) da lugar a la regulación del flujo sanguíneo a diferentes partes del organismo. Las contracciones pulsátiles de sus paredes llevan una

secuencia progresiva donde el calibre disminuye de forma transitoria y rítmica para lograr impulsar y distribuir la sangre por el cuerpo. Estas arterias se encuentran en las paredes corporales como:

- La pared Braquial.
- La pared Pulmonar.
- ◇ Arterias de calibre pequeño: Estas arterias tienen paredes musculares muy gruesas, lo que las vuelve parcialmente estrechas, este músculo es liso y su firmeza regula el nivel de repleción de los lechos capilares.
- ◇ Anastomosis: Son comunicaciones entre diferentes ramas de una arteria, proporcionan demasiadas desviaciones posibles para el flujo de la sangre en caso de encontrarse alguna obstrucción en la vía habitual debido a una compresión que puede darse por tres causas:
 - Un proceso patológico.
 - Una ligadura quirúrgica.
 - La posición de una articulación.

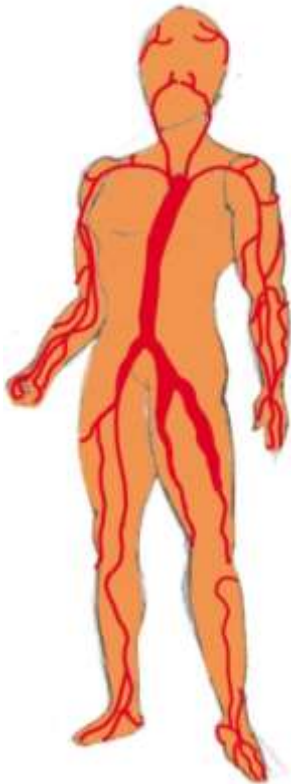


Figura 4. Sistema arterial

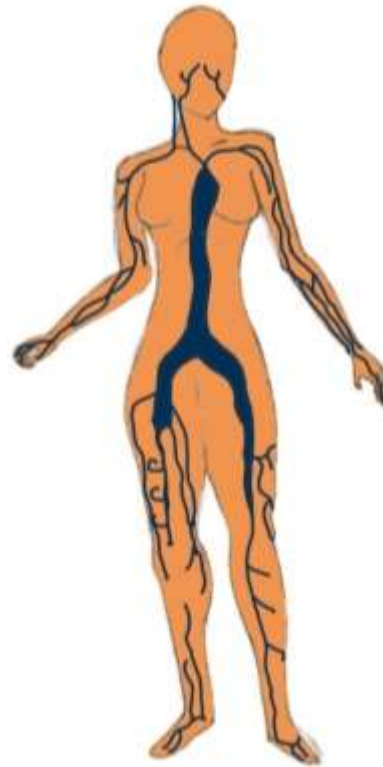


Figura 5. Sistema venoso

- ◆ Venas: Se encargan de devolver la sangre pobre en oxígeno (con excepción de la vena pulmonar) a una presión menor ya que tiene paredes delgadas, esto significa que no pulsan un despiden un chorro de sangre en el caso de que se seccionen. Se pueden observar en la Figura 5

A pesar de sus paredes delgadas, las venas tienen un diámetro superior al de las arterias, ya que esto les concede una gran capacidad de expansión que les ayuda a devolver la sangre al corazón en caso de que el flujo se dificulte debido a presiones internas. De igual manera, debido a su diámetro, las venas albergan el 80% de la sangre, al contrario de las arterias que sólo cuentan con el 20% del fluido. Generalmente las venas dobles o múltiples (se ilustran como vasos únicos), como es el caso de las venas satélite que acompañan a las arterias profundas, rodeándolas en ramificaciones rediregulares.

- ◊ Vénulas: Son las venas más pequeñas, están conectadas a los capilares para drenarlos, unirse con sus semejantes y formas plexos venosos. No reciben denominaciones específicas ya que requieren medios de amplificación para ser visualizadas.
 - ◊ Venas medias: Estas venas acompañan a las venas de calibre mediano y reciben el nombre de dicha arteria. En las zonas donde el flujo sanguíneo se dificulta debido a la fuerza de la gravedad, estas venas tienen válvulas venosas que dejan fluir la sangre hacia el corazón pero no son capaces de enviarlas en sentido opuesto.
 - ◊ Venas grandes: Tiene fascículos longitudinales anchos de músculo liso y una túnica adventicia muy desarrollada.
- ◆ Capilares sanguíneos: El oxígeno y nutrientes en la sangre deben salir de los vasos que las transportan (arterias) y entrar en el espacio extravascular para ejercer sus beneficios en las células. Los capilares son pequeños tubos que conectan al lado arterial con el venoso de la circulación para permitir intercambiar materiales con el líquido intersticial. La disposición usual de los capilares es en forma de red, se conecta por un lado con las arteriolas que impulsan el flujo sanguíneo (incluyendo oxígenos, nutrientes y otros materiales celulares), pasa a través de los espacios extracelulares para el

intercambio con el tejido circundante, cruza para llegar al otro lado donde se encuentra la conexión venular que expulsa el flujo sanguíneo (incluyendo dióxido de carbono y productos de desecho). Existen dos tipos de excepciones a este proceso:

- ◊ Anastomosis arteriovenosas: Ocurre en regiones donde la conexión entre vénulas y arteriolas es directa, es decir, no pasa por capilares sanguíneos.
- ◊ Sistema venoso porta: Es cuando el flujo sanguíneo atraviesa dos lechos capilares durante el retorno al corazón.

1.2 Pulso Arterial

Es un impulso sistólico producido por la contracción ventricular sobre la pared torácica que el Manual de Medicina y Cirugía (2020, p.5) denomina “Latido de punta” y su movimiento se muestra en la Figura 6. Se explora en las arterias principales donde puede comprimirse contra alguna estructura ósea.

- ◆ Radial.
- ◆ Braquial.
- ◆ Poplíteo.
- ◆ Tibial posterior.
- ◆ Pedio.
- ◆ Carotídeo.



Figura 6. Percepción del pulso arterial

1.2.1 Pulso Normal

En un proceso normal de inspiración, se origina una presión negativa intraaórtica que aumenta el retorno venoso hacia el corazón derecho, cuando el VD se ha llenado el septo interventricular se desplazará en dirección al VI. La onda normal del pulso arterial se compone de dos partes principales: Onda de percusión y Cierre de la válvula aórtica, como se parecía en la Figura 7.

- ◆ Onda de percusión: Se muestra por un pico redondo de elevación rápida con una muesca de

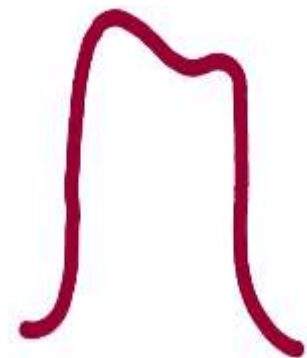


Figura 7. Forma normal del pulso arterial







flujo aórtico.

- ◆ Cierre de la válvula aórtica: Es únicamente un descenso lento.

1.2.2 Pulsos Anormales

De acuerdo a CTO (2020, p.5) el pulso cardíaco puede sufrir de cambios en su ritmo o forma debido a ciertas patologías específicas y por lo tanto tiene diversas repercusiones en el estado del paciente que los padece como se explica en la Tabla 3, para volver a la forma normal del pulso se debe tratar dicha causa.

Tabla 3 Patologías y características de los pulsos anormales

Pulso	Características	Patología	Forma
Hipercinético	Latido fuerte y breve. Resistencia periférica baja. Presión diferencial amplia.	Fiebre Insuficiencia cardíaca. Hipotiroidismo	
Anácroto	Onda plana y prolongada. Presión diferencial disminuida.	Estenosis aórtica grave.	
Hipocinético	Latido pequeño y débil.	Bajo gasto cardíaco. Taquicardia	
Bisferiens	Onda con dos picos sistólicos.	Insuficiencia aórtica. Miocardiopatía hipertrófica obstructiva.	
Dícroto	Onda con dos picos sistólicos y diastólicos.	ICC grave en bajo gasto.	
Alternante	Sucesión de ondas grandes y pequeñas.	ICC grave en bajo gasto.	

1.3 Ruidos Cardíacos

Según el capítulo Semiología Cardíaca y Muscular (CTO, 2020, p.7), ocurren al cerrarse las válvulas cardíacas (primero izquierdas y luego derechas), dando lugar a los dos primeros ruidos 1R y 2R, son de alta frecuencia y ocurren durante la sístole.

- ◆ 1R: Es el primer ruido del ciclo, se produce al cerrar las válvulas auricoventriculares Mitral-Tricúspide.
- ◆ 2R: Es consecuente al cierre de las válvulas semilunares Aórtica-Pulmonar.

El segundo par de ruidos. 3R y 4R, son de baja frecuencia y aparecen durante la diástole.

- ◆ 3R: Sucede al principio de la diástole, cuando el llenado ventricular (derecho o izquierdo) es rápido o voluminoso. Puede ser normal en caso de embarazo o en la niñez.
- ◆ 4R: Ocurre al final de la diástole (pero no es fisiológico), cuando la aurícula se contrae contra un ventrículo con distensibilidad disminuida. Frecuente en ancianos.

1.3.1 Alteraciones en los Ruido Cardíacos

Al igual que el pulso cardíaco, los ruidos también pueden sufrir cambios, de acuerdo al Manual de Medicina y Cirugía (2020, p.7), se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 4. *Alteraciones y causas de los ruidos cardíacos*

Ruidos	Alteración	Causas
1R	Aumento de intensidad.	Estenosis mitral reumática.
	Intensidad disminuida.	Bloqueo auriculoventricular de primer grado.
	Desdoblamiento.	Bloqueo en la rama derecha.
2R	Abolición.	Estenosis aórtica grave.
	Aumento de intensidad.	Hipertensión pulmonar.
	Desdoblamiento.	Estenosis pulmonar.
	Desdoblamiento invertido.	Estenosis aórtica.
3R y 4R no presentan alteraciones, ya que cuando aparecen es debido a un trastorno específico.		

1.4 Ciclo Cardíaco

El proceso del ciclo cardíaco se compone de ocho etapas y dos procesos (sístole y diástole) descritos en el Manual de Medicina y Cirugía (2020, p.2).

1.4.1 Etapas del Ciclo Cardíaco

Las etapas del ciclo cardíaco son las siguientes:

- ◆ Contracción auricular.
- ◆ Contracción isovolumétrica.
- ◆ Eyección máxima.
- ◆ Inicio de la relajación.
- ◆ Relajación isovolumétrica.
- ◆ Llenado rápido.
- ◆ Llenado lento.

1.4.2 La Sístole

Durante el periodo de la sístole en el ciclo, el ventrículo se contrae cuando se cierran las valvas auriculoventriculares seguidas de las sigmoides hasta que la presión intraventricular se vuelve mayor a la de la aorta y la arteria pulmonar, sus respectivas valvas se abren y da lugar a la eyección ventricular. En el Diagrama 1 se observa el proceso de la sístole y en el Diagrama 2 se describen cada una de sus tres fases.

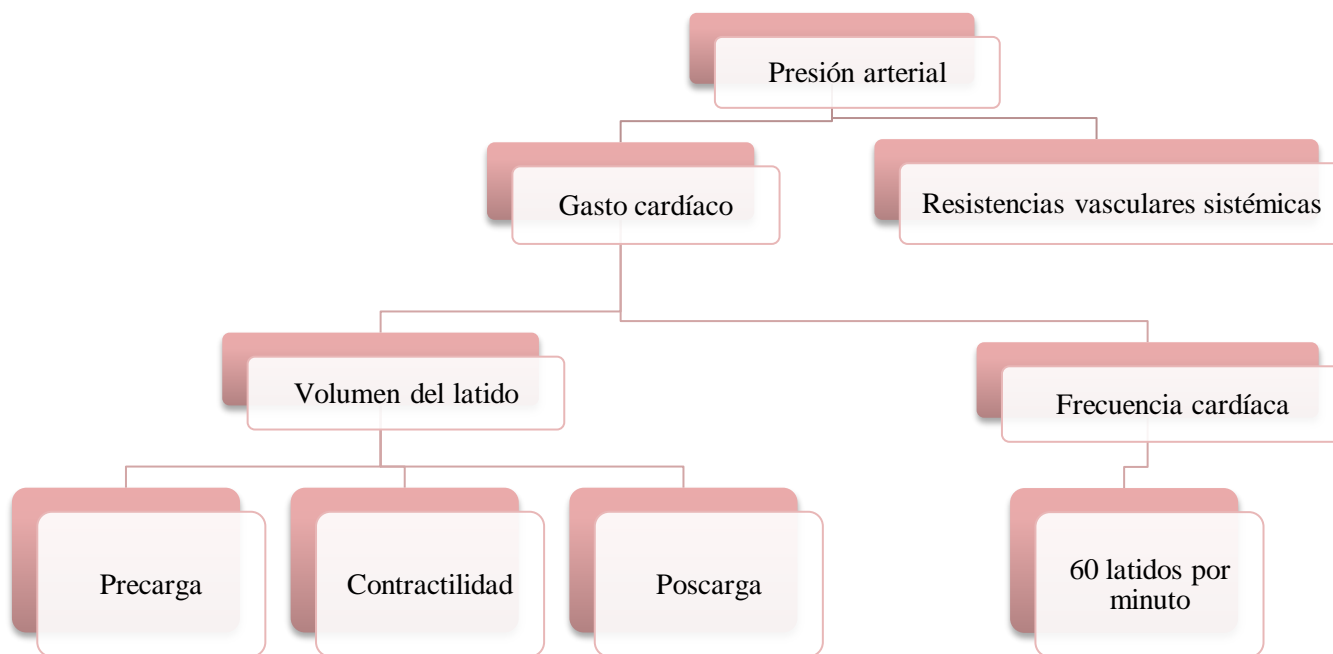


Diagrama 1. *Proceso de la sístole*

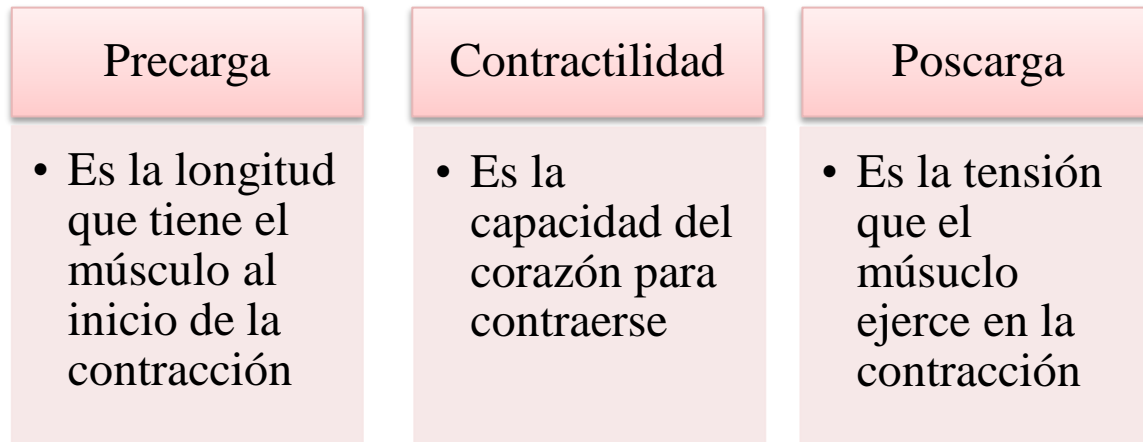


Diagrama 2. Fases de la sístole

1.4.3 La Diástole

En el periodo de la diástole se cierran las válvulas aórtica y pulmonar, cuando la presión de sus respectivas arterias se vuelve superior a la presión ventricular. El Diagrama 3 representa las fases de la diástole.

1.4.4 Comparación de la Sístole y de la Diástole

Una vez explicados los dos procesos análogos del ciclo cardíaco, se pueden comparar mediante la Tabla 5.



Diagrama 3. Proceso de la diástole

Tabla 5. Características de la sístole y la diástole

Característica	Diástole	Sístole
Ventrículo	Se llena de sangre.	Expulsa sangre
Periodo isovolumétrico.	Contracción	Relajación
Válvulas que cierran.	Mitral Tricúspide Aórtica Pulmonar	Aórtica Pulmonar
Válvulas que abren.	Aórtica Pulmonar	Auriculoventricular
Presión	Intraventricular mayor a aórtica y pulmonar.	Intraventricular menor a la auricular.
Ruidos	1R y 2R.	3R y 4R.

1.5 Condiciones del Corazón

Las condiciones del corazón son determinadas como normal y anormal de acuerdo al trayecto del impulso eléctrico, el cual depende de las células cardíacas de conducción y contracción (Lozano, 2001, p.97).

1.5.1 Células Cardíacas de Conducción

El Manual de Medicina y Cirugía (2020, p.75) describe a las células cardíacas del sistema de conducción como automáticas, es decir, son capaces de despolarizarse espontáneamente con una frecuencia que se mide en latidos por minuto (lpm) sin necesidad de un estímulo externo y generar una onda despolarizante para transmitirla a las células que carecen de automatismo. Estas son llamadas células marcapasos y se describen a continuación en la Tabla 6.

Tabla 6. Descripción de la localización y función de las células marcapasos

Célula	Localización	Función	Frecuencia de despolarización
Nodo sinusal	Techo del AD junto a la desembocadura de la vena cava superior.	Marca el ritmo de la despolarización del resto del corazón.	60-100lpm.
Nodo atrioventricular (Nodo AV)	Es el espacio entre el seno coronario, la valva septal tricúspide y el tendón de Todoro.	Es el único medio por el que el impulso eléctrico puede pasar de aurículas a ventrículos.	40-50lpm.
Haz de His	Trígono fibroso derecho.	Se especializa en conducir el impulso a gran velocidad.	40-60lpm.
Red de Purkinje	Terminación del Haz de His.		20-30lpm.

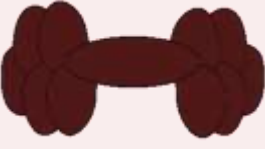

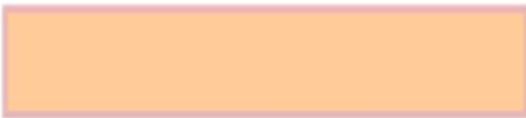


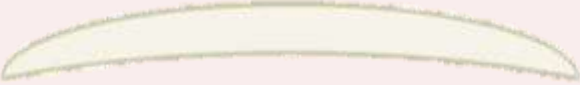
1.5.2 Células Cardíacas de Contracción

Son células de músculo estriado que se conectan a través de uniones comunicantes. Tienen una estructura en serie conformada por miofibrillas paralelas llamadas sarcómeras que se encargan de la contracción muscular. De igual forma, según el Manual de Medicina y Cirugía (2020, p.1), se conforman por dos tipos de filamentos:

- ◆ Filamentos finos de actina.
- ◆ Filamentos gruesos de miosina.

Estos filamentos conforman la unidad de contracción como se ilustra en la siguiente tabla.

Tabla 7. Descripción y forma de los elementos de la unidad de contracción

Elemento	Descripción	Forma
Banda A	Contiene filamentos finos y filamentos gruesos.	 
Banda I	Contiene únicamente filamentos finos.	
Línea Z	Unión entre filamentos finos.	
Zona H	Centro donde sólo hay filamentos gruesos.	
Línea M	Conexión de filamentos gruesos.	

Gracias a esta unidad de contracción el músculo cardíaco pasa por dos procesos:

- ◆ Relajación: Cuando el músculo se encuentra relajado, la tropomiosina evita que la actina y la miosina actúen entre sí. Ambos filamentos tienen una distribución que, al apreciarse en un corte transversal, seis filamentos finos rodean a un filamento grueso.
- ◆ Contracción: Cuando el músculo se contrae, los filamentos conservan su longitud pero la tropomiosina ya no actúa, permitiendo que haya una interacción entre la miosina y la actina. Los filamentos de actina entran en la banda A, esto provoca que la banda I disminuya y las líneas Z se

acerquen, lo que acorta a las sarcómeras, mientras la banda A no sufre cambios en su longitud.

1.5.3 Impulso Eléctrico

La propagación del impulso eléctrico se explica por el Manual de Medicina y Cirugía (2020, p.76) como responsable de la excitación cardíaca y depende de la presencia de los canales iónicos. Aún en estado de reposo, los canales iónicos se encuentran cerrados, se abren cuando ocurre un cambio de voltaje, pasado un tiempo sufrirán un cambio de confirmación que los regresará a su estado de reposo pero no es inmediato, durante este periodo la célula no puede despolarizarse nuevamente.

- a) Trayecto del impulso eléctrico.
 - ◆ Se genera en las células marcapasos.
 - ◆ Origina despolarizaciones espontáneas.
 - ◆ Llega a las células musculares.
 - ◆ Provoca la contracción cardíaca.

1.5.4 Potencial de Acción (PA)

En el artículo Arritmias Cardíacas y su Tratamiento (2001, p.98) se explica que cuando las células cardíacas se encuentran en reposo, su interior tiene carga negativa y el exterior tiene carga positiva, esto significa que las células están polarizadas, dando como resultado un potencial de -90mV . Este potencial se refleja cuando la célula expulsa tres iones Na^+ e introduce dos iones K^+ , provocando que el K^+ se concentre mucho en el interior de la célula y el Na^+ en el exterior.

- a) Fases del potencial de acción (PA).
 - ◆ Fase 0: Apertura de los canales rápidos de Na^+ debido a que el potencial de la membrana alcanzó el valor umbral permitiendo que grandes cantidades de Na^+ entren para que el potencial llegue a valores positivos.
 - ◆ Fase 1: Es solamente una salida breve e inicial de potasio.
 - ◆ Fase 2: Mantiene el potencial de membrana positivo debido a una pequeña salida de K^+ y una entrada muy lenta de Ca .

- ◆ Fase 3: Tiene diversos canales por los que saldrán corrientes iónicas de K^+ volviendo al potencial de membrana negativo hasta llegar a $-90mV$ (valor de reposo).
- ◆ Fase 4: La célula se vuelve al equilibrio iónico (polarización) debido a la carga Na^+/K^+ ATP-dependiente y queda lista para un nuevo proceso de despolarización. Produce una entrada lenta de cationes positivizando al potencial de membrana para alcanzar el potencial umbral y provocar un nuevo potencial de acción.

1.5.5 Condición normal

Todo empieza en el nodo del seno auricular, el cual tiene células automáticas que generan el impulso cardíaco, el potencial de acción del SA (Seno Auricular) se extiende completando la excitación auricular en 40ms (milisegundos) aproximadamente, según el artículo de Arritmias Cardíacas y su Tratamiento, llegando al nodo auriculoventricular para retrasar la conducción unos 100ms y permitir que la contracción de las aurículas expulse la sangre a los ventrículos antes de la contracción de estos. La onda despolarizante llega desde el nodo auriculoventricular (AV) hasta los ventrículos recorriendo el Haz de His (tejido especializado de conducción) que se bifurca en ramas (Ramas de His) y a su vez se divide en las Fibras Purkinje. Desde aquí el PA se conduce para excitar las células musculares ventriculares de la siguiente manera: El nodo SA genera el impulso cardíaco por ser automático, es decir, puede producir PA sin necesidad de un estímulo externo, este PA se extiende por las células auriculares para completar la excitación auricular en un periodo de 40ms. Al completarse dicho periodo, el impulso cardíaco llega al nodo AV, retrasando su conducción durante 100ms, siendo el tiempo basto para que la contracción auricular pueda expeler la sangre, en este punto, los ventrículos han sido invadidos por la onda despolarizante, la cual atraviesa el tejido especial de conducción que forma el Haz de His, este se divide y se subdivide en las Fibras de Purkinje, sus células conducen el impulso a los músculos papilares y a las paredes ventriculares. Este proceso de conducción debe durar unos 220ms en total ya que el nodo AV es la única conexión eléctrica que existe entre las aurículas y los ventrículos (Lozano, 2001, p.97). En el Diagrama 4 se puede observar este proceso.

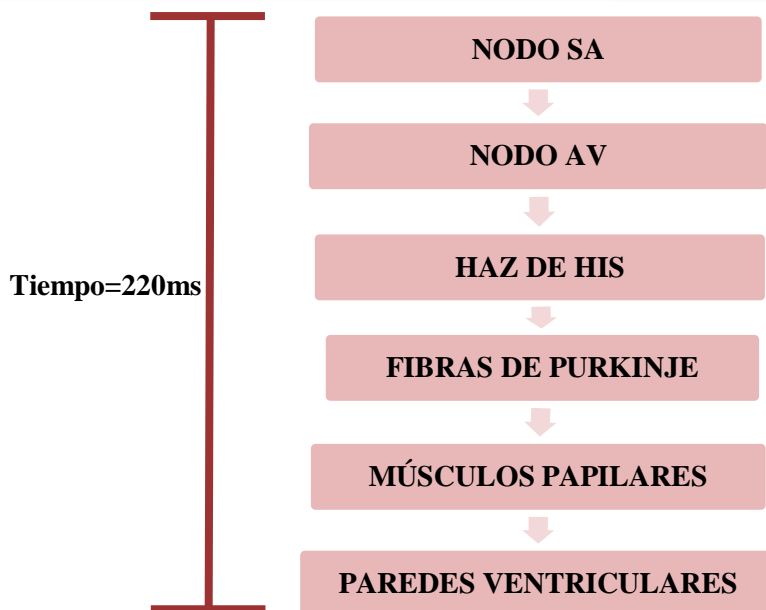


Diagrama 4. *Secuencia del potencial de acción*

1.5.6 Condición Anormal

En *Arritmias Cardíacas y su Tratamiento* (2001, p.98) se explica que debido a que las células del SA son automáticas, determinan la frecuencia cardíaca, ya que el PA que genera es más rápido, lo que vuelve a las células automáticas del nodo AV y las del sistema His-Purkinje marcapasos secundarios. Sin embargo, hay condiciones, mencionadas en el Diagrama 5, que pueden alterar la frecuencia del SA o de los marcapasos secundarios produciendo una arritmia.

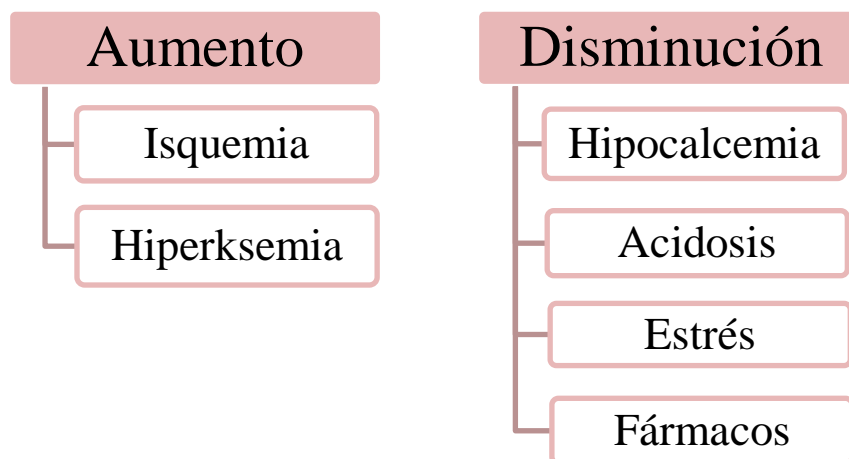


Diagrama 5. *Alteraciones en la frecuencia del seno auricular*

No obstante, también se afirma que las alteraciones pueden ocurrir a cualquier célula cardíaca, sin importar que sea automática o no, si su potencial de membrana se despolariza por encima de -55mV , esto puede originarse por dos causas: Fármacos y Procesos patológicos, descritos en el Diagrama 6.

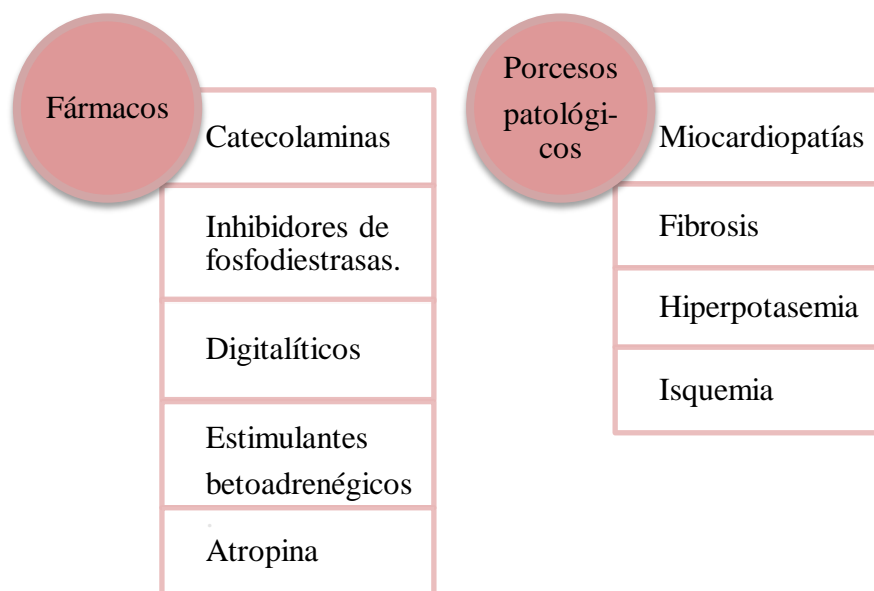


Diagrama 6. Causas de alteraciones por despolarización superior a -55mV

1.6 Arritmias Cardíacas

Las arritmias cardíacas son las alteraciones en el ciclo de contracciones y relajaciones del corazón, tiene causas, gravedad y consecuencias clínicas muy diversas. Según Lozano (2011, pp.98-100) y el Manual de Medicina y Cirugía (2020, pp.77-87), existen 9 tipos de arritmias comunes.

1.6.1 Bradiarritmia

Se refiere a un ritmo cardíaco que se encuentra por debajo de 60lpm , normalmente de 45lpm , sus principales causas son bloqueos AV, procesos patológicos y el uso de fármacos.

1.6.2 Flutter

Es una macroentrada en el anillo tricúspide que produce una taquicardia auricular que va del rango de 250lpm a 350lpm . Al verse en un electrocardiograma, la actividad

auricular se manifiesta en dientes de sierra. Presenta resistencia a los antiarrítmicos y sólo responde a la cardioversión eléctrica. Sus causas más comunes son:

- a) Enfermedad coronaria.
- b) Estenosis mitral de origen reumática.
- c) Alcoholismo.
- d) Tirotóxicos.
- e) Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC).
- f) Defectos auriculares.
- g) Trauma cardíaco.

1.6.3 Fibrilación Auricular

Es la arritmia más frecuente y es crónica, su electrocardiograma carece de ondas P y el comportamiento auricular es desorganizado, aparecen ondas F que van de 350lpm a 600lpm que son reflejo de que los ventrículos presentan una conexión irregular. De igual manera hacen falta las ondas α y el seno x durante el pulso yugular, ocurre un cambio en el primer ruido cardíaco y en la amplitud del latido arterial. Puede darse tanto en corazones de estructura normal como con cardiopatía estructural. Sus principales causas son:

- ◆ Reentrada.
- ◆ Alcoholismo.
- ◆ Infarto agudo al miocardio.
- ◆ Hipertensión.
- ◆ Enfermedad pulmonar.
- ◆ Cirugía cardíaca.

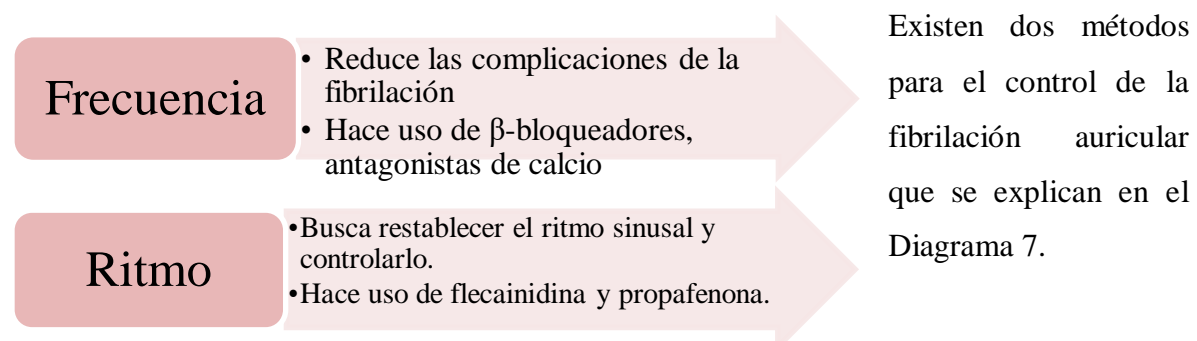


Diagrama 7. *Métodos de control de la fibrilación auricular*

1.6.4 Bloqueo Auriculoventricular

Se manifiesta en tres grados diferentes como se muestra en el Diagrama 8.

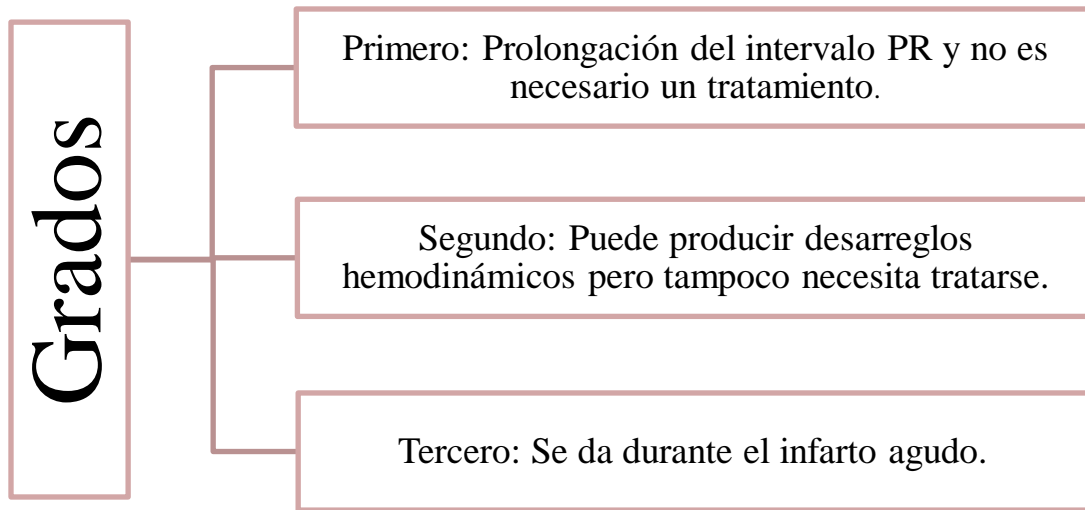


Diagrama 8. Grados de bloqueo auriculoventricular

1.6.5 Taquicardia Sinusal

Se caracteriza por un ritmo sinusal mayor a 100lpm con una onda P idéntica a la sinusal. Tiene un inicio y un final graduales. Se debe a muchas causas, pero las más comunes se observan en el Diagrama 9.

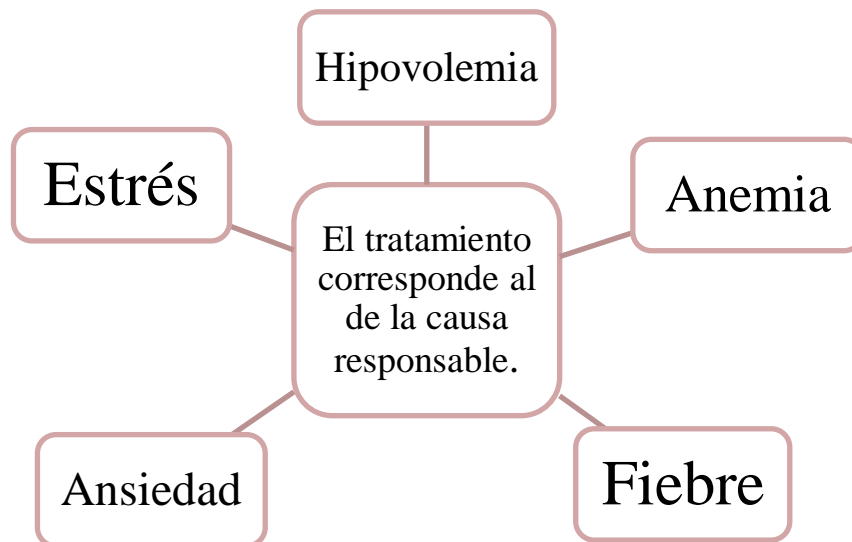


Diagrama 9. Causas de taquicardia sinusal

1.6.6 Taquicardias ventriculares

Tienen su inicio en el ventrículo que se refleja en un intervalo QRS ancho de mínimo 12 segundos y se presenta en el 98% de los pacientes con cardiopatía estructural, haciendo énfasis en pacientes que han sufrido infarto al miocardio previamente. Se divide en dos:

- ◆ Sostenida: Dura más de 30 segundos y produce un colapso circulatorio.
- ◆ No sostenida: Dura menos de 30 segundos y no desestabiliza la hemodinámica.

Puede clasificarse de acuerdo a la forma del intervalo QRS como se muestra en la Tabla 8.

Tabla 8. Clasificación de taquicardias ventriculares

T. Ventricular	Forma del QRS
Monomorfa	Se mantiene igual en todos los latidos.
Polimorfa	Varía de un latido a otro.
Bidireccional	Presenta una alternancia en su dirección de eje.

1.6.7 Taquicardias Supraventriculares

Suelen originarse en personas sin cardiopatía estructural, son de inicio y fin bruscos, se especifican sus características en la Tabla 9.

Tabla 9. Clasificación de taquicardas supraventriculares

Taquicardia	Vista en ECG	Causa	Descripción
Por reentrada intradonal.	Presencia simultánea de onda P en el intervalo QRS.	Doble vía que conduce a la aurícula al nada AV.	Produce una vía α lenta y una vía β rápida, lo que puede provocar palpitaciones, hipotensión y síncope.
Ortodrómica por reentrada por vía accesoria AV.	Tiene la onda P separa del intervalo QRS.	Una vía oculta en ritmo sinusal en el sentido retrogrado.	Es una reentrada que va a bajar por el nodo-His hacia los ventrículos.
Antidrómica por reentrada por vía accesoria AV.	Acortamiento de PR y ensanchamiento del intervalo QRS.	Existencia congénita de una vía accesoria entre el ventrículo con la aurícula.	Preexita eléctricamente a los ventrículos y puede conducir de forma bidireccional.
Multifocal	Tiene tres ondas P de diferentes focos.	Variación en el grado de conducción de los ventrículos por β -agonistas.	Degenera la fibrilación auricular y se trata con oxígeno o medios de mejora pulmonar.

1.6.8 Disfunción Sinusal

Es una alteración que afecta el funcionamiento del marcapasos del nodo sinusal, normalmente ocurre por cambios degenerativos por la edad, enfermedades sistémicas o fármacos. Puede producir algunos síntomas asociados a la bradicardia como intolerancia al ejercicio en casos de insuficiencia.

1.6.9 Extrasístoles Ventriculares

Es clasificado como el tipo más común de arritmia ya que puede presentarse en pacientes cardíopatas o en personas sanas, se producen por alguna conexión de reentrada o por un foco ectópico cuyas causas se observan en el Diagrama 10.

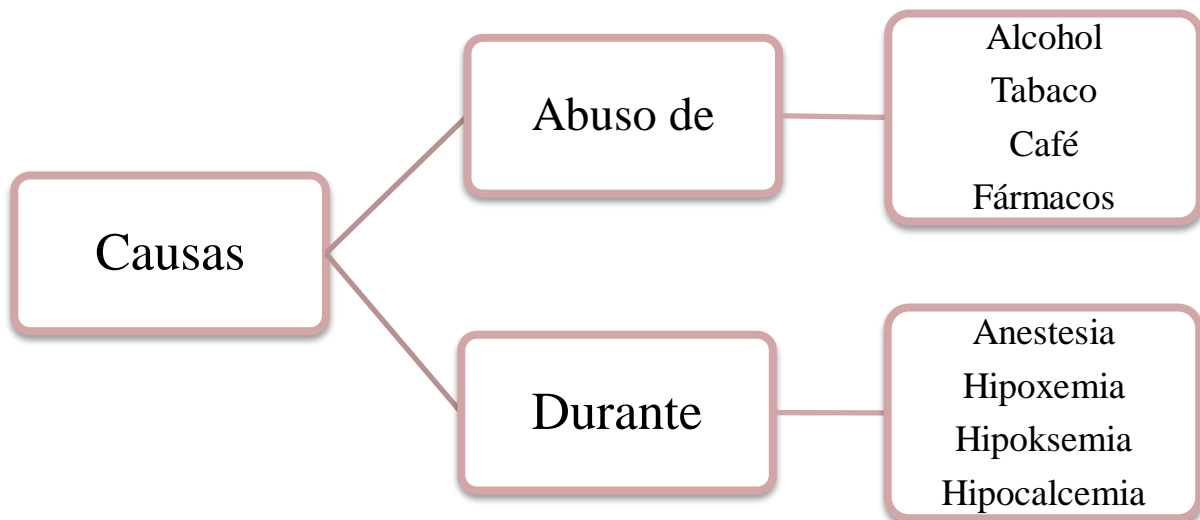


Diagrama 10. *Causas de extrasístoles*

CAPÍTULO DOS: SENSORES USADOS EN EL ÁREA MÉDICA

En el capítulo anterior (capítulo uno) se puntualizó brevemente el sistema circulatorio y las condiciones de trabajo de los cambios que conducen a accidentes cardiovasculares. En este capítulo dos, se verán los conceptos y definiciones de los sensores y cuáles son utilizados en los diferentes campos incluyendo el área médica.

2.1 Variables

Se definen como una característica de eventos, personas o grupos de estudio que puede tomar numerosos valores. Se dividen en dos tipos: La variable independiente es aquella que tiene alguna clase de efecto sobre otra, es decir, es una causa, mientras que la variable dependiente se vuelve únicamente un efecto (Ramírez et al., 2014, p. 2), el Diagrama 11 representa esta relación.

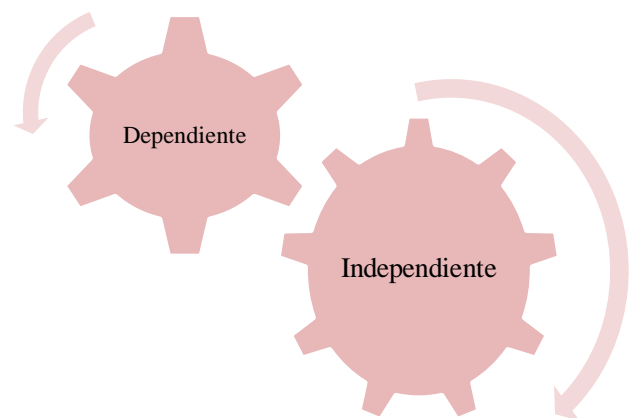


Diagrama 11. Tipos de variables

2.2 Mediciones

Una medición consiste en la asignación de un número a alguna propiedad específica de un individuo o un evento siguiendo un conjunto de reglas. Según el libro Sensores y Actuadores (Ramírez et al., 2014, p. 2), para medir es necesario seguir un proceso que radica en convertir una idea teórica a una escala conceptual y a una escala física como lo muestra el Diagrama 12.

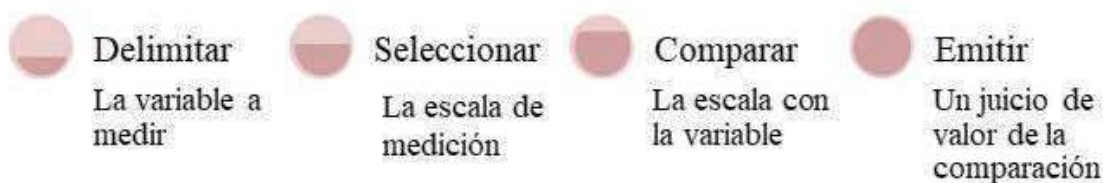


Diagrama 12. Proceso de medición

Las escalas de medición se clasifican en cuantitativas y cualitativas y se describen en Diagrama 13.

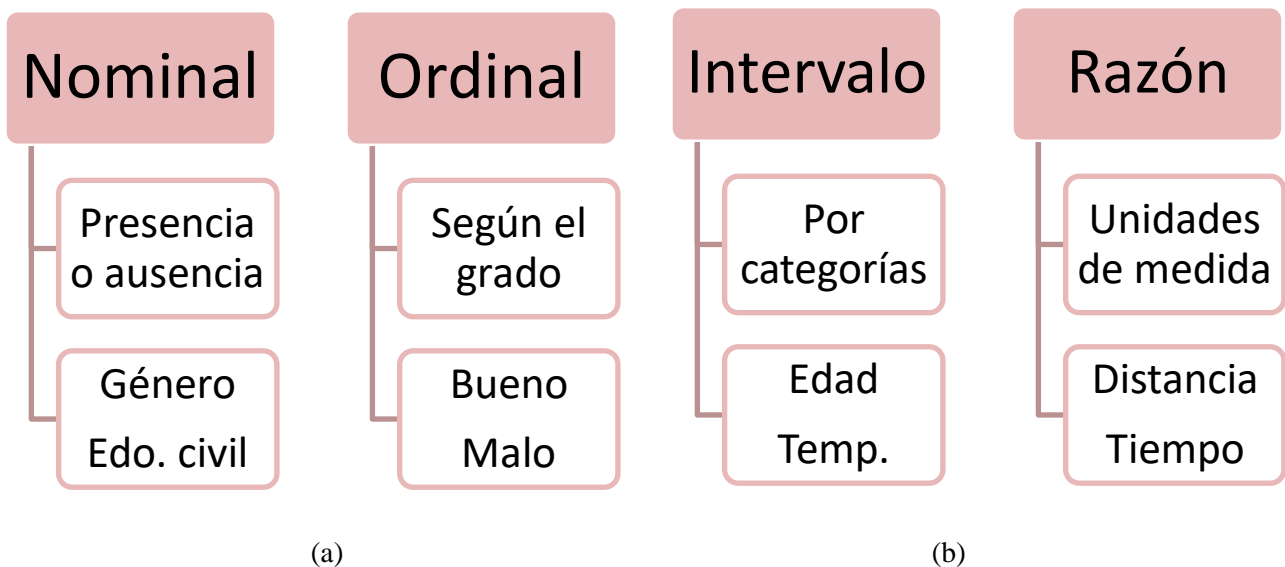


Diagrama 13. (a) Mediciones cualitativas. (b) Mediciones cuantitativas

2.3 Sensores

Un sensor es un dispositivo con la capacidad de detectar determinadas magnitudes (físicas o químicas), las cuales transforma en datos para interpretarlos e iniciar procesos, es decir, un sensor entrega una salida de información utilizada como variable de entrada para el sistema en el que será procesada. Los sensores funcionan con un principio de imitación de la facultad de percepción humana, una característica relacionada a los sentidos, reproduciendo la función de sus órganos correspondientes, los cuales interactúan con el entorno que los rodea (Serna, 2010, p.3), en la Tabla 10 se ejemplifica dicha relación.

Tabla 10. Relación de los sentidos y los sensores

Sentido	Órgano	Estímulo	Tipo de sensor
Oído	Oído	Sonido	Presencia, distancia.
Tacto	Piel	Contacto	Temperatura, presión, humedad.
Vista	Ojos	Luz	Iluminación, presencia, color.

2.3.1 Clasificación de Sensores

La Guía Rápida de Sensores (Serna, 2010, pp.3-6), afirma que la clasificación de sensores se ha vuelto necesaria ya que facilita entender su funcionamiento, para esto existen tres tipos de clasificación, las cuales se observan en el Diagrama 14 y se explican a continuación.

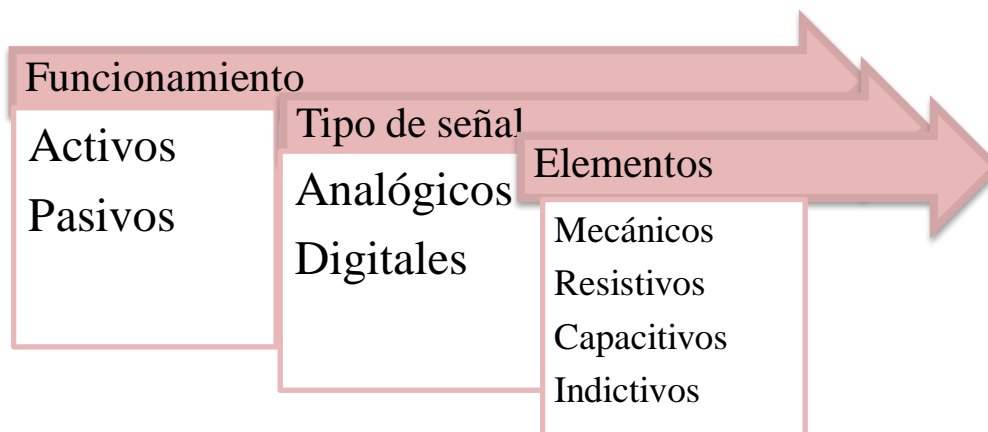


Diagrama 14. *Clasificación de sensores*

- ◆ Activos: No pueden funcionar por sí mismos, necesitan una fuente externa de alimentación.
- ◆ Pasivos: Son capaces de funcionar con las condiciones del medio en el que se encuentran.
- ◆ Analógicos: Su señal puede tomar infinidad de valores entre un máximo y un mínimo.
- ◆ Digitales: Su señal toma valores de “0” o “1” únicamente.
- ◆ Mecánicos: Utilizan contactos mecánicos que cierran y abren.
- ◆ Resistivos: Utilizan elementos resistivos.
- ◆ Capacitivos: Utilizan condensadores.
- ◆ Inductivos: Utilizan bobinas.

2.3.2 Características de los sensores

De acuerdo a Ramírez et al. (2014, pp.17-21), las características de los sensores se dividen en dos ramas que definen el comportamiento del sensor con respecto al tiempo como representa el Diagrama 15.

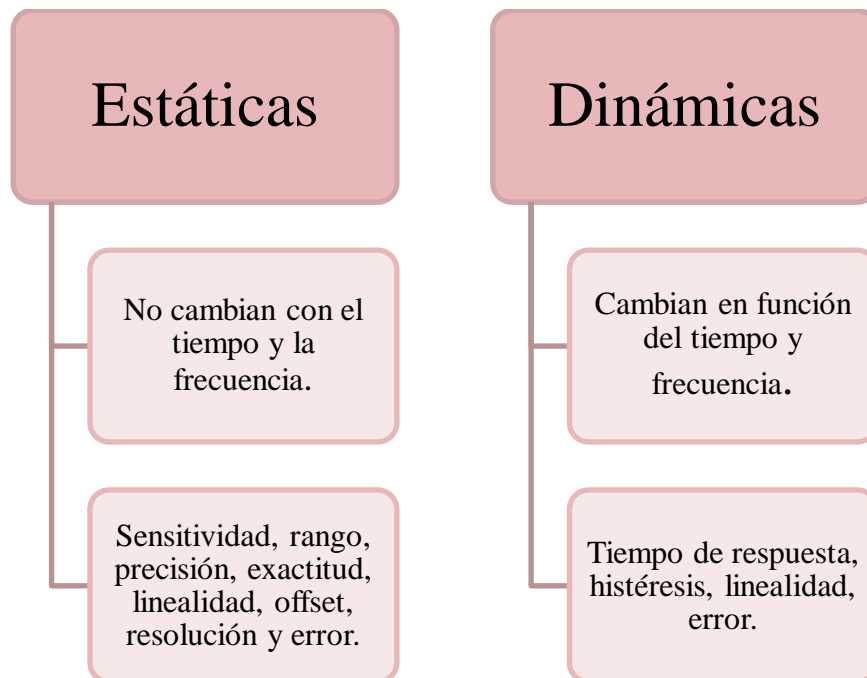


Diagrama 15. Características de los sensores

- ◆ Sensibilidad: Es el valor mínimo de entrada que un sensor necesita para producir una salida que sea perceptible. Esta es representada gráficamente por la curva de salida, es decir, muestra la diferencia en la salida con respecto a la entrada de dicho sensor.
- ◆ Rango: Es la extensión de valores de una magnitud que un sensor puede medir, está definida por un valor máximo y un valor mínimo.
- ◆ Precisión: Es la cantidad de veces que se repite una medida, es decir, si el sensor mide el mismo valor n veces, debe proporcionar n veces una salida igual.
- ◆ Exactitud: Es un valor porcentual que representa la diferencia Máxima entre el valor real de la magnitud y el valor de la salida del sensor.
- ◆ Linealidad estática: Es la desviación que existe entre la curva de condiciones ideales (dada por el fabricante) y la curva de salida real, indica cuánto se aleja el sensor de la curva ideal y el valor máximo a escala completa, se calcula en valor porcentual:

$$\% \text{ no linealidad} = \frac{\text{desviación máxima}}{\text{valor máximo a escala completa}} \times 100$$

- ◆ Offset: Es una salida que presenta la señal del sensor cuando debería de ser cero, se muestra en la curva de salida como un corrimiento en el eje y .
- ◆ Resolución: Es el cambio mínimo en la magnitud que el sensor es capaz de medir o detectar.
- ◆ Error estático: Depende de la linealidad que tiene la curva de error y del tipo de escala, es decir, es la posibilidad de cometer un error durante la medición.

- ◆ Tiempo de respuesta: Es el intervalo de tiempo que transcurre entre el momento en el que la magnitud presenta un cambio y el momento en el que el sensor lo detecta.
- ◆ Histéresis: Se refiere a qué tan eficiente es el sensor para imitar la curva de salida ideal, pero esta cruza en ambos sentidos (a diferencia de la linealidad).
- ◆ Linealidad dinámica: Dice qué tanto se distorsiona la salida del sensor cuando la magnitud sufre cambios bruscos, es decir, qué tan capaz es el sensor de seguir la curva de salida ideal.
- ◆ Error dinámico: Depende de condiciones que afectan directamente al sensor pero no dependen de la magnitud censada, como la posición del sensor, cargas parásitas, etc.

2.4 Transductores

Es un aparato capaz de convertir algún tipo de señal (magnitud física) en información (magnitud eléctrica). Los transductores se dividen principalmente en dos como explica el Diagrama 16, según Sensores y Actuadores (Ramírez et al., 2014, pp.2-3).

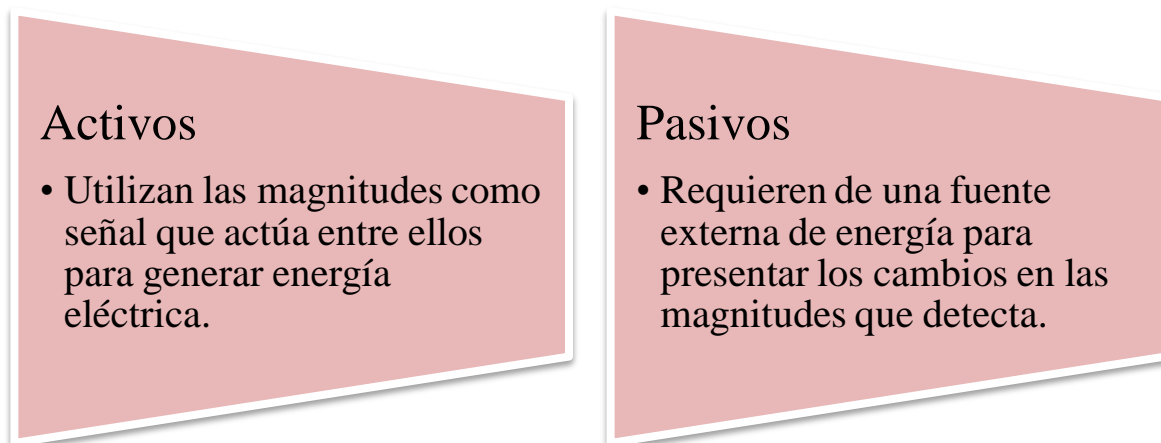


Diagrama 16. División de transductores

La función particular de los transductores es cambiar el dominio de la variable, es decir, tiene la capacidad de transformar. Ramírez et al. (2014, p.3) afirma que pueden formar parte de un sistema de censado con dos aplicaciones distintas como muestra el Diagrama 17.

De entrada

- Mide una variable para que su salida sea empleada en un sistema de procesamiento en la información.

De salida

- Utiliza la señal de salida de un sistema de procesamiento para generar una acción perceptible en el medio.

Diagrama 17. Aplicaciones de transductores

2.5 Sensores en la Química

La medición de parámetros químicos es de gran importancia en la industria, ya que se puede ayudar a optimizar la producción y mejorar la calidad de dichos productos cuando se conocen cualidades específicas de las sustancias utilizadas (Conde, 1996, p.116).

2.5.1 Electroquímicos

La dinámica de ejecución de este tipo de sensores se basa en el principio físico de su funcionamiento, dependiendo de su clasificación, (Escalona et al., 2012, pp.76-80), la cual se observa en el Diagrama 18.

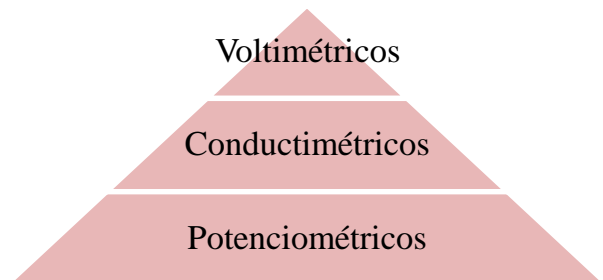


Diagrama 18. Clasificación de sensores

- ◆ Voltimétricos: Se encargan de medir por medio de una relación voltaje-corriente, el proceso consta de introducir un potencial al sensor para medir una corriente ajustada a la especie de interés electro activa. Es decir, funciona al generar una señal eléctrica que sea equitativa a la concentración de dicha especie.
- ◆ Conductimétricos: Se basa en la variación de la conductividad del material (polímeros u óxidos metálicos) cuando es expuesto a la especie de interés.
- ◆ Potenciométricos: Su funcionamiento está dado por la medición de la diferencia de potencial entre un electrodo indicador y la especie de interés que es representada por un electrodo de referencia.

2.5.2 Termistores

Se trata de un material semiconductor cuya resistencia eléctrica va a cambiar en función a la temperatura. En Guía Práctica de Sensores (Serna, 2010, pp.37-38) existen dos tipos ilustrados en el Diagrama 19.

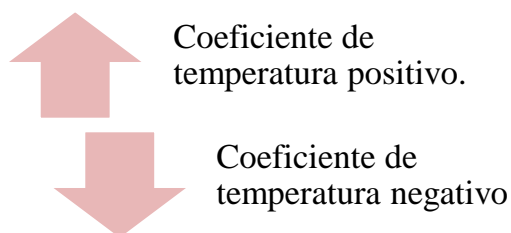


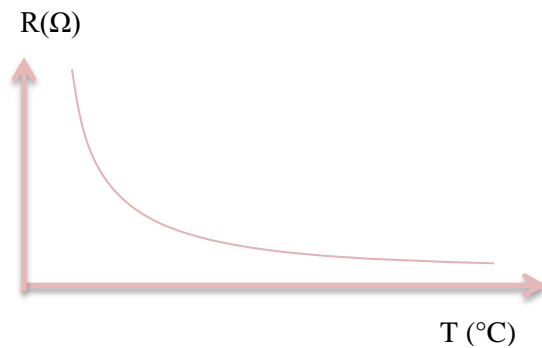
Diagrama 19. Tipos de termistores

- ◆ NTC (coeficiente negativo de temperatura): Está hecho por óxido de: magnesio, níquel, hierro, cobalto o cobre (principalmente). Su funcionamiento se basa en el aumento de la temperatura que

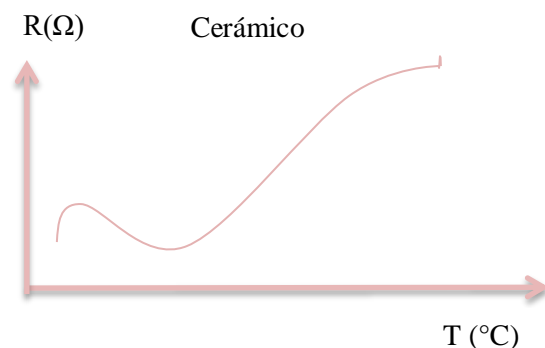
reducirá la resistencia como se observa en la Gráfica 1.

- ♦ PTC (coeficiente positivo de temperatura): Este tipo de termistor aumenta su resistencia eléctrica conforme aumenta la temperatura. Hay dos tipos de PTC de acuerdo a su composición y su dopaje.

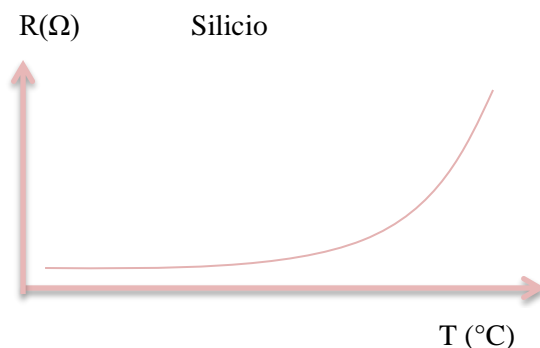
- ◊ Cerámicos: Su resistencia eléctrica cambia de manera abrupta cuando la temperatura es suficiente para perder las propiedades magnéticas como se muestra en la Gráfica 2.



Gráfica 1. Curva de salida del NTC



Gráfica 2. Curva de salida del PTC cerámico



Gráfica 3. Curva de salida del PTC de silicio

- ◊ Silicio: Este tiene un dopado de titanio y bario. Se utilizan para funciones de control de temperatura y sobretensiones debido a que la variación de sus resistencias es muy súbita, como se ve en la Gráfica 3.

2.5.3 De Temperatura Integrados

Este tipo de sensores puede dar a su salida magnitudes de tipo analógica (tensión o corriente) o digitales (binario) (Serna, 2010, pp.45-48).

- ♦ LM335: Comúnmente funciona con tres terminales, dos de ellas como entrada de alimentación y una como la salida de tensión la cual es directamente proporcional a la temperatura en una relación de 1°C a 10mV .

- ◆ LM77: Es de tipo digital, tiene una salida con dos modos: Comparador o de acontecimientos que se activa cuando la temperatura supera a la que se programó con anterioridad. También cuenta con una alarma, esta funciona cuando el límite crítico de temperatura es superado.

2.5.4 De Humedad

La humedad es la concentración de agua en un medio y puede influir en una diversa cantidad de procesos y en la salud. La Guía Práctica de Sensores (Serna, 2010, pp.69-73) se refiere a la humedad de tres maneras como explica la Tabla 11.

Tabla 11. *Tipos de humedad*

Absoluta	Específica	Relativa
Es la relación entre la cantidad de agua (kg) en el medio y el volumen (m^3) del medio.	Relación entre la cantidad de agua y la cantidad de sustancia seca (ambos en kg).	Es el porcentaje de agua en un gas que tendría en estado de saturación.

También afirma que para medir la humedad existen diversos sensores: de condensación, electrolíticos, resistivos y capacitivos, dando como ejemplos los siguientes:

- ◆ HCH1000: Tiene una respuesta rápida ya que es fabricado con semiconductores, lo que también lo hace resistente a los cambios de la temperatura. Está diseñado para medir la humedad relativa y es de tipo capacitivo.
- ◆ SHT71: Es de tipo digital, con lecturas en 8, 12 o 14 bits, se trata de un encapsulado miniatura (4 pastillas). Tiene dos líneas de transmisión: un reloj (señal de sincronismo) y dato para transmitir información. Su protocolo debe de ser desarrollado por el programador.

2.6 Sensores en la Ingeniería

La importancia de los sensores en la ingeniería surge a partir de la invención e implementación de máquinas y procesos automatizados. Se han vuelto fundamentales para cualquier sistema que necesite interactuar con el mundo real (Ramírez et al, 2014, p. V).

2.6.1 Sensores Físicos

En Sensores y Actuadores (Ramírez et al, 2014, pp. 74-98). se establece que las magnitudes físicas pueden presentar dos tipos de comportamiento: rotacional o transicional, por lo tanto, los sensores físicos deben ser capaces de detectarlos, descritos en el Diagrama 20 y ejemplificados a continuación:

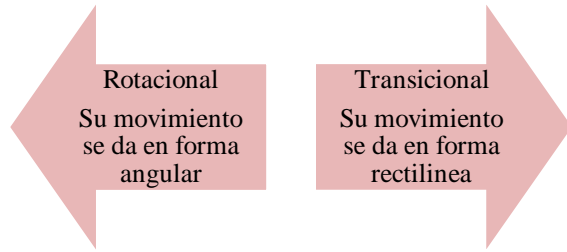


Diagrama 20. Tipos de comportamiento físico

- ◆ Encoder: Este sensor tiene la facultad de detectar movimientos lineales y de rotación (lo que lo hace el más utilizado) y los transforma en una señal de tipo digital, su clasificación la explica el Diagrama 21.

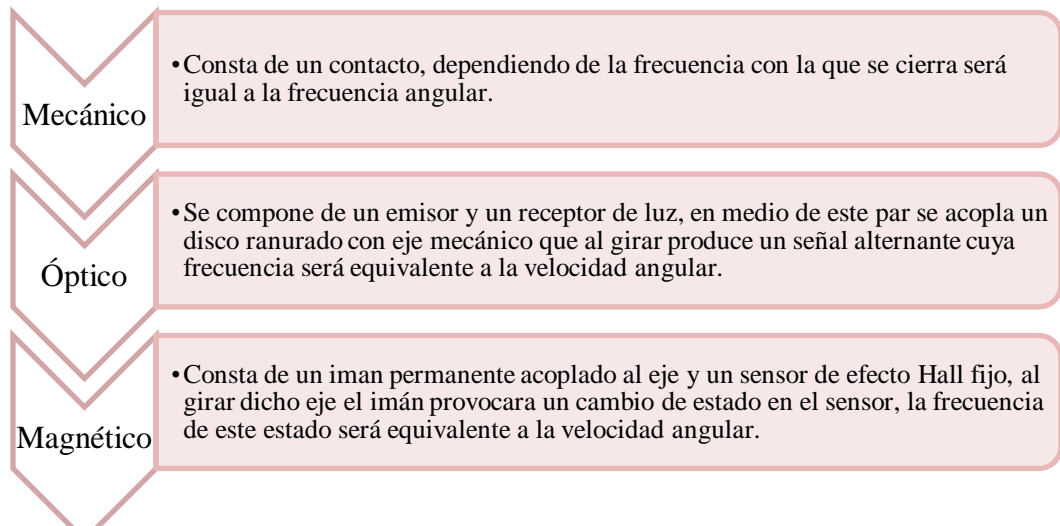


Diagrama 21. Tipos de encoder



Diagrama 22. Aplicaciones de un acelerómetro

- ◆ Acelerómetro: Ramírez et al (2014, p. 98) lo define como “una masa móvil que al percibir aceleración externa genera un desplazamiento proporcional al cociente entre la fuerza aplicada y la rigidez aplicada y la rigidez asociada”. Es un sensor usado para aplicaciones estáticas y dinámicas, como

se observa en el Diagrama 22, que utiliza los principios de transducción que se definen en el Diagrama 23.

Piezoeléctrico

Al ser comprimido o liberado por la masa móvil genera un voltaje correspondiente conducido a un circuito amplificador para que la señal sea interpretada.

Piezoresistivo

El material tendrá una variación de resistividad de acuerdo a la vibración que la masa efectue sobre él, la cual producirá un cambio de voltaje del circuito que se amplificará para su lectura.

Capacitivo

Consta de dos electrodos, uno móvil (parte del capacitor) y uno fijo, al percibir aceleración externa, el electrodo móvil genera un cambio en una variable de lectura.

Diagrama 23. Principios de transducción de un acelerómetro

2.6.2 Sensores de Luz

Sensores y Actuadores (Ramírez et al., 2014, pp. 114-115) dice que la luz se compone por una partícula elemental llamada fotón. La luz es muy útil para medir diferentes magnitudes como: temperatura, distancia, color, composición química, entre otras y da los siguientes ejemplos:

- ◆ Fototransistor: Es el transductor que determina la intensidad del haz de luz emitiendo una señal eléctrica. Su función es convertir la energía almacenada de un fotón en portadores de carga, lo que agrega cierta ganancia a la corriente.
- ◆ Fotodiodo: Es un semiconductor de tipo óptico con la función de generar pares electrón-hueco cuando percibe un fotón. Requiere una polarización en inversa, cuando se da la presencia de dichos pares (fenómeno fotoeléctrico), la corriente aumentara. La tabla 12 ilustra los tipos que existen.

Tabla 12. Tipos de fotodiodos

PIN	Avalancha	Schottky
Produce un electrón hueco y tiene una baja capacitancia parásita lo que lo vuelve eficiente a altas frecuencias.	Trabaja con baja irradiación y tiene una alta ganancia de corriente lo que incrementa el ruido.	Tiene niveles bajos de capacitancia parásita y se aplica en altas frecuencias.

- ◆ Fotorresistencia: Es un transductor cuyo valor de resistencia cambia en función de la luz que incide en él. Se fabrica con sustratos cerámicos y semiconductores, estos últimos pueden ser excitados en un circuito cerrado, térmicamente o por radiación óptica y la cantidad de pares electrón-hueco son los que determinan su conductividad, dicha cantidad de pares aumenta al incidir la luz sobre el semiconductor.

2.6.3 Sensores de Color

El color es determinado como la capacidad que tiene un material para reflejar o absorber la luz y es percibido cuando la longitud de onda producida por los rayos de luz es captada por los órganos visuales. Los componentes de color de estos sensores son: rojo, verde y azul (por sus siglas en inglés RGB) (Ramírez et al., 2014, p. 125). Existen dos tipos:

- ◆ Basado en filtros: Es lineal, por lo que la salida de voltaje será directamente proporcional a la irradiación. Se compone de un trío de fotodiodos con un filtro rojo, verde y azul (un color para cada fotodiodo), la salida de cada uno será la irradiación en él.
- ◆ Basado en la irradiación de una fuente fija: Este sensor cuenta con tres fuentes de luz: roja, verde y azul (en un LED RGB o en tres individuales), dichas luces se reflejan sobre el objeto, una por una y el elemento fotosensible capta la luz reflejada, la luz que tenga una mayor intensidad reflejada será el color de dicho objeto.

2.7 Sensores en la Medicina

Con el paso del tiempo y los avances tecnológicos, los sensores dentro del área médica se han vuelto más comunes y necesarios ya que pueden detectar variables tangibles e intangibles o acortar su tiempo de medición, aumentando la precisión de dicha medida y mejorando la respuesta del personal médico ante una emergencia.

2.7.1 Electrocardiograma (ECG)

Según el Cardiología y Cirugía cardiovascular (Bañeras et al., 2020, pp. 11-13), es el examen complementario más útil dentro de la práctica clínica diaria. Se basa en el

registro por medio de electrodos de los campos eléctricos producidos por el movimiento de iones en la célula miocárdica, también llamados vectores, que generan una onda positiva la cual dependerá de la intensidad de dicho campo al acercarse al electrodo, cuando el vector se aleja se crea una onda negativa pero similar, de acuerdo a la Figura 8.

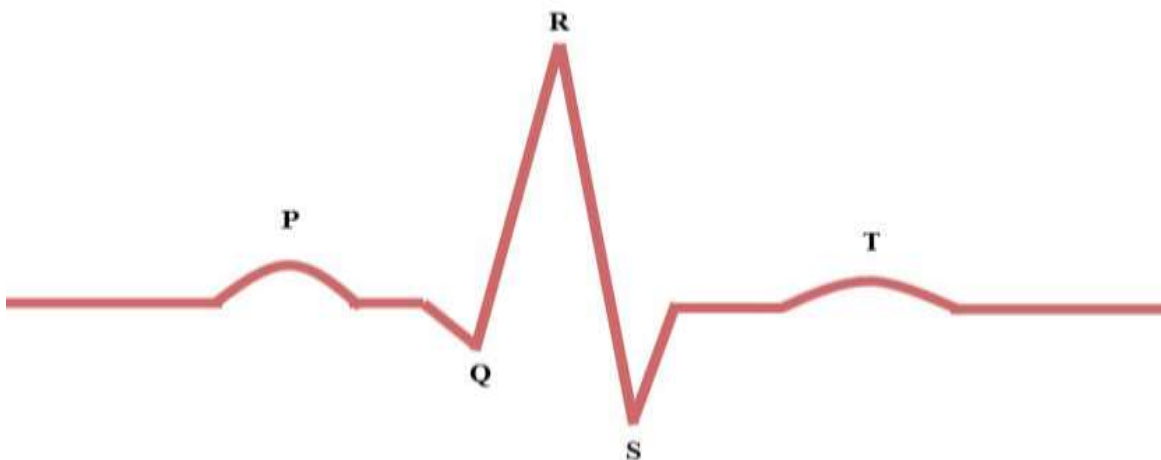


Figura 8. Forma normal de un electrocardiograma

- ◆ ECG normal: Bañeras et al. (2020, pp. 11-13) explica las siguientes características:
 - ◇ Frecuencia cardíaca en reposo: 60-100 latidos por minuto.
 - ◇ Onda P: Es la despolarización auricular.
 - ◇ Intervalo PR: Es el tramo de inicio de la Onda P hasta donde comienza el intervalo de la onda QRS. Es el reflejo del retraso de la conducción en el nodo AV del impulso eléctrico. Mide entre 120ms y 200 ms.
 - ◇ Complejo QRS: Es el proceso de despolarización ventricular, tiene lugar entre -30° y $+90^\circ$, aún en 120° se considera normal.
 - a) R: Es la primera onda positiva.
 - b) Q: Es la primer onda negativa.
 - c) S: Es la segunda onda negativa.
 - ◇ Segmento ST: Al terminar la despolarización ventricular hay un intervalo de tiempo donde no se generan nuevos campos eléctricos.
 - ◇ Punto J: Unión entre la onda S y la onda T.
 - ◇ Intervalo QT: Va del inicio del QRS hasta el final de la onda T. En hombres debe durar menos de 44ms y en mujeres menos de 45ms.

- ◆ Alteraciones en el ECG: son causa de alguna afectación directa en el corazón las cuales se explican en la Tabla 13 (Bañeras et al., 2020, pp. 11-13).

Tabla 13. *Alteraciones en el electrocardiograma*

Parte	Alteración	Causa
Onda P.	Picuda y el primer componente positivo está crecido.	Crecimiento del AD.
	Ancha y mellada en el segundo componente negativo.	Crecimiento del AI.
	Desaparece y aparecen Ondas F.	Flutter
	Desaparece y aparecen Ondas F en dientes de cierra.	Flutter auricular.
	Se incluye en Complejo QRS.	Taquicardia
Intervalo PR.	Alargamiento	Bloqueo AV de primer grado.
	Alargamiento progresivo.	Bloqueo AV de segundo grado.
	Alargamiento variable.	Bloqueo AV de tercer grado.
	Acortamiento.	Preexcitación ventricular.
	Descenso.	Pericarditis aguda.
Complejo QRS.	Ancho superior a 120ms.	Bloqueo de Haz de His, preexcitación ventricular, hiperksemia.
	Onda S ancha.	Bloqueo de rama derecha.
	GRS negativo.	Bloqueo de rama izquierda.
	Onda Q negativa.	Sobre carga ventricular derecha.
	Voltajes altos en QRS.	Crecimiento del VI.
	Alternancia en la amplitud de QRS.	Derrame pericárdico.
Segmento ST.	Asenso mayor a 1mm.	Lesión transmural, pericarditis, aneurisma ventricular.
	Descenso	Isquemia, infarto agudo, sobrecarga ventricular.
Onda T.	Elevación	Isquemia subendrómica.

	Picudas	Hiperkemia
	Negativa	Isquemia transmural.
Intervalo QT.	Acortamiento	Hipercalcemia, tratamiento de digoxina.
	Alargamiento	Hipocalcemia, hipokemia, hipomagnesemia.

Hoy en día común encontrar electrocardiogramas como el mostrado en la Figura 9.

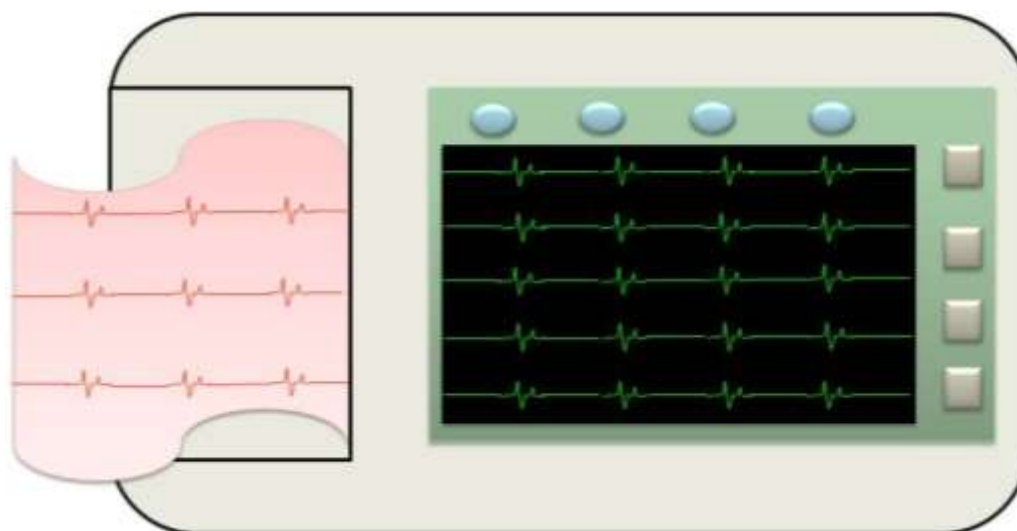


Figura 9. Electrocardiógrafo

2.7.2 Oxímetro de Pulso

El oxígeno es transferido de los pulmones a las células del cuerpo por medio de la hemoglobina de los glóbulos rojos. El Diagrama 24 expone las técnicas de medición (Martín Bosio, 2021)

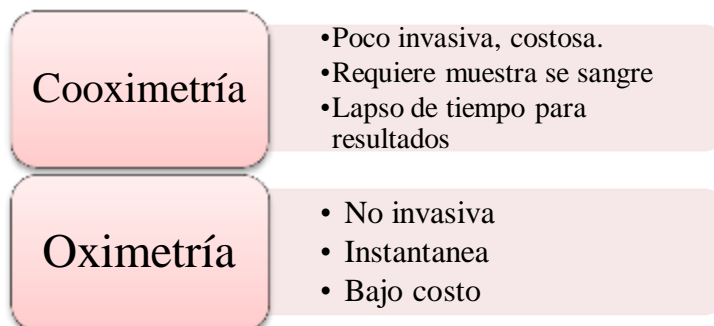


Diagrama 24. Técnicas de medición de oxígeno

Bosio explica que el oxímetro de pulso se coloca de manera no invasiva en un tejido translúcido, de preferencia el dedo índice, donde aumenta el volumen sanguíneo durante la pulsación para detectar la transmisión de luz roja e infrarroja y obtener el SpO_2 (componente pulsátil de la señal). Este tipo de oxímetro, que se muestra en la Figura 10, es de fácil adquisición y bajo costo.



Figura 10. Oxímetro de pulso

2.7.3 Manómetro

Es el instrumento usado para medir la presión arterial. Su funcionamiento se basa principalmente en sensores con la capacidad de percibir la oscilación que presenta la sangre al pasar por la arteria, al ejercer presión sobre la misma para analizar el comportamiento de la vibración en la pared arterial como se puede ver en la Figura 11 (Multicolor SA de CV, 2021). Se compone de cuatro partes principales:

- ◆ Maga inflable: Es un brazalete donde se albergan los sensores, al colocarse en la muñeca se infla comprimiendo la arteria.
- ◆ Pantalla LCD: Muestra las cifras de la presión sistólica y diastólica.
- ◆ Compresor eléctrico: Se encarga de inflar la manga.
- ◆ Microcomputadora: Compuesta por una memoria y una reloj.



Figura 11. Manómetro

CAPÍTULO TRES: DISEÑO DE UNA TARJETA PCB PARA EL MONTAJE DE LOS MÓDULOS Y SU PROGRAMACIÓN

En el capítulo dos se explicaron las características de los sensores y su funcionamiento. En este capítulo se describirán las particularidades de los componentes electrónicos y módulos que conforman el sistema electrónico y se detallará su procedimiento de programación así como su funcionamiento, dicho sistema se divide en cuatro partes principales: el electrocardiograma, el semáforo indicador y el dispensador.

3.1 Electrocardiograma

Es la primera etapa del sistema, consta del módulo AD8232, conectado directamente a la tarjeta de desarrollo Arduino UNO marca STEREN, el cual mostrará la gráfica del electrocardiograma por medio del Monitor Serie de Arduino.

3.1.1 Tarjeta de Desarrollo Arduino UNO

Es el elemento de hardware principal de la plataforma electrónica de código abierto Arduino, ilustrado en la Figura 12. Es la tarjeta capaz de leer entradas y producir salidas, ejemplificadas en el Diagrama 25, por medio de un conjunto de instrucciones específicas enviadas al microcontrolador ATMEGA328P, en el Anexo 1 se muestran sus especificaciones técnicas. Fue creado en el Instituto de Diseño y de Interacción Ivrea como una herramienta de creación simple y accesible para principiantes y muy flexible para usuarios avanzados (*What is Arduino?*, s. f.).



Diagrama 25. Ejemplos de entradas/salidas de Arduino

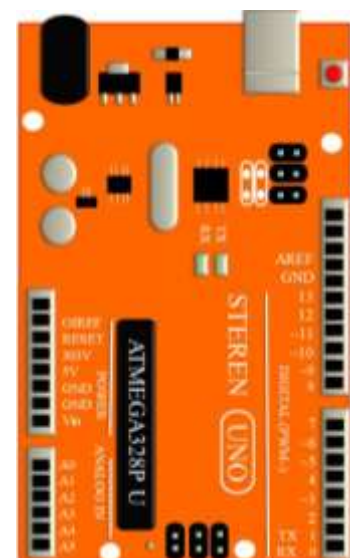


Figura 12. Tarjeta de desarrollo Arduino UNO

Cuenta con 14 entradas/salidas digitales, de las cuales 6 pueden programarse como PWM (~), 6 entradas analógicas, un resonador cerámico de 16MHz, un puerto USB, 2 conectores (alimentación e ICSP) y un botón de Reset. Puede ser alimentado desde el puerto USB o de una fuente de voltaje continuo. En la Tabla 14 se pueden observar las ventajas que tiene, mientras que la Tabla 15 muestra sus especificaciones técnicas (*Arduboard Uno R3*, s. f.).

Tabla 14. *Ventajas de Arduino*

Costo	Multiplataforma	Código Abierto
Es más económica que otras plataformas	Es ejecutable en Windows, Macintosh OSX y Lunix	Lenguaje extendible a bibliotecas C++ y AVR-C

Tabla 15. *Especificaciones técnicas de la tarjeta Arduino UNO*

Característica	Rango/Valor
Microcontrolador	ATmega328P(8-bit)
Chip USB	ATmega16U2
Conector USB	Tipo B
Voltaje de operación	5V DC
Voltaje de alimentación	6V-20VDC (7-12V recomendado)
Frecuencia de reloj	16MHz
Corriente de entrada/salida por pin	40mA max
Memoria FLASH	32KB
Memoria SRAM	2KB
Memoria EEPROM	1KB
Leds indicadores	ON, L(Pin 13), TX Y RX
Dimensiones	73x53x13 mm
Peso	30 gramos

3.1.2 Módulo AD8232

Es un integrado que contiene filtros de ruido, amplificadores de señal, dos entradas de tipo digital (LO- y LO+) y una salida de tipo analógica (OUTPUT). Se encarga de la evaluación del ritmo cardíaco utilizando las señales eléctricas que el corazón transmite en cada latido de manera no invasiva por tres electrodos conectados a la piel que se distinguen como R (rojo y verde) y L (amarillo) como se muestra en la Figura 13 y Figura 14 (*Módulo ritmo cardíaco ECG AD8232 con sondas, s. f.*).

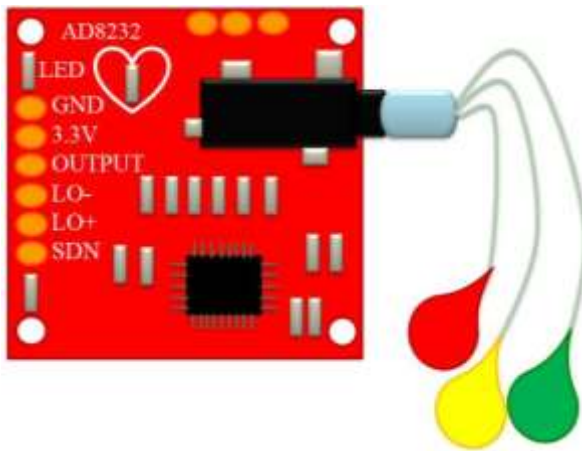


Figura 13. Módulo AD8232



Figura 14. Localización de los electrodos en el cuerpo

En la Figura 15 y Figura 16 se ilustran los dos diagramas de la composición interna del módulo, según su hoja de datos, así como sus especificaciones en la Tabla 16.

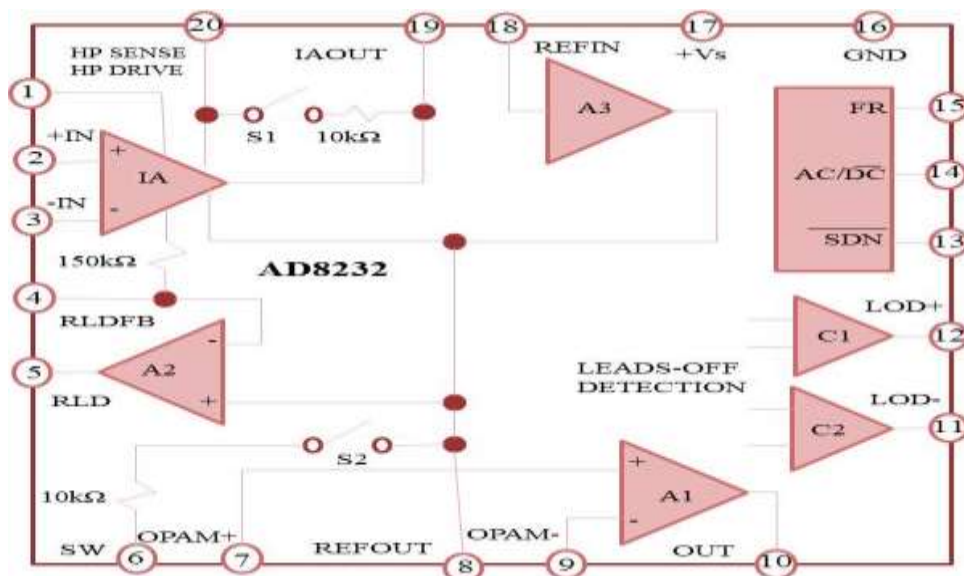


Figura 15. Diagrama de bloques del módulo AD8232

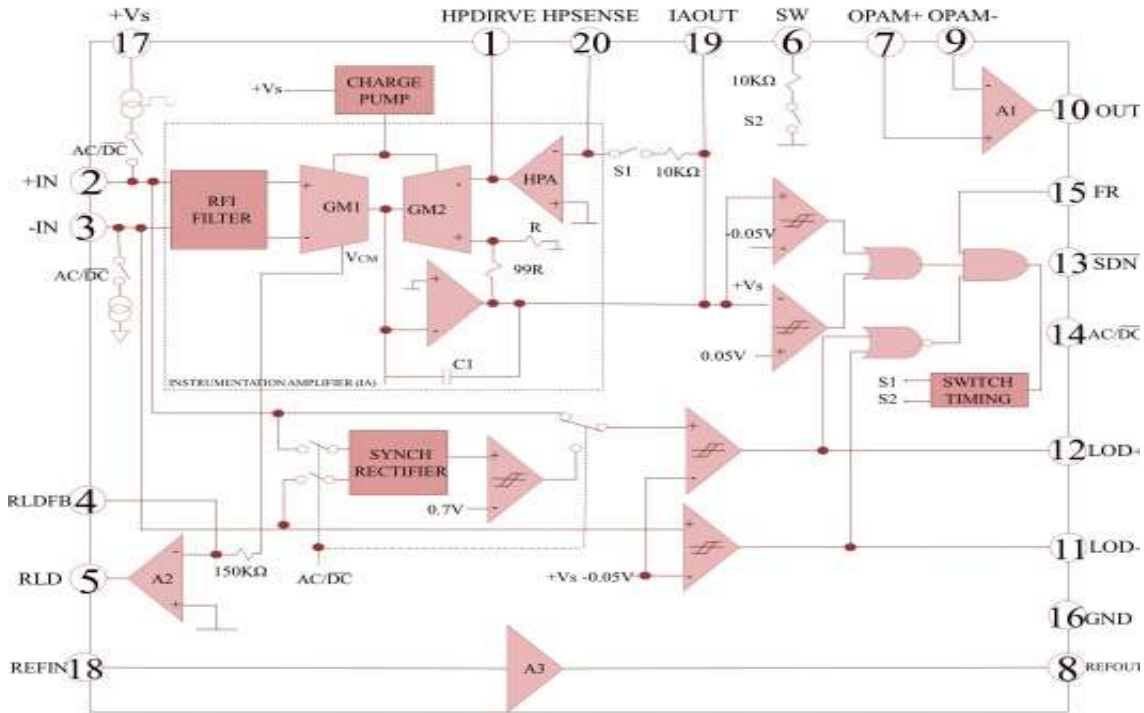


Figura 16. Diagrama esquemático del módulo AD8232

Tabla 16. Especificaciones técnicas del módulo Ad8232

Característica	Rango/Valor
Voltaje de operación	3.3V DC
Consumo de corriente	170uA
Salida	Tipo analógica
Entrada de electrodos	Mini Plug 3.5mm
Rechazo de ruido a 60Hz	80dB
Ganancia con bloqueo de corriente	100
Dimensiones	28x35 mm

Este módulo utiliza el Monitor Serie de Arduino para mostrar la gráfica del electrocardiograma en tiempo real, por lo que es necesario mantenerlo conectado al equipo de cómputo que tenga instalado IDE de Arduino. La conexión de este módulo se ejemplifica en la Figura 17.

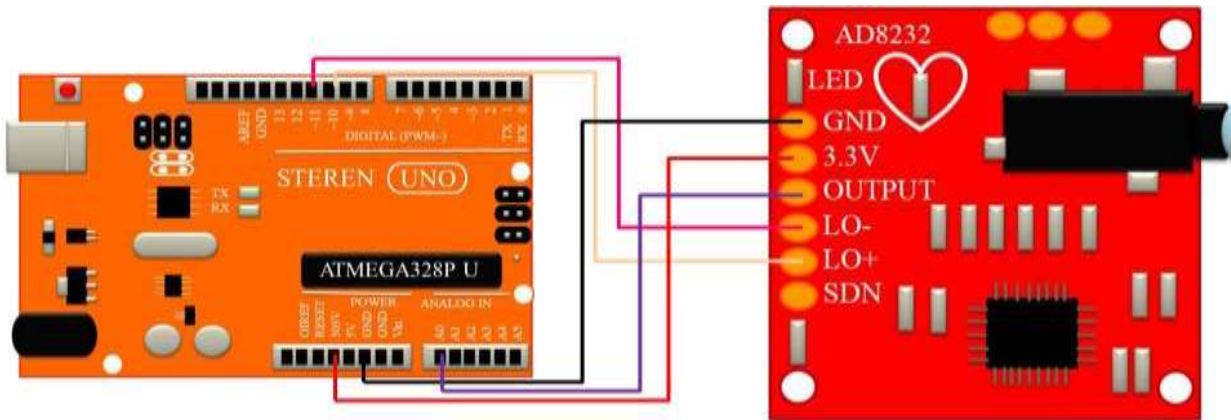


Figura 17. Conexión del módulo AD8232 a la tarjeta de desarrollo Arduino UNO

3.2 Semáforo Indicador

El objetivo de medir el pulso y la oxigenación de manera diaria en el paciente es monitorear de forma constante su estado de salud y poder tener una respuesta rápida en el caso de que se presente una fase de emergencia. El semáforo se compone principalmente por un sensor de oxígeno y pulso MAX30102, un diodo emisor de luz RGB, una pantalla de cristal líquido LCD (por sus siglas en inglés), un módulo de protocolo I²C y los resistores pertinentes para sus conexiones.

3.2.1 Módulo MAX30102

Es un sensor óptico que basa su funcionamiento en el comportamiento que la sangre presenta ante la luz en función de su grado de saturación de oxígeno, se trata de un pulsioxímetro y un monitor de frecuencia cardíaca mostrado en la Figura 18. Cuenta con dos diodos emisores de luz (uno de espectro rojo y otro infrarrojo) un fotodetector,, filtro de luz ambiental entre 50 y 60Hz, y un conversor analógico digital delta sigma de 16 bits y de hasta 1000 muestras por segundo (*Pulsioxímetro MAX30102*, 2022).

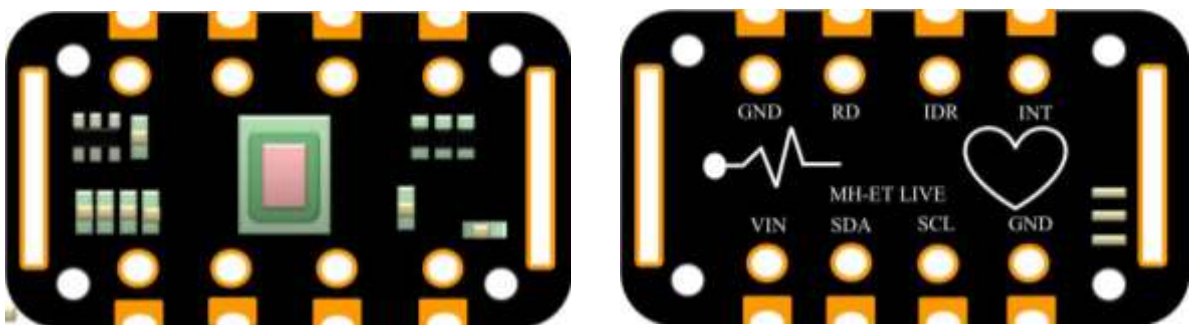


Figura 18. Módulo MAX30102

Detecta la luz reflejada y define el nivel de concentración de oxígeno con el método de pulsimetría óptica, donde la sangre saturada, llamada oxihemoglobina (HbO₂) absorbe una mayor cantidad de luz infrarroja, al contrario de la hemoglobina (Hb), sangre poco saturada, que absorbe más luz roja proceso como se observa en la Figura 19 (Llamas, 2020).

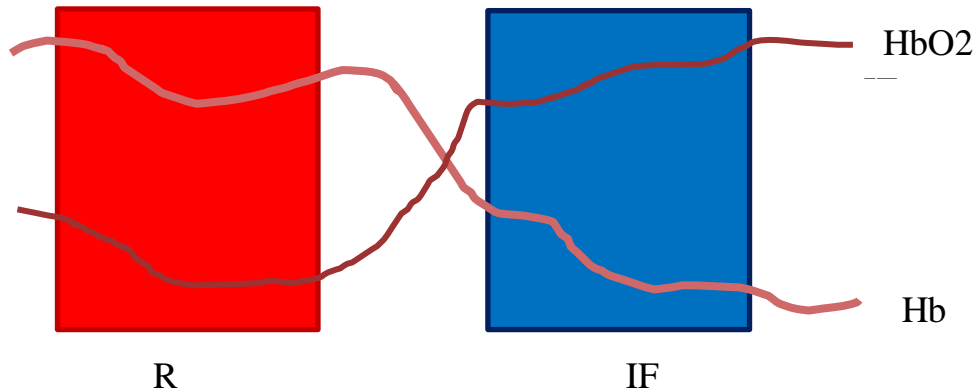


Figura 20. Relación Hemoglobina-Tipos de luz

Basado en su correspondiente hoja de datos (*Pulsioxímetro MAX30102*, 2022), se ilustran los diagramas de conformación del sensor MAX30102 en la Figura 20 y Figura 21, a continuación se enlistan sus especificaciones en la Tabla 17.

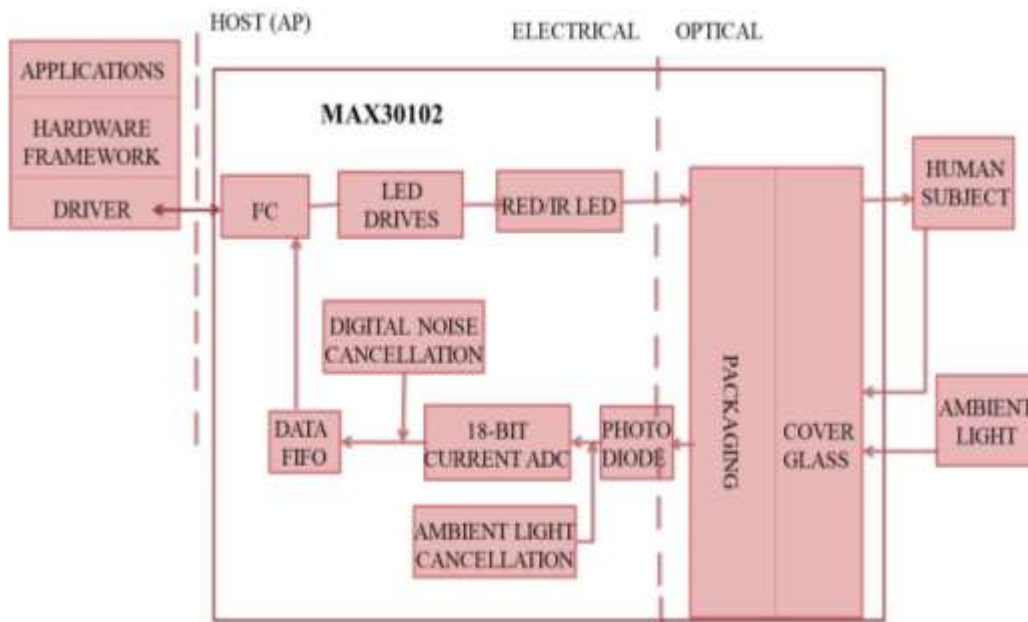


Figura 19. Diagrama de bloques del módulo MAX30102

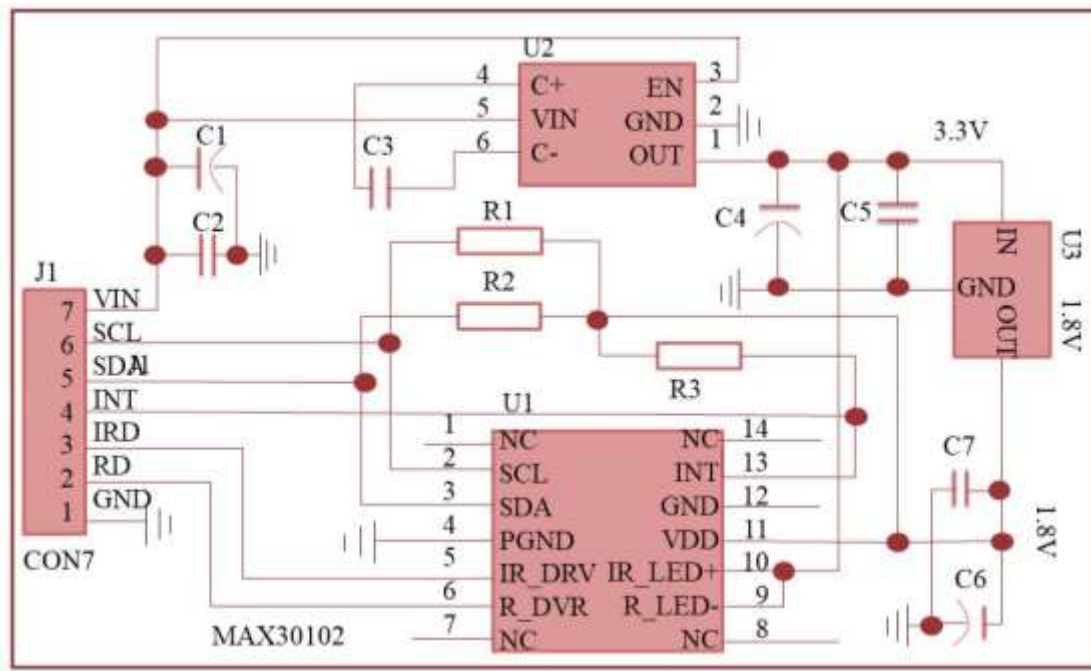


Figura 21. Diagrama esquemático del módulo MAX30102

Tabla 17. Especificaciones técnicas del módulo MAX30102

Característica	Rango/Valor
Voltaje de operación	5V DC
Protocolo de comunicación	I ² C
Led rojo	660 nm
Led infrarrojo	880 nm
Filtro de luz	50-60 Hz
Temperatura de trabajo	-40°C-+85°C
Dimensiones	21x15 mm

Este módulo puede mostrar los valores de saturación de oxígeno (SpO₂) así como el pulso cardíaco (HR) en el monitor serial de Arduino (posteriormente serán mostrados en la pantalla de cristal líquido). La conexión de este sensor con la tarjeta de implementación se muestra en la Figura 22.

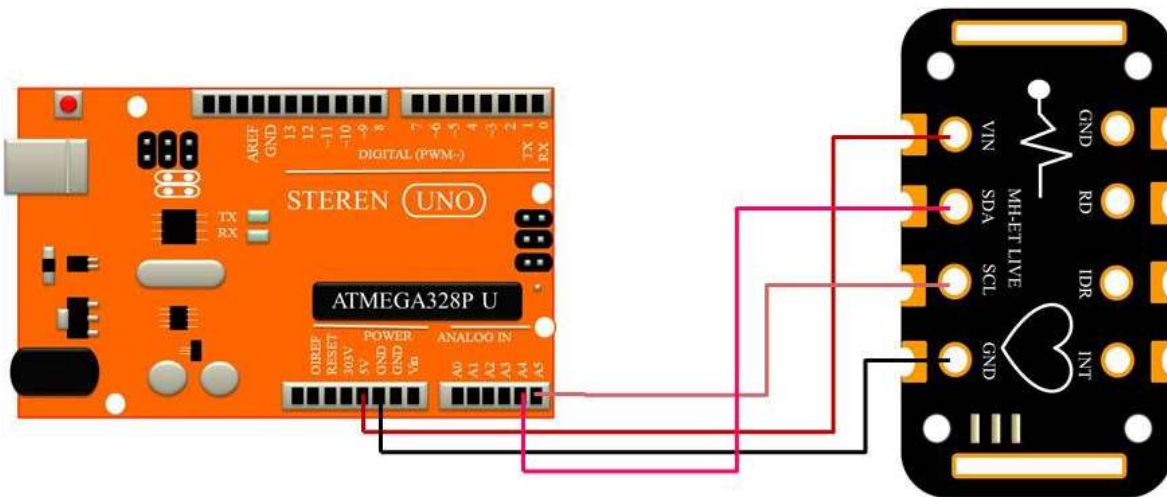


Figura 22. Conexión del módulo MAX30102 con la tarjeta de desarrollo Arduino UNO

3.2.2 Diodo Emisor de Luz RGB

Un diodo emisor de luz es un elemento de fácil aplicación y bajo consumo de energía. Se compone principalmente por un ánodo y un cátodo y debe conectarse en polaridad directa, es decir, el ánodo a la terminal positiva y el cátodo (borde plano o “patita” corta) a la terminal negativa. Cada diodo, dependiendo de su color, debe alimentarse con un voltaje específico, de ser menor no prenderá y de ser mayor se quemará (Fundación Slim, 2018).

En el caso del diodo RGB (Red, Green, Blue), mostrado en la Figura 23, se basa en los colores lumínicos primarios como se observa en la Figura 24 y contiene los tres tipos de luces en un solo encapsulado, combinando los niveles de saturación de cada una en un rango de 000 a 255 (código de color RGB) podemos obtener una amplia gama de opciones de luces como se explica en la Figura 25 y en la Tabla 18. Este tipo de diodo tiene cuatro terminales, tres cátodos (uno para cada luz) y un ánodo común ilustrado en la Figura 26 (*LED RGB 5mm ánodo común ultrabrillante, s. f.*)



Figura 23. Diodo RGB

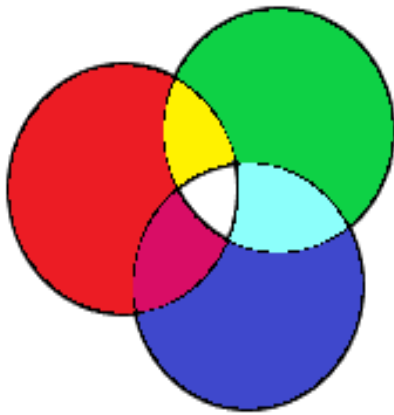


Figura 24. Diagrama de color RGB

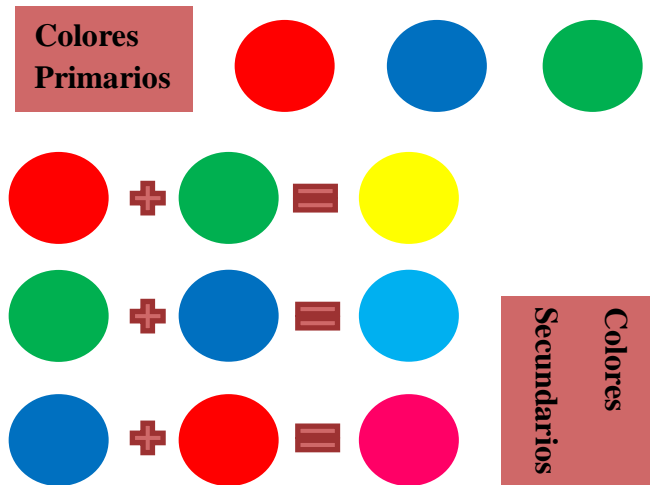


Figura 25. Combinaciones de color RGB

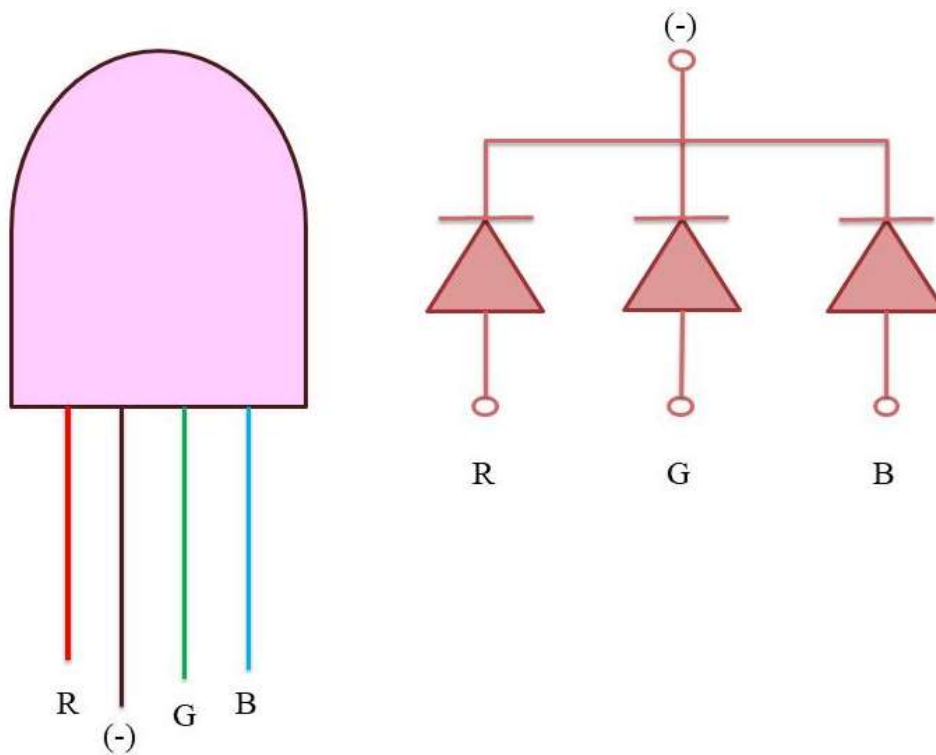




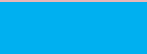






Figura 26. Diagrama de bloques del diodo RGB

Tabla 18. *Combinación de saturaciones para el diodo RGB*

Saturación			Color	
Rojo	Verde	Azul		
255	0	0	Rojo	
0	255	0	Verde	
0	0	255	Azul	
255	255	0	Amarillo	
0	255	255	Cian	
255	0	255	Magenta	

El diodo emisor será usado para indicar con un código de color las acciones a realizar después de la medición del pulso cardíaco como explica la Tabla 19.







Tabla 19. *Código de color del semáforo indicador*

Pulso	Color	Acción
$HR \geq 48$	Verde 	Administrar el medicamento
$40 \leq HR < 48$	Rojo 	No medicar
$HR < 40$	Amarillo 	Llamar a emergencias (911)

3.2.3 Resistor

Este elemento distribuye el flujo de energía en un circuito eléctrico delimitando la corriente debido a que los portadores de carga (electrones) se encuentran con ciertas dificultades para desplazarse dentro de él. Esta magnitud se mide en ohmios Ω , depende del material, la temperatura a la que se encuentra, la longitud del conductor (a la que es directamente proporcional) y la sección (a la que es inversamente proporcional). Existen tres tipos de resistores mostrados en la Tabla 20 (Fundación Slim, 2018b).

Tabla 20. Tipos de resistores

Tipo	Descripción	Símbolo	Imagen
Fijo	Su valor es establecido por el fabricante y es determinado por un código de color		
Variable	Su valor se determina con una perilla mecánica dentro de un rango		
No lineales	Su valor depende de una magnitud física como la temperatura o el potencial		

La conexión del diodo RGB requiere de tres resistores de carbono con un valor de 330Ω , uno para cada cátodo (entradas PWM de luz) como se muestra en la Figura 27.

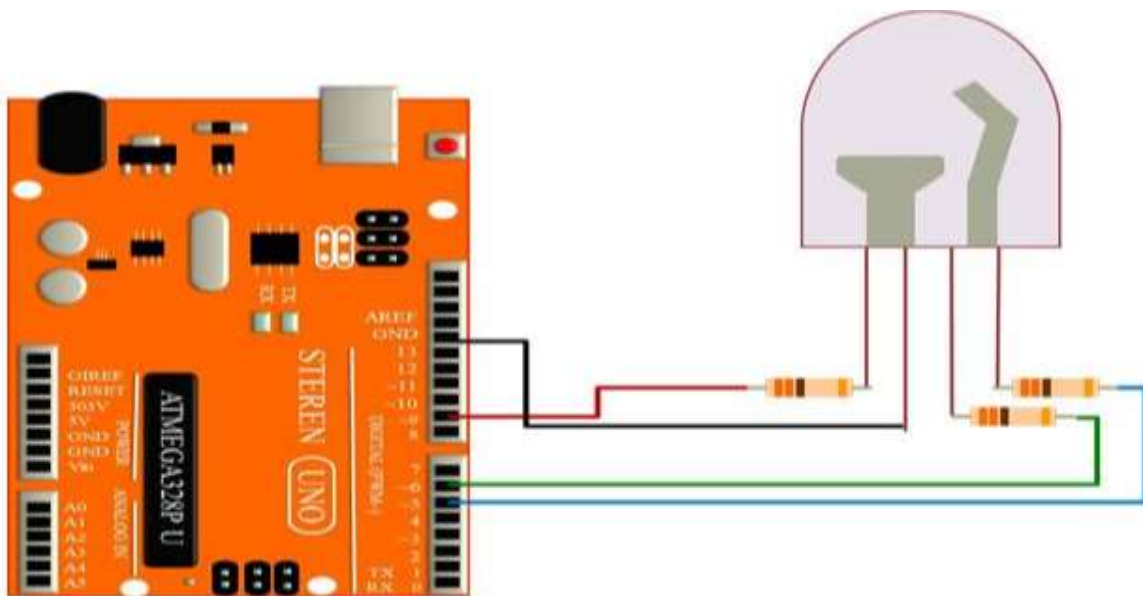


Figura 27. Conexión del diodo RGB a la tarjeta de desarrollo Arduino UNO

3.2.4 Pantalla de Cristal Líquido LCD

Esta pantalla se retro ilumina en color azul y tiene una visualización definida por el controlador LCD HD44780, tiene una resolución de 2 líneas por 16 columnas de dígitos alfanuméricos que opera a 5Vcc, se representa en la Figura 28. Su función principal es dar una salida alfanumérica con algún mensaje previamente determinado (texto/números/caracteres) y puede ser conectada a cualquier microcontrolador, en conformidad con su hoja de datos (*Display Alfanumérico LCD 1602 (3.3V)*, s. f.), se enlistan en la Tabla 21 las entradas de la pantalla de cristal líquido, mientras que en la Figura 29 se ilustra el diagrama de sus elementos centrales.

Tabla 21. Entradas de la pantalla LCD

#	Nombre	Función
1	VSS	GND
2	VDD	5V
3	V0	Contraste
4	RS	Registro
5	R/W	Lectura/Escritura
6	E	Habilita
7	D0	Datos 0
8	D1	Datos 1
9	D2	Datos 2
10	D3	Datos 3
11	D4	Datos 4
12	D5	Datos 5
13	D6	Datos 6
14	D7	Datos 7
15	A	Ánodo
16	K	Cátodo

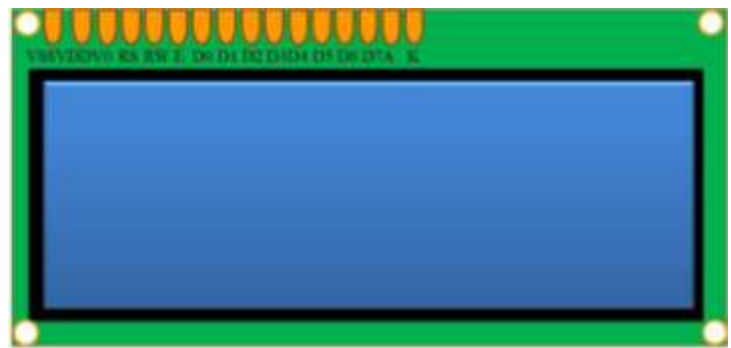


Figura 28. Pantalla de cristal líquido LCD

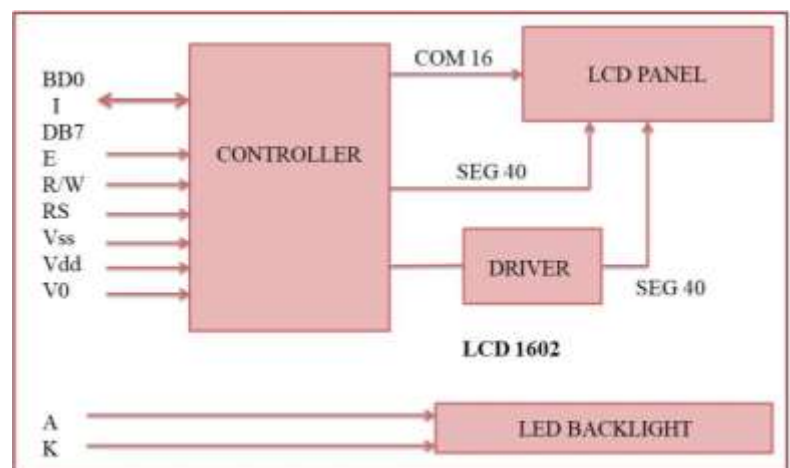


Figura 29. Diagrama de bloques de la pantalla LCD

Para conectar la pantalla de cristal líquido a la tarjeta de desarrollo se necesitan seis pines: dos de control y cuatro de datos, sin embargo, esta conexión requiere emplear una gran cantidad de pines generando complicaciones para los demás módulos del sistema, para simplificar dicha conexión se implementa un módulo adaptador de LCD a interfaz I²C, presentado en la Figura 30 con el cual sólo utilizaremos dos pines de conexión denominados SDA Y SCL, este módulo funciona como un expansor de entradas y salidas digitales PCF8574 y un potenciómetro para regular la intensidad de la luz de la pantalla (Llamas, 2017).

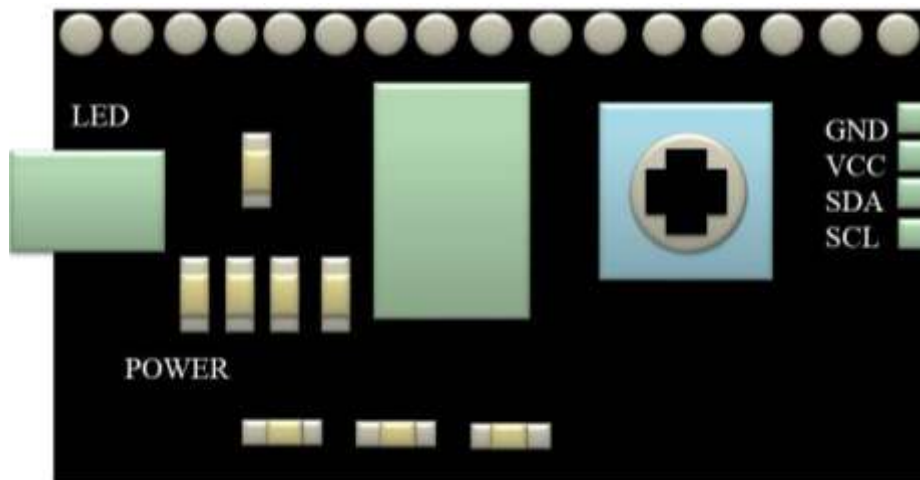


Figura 30. Módulo I²C

De acuerdo a la hoja de datos del módulo I²C (Llamas, 2017) se muestran sus diagramas de elementos internos en la Figura 31 y Figura 32 y sus características en la Tabla 22.

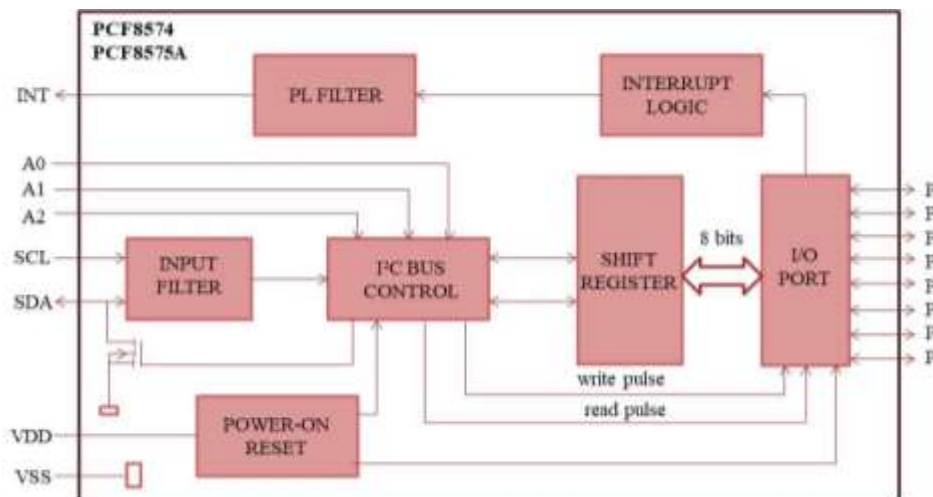


Figura 31. Diagrama de bloques del módulo I²C

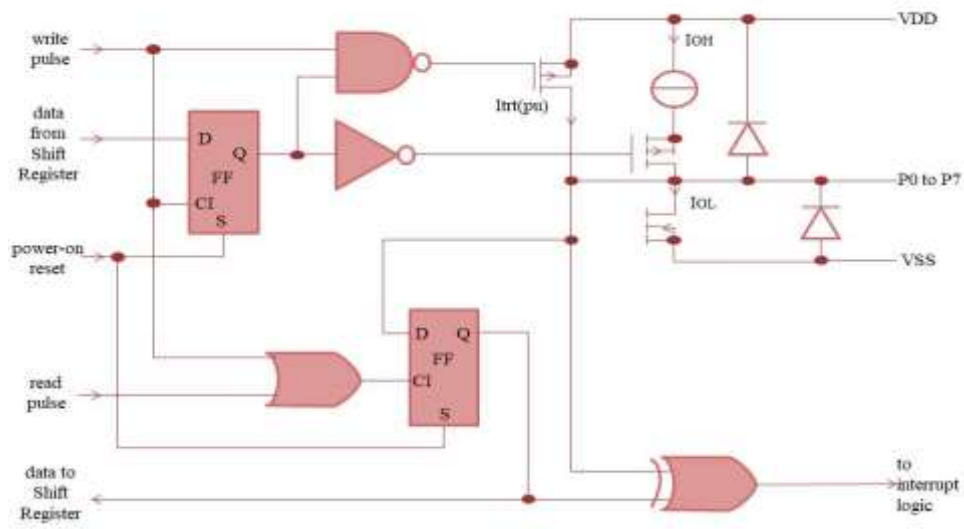


Figura 32. Diagrama esquemático del módulo I²C

Tabla 22. Especificaciones técnicas de la pantalla LCD y el módulo I²C

Característica	Valor/Rango	
	Pantalla de cristal líquido	Módulo I ² C
Voltaje de operación	3.3V	5V DC
Color de Texto	Blanco	N/A
Filas	2	N/A
Columnas	16	N/A
Dimensiones	80x36 mm	40x21 mm
Chip controlado	HD44780	PCF8574

En el sistema electrónico, la pantalla se encargará de proporcionar los valores de pulso cardíaco y de oxigenación del paciente, indicará si se debe o no administrar el medicamento y proporcionar el número de emergencias (911) de ser necesario según el valor de la frecuencia cardíaca (HR) explicado en la Tabla 23.

Tabla 23. Mensajes de la pantalla de cristal líquido

Pulso	Mensaje
$HR \geq 48$	Administrar el medicamento
$40 \leq HR < 48$	No administrar el medicamento
$HR < 40$	Llamar a emergencias 911

En la Figura 33 se ilustra la conexión de la pantalla de cristal líquido y el módulo I²C con la tarjeta de desarrollo.

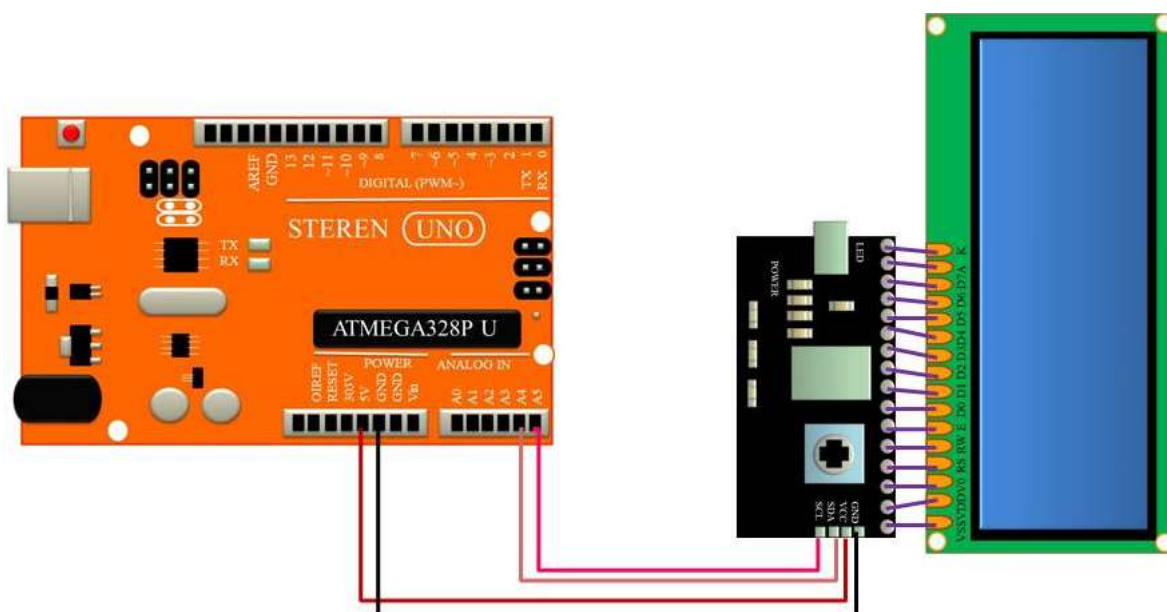
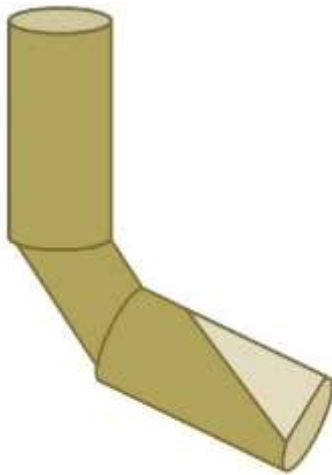


Figura 33. Diagrama de conexión de la pantalla de cristal y el módulo I²C a la tarjeta de desarrollo Arduino UNO

3.3 Dispensador

El dispensador se encarga de proporcionar de manera automática el medicamento siempre y cuando el pulso cardíaco detectado sea mayor 48 ppm (pulsaciones por minuto), este se compone principalmente de un ducto para el medicamento (para fines prácticos y demostrativos el medicamento es sustituido con cacahuates confitados), una compuerta controlada por un servo motor y una canasta de caída para el medicamento a administrar.

3.3.1 Ducto del Medicamento



El ducto está hecho de policloruro de vinilo (llamado PVC de forma comercial) para agua potable con un diámetro interno de $\frac{3}{4}$ " (19mm), así mismo se le agrega un codo de 45° con las mismas características. El primer tramo de ducto se coloca en posición vertical y mide 11cm, en seguida se coloca el codo de 45° y al término de este se instala un último tramo de ducto de 6cm el cual ha sido biselado para dar salida al medicamento como se muestra en la Figura 34.

Figura 34. Ducto del medicamento

3.3.2 Servomotor

La función principal de este dispositivo es girar su eje hasta un ángulo predeterminado dentro de un rango de 0° a 180° que puede observarse en la Figura 35, todo con una señal de corriente directa o con un tren de pulsos que se denomina “señal de control” la cual se obtiene de los pines de entrada/salida de modulación por ancho de pulsos (PWM por sus siglas en inglés) de los microcontroladores, el eje seguirá girando mientras la señal no cambie. El servomotor tiene tres entradas: dos de alimentación y una de control como se ilustra en la Figura 36 (Altamirano Santillán et al., 2017).

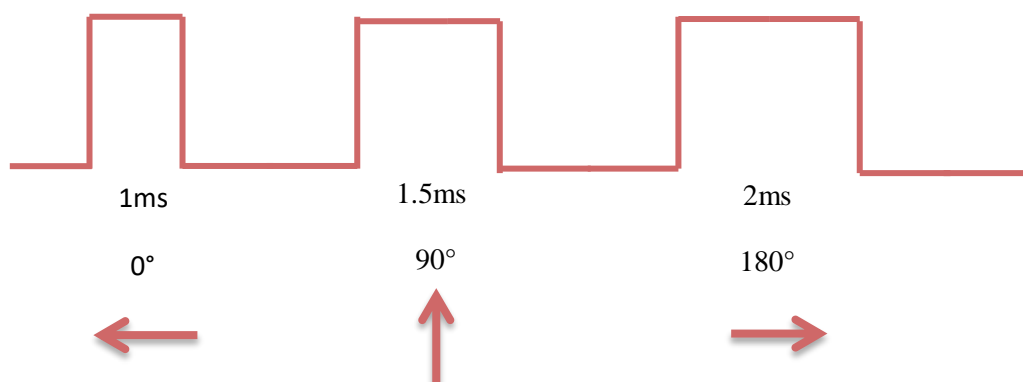


Figura 35. Modulación por ancho de pulsos

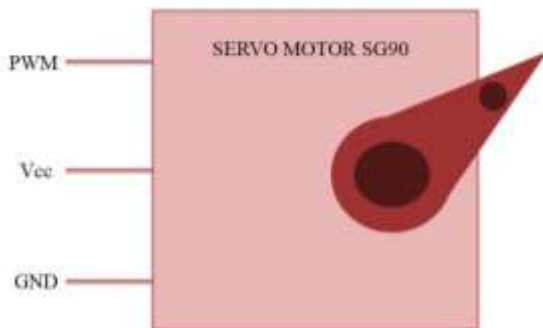


Figura 37. Diagrama de bloques del servomotor



Figura 36. Servomotor

El servomotor mostrado en la Figura 37 se encarga de mover una pequeña compuerta que se encuentra a la salida del ducto del medicamento con el fin de dejarlo pasar o detenerlo dependiendo del valor obtenido en la medición de la frecuencia cardíaca.

Es importante mencionar que para el funcionamiento del servomotor debe de agregarse una resistencia variable para ayudar a regular su velocidad y debe de alimentarse por medio de una fuente diseñada con el regulador de voltaje LM7805 descrita en el Anexo 2, la cual fue modificada agregando dos diodos emisores de luz, para energizar dicha fuente utilizamos el eliminador de voltaje que se observa en la Figura 38 y que se describe a continuación en la Tabla 24 basado en su instructivo de uso.

Tabla 24. Características del regulador de voltaje

Característica	Rango/Valor
Marca	MOSO
Modelo	MSP-C1500IC12.0-18F-US
Entrada	100-240 V~
Frecuencia	50-60 Hz
Salida	12 V, 1.5 A DC

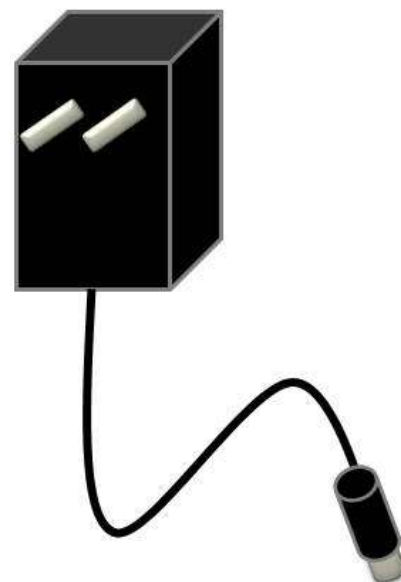


Figura 38. Eliminador de voltaje

3.3.3 Módulo MicroSD

Este dispositivo ilustrado en la Figura 39 permite utilizar una tarjeta SD como medio de almacenamiento (dicha tarjeta es una eficiente manera de preservar información por su gran capacidad y pequeño tamaño), a la cual accede por el modo SPI (bus de comunicaciones), puede comunicarse a 3.3V o 5V mediante el chip MC74VHCT125A que actúa como un convertor de voltaje lógico, igualmente cuenta con un regulador de voltaje para ser alimentado con 5V, en la Tabla 25 se muestran sus características (Llamas, 2018).

Tabla 25. Características del módulo microSD

Característica	Rango/valor
V de operación	3.3V-5V
Interfaz	SPI
Pines	MOSI, MISO, SCK, CS
Chip convertor	MC74VHCT125A
Dimensiones	42mmx24mm

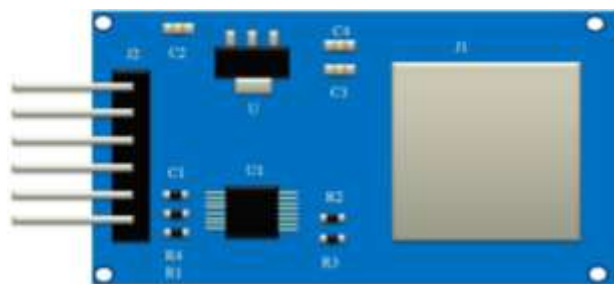


Figura 39. Módulo microSD

El módulo SD se encargará de guardar la fecha y la hora en la que el servomotor se activa, es decir, guardará el registro de las veces en las que le medicamento ha sido administrado al paciente para poder ser analizadas posteriormente por el personal médico. La conexión del servomotor y el módulo microSD con la tarjeta de implementación se muestra en la Figura 40.

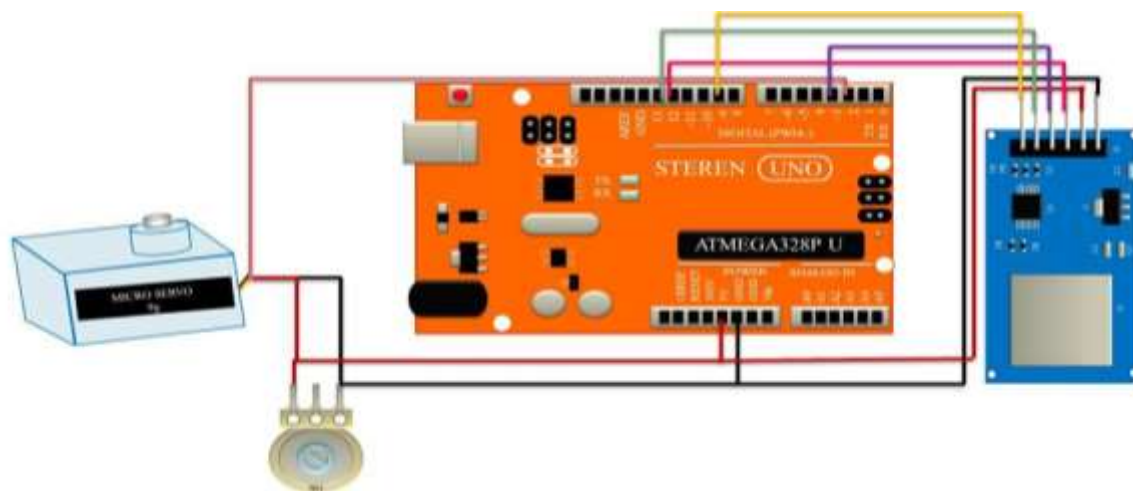
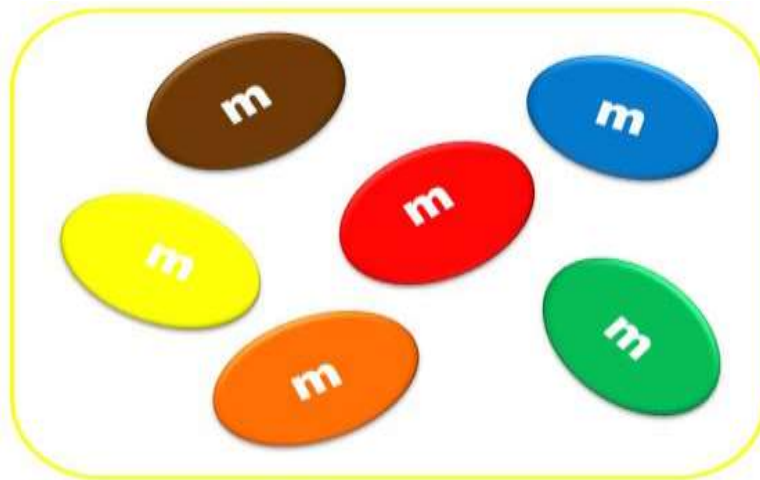


Figura 40. Conexión del servomotor y el Módulo SD a la tarjeta de desarrollo Arduino UNO

3.3.4 Cacahuates Confitados

Se trata de cacahuete recubierto de chocolate con leche y una capa de azúcar la cual logra conservar al cacahuete dentro del ducto del dispensador sin que este se derrita o se pegue con los demás. Estas golosinas de la marca Mars se preparan con los siguientes ingredientes: azúcar, cacahuetes, pasta de cacao, leche descremada en polvo, lactosa y proteína de leche, manteca de cacao, grasa de palma, grasa de mantequilla (de la leche), almidón, jarabe de glucosa, manteca de karité, emulgente (lecitina de soja), estabilizante (goma arábiga), colorantes (E100, E120, E133, E160a, E160e, E171), dextrina, agente de recubrimiento (cera carnauba), aceite de coco, sal, aromas. Se pueden observar en la Figura 41 (El Corte Inglés, s. f.).



3.4

Figura 41. *Cacahuates confitados*

Metodología de Programación

La metodología de programación sigue una serie de pasos que facilitan la construcción del programa así como su entendimiento.

3.4.1 Definición del Problema

El sistema debe de realizar un electrocardiograma por medio del módulo AD8232, mostrarlo en el monitor serial de Arduino, debe ejecutar la medición del pulso cardíaco (HR) y la oxigenación en la sangre (SpO₂) utilizando el módulo MAX30102, mostrará ambos valores en la pantalla de cristal líquido (implementando el módulo I²C para simplificar la conexión), encenderá el diodo emisor de luz RGB seguido de la instrucción designada al valor de HR (descritos en la tabla 20), si HR es mayor a 48 se accionará el

servomotor para abrir la compuerta que dejará pasar el medicamento (cacahuete) para su administración y el módulo microSD almacenará la hora y fecha en la que servomotor fue activado.

3.4.2 Análisis del Problema

En esta etapa se describen los tipos de variables que entran y salen del sistema, así como los elementos que llevan a cabo cada proceso, esto se resume en la Tabla 26.

Tabla 26. Análisis de datos del código de programación

Datos	Nombre	Tipo	Pin de Arduino	Módulo
Entrada	LO+	PWM	~10	AD8232
	LO-	PWM	~11	AD3282
	SDA	Analógico	A4	MAX30102
	SCL	Analógico	A5	MAX30102
Salida	ECG	Analógico	A0	AD3282
	HR	Digital	A4, A5	I ² C/LCD
	SpO2	Digital	A4, A5	I ² C/LCD
	DISPENSADOR	Digital	2	SERVOMOTOR
	ROJO	PWM	~5	LED RGB
	VERDE	PWM	~6	LED RGB
	REGISTRO	PWM/Digital	~3, ~9, 12, 13	MicroSD

3.4.3 Diseño de la solución.

Esta etapa se divide en las tres partes mencionadas en el Diagrama 26.

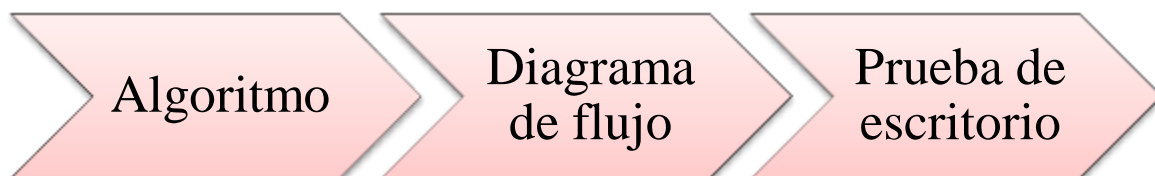


Diagrama 26. Partes del diseño de la solución

-
- a) Algoritmo: conjunto de instrucciones necesarias para llevar a cabo la solución del problema.
- 1) Inicio
 - 2) Declarar bibliotecas: Wire, LiquidCrystal_I²C, Servo, MAX30105, spo2_algorithm, SPI, SD
 - 3) Declarar objetos: Servo Dispensador, LiquidCrystal_I²C lcd(0x27, 16, 2), MAX30105 particleSensor, REGISTRO, FECHA
 - 4) Declarar pines: SERVO=2, VERDE=6, ROJO=5, LO+=10, LO-=11, ECG=A0, SDA=A4, SCL=A5, MOSI=3, CS=9 MISO=12, SCK=13
 - 5) Lee por ~10 y ~11 (LO+ y LO-)
 - 6) Lee por A0 (ECG)
 - 7) Escribe por monitor serie (ECG)
 - 8) Lee por particleSensor (RH y SpO2)
 - 9) Escribe por lcd (RH y SpO2)
 - 10) Compara ($RH \geq 48$)
 - 11) Muestra RH por AZUL, VERDE y ROJO
 - 12) Escribe por lcd Instrucción
 - 13) Enciende Dispensador
 - 14) Captura Fecha de Dispensador
 - 15) Escribe Fecha en Registro por ~3, ~9, 12, 13
 - 16) Fin
- b) Diagrama de Flujo: descripción gráfica del proceso y decisiones del programa para resolver el problema, se muestra en el Diagrama 27.

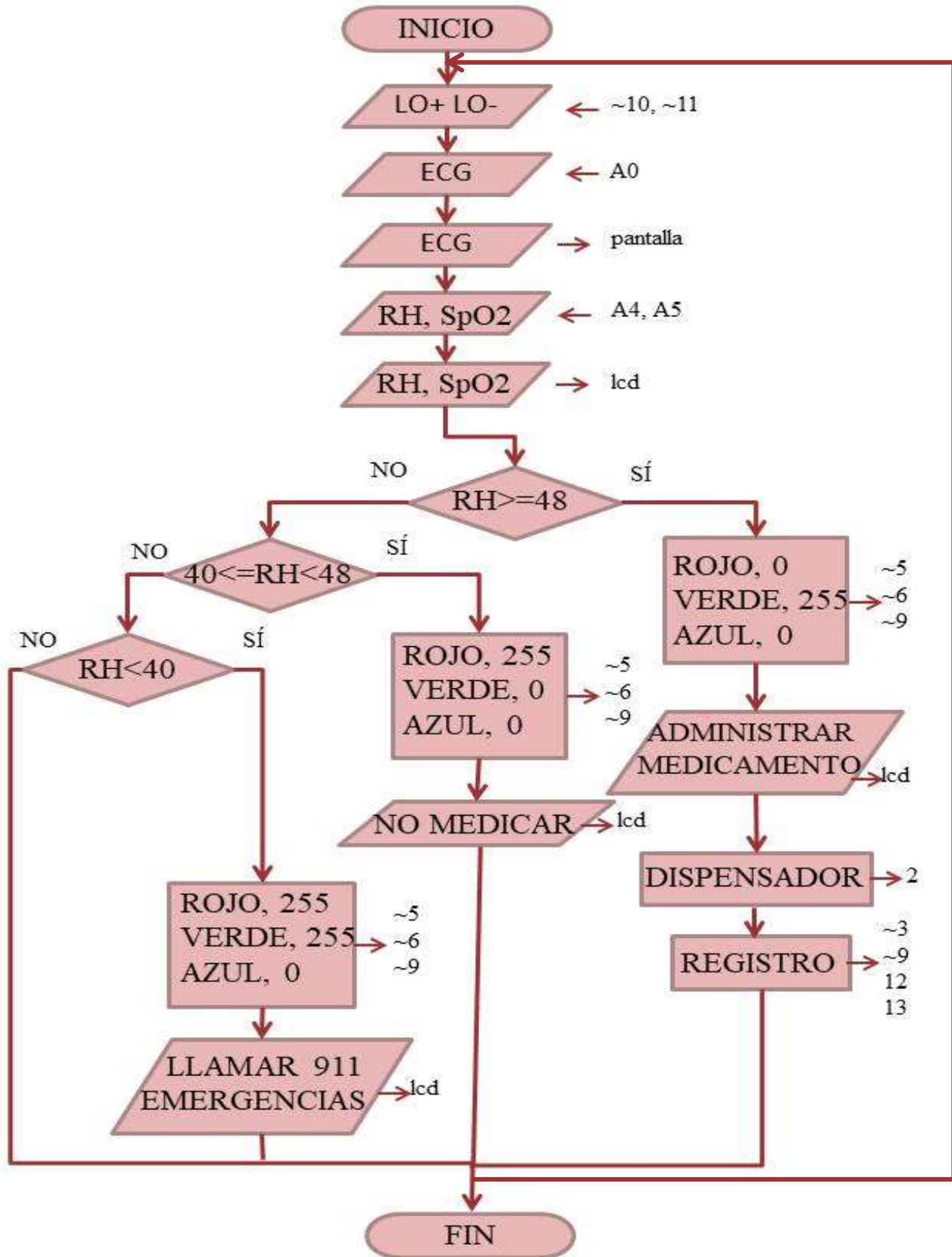

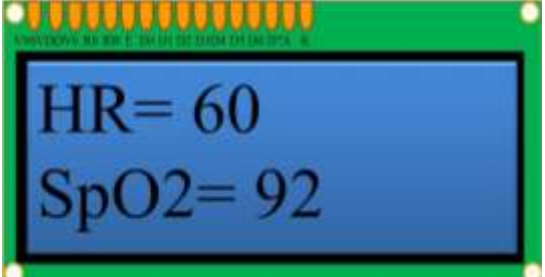





Diagrama 27. Proceso gráfico del procedimiento del programa

c) Prueba de Escritorio: estimación del resultado de la solución diseñada en el algoritmo, la cual se ilustra en la Tabla 27.

Tabla 27. Prueba de escritorio del algoritmo de la solución

RAM	Salidas
<p>Lectura de ~10 y ~11 Lectura de A0 Salida de ECG</p>	
<p>Lectura /Salida de HR SpO2</p>	
<p>Si $HR \geq 48$</p>	
<p>Si $40 \leq HR < 48$</p>	
<p>Si $HR < 40$</p>	

3.4.4 Desarrollo de la Solución

En esta última etapa se implementa el código de programación diseñado en Arduino para poder solucionar el problema. La descripción del proceso de programación se muestra en la Tabla 26 y en el inciso a del apartado 3.4.3 Diseño de la Solución.

```
#include <Servo.h>
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include "MAX30105.h"
#include "spo2_algorithm.h"
#include <SPI.h>
#include <SD.h>
MAX30105 particleSensor;
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,16,2);
Servo Dispensador;
int AZUL = 5;
int VERDE = 6;
int ROJO = 9;
int SERVO = 2;
int PULSOMIN = 600;
int PULSOMAX = 2300;

#define MAX_BRIGHTNESS 255 //MAX30102
#if defined(__AVR_ATmega328P__) || defined(__AVR_ATmega168__)
uint16_t irBuffer[100];
uint16_t redBuffer[100];
#else
uint32_t irBuffer[100];
uint32_t redBuffer[100];
#endif
int32_t spo2;
int32_t heartRate;
byte pulseLED = 11;
byte readLED = 13
String REGISTRO
char FECHA[20];
DateTime now = RTC.now();
int dia = now.day();
int mes = now.month();
int anio = now.year();
int hora = now.hour();
int minuto = now.minute();
int segundo = now.second();
}
void setup(){
```

```
Serial.begin(9600);
pinMode(10, INPUT);
pinMode(11, INPUT);
byte ledBrightness = 60;
byte sampleAverage = 4;
byte ledMode = 2;
byte sampleRate = 100;
int pulseWidth = 411;
int adcRange = 4096;
Dispensador.attach(SERVO, PULSOMIN, PULSOMAX);
pinMode(inPin, INPUT);
lcd.init();
lcd.backlight();
lcd.clear();
pinMode(ROJO, OUTPUT);
pinMode(VERDE, OUTPUT);
pinMode(AZUL, OUTPUT);
Serial.print("iniciando lectura de tarjeta de almacenamiento...");
if (!SD.begin()){
Serial.print("SD no detectada");
return;
}
Serial.print("SD lista");
SD.remove("datos_medicamento.txt");
}
void loop()
{
//AD3282
if((digitalRead(10) == 1)||((digitalRead(11) == 1)){
Serial.println('!');
}
else{
Serial.println(analogRead(A0));
}
delay(1);
bufferLength = 100;
for (byte i = 0 ; i < bufferLength ; i++)
{
while (particleSensor.available() == false)
particleSensor.check();

redBuffer[i] = particleSensor.getRed();
irBuffer[i] = particleSensor.getIR();
particleSensor.nextSample();
Serial.print(F("red="));
Serial.print(redBuffer[i], DEC);
Serial.print(F(", ir="));
```



```
Serial.println(irBuffer[i], DEC);
}
maxim_heart_rate_and_oxygen_saturation(irBuffer, bufferLength, redBuffer, &spo2,
&validSPO2, &heartRate, &validHeartRate);
while (1)
{
for (byte i = 25; i < 100; i++)
{
redBuffer[i - 25] = redBuffer[i];
irBuffer[i - 25] = irBuffer[i];
}
for (byte i = 75; i < 100; i++)
{
while (particleSensor.available() == false)
particleSensor.check();
digitalWrite(readLED, !digitalRead(readLED));
redBuffer[i] = particleSensor.getRed();
irBuffer[i] = particleSensor.getIR();
particleSensor.nextSample();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("RH=");
lcd.print(heartRate, DEC);
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("SpO2=");
lcd.print(spo2, DEC);
delay(10000);
}
switch(HR){
case >=48:
analogWrite(ROJO, 0);
analogWrite(VERDE, 255);
analogWrite(AZUL, 0);
delay(2000);
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("administrar");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("medicamento");
Dispensador.write(0);
delay(5000);
Dispensador.write(45);
delay(80);
sprintf( FECHA, "%.2d.%2d.%4d %.2d:%.2d:%.2d", dia, mes, anio, hora, minuto,
segundo);
return String( FECHA );
String dataM = "FECHA";
delay(1000);
break;
```

```
case 40<&&<48:
    analogWrite(ROJO, 255);
    analogWrite(VERDE, 0);
    analogWrite(AZUL, 0);
    delay(2000);
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("no medicar");
    break;
default:
    analogWrite(ROJO, 255);
    analogWrite(VERDE, 255);
    analogWrite(AZUL, 0);
    delay(2000);
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("llamar 911");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("emergencia");
    maxim_heart_rate_and_oxygen_saturation(irBuffer, bufferLength, redBuffer, &spo2,
    &validSPO2, &heartRate, &validHeartRate);
}
}
}
```

3.5 Diseño de la Tarjeta PCB

El diseño de la tarjeta de circuito impreso se lleva a cabo mediante Easy EDA en su versión Estándar, un software en línea especializado a dicho propósito el cual admite enlaces directos a más de 800 000 componentes de los cuales se pueden consultar existencias de piezas, precios, valores y hojas de datos para acortar la selección de piezas y los ciclos de diseño del proyecto (EasyEDA, 2022). Basado en la Figura 42 se diseñó el circuito esquemático mostrado en la Figura 43 y Figura 44. Tras hacer le pedido de la tarjeta y esperar la llegada de su envío se obtuvo la Figura 45.

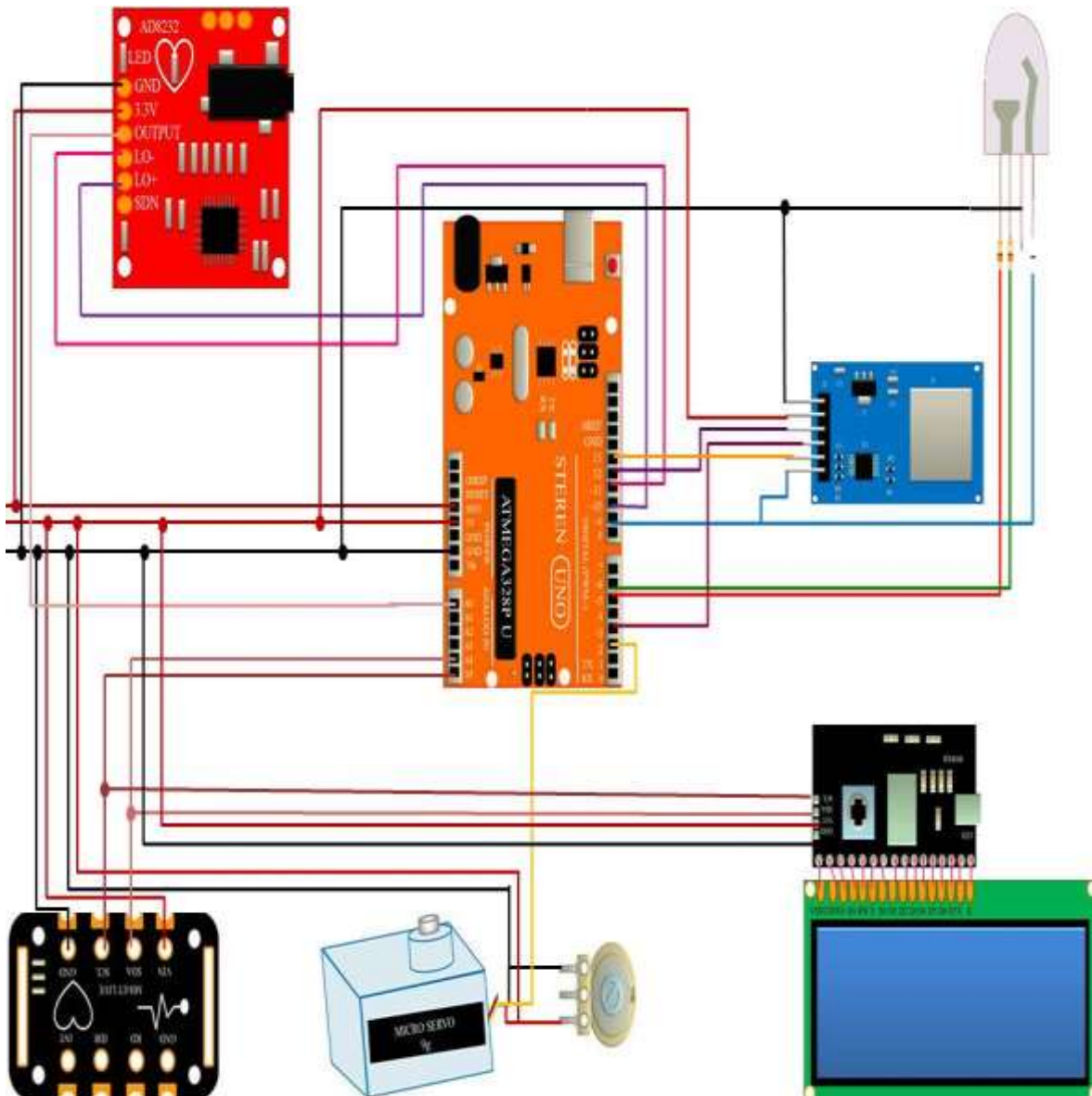


Figura 42. Conexión de los módulos del sistema electrónico completo

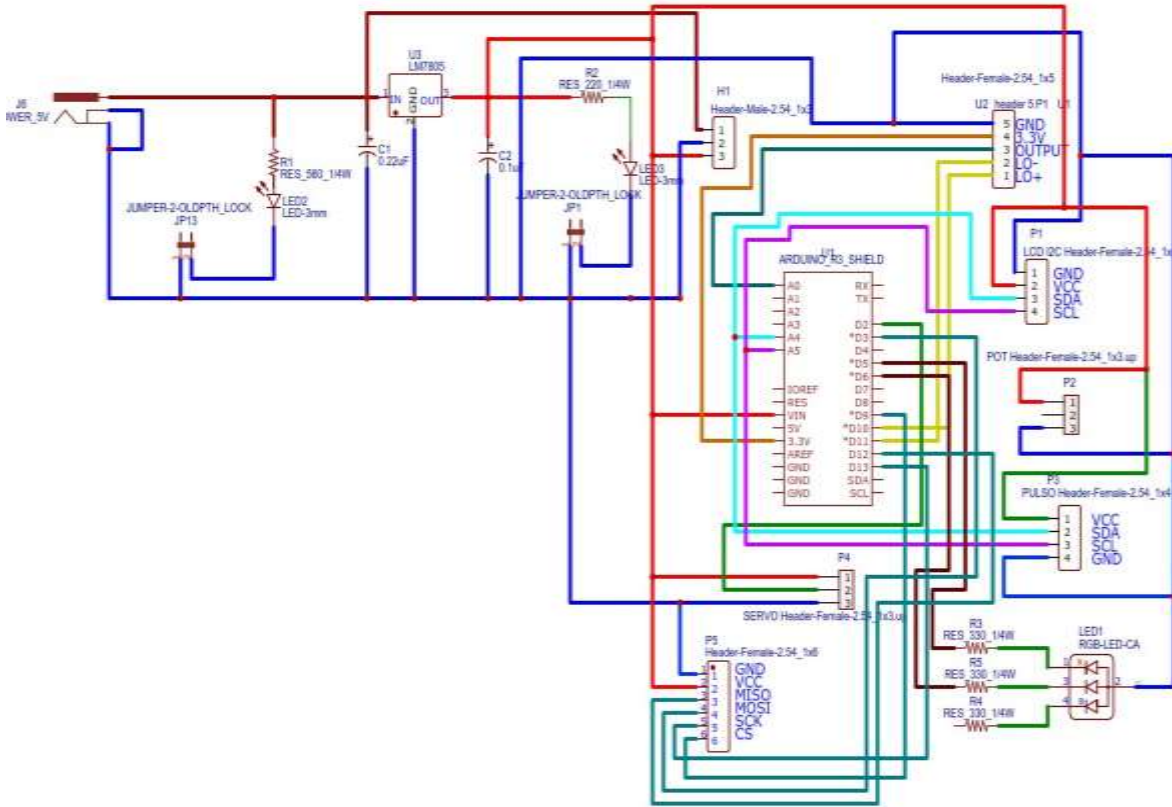


Figura 44. Diagrama del circuito esquemático del sistema electrónico

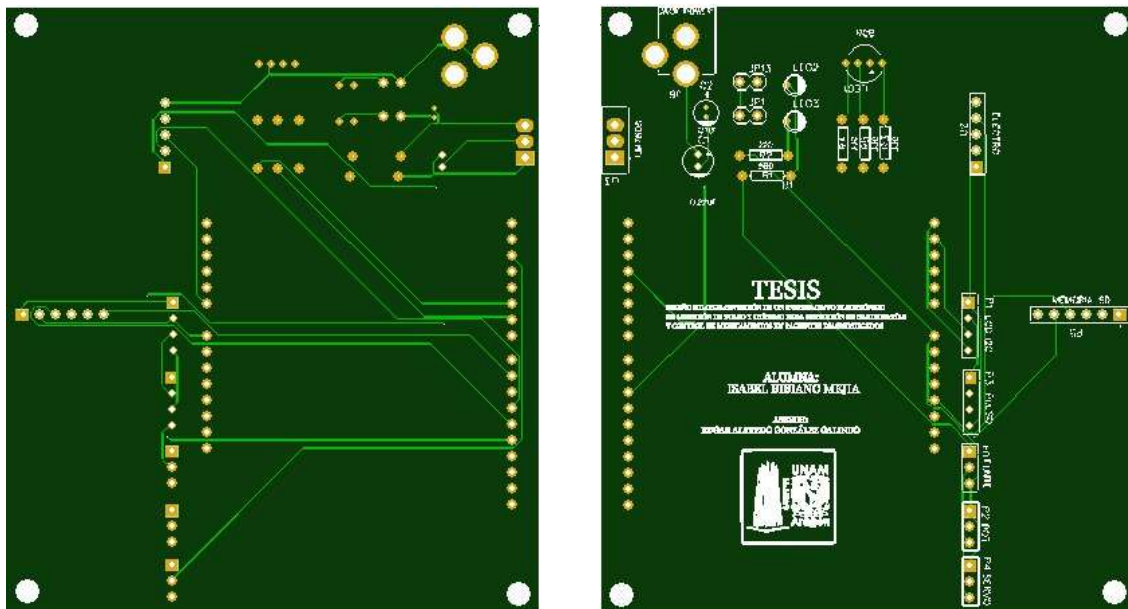


Figura 43. Caras digitales del circuito impreso

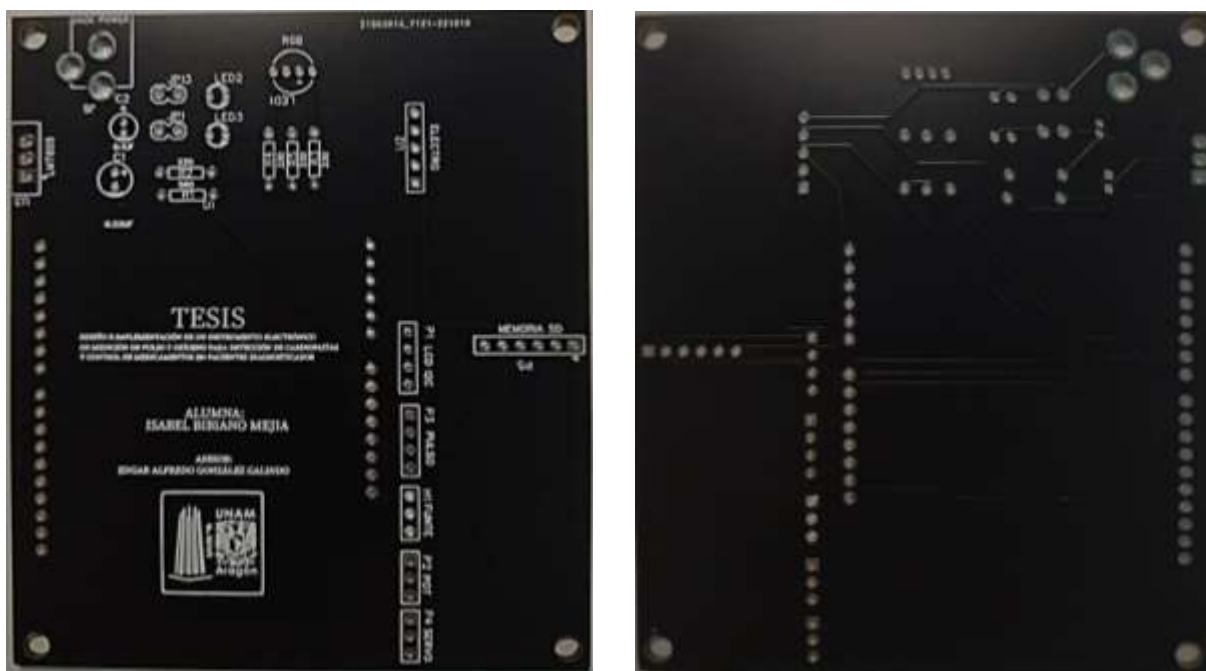


Figura 45. Caras del circuito impreso

3.6 Manufactura del Sistema Electrónico

El proceso de manufacturación del sistema fue llevado a cabo de manera completamente artesanal (excepto por la elaboración del circuito impreso).

3.6.1 Materiales

Para la elaboración del sistema electrónico se requirieron los materiales que se enlistan en a continuación.

Tabla 28. Materiales del sistema electrónico

Material	Cantidad	Costo por unidad (\$)	Marca
Caja de cartón	1	Reciclado	Pinky Boxes
Vaso acrílico	1	Reciclado	Reciclado
Pintura magenta	1 litro	Reciclado	Berel
Tubo PVC ½ in	1	30	ERA
Codo PVC 45° ½ in	1	3	ERA
Papel cascaron	1/8	Reciclado	Reciclado
Lápiz	1	Reciclado	Zhi di
Pincel	1	Reciclado	Rodin
Navaja	1	Reciclado	OLFA
Lima de metal	1	Reciclado	Reciclado

Segueta	1	Reciclado	Reciclado
Cautín	1	Reciclado	Reciclado
Soldadura	1 carrete	Reciclado	Monarca
Pasta para soldar	1 frasco	Reciclado	--
Pinzas de punta	1	Reciclado	TULMEX
Alcancía	1	Reciclado	Pinceladas de amor
Cinta adhesiva	1 carrete	Reciclado	Janel
Pistola silicón	1	Reciclado	UL
Barra silicón	2	Reciclado	Matiz
Escalímetro	1	Reciclado	Maped
Cable tipo Dupont (M-M)	3	Reciclado	Steren
Cable tipo Dupont (H-M)	21	Reciclado	Steren
Tarjeta Arduino UNO	1	400	Steren
Tarjeta Arduino UNO	1	400	Arduino
Módulo AD8232	1	150	AG ELECTRÓNICA
Módulo Max30102	1	60	AG ELECTRÓNICA
LED RGB	1	3	AG ELECTRÓNICA
LED 3mm	1	3	AG ELECTRÓNICA
LED 5mm	1	3	AG ELECTRÓNICA
Resistor 330 Ω	3	0.70	AG ELECTRÓNICA
Resistor 220 Ω	1	0.70	AG ELECTRÓNICA
Resistor 560 Ω	1	0.70	AG ELECTRÓNICA
Potenciómetro 10K	1	10	AG ELECTRÓNICA
Pantalla LCD	1	99	Steren
Módulo I²C	1	32	TEXAS INSTRUMENTS
Servomotor	1	99	Tower Pro
Eliminador de voltaje	1	84	MOSO
Módulo SD 64Gb	1	147	Kingston
Cacahuates confitados	1 paquete	15	MARS
Capacitor 0.1 μ	1	3	AG ELECTRÓNICA
Capacitor 0.22 μ	1	3	AG ELECTRÓNICA
LM7805	1	12	AG ELECTRÓNICA
JACK	1		AG ELECTRÓNICA
JP	4		AG ELECTRÓNICA
Header hembra	44	1	AG ELECTRÓNICA
Electrodo desechable	6	3	Bio Protech

3.6.2 Proceso de manufactura

En este apartado se describirá el proceso de la elaboración del sistema electrónico, se utilizará material reciclado. Se cortan con la segueta dos tramos del tubo PVC: uno de

11cm y otro de 6cm el cual fue biselado y limado para dar salida al medicamento comprimido (cacaahuete) como se muestra en la Figura 46. Pintar la caja de color magenta con pintura de secado rápido de acuerdo a la Figura 47.



Figura 46. Corte del tubo PVC



Figura 47. Pintado de la caja

Se debe de cortar un pedazo pequeño del vaso acrílico de forma transversal, este tuvo que ser derretido con el cautín ya que la navaja y la segueta no lograron atravesarlo como se ilustra en la Figura 48 y Figura 49.



Figura 48. Corte del vaso acrílico



Figura 49. Vaso acrílico recortado

A continuación se arma el ducto de PVC uniendo ambos trazos por medio del codo de 45° y se coloca en la caja armada de forma provisional para poder marcar los cortes necesarios de los lugares de los módulos y el dispensador para montarlos y dar salida a los cables de conexión y alimentación, obteniendo el plano de la Figura 50.

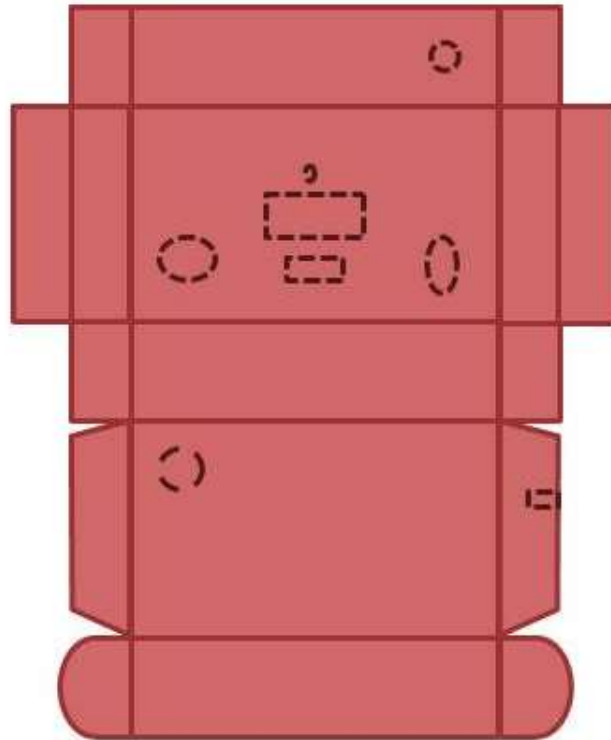


Figura 50. Plano de cortes de la caja de cartón

Se instala el ducto de PVC en la caja nuevamente fijándolo con silicón caliente para comprobar que la marca del orificio de salida sea la adecuada y se cortan las demás marcas como se muestra en la Figura 51.



Figura 51. Corte de la caja

Posteriormente se marca en el papel cascarón y se recorta la compuerta del dispensador como se indica en el plano de la Figura 52, para adherirla con silicón caliente a la hélice del servomotor.

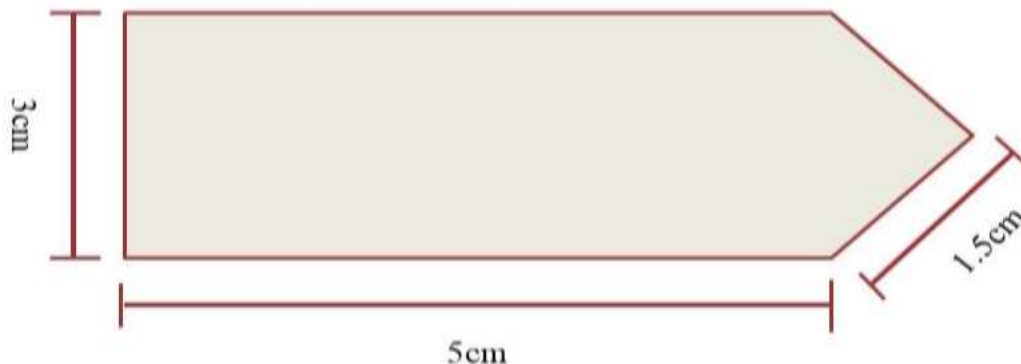


Figura 52. Plano de la compuerta

Agregar el servomotor pegándolo con silicón caliente al ducto de PVC sosteniéndolo con un rectángulo de papel cascarón (8.5cmx2cm) como resulta en la Figura 53.



Figura 53. Instalación del ducto PVC

Es necesario desoldar los pines previos de la pantalla LCD derritiendo la soldadura con el cautín y retirando los pines con pinzas de punta. Se implementó una base “provisional” para soldar, fijando una alcancía con cinta adhesiva como se visualiza en la Figura 54. Soldar la pantalla LCD al módulo I²C como es apreciado en la Figura 55.



Figura 54. Retiro de pines de la pantalla LCD

Figura 55. Pantalla LCD soldada al módulo I²C

Después hay que soldar los pines de conexión al módulo MAX30102 y los elementos de la fuente (Anexo 2) como se indica en el circuito impreso obteniendo la Figura 56.

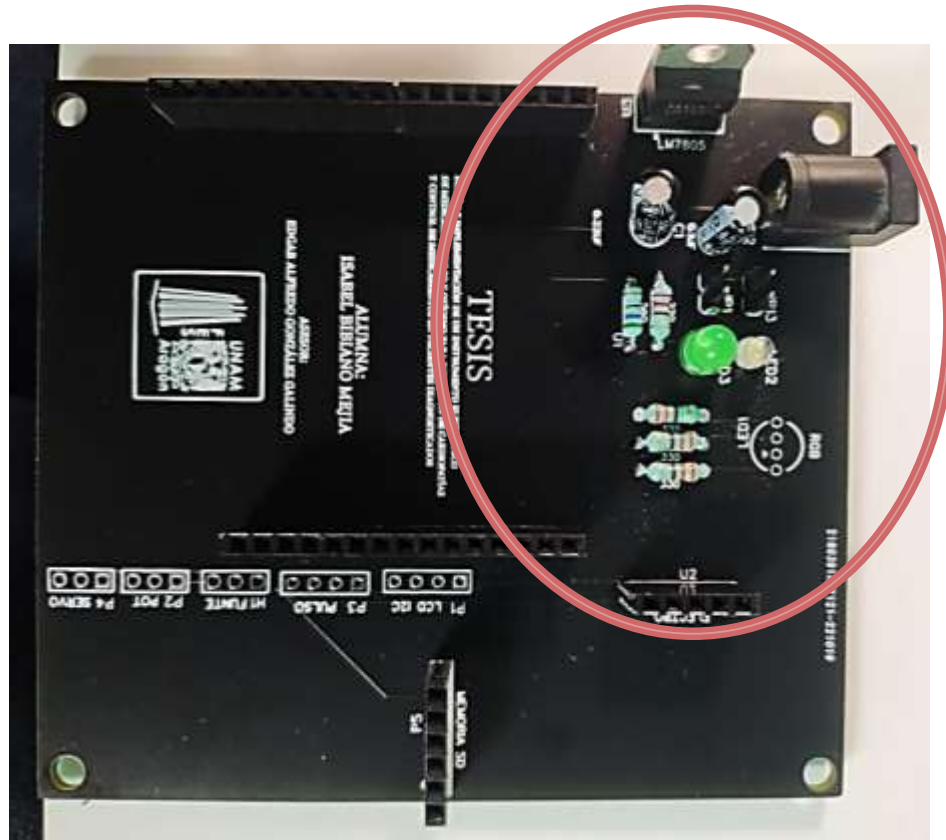


Figura 56. Elementos de la tarjeta de circuito impreso

Se requiere montar en la caja de forma provisional el módulo MAX30102, la pantalla LCD y el LED RGB para estimar la distancia entre sus posiciones y la tarjeta de circuito impreso como se muestra en la Figura 57.



Figura 57. *Estimación de la distancia entre los módulos y la tarjeta de circuito impreso*
Posteriormente se sueldan los cables tipo Dupont en la tarjeta de acuerdo a las indicaciones del circuito impreso y se conectan a sus respectivos módulos como se ve en la Figura 58.



Figura 58. *Se sueldan los cables tipo Dupont a la tarjeta de circuito impreso*

Al terminar se montan sobre los header hembra el módulo SD, el módulo Ad8232 y la tarjeta de desarrollo genérico Arduino UNO, debido a que la tarjeta marca STEREN, utilizada originalmente, no pudo ser modificada para montarse en el circuito, tuvo que ser reemplazada por una tarjeta original como se puede apreciar en la Figura 59.

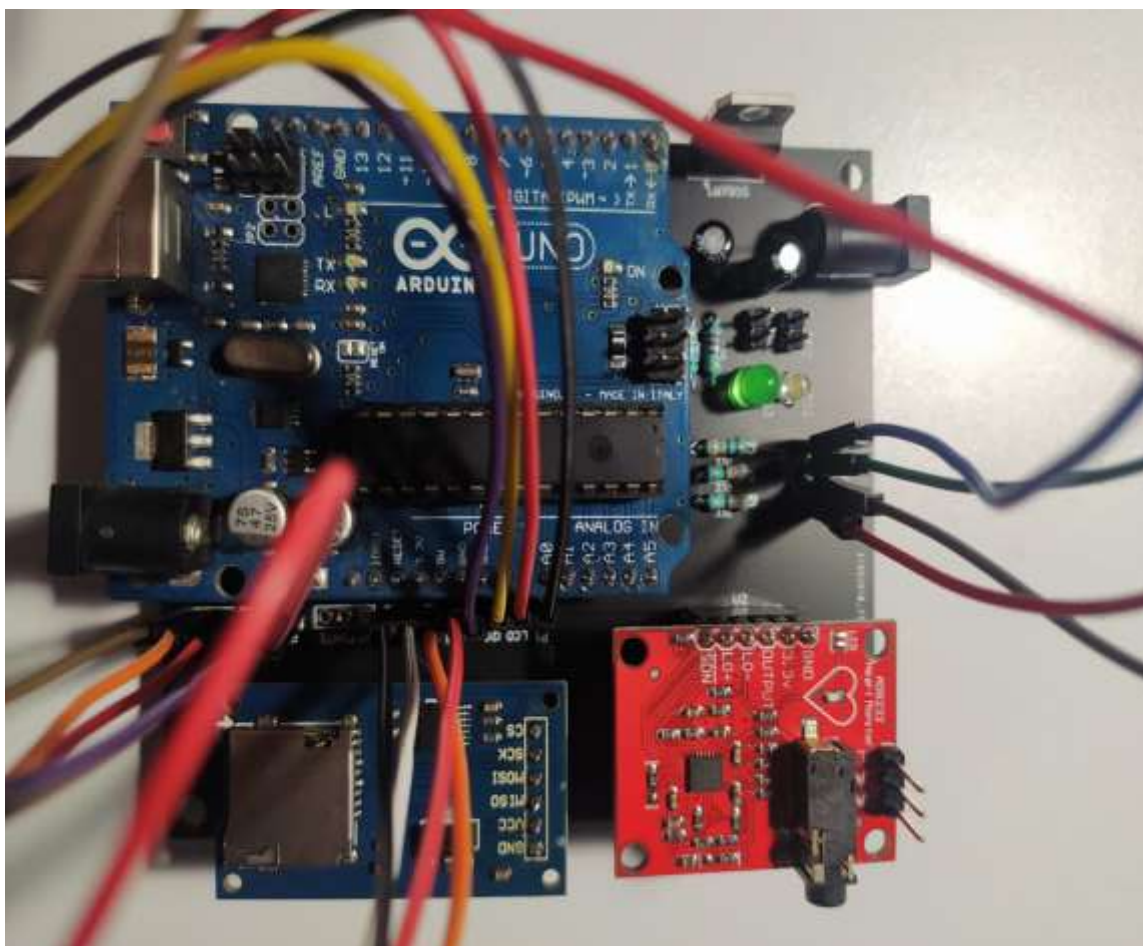


Figura 59. Tarjeta de circuito impreso con todos los módulos montados y los cables tipo Dupont soldados

A continuación se inserta la tarjeta microSD en el módulo correspondiente y se fija el potenciómetro de $10K\Omega$ a la pared posterior de la caja con silicón caliente, mientras se seca, se corta el tubo de tinta de una pluma en tramos de aproximadamente 2.2cm con la segueta, como sustitutos de tornillos, ilustrados en la Figura 60 y Figura 61.



Figura 60. *Tubo para tinta de pluma*



Figura 61. *Tramos de tubo de tinta*

Una vez cortados los tramos, se coloca la tarjeta de circuito impreso sobre la pared posterior de la caja y se marca con lápiz los cuatro puntos asignados para montarla, con silicón caliente se fijan los tramos de tubo a la pared posterior de forma perpendicular y se monta la tarjeta como se aprecia en la Figura 62 y Figura 63.

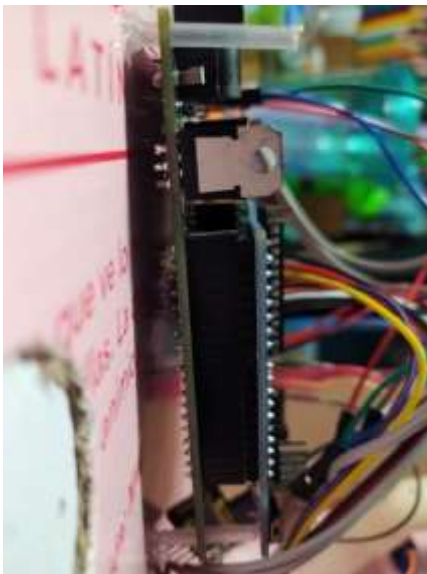


Figura 62. *Tarjeta de circuito impreso montada en los tubos de tinta*

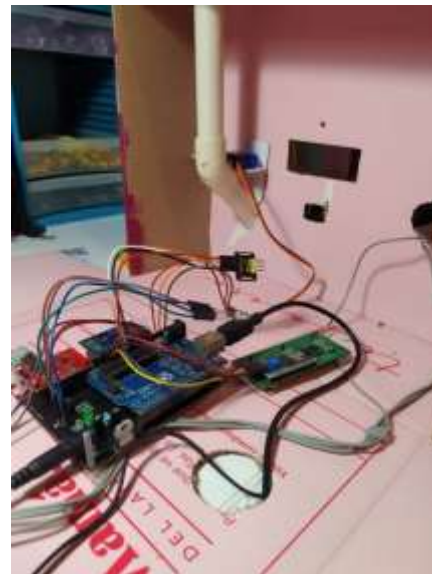


Figura 63. *Tarjeta de circuito impreso montada con sus módulos conectados*

Se colocan los cables de alimentación y del módulo ECG8232 a través de los orificios designados en la caja y se agregan los cacahuates confitados (que simulan los comprimidos) al ducto de PVC hasta llenarlo como se muestra en las Figura 64.



Figura 64. Llenado del ducto PVC con cacahuates confitados
Por último se debe de cerrar la caja como se ilustra en la Figura 65 y Figura 66.



Figura 65. Caja parcialmente cerrada



Figura 66. *Caja totalmente cerrada*

CAPÍTULO CUATRO: PRUEBAS, ANÁLISIS Y RESULTADOS

En el capítulo anterior se explicó la conformación del sistema electrónico (elementos y funciones), así como su proceso de programación (metodología del desarrollo de la solución) y el diseño del circuito impreso. En este capítulo se explicará la razón de los parámetros seleccionados para el funcionamiento del sistema, se presentarán a los dos voluntarios elegidos para la prueba del sistema y se mostrarán resultados obtenidos.

4.1 Diseño de Parámetros.

La definición de los parámetros elegidos para el código de programación del sistema se basan en las características y necesidades que el paciente cardiópata Rosendo M. presentaba a sus 90 años de edad. A continuación se detallarán los datos personales y el historial médico del paciente.

Tabla 29. Información de Rosendo M

	Datos Personales Fallecimiento: 23 de marzo de 2020. Edad: 91 años. Estado civil: Viudo. Ocupación: Obrero (retirado). Tipo de sangre: 0+
--	---

Figura 67. Rosendo M.

Tabla 30. *Historial médico de Rosendo M*

Enfermedad/Evento	Fecha	Edad
Hipoacusia	1989	60
Arritmia cardíaca	1989	60
Síncope secundario a fibrilación auricular	2000	71
	5/sep/2018	89
	23/mar/2020	91
Cáncer de próstata (cirugía)	2004	75
Hipotiroidismo	2004	75
Colocación de lente intraocular	2015	86
Trastorno obsesivo compulsivo (TOC)	2017	88
Hipertensión pulmonar	2018	89

Tabla 31. *Medicamentos de Rosendo M*

Medicamento	Función
Metoprolol	Estabilizador de frecuencia cardíaca
Rivaroxaban	Anticoagulante
Enalapril	Estabilizador de presión arterial
Levotiroxina	Estabilizador de tiroides
Quetiapina (1/4)	Antipsicótico
Omeprazol	Inhibidor de bomba de protones

Tras padecer el síncope secundario a fibrilación auricular el día 5 de septiembre de 2018, Rosendo M. fue internado durante una semana bajo observación en el Hospital General Regional No. 1 “Dr. Carlos Mac Gregor Sánchez Navarro” cuyo departamento de Cardiología determinó necesario administrarle el medicamento Metoprolol para prevenir la fibrilación auricular dependiendo de la medición de su frecuencia cardíaca bajo las siguientes condiciones:

- 1) Rosendo debía de estar en estado de reposo al menos por quince minutos previos a la medición (a partir de las 8 p.m.).
- 2) Una tercera persona debía medir su frecuencia cardíaca en la locación del pulso radial durante quince segundos, apoyándose de un reloj de manecillas y multiplicar ese valor por 4 para obtener el valor de la frecuencia durante un minuto.
- 3) Rosendo sólo debía ingerir Metoprolol si su frecuencia cardíaca era igual o mayor a 48 pulsaciones por minuto, de lo contrario el medicamento podía disminuir su frecuencia cardíaca hasta llegar a detener su corazón.

4.2 Presentación de los Voluntarios

Los voluntarios para la prueba de este sistema electrónico deben de cumplir únicamente con dos condiciones:

- 1) Ser adulto mayor (tener más de 60 años cumplidos).
- 2) Presentar alguna cardiopatía previamente diagnosticada.

Debido al confinamiento generado por la pandemia de la enfermedad responsable del síndrome respiratorio agudo severo (por sus siglas en inglés SARS CoV2) y a que los voluntarios son personas de riesgo, tuvo que esperarse a que el nivel de contagios descendiera e iniciara el denominado “Semáforo Verde” de acuerdo al Gobierno de Ciudad de México, así como también reunir a los menos voluntarios posibles para minimizar el factor de riesgo de contagio, por lo que sólo se reclutaron dos voluntarios: Juan José M. y Juan Luis M. (con el consentimiento de ambos pacientes se colocaron sus fotografías).

Tabla 32. Información de Juan José N


	Juan José M.
	Edad: 60 años Tipo de sangre: 0+ Padecimientos: Insuficiencia venosa Procedimientos: Extracción de vesícula

Figura 68. Juan José M.**Tabla 33.** Información de Juan Luis M


	Juan Luis M.
	Edad: 60 años Tipo de sangre: 0+ Padecimientos: Hipertensión arterial desde los 45 años, Neumonía por COVID-19 a los 59 años e Hipoacusia parcial desde los 50 años Medicamentos: Losartan (tabletas) 2 diarios (mañana/noche) y Salbutamol (disparos) dos diarios (noche)

Figura 69. Juan Luis M.

4.3 Pruebas del Sistema Electrónico

Se reunieron a los voluntarios en la misma sala, iniciando con Juan José, se le pidió retirarse la camisa y sentarse en una silla para colocarle los electrodos previamente conectados a los cables del módulo AD8232 (como se mostró en la Figura 14) y tomar el electrocardiograma como se observa en la Figura 70. Debido al traslado del sistema, la caja se abrió para verificar que las conexiones se mantuvieran correctas y se conectó al equipo

de cómputo donde se muestra el electrocardiograma capturado en la Figura 71 resaltando la forma del intervalo QRS.



Figura 70. Toma de electrocardiograma de Juan José M.



Figura 71. Captura de electrocardiograma de Juan José M.

Al terminar la prueba del electrocardiograma, Juan José nuevamente se puso la camisa y pasó a la toma de la frecuencia cardíaca y de saturación de oxígeno en la sangre.

Juan José colocó su dedo en el sensor MAX30102 como lo indica la Figura 72, al obtener los valores retiró su dedo y ya que su frecuencia cardíaca fue de 60 latidos por minuto, el sistema encendió el LED en color verde, desplegó en la pantalla LCD el mensaje “Administrar medicamento” y se activó la compuerta del servomotor para entregar el medicamento (cacahuates) como se aprecia en la Figura 73.



Figura 72. *Medición de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno de Juan José M.*



Figura 73. Respuesta del sistema a la frecuencia cardíaca de Juan José M

Al terminar la medición, se extrajo la memoria microSD de su respectivo módulo y se introdujo en el equipo de cómputo para tomar captura del registro de la fecha y la hora de la entrega del medicamento para su posterior revisión por el personal médico y, para ser agregado en el historial médico del paciente, como se visualiza en la Figura 74.

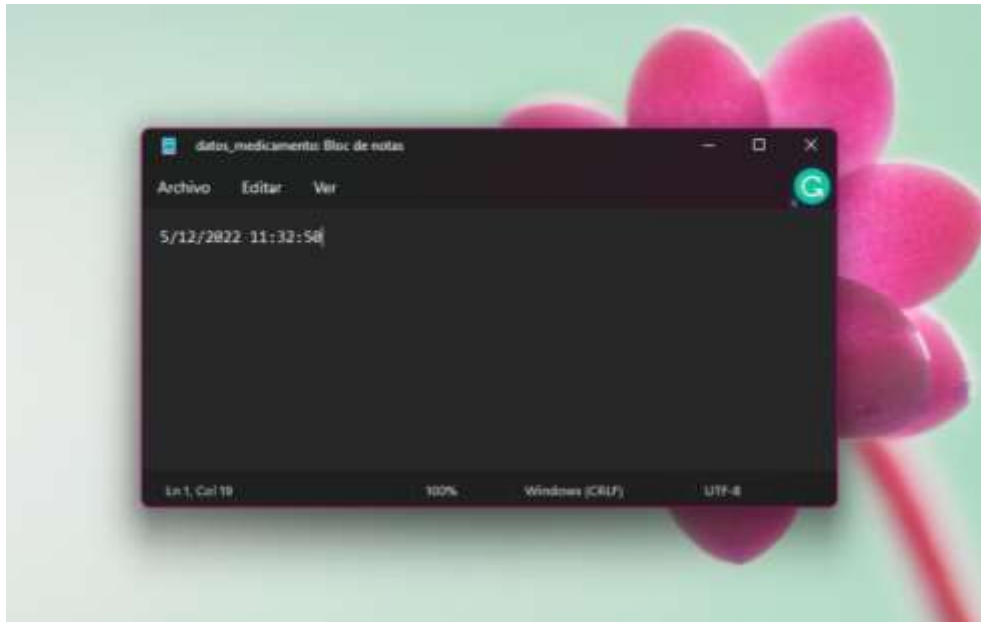


Figura 74. Captura del registro de la entrega de cacahuete de Juan José M

Se repitió el mismo proceso con Juan Luis, naturalmente los electrodos fueron cambiados por unos nuevos, los usados anteriormente fueron desechados y se colocó la memoria microSD. Primero se capturó el electrocardiograma de Juan Luis, como se ve en la Figura 75, Figura 76 y Figura 77.

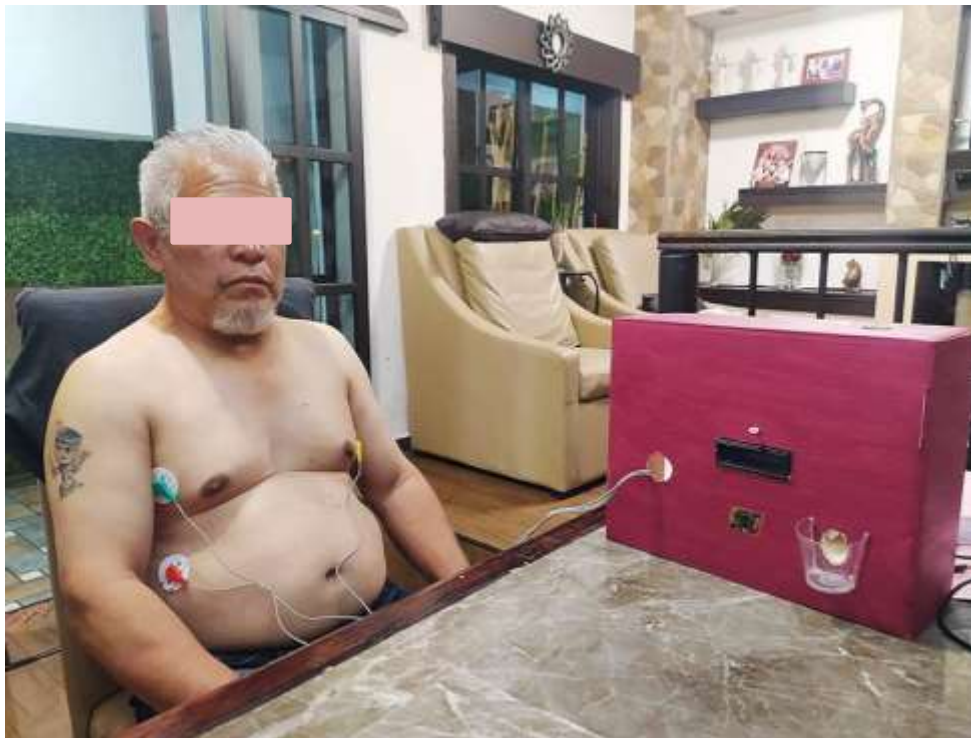


Figura 75. Toma de electrocardiograma de Juan Luis M



Figura 76. *Captura de electrocardiograma de Juan Luis M*



Figura 77. *Revisión del electrocardiograma de Juan Luis M, por la responsable del ensayo*

Posteriormente, de igual manera se repitió la medición de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en la sangre de Juan Luis, obteniendo las mediciones visualizadas en la pantalla LCD de la Figura 78 y el mensaje mostrado en la Figura 79.



Figura 78. *Medición de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno de Juan Luis M*



Figura 79. Respuesta del sistema a la frecuencia cardíaca de Juan Luis M

A continuación se retiró nuevamente la memoria microSD para tomar la captura del segundo registro del momento de la salida del medicamento, para su posterior revisión por el personal médico y, para ser agregado en el historial médico del paciente, ilustrada en la Figura 80.

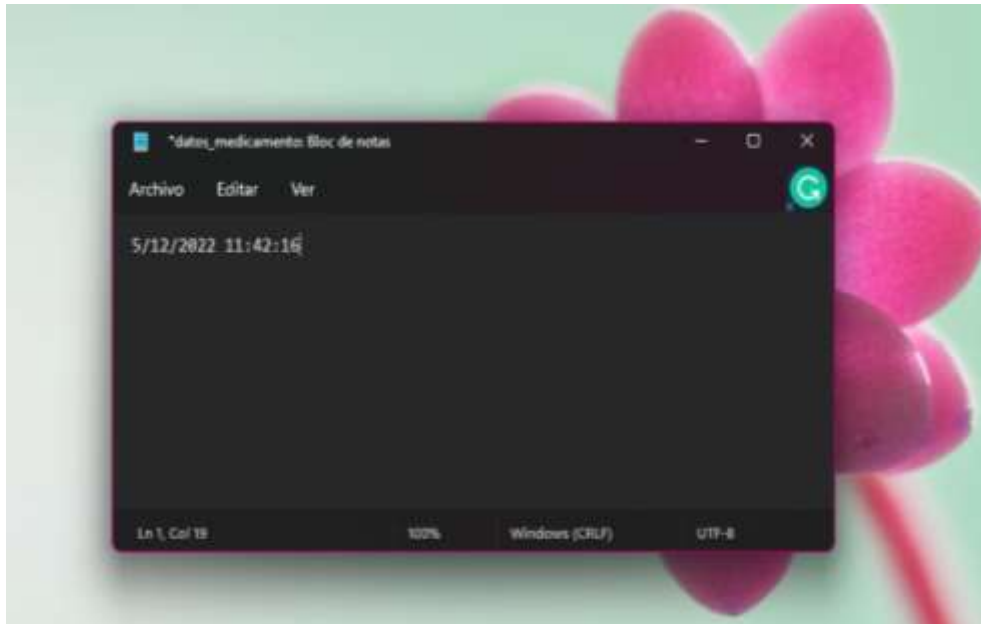


Figura 80. Captura del registro de la entrega de cacahuete de Juan Luis M

Al terminar las mediciones, se recogió el sistema electrónico y el equipo de cómputo, de igual manera la responsable del ensayo agradeció a los voluntarios por su cooperación y se retiró del lugar.

4.4 Resultados Obtenidos

Tras un detenido análisis de los procedimientos anteriores (manufactura del sistema y el ensayo de la prueba del sistema) se recabaron los siguientes datos.

La tarjeta de circuito impreso que se implementó en el sistema no presentó ningún tipo de corto circuito o falla en su elaboración, teniendo como ventaja que permitió configurar una conexión muy poco compleja y poco saturada entre la tarjeta de implementación Arduino UNO y los módulos utilizados para el funcionamiento del sistema electrónico, reduciendo considerablemente la cantidad de cables tipo Dupont implementados en el sistema y minimizando la probabilidad de cometer algún error al realizar la conexión de los módulos que no van montados directamente sobre los header hembra soldados a la tarjeta de circuito impreso.

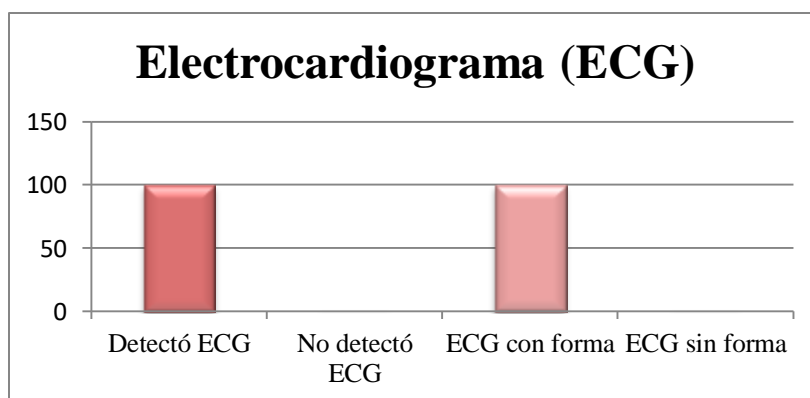
El sistema ejecuta el programa adecuadamente y no presenta demoras entre mediciones, salvo el tiempo que el paciente tarde en llevar a cabo el proceso descrito en el apartado 4.3 Pruebas del Sistema Electrónico.

Los voluntarios presentaron un estado de salud muy estable durante las mediciones hechas a lo largo del ensayo, en la Tabla 34 se describen los procesos y el resultado que obtuvieron los voluntarios en cada uno de ellos.

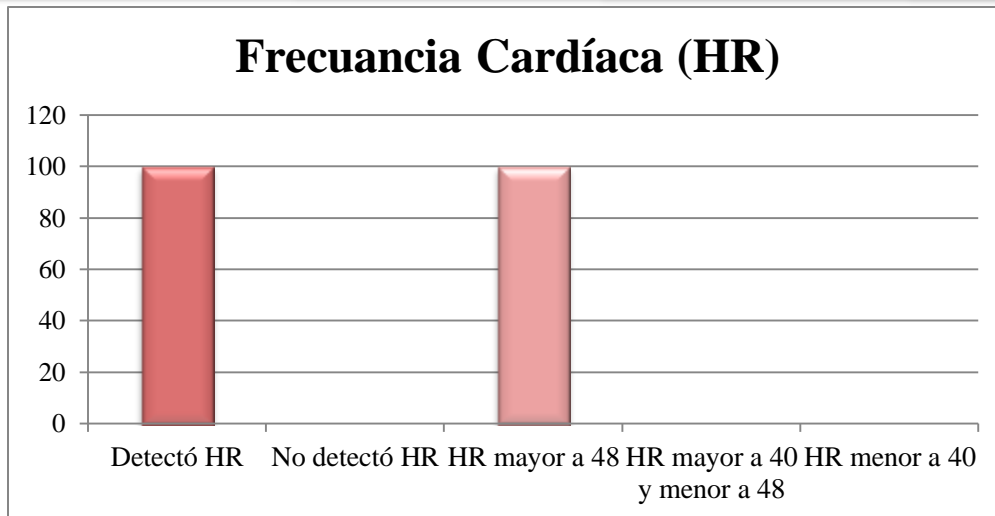
Tabla 34. Datos obtenidos del ensayo de la prueba del sistema

Proceso del ensayo	Sí	No
Se detectó la lectura de ECG	2	0
Se pareció la forma del ciclo ECG	2	0
Se detectó la frecuencia cardíaca	2	0
Se detectó la saturación de oxígeno en la sangre	2	0
La frecuencia cardíaca tuvo un valor mayor o igual a 48	2	0
La frecuencia cardíaca tuvo un valor menor a 48 y mayor a 40	0	0
La frecuencia cardíaca tuvo un valor igual o menor a 40	0	0
El semáforo indicador encendió en verde	2	0
El semáforo indicador encendió en rojo	0	0
El semáforo indicador encendió en amarillo	0	0
La pantalla LCD indicó “ADMINISTRAR MEDICAMENTO”	2	0
La pantalla LCD indicó “NO MEDICAR”	0	0
La pantalla LCD indicó “LLAMAR 911 EMERGENCIAS”	0	0
El dispensador entregó el medicamento	2	0
El dispensador no entregó el medicamento	0	0
Se registró el momento de la entrega del medicamento	2	0

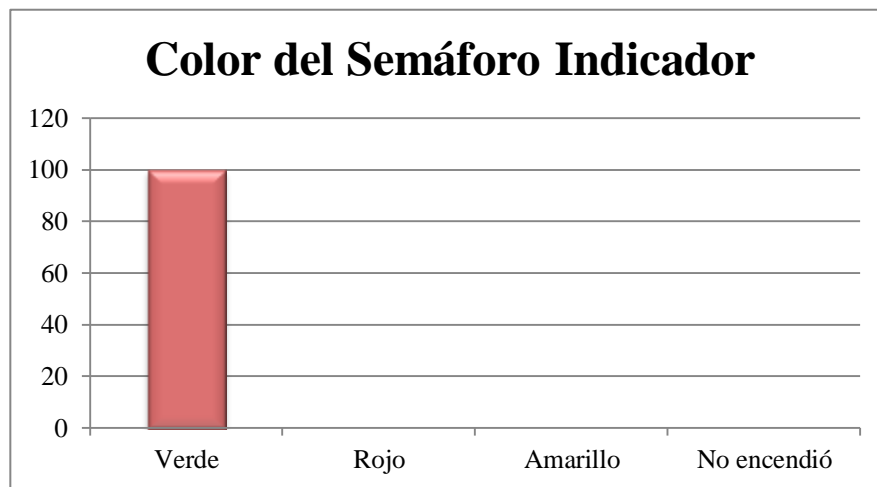
De acuerdo a los resultados obtenidos en la tabla anterior, se extrapolaron las siguientes estadísticas que se muestran gráficamente a continuación.



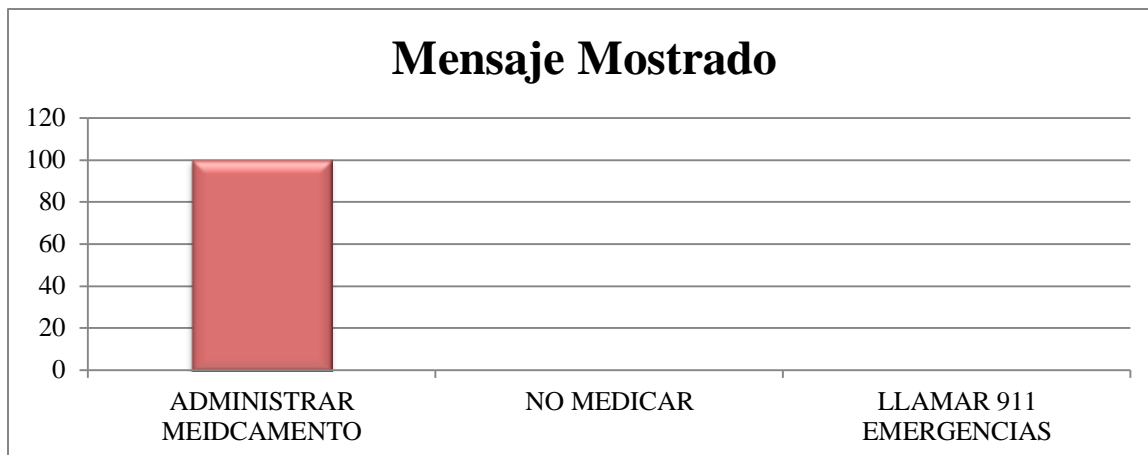
Gráfica 4. Estadística obtenida de la medición del electrocardiograma



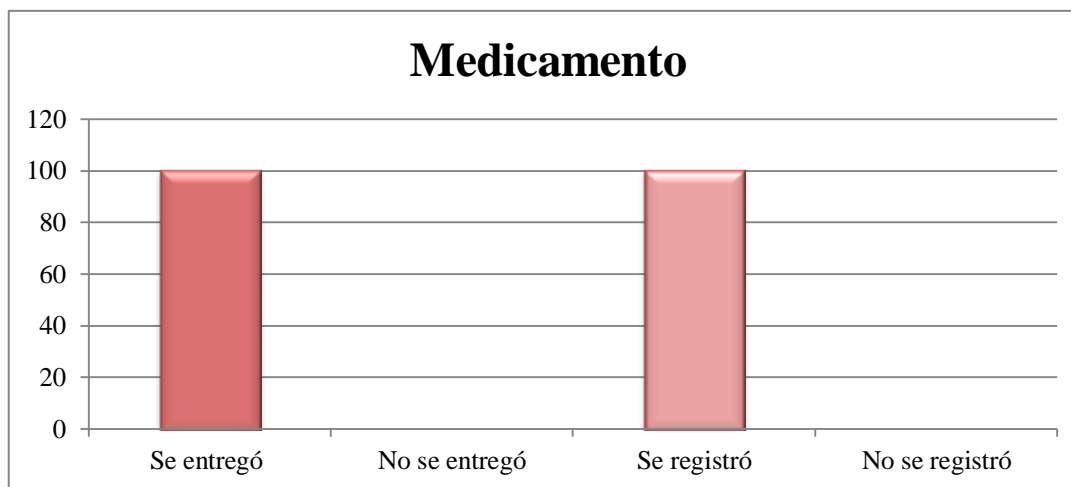
Gráfica 5. Estadística obtenida de la medición de la frecuencia cardíaca



Gráfica 6. Estadística obtenida del color del semáforo indicador



Gráfica 7. Estadística obtenida del mensaje mostrado en la pantalla LCD



Gráfica 8. Estadística obtenida de la entrega del medicamento

De acuerdo a las gráficas anteriores se infirieron las siguientes premisas:

El sistema logró detectar y mostrar con éxito el electrocardiograma del 100% de los pacientes, sin embargo, conforme aumentó el tiempo en el que el voluntario estaba conectado al módulo AD8232, la forma del electrocardiograma comenzaba a distorsionarse hasta ser menos clara que las capturas que se mostraron en la Figura 71 y Figura 76.

El sistema midió la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en la sangre de forma exitosa en el 100% de los voluntarios, cabe mencionar que las mediciones de ambos fueron sumamente similares, esto se debe a la igualdad de condiciones que presentaron los voluntarios durante el ensayo, principalmente por el estado de reposo. De igual manera se mostraron en la pantalla LCD el 100% de las mediciones realizadas como se apreció en la Figura 72 y Figura 78.

El sistema obtuvo un 100% de valores de frecuencia cardíaca mayores a 48 latidos por minuto, por lo tanto, de acuerdo a la programación del sistema, el semáforo indicador encendió en color verde el 100% de las veces, de igual manera mostró el mensaje “ADMINISTRAR MEDICAMENTO” en la pantalla LCD la misma cantidad de ocasiones y administró el medicamento al 100% de los pacientes como fue ilustrado en la Figura 73 y Figura 79, por último, el sistema registró el 100% de las veces que el medicamento fue entregado.

CAPÍTULO 5: CONCLUSIÓN Y TRABAJO A FUTURO

En el capítulo pasado fue explicado el ensayo de las pruebas del sistema con los dos voluntarios elegidos y se expusieron los resultados obtenidos mediante el análisis de la Tabla 34 y las Gráficas 4, 5, 6, 7 y 8. En este capítulo se revelarán las conclusiones a las que se han llegado y el trabajo a futuro que será implementado posteriormente.

5.1 Conclusiones

Para medir la actividad del corazón se empleó la tarjeta AD8232 que contiene toda la electrónica necesaria para medir esta actividad, incluye un amplificador de instrumentación, filtros pasabajas y notch, así como un amplificador, esto permite su conexión a un microcontrolador con ADC para su obtención de medición en formato digital, el cual fue realizado con un Atmega328 (sobre una placa Arduino) a una resolución de 10 bits.

Para visualizar las lecturas de actividad eléctrica del corazón, es necesario contar con una computadora conectada al sistema y ejecutar una herramienta de software que permita observar las lecturas del puerto serial mapeado por el sistema operativo, para las pruebas se utilizó el plotter serial de Arduino, es importante mencionar que en este primer acercamiento, no se observa propiamente un electrocardiograma, ya que el propósito fue identificar el hardware para medir la actividad eléctrica, la adquisición de la información y su presentación.

El índice de saturación de oxígeno en la sangre se obtuvo con el apoyo de una tarjeta que incorpora el chip MAX30102, que utiliza un método para sus mediciones basado en la lectura de una señal proveniente de un LED rojo y un LED infrarrojo, el contraste de las mediciones permite de manera no invasiva cuantificar la variable en cuestión. En esta misma etapa, se utilizaron las bibliotecas existentes para calcular el ritmo cardíaco. Para presentar las mediciones de ritmo cardíaco y saturación de oxígeno en la sangre, se utilizó un display tipo LCD de 16X2, las cuales se actualizan automáticamente cada vez que el paciente interactúa con el dosificador de medicamentos.

El módulo para suministro de medicamentos, es un prototipo inicial que de momento se trabajó para que al realizar una medición, sólo considere en su programación la

lectura del ritmo cardiaco, como condición para suministrar o no el medicamento, y se establecieron tres umbrales (<40 , $=>40$ a <48 y $>=48$). Cabe mencionar que no se contó con pacientes presentando estas condiciones, pero para probar la funcionalidad del sistema se modificaron los umbrales a ritmos cardiacos mayores, con los resultados esperados. Esto deja un avance para que en la siguiente iteración en el desarrollo del sistema se puedan establecer configuraciones de acuerdo al los requerimientos medicos particulares de cada paciente.

Para que el paciente tenga un retroalimentación respecto a su entrega de medicamento, la LCD mencionada, proporciona mensajes, que van desde llamar a servicios de emergencia, hasta la indicación de proporción de medicamento. Incluso, para pacientes con visión limitada, se incorporó una indicación luminosa (semaforo con LED RGB) con colores de acuerdo a lo que dicen los mensajes.

Cada vez que el paciente realiza una medición utilizando el módulo de suministro de medicamento, el resultado de la última medición es almacenado en una tarjeta MicroSD, la cual puede ser sustraída facilmente y consultada en una computadora, abriendo el archivo generado con cualquier lector de texto, con ello el familiar o médico conocerán cual fue la razón de la validación o restricción de la entrega del medicamento.

Al tratarse de un prototipo, inicialmente se trabajo con una *protoboard*, pero para mejorar la fiabilidad se desarrolló una tarjeta de circuito impreso para montar la circuitería.

Recordando que este trabajo es un primer avance de un sistema de monitoreo y suministro de medicamentos para personas con problemas cardiacos, se considera que los objetivos planteados en esta propuesta fueron cubiertos en terminos generales de manera satisfactoria.

5.2 Trabajo a Futuro

Respecto a la medición de la actividad eléctrica del corazón es necesario incorporar algoritmos que permitan una frecuencia de muestreo adecuada para conseguir una gráfica con todas las características de un electrocardiograma, también es recomendable crear una plataforma de software que permita la visualización avanzada de las mediciones.

Para las tres variables cuantificadas aún es necesario hacer pruebas respecto a la calidad de sus mediciones, y con ello determinar métodos de calibración para tener mediciones fiables.

Se debe trabajar en el módulo de suministro de medicamento, en términos de diseño, y con un mecanismo de suministro adecuado al tipo de píldoras recetadas, así como a la fiabilidad en la entrega. También se considera que se incorporen algoritmos para emitir recordatorios en las tomas, y configuraciones a la medida de los requerimientos de cada paciente, lo cual podrá ser implementado mediante una aplicación móvil.

También es necesario incorporar un método de registro de mediciones que sea fácilmente consultado por los familiares y especialistas.

Es pertinente agregar al dosificador de medicamentos una forma de alimentación eléctrica de respaldo para que siga funcionando en caso de corte de energía.

Al proyecto tiene potencial para años de investigación e incorporación de tecnologías avanzadas como plataformas en línea, uso de inteligencia artificial para diagnósticos, monitoreo constante para prevención de situaciones potencialmente riesgosas, y entre otras.

REFERENCIAS

Altamirano Santillán, E. V., Vallejo Vallejo, G. E., & Cruz Urtado, J. C. (2017). Llave electromagnética con combinación de un dígito para accionamiento de un servomotor, usando Arduino y Simulink. Universidad de Lima.

Arduoboard Uno R3. (s. f.). Naylamp Mechatronics - Perú. <https://naylampmechatronics.com/ardusystem-tarjetas/8-uno-r3.html>

Bañeras, J., Briongos, S., Bagudá, J., Díez, F., Filgueiras, D., García, S., García, J., González, D., Marco, Á., Loughlin, G., Rello, P., Salguero, R., & Soriano, T. (2020). Manual CTO de Medicina y Cirugía: Cardiología y Cirugía cardiovascular (5.a ed ENARM). Grupo CTO.

Conde, C. P. (1996). Sensores ópticos. Universidad de València Servicio de Publicaciones.

Display Alfanumérico LCD 1602 (3.3V). (s. f.). Naylamp Mechatronics - Perú. Recuperado 8 de agosto de 2022, de <https://naylampmechatronics.com/lcd-alfanumerico/1017-display-alfanumerico-lcd-1602-3v.html>

EasyEDA. (2022). *Simulador de circuitos y diseño de circuitos impresos online*. Recuperado 5 de noviembre de 2022, de <https://easyeda.com/es>

El Corte Inglés. (s. f.). M&M'S Cacahuets con chocolate bolsa 400 g. Recuperado 10 de agosto de 2022, de https://www.elcorteingles.es/supermercado/0110120648602082-m-and-mscacahuetsconchocolatebolsa400g/?bmverify=AAQAAAAF_____2bF1aZi6BLAK5JIIjQMFP3nXc6zkjshhOJ6F3gGYwGtoXnXtGcjZAK3edVCZTd7dJ_hJdF1CAyhRaHnatBq5p8ogjb6pINMBzP8Cuck6l3cosrhQ-CdNnqxbQlqpZ

Escalona, L., Manganiello, L., López-Fonseca, M., & Vega, C. (2012). Los sensores químicos y su utilidad en el control de gases contaminantes. *Revista INGENIERÍA UC*, 19(1), 74-88.

Fundación Slim. (2018, 1 septiembre). Diodo emisor de luz. *Capacítate para el empleo*. Recuperado 8 de agosto de 2022, de <https://capacitateparaeempleo.org/pages.php?r=.tema>

Fundación Slim. (2018b, 1 septiembre). Tipos de resistores. *Capacítate para el empleo*. Recuperado 8 de agosto de 2022, de <https://capacitateparaeempleo.org/pages.php?r=.tema>

LED RGB 5mm ánodo común ultrabrillante. (s. f.). Naylamp Mechatronics - Perú. Recuperado 8 de agosto de 2022, de <https://naylampmechatronics.com/luces-iluminacion/454-led-rgb-5mm-anodo-comun-ultrabrillante.html>

Llamas, L. (2017, 30 octubre). Conectar un display LCD Hitachi a Arduino por bus I2C. Ingeniería, informática y diseño. Recuperado 8 de agosto de 2022, de <https://www.luisllamas.es/arduino-lcd-i2c/>

Llamas, L. (2018, 8 enero). Leer y escribir en una tarjeta SD o micro SD con Arduino. Ingeniería, informática y diseño. Recuperado 17 de junio de 2022, de <https://www.luisllamas.es/tarjeta-micro-sd-arduino/>

Llamas, L. (2020, 12 abril). Pulsímetro y oxímetro con Arduino y MAX30102. Ingeniería, informática y diseño. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.luisllamas.es/pulsimetro-y-oximetro-con-arduino-y-max30102/>

Lozano, J. A. (2001, diciembre). Arritmias cardíacas y su tratamiento. *ÁMBITO FARMACÉUTICO*. Recuperado 3 de mayo de 2021, de <https://www.elsevier.es/en-revista-offarm-4-articulo-arritmias-cardiacas-su-tratamiento-13023366>

Módulo ritmo cardíaco ECG AD8232 con sondas. (s. f.). Naylamp Mechatronics - Perú. <https://naylampmechatronics.com/biomedico/324-modulo-sensor-de-pulsos-ecg-ad8232-con-sondas.html>

Moore, K. L., Dalley, A. F., Agur, A. M., Gutiérrez, A., Vasallo, L., Fontán, F., Vizcaíno, J., & Ruiz, M. B. (2013). *Anatomía con orientación clínica* (7.a ed.). LWW.

PMFarma. (2022, 3 octubre). La arritmia cardíaca más frecuente en México, Fibrilación Auricular, afecta a más de medio millón de personas. PMFarma MÉXICO. Recuperado 22 de febrero de 2023, de [https://www.pmfarma.com.mx/noticias/19951-la-arritmia-cardiaca-mas-frecuente-en-mexico-fibrilacion-auricular-afecta-a-mas-de-medio-millon-de-personas.html#:~:text=La%20fibrilaci%C3%B3n%20auricular%20\(FA\)%20es,un%20problema%20de%20salud%20p%C3%ABlica](https://www.pmfarma.com.mx/noticias/19951-la-arritmia-cardiaca-mas-frecuente-en-mexico-fibrilacion-auricular-afecta-a-mas-de-medio-millon-de-personas.html#:~:text=La%20fibrilaci%C3%B3n%20auricular%20(FA)%20es,un%20problema%20de%20salud%20p%C3%ABlica).

Pulsioxímetro MAX30102. (2022, 8 agosto). Naylamp Mechatronics - Perú. <https://naylampmechatronics.com/biomedico/444-pulsioximetro-max30102.html>

Ramírez, L. G. C., Jiménez, G. S. A., & Carreño, J. M. (2014). Sensores y Actuadores. Grupo Editorial Patria.

Secretaría de Salud. (2018, 27 diciembre). La arritmia, padecimiento frecuente entre la población. Gobierno de México. Recuperado 22 de febrero de 2023, de <https://www.gob.mx/salud/articulos/la-arritmia-padecimiento-frecuente-entre-la-poblacion>

Serna, A. (2010). Guía Práctica de Sensores. CREACIONES COPYRIGHT.

What is Arduino? (s. f.). Arduino. <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction/>

ANEXO 1. ATMEGA328P HOJA DE DATOS

Features

- High Performance, Low Power AVR[®] 8-Bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
 - 131 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
 - 32 x 8 General Purpose Working Registers
 - Fully Static Operation
 - Up to 20 MIPS Throughput at 20 MHz
 - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory Segments
 - 4/8/16/32K Bytes of In-System Self-Programmable Flash program memory (ATmega48PA/88PA/168PA/328P)
 - 256/512/512/1K Bytes EEPROM (ATmega48PA/88PA/168PA/328P)
 - 512/1K/1K/2K Bytes Internal SRAM (ATmega48PA/88PA/168PA/328P)
 - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
 - Data retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C⁽¹⁾
 - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
In-System Programming by On-chip Boot Program
True Read-While-Write Operation
 - Programming Lock for Software Security
- Peripheral Features
 - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
 - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
 - Real Time Counter with Separate Oscillator
 - Six PWM Channels
 - 8-channel 10-bit ADC in TQFP and QFN/MLF package
Temperature Measurement
 - 6-channel 10-bit ADC in PDIP Package
Temperature Measurement
 - Programmable Serial USART
 - Master/Slave SPI Serial Interface
 - Byte-oriented 2-wire Serial Interface (Philips I²C compatible)
 - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
 - On-chip Analog Comparator
 - Interrupt and Wake-up on Pin Change
- Special Microcontroller Features
 - Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
 - Internal Calibrated Oscillator
 - External and Internal Interrupt Sources
 - Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby
- I/O and Packages
 - 23 Programmable I/O Lines
 - 28-pin PDIP, 32-lead TQFP, 28-pad QFN/MLF and 32-pad QFN/MLF
- Operating Voltage:
 - 1.8 - 5.5V for ATmega48PA/88PA/168PA/328P
- Temperature Range:
 - -40°C to 85°C
- Speed Grade:
 - 0 - 20 MHz @ 1.8 - 5.5V
- Low Power Consumption at 1 MHz, 1.8V, 25°C for ATmega48PA/88PA/168PA/328P:
 - Active Mode: 0.2 mA
 - Power-down Mode: 0.1 µA
 - Power-save Mode: 0.75 µA (Including 32 kHz RTC)



8-bit AVR[®]
Microcontroller
with 4/8/16/32K
Bytes In-System
Programmable
Flash

ATmega48PA
ATmega88PA
ATmega168PA
ATmega328P

Summary

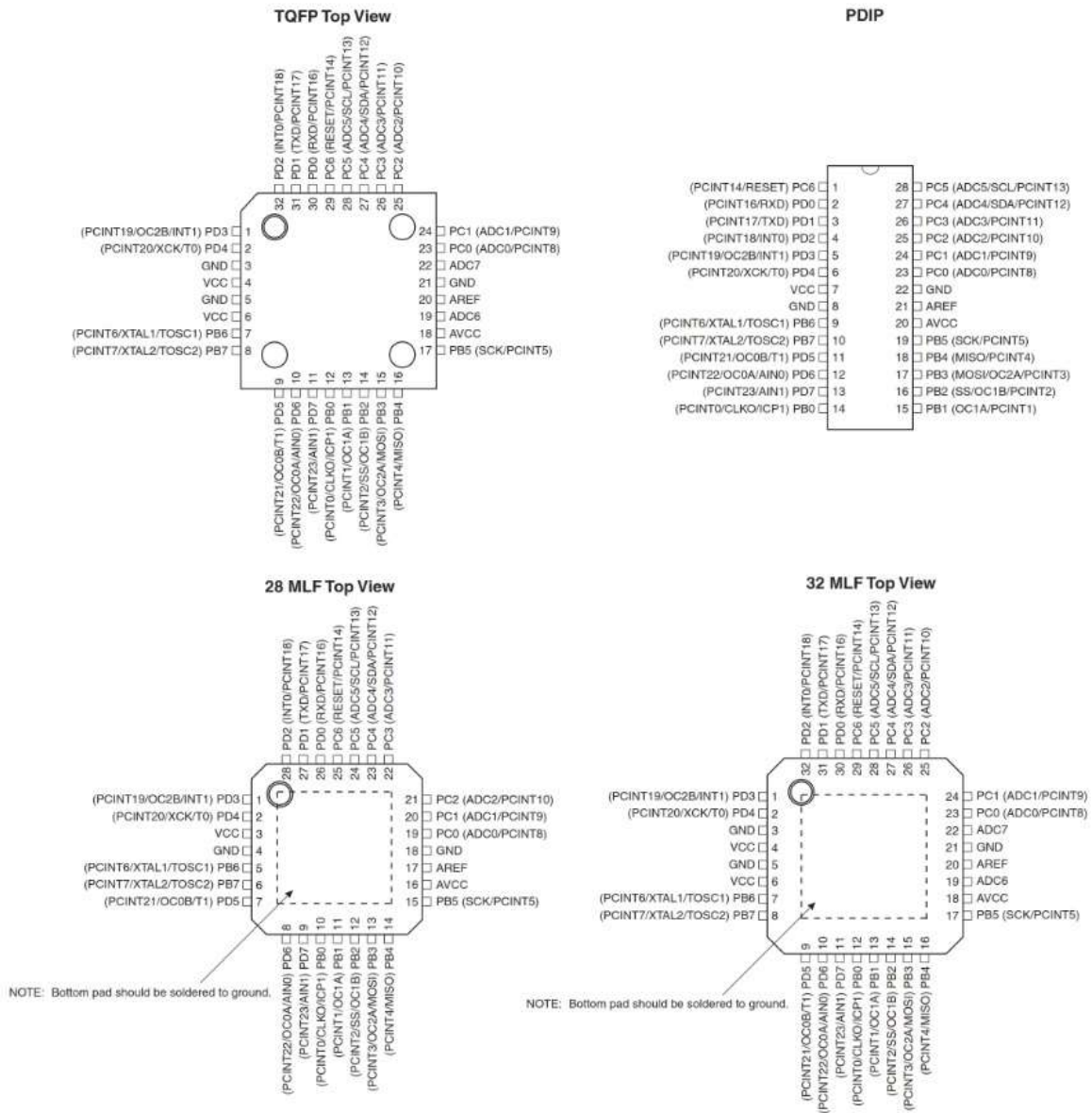
Rev. 8161DS-AVR-10/09



ATmega48PA/88PA/168PA/328P

1. Pin Configurations

Figure 1-1. Pinout ATmega48PA/88PA/168PA/328P



ATmega48PA/88PA/168PA/328P

1.1 Pin Descriptions

1.1.1 VCC

Digital supply voltage.

1.1.2 GND

Ground.

1.1.3 Port B (PB7:0) XTAL1/XTAL2/TOSC1/TOSC2

Port B is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port B output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port B pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port B pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Depending on the clock selection fuse settings, PB6 can be used as input to the inverting Oscillator amplifier and input to the internal clock operating circuit.

Depending on the clock selection fuse settings, PB7 can be used as output from the inverting Oscillator amplifier.

If the Internal Calibrated RC Oscillator is used as chip clock source, PB7..6 is used as TOSC2..1 input for the Asynchronous Timer/Counter2 if the AS2 bit in ASSR is set.

The various special features of Port B are elaborated in ["Alternate Functions of Port B"](#) on page 76 and ["System Clock and Clock Options"](#) on page 26.

1.1.4 Port C (PC5:0)

Port C is a 7-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The PC5..0 output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port C pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port C pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

1.1.5 PC6/RESET

If the RSTDISBL Fuse is programmed, PC6 is used as an I/O pin. Note that the electrical characteristics of PC6 differ from those of the other pins of Port C.

If the RSTDISBL Fuse is unprogrammed, PC6 is used as a Reset input. A low level on this pin for longer than the minimum pulse length will generate a Reset, even if the clock is not running. The minimum pulse length is given in [Table 28-3 on page 308](#). Shorter pulses are not guaranteed to generate a Reset.

The various special features of Port C are elaborated in ["Alternate Functions of Port C"](#) on page 79.

1.1.6 Port D (PD7:0)

Port D is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port D output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port D pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port D pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

ATmega48PA/88PA/168PA/328P

The various special features of Port D are elaborated in "[Alternate Functions of Port D](#)" on page 82.

1.1.7 AV_{CC}

AV_{CC} is the supply voltage pin for the A/D Converter, PC3:0, and ADC7:6. It should be externally connected to V_{CC}, even if the ADC is not used. If the ADC is used, it should be connected to V_{CC} through a low-pass filter. Note that PC6..4 use digital supply voltage, V_{CC}.

1.1.8 AREF

AREF is the analog reference pin for the A/D Converter.

1.1.9 ADC7:6 (TQFP and QFN/MLF Package Only)

In the TQFP and QFN/MLF package, ADC7:6 serve as analog inputs to the A/D converter. These pins are powered from the analog supply and serve as 10-bit ADC channels.

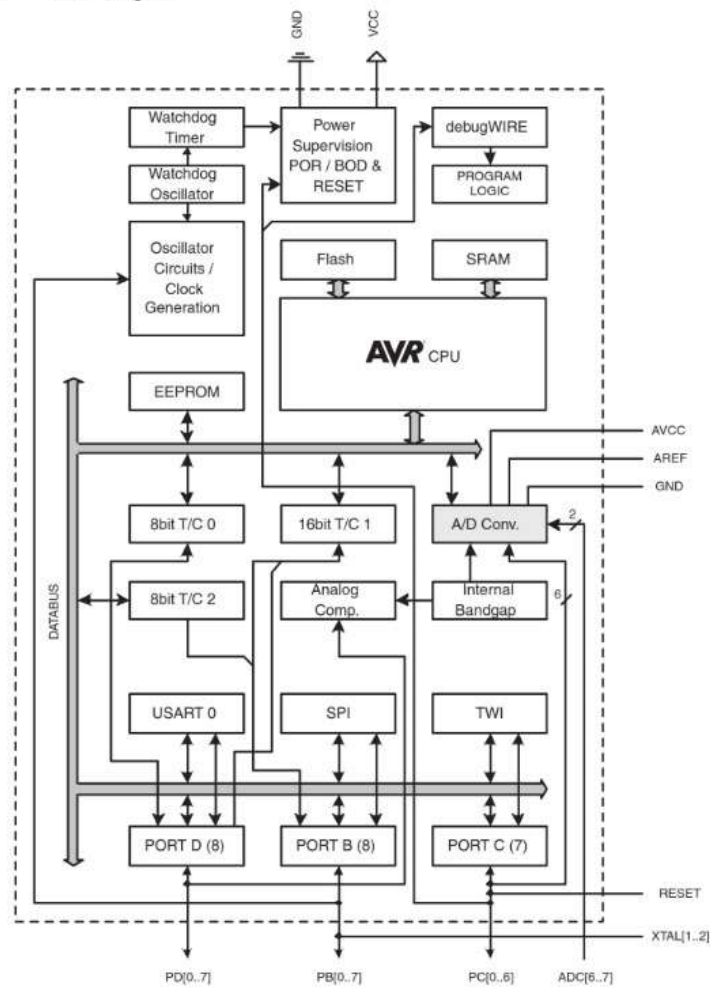
ATmega48PA/88PA/168PA/328P

2. Overview

The ATmega48PA/88PA/168PA/328P is a low-power CMOS 8-bit microcontroller based on the AVR enhanced RISC architecture. By executing powerful instructions in a single clock cycle, the ATmega48PA/88PA/168PA/328P achieves throughputs approaching 1 MIPS per MHz allowing the system designer to optimize power consumption versus processing speed.

2.1 Block Diagram

Figure 2-1. Block Diagram



The AVR core combines a rich instruction set with 32 general purpose working registers. All the 32 registers are directly connected to the Arithmetic Logic Unit (ALU), allowing two independent registers to be accessed in one single instruction executed in one clock cycle. The resulting

APÉNDICE 2. LM7805



LM340, LM340A, LM7805, LM7812, LM7815
SNOSBT0K – FEBRUARY 2000 – REVISED JULY 2016

LM340, LM340A and LM78xx Wide V_{IN} 1.5-A Fixed Voltage Regulators

1 Features

- Output Current up to 1.5 A
- Available in Fixed 5-V, 12-V, and 15-V Options
- Output Voltage Tolerances of $\pm 2\%$ at $T_J = 25^\circ\text{C}$ (LM340A)
- Line Regulation of 0.01% / V of at 1-A Load (LM340A)
- Load Regulation of 0.3% / A (LM340A)
- Internal Thermal Overload, Short-Circuit and SOA Protection
- Available in Space-Saving SOT-223 Package
- Output Capacitance Not Required for Stability

2 Applications

- Industrial Power Supplies
- SMPS Post Regulation
- HVAC Systems
- White Goods

3 Description

The LM340 and LM78xx monolithic 3-terminal positive voltage regulators employ internal current-limiting, thermal shutdown and safe-area compensation, making them essentially indestructible. If adequate heat sinking is provided, they can deliver over 1.5-A output current. They are intended as fixed voltage regulators in a wide range of applications including local (on-card) regulation for elimination of noise and distribution problems associated with single-point regulation. In addition to use as fixed voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable output voltages and currents.

Considerable effort was expended to make the entire series of regulators easy to use and minimize the number of external components. It is not necessary to bypass the output, although this does improve transient response. Input bypassing is needed only if the regulator is located far from the filter capacitor of the power supply.

LM7805 is also available in a higher accuracy and better performance version (LM340A). Refer to LM340A specifications in the [LM340A Electrical Characteristics](#) table.

Available Packages

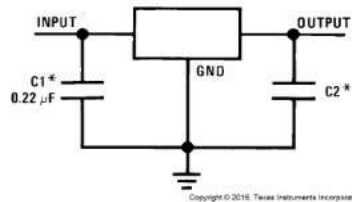


Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM340x	DDPAK/TO-263 (3)	10.18 mm × 8.41 mm
	SOT-23 (4)	6.50 mm × 3.50 mm
LM78xx	TO-220 (3)	14.986 mm × 10.16 mm
	TO-3 (2)	38.94 mm × 25.40 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Fixed Output Voltage Regulator



*Required if the regulator is located far from the power supply filter.

**Although no output capacitor is needed for stability, it does help transient response. (If needed, use 0.1- μF , ceramic disc).

An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.



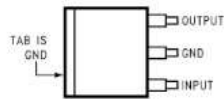
www.ti.com

LM340, LM340A, LM7805, LM7812, LM7815

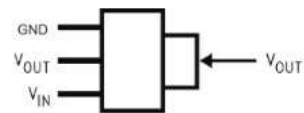
SNOSBT0K – FEBRUARY 2000 – REVISED JULY 2016

5 Pin Configuration and Functions

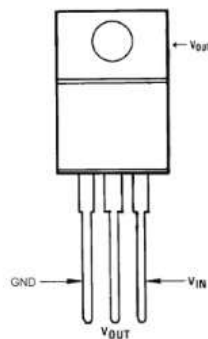
LM7805 and LM7812 KTT Package
3-Pin DDPAK/TO-263
Top View



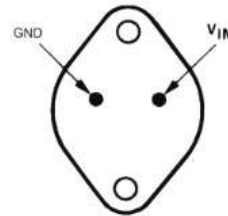
LM7805 DCY Package
4-Pin SOT-223
Side View



LM7805, LM7812, and LM7815 NDE Package
3-Pin TO-220
Top View



LM340K-5.0 NDS Package
2-Pin TO-3
Top View



Pin Functions

PIN		I/O	DESCRIPTION
NAME	NO.		
INPUT	1	I	Input voltage pin
GND	2	I/O	Ground pin
OUTPUT	3	O	Output voltage pin


LM340, LM340A, LM7805, LM7812, LM7815

SNOSBT0K – FEBRUARY 2000 – REVISED JULY 2016

www.ti.com

**6.6 LM340 / LM7805 Electrical Characteristics,
 $V_O = 5\text{ V}$, $V_I = 10\text{ V}$**
 $0^\circ\text{C} \leq T_J \leq 125^\circ\text{C}$ unless otherwise specified⁽¹⁾

PARAMETER		TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
V_O	Output voltage	$T_J = 25^\circ\text{C}$, $5\text{ mA} \leq I_O \leq 1\text{ A}$	4.8	5	5.2	V
		$P_D \leq 15\text{ W}$, $5\text{ mA} \leq I_O \leq 1\text{ A}$ $7.5\text{ V} \leq V_{IN} \leq 20\text{ V}$	4.75		5.25	V
ΔV_O	Line regulation	$I_O = 500\text{ mA}$	$T_J = 25^\circ\text{C}$ $7\text{ V} \leq V_{IN} \leq 25\text{ V}$	3	50	mV
			Over temperature $8\text{ V} \leq V_{IN} \leq 20\text{ V}$		50	mV
		$I_O \leq 1\text{ A}$	$T_J = 25^\circ\text{C}$ $7.5\text{ V} \leq V_{IN} \leq 20\text{ V}$		50	mV
			Over temperature $8\text{ V} \leq V_{IN} \leq 12\text{ V}$		25	mV
ΔV_O	Load regulation	$T_J = 25^\circ\text{C}$	$5\text{ mA} \leq I_O \leq 1.5\text{ A}$	10	50	mV
			$250\text{ mA} \leq I_O \leq 750\text{ mA}$		25	mV
		Over temperature, $5\text{ mA} \leq I_O \leq 1\text{ A}$		50	mV	
I_Q	Quiescent current	$I_O \leq 1\text{ A}$	$T_J = 25^\circ\text{C}$		8	mA
			Over temperature		8.5	mA
ΔI_Q	Quiescent current change	$0^\circ\text{C} \leq T_J \leq 125^\circ\text{C}$, $5\text{ mA} \leq I_O \leq 1\text{ A}$		0.5		mA
			$7\text{ V} \leq V_{IN} \leq 20\text{ V}$	$T_J = 25^\circ\text{C}$, $I_O \leq 1\text{ A}$ Over temperature, $I_O \leq 500\text{ mA}$		1
V_N	Output noise voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $10\text{ Hz} \leq f \leq 100\text{ kHz}$		40		μV
$\frac{\Delta V_{IN}}{\Delta V_{OUT}}$	Ripple rejection	$f = 120\text{ Hz}$ $8\text{ V} \leq V_{IN} \leq 18\text{ V}$	$T_J = 25^\circ\text{C}$, $I_O \leq 1\text{ A}$	62	80	dB
			Over temperature, $I_O \leq 500\text{ mA}$	62		dB
R_O	Dropout voltage	$T_J = 25^\circ\text{C}$, $I_O = 1\text{ A}$		2		V
	Output resistance	$f = 1\text{ kHz}$		8		$\text{m}\Omega$
	Short-circuit current	$T_J = 25^\circ\text{C}$		2.1		A
	Peak output current	$T_J = 25^\circ\text{C}$		2.4		A
	Average TC of V_{OUT}	Over temperature, $I_O = 5\text{ mA}$		-0.6		$\text{mV}/^\circ\text{C}$
V_{IN}	Input voltage required to maintain line regulation	$T_J = 25^\circ\text{C}$, $I_O \leq 1\text{ A}$	7.5			V

(1) All characteristics are measured with a $0.22\text{-}\mu\text{F}$ capacitor from input to ground and a $0.1\text{-}\mu\text{F}$ capacitor from output to ground. All characteristics except noise voltage and ripple rejection ratio are measured using pulse techniques ($t_w \leq 10\text{ ms}$, duty cycle $\leq 5\%$). Output voltage changes due to changes in internal temperature must be taken into account separately.



LM340, LM340A, LM7805, LM7812, LM7815

www.ti.com

SNOSBT0K – FEBRUARY 2000 – REVISED JULY 2016

Typical Applications (continued)

8.2.1.2 Detailed Design Procedure

The output voltage is set based on the device variant. LM340x and LM78xx are available in 5-V, 12-V and 15-V regulator options.

8.2.1.3 Application Curve

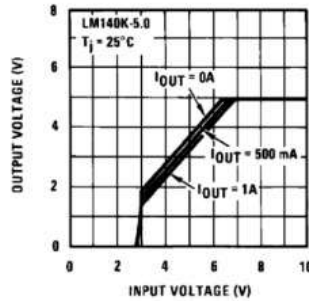
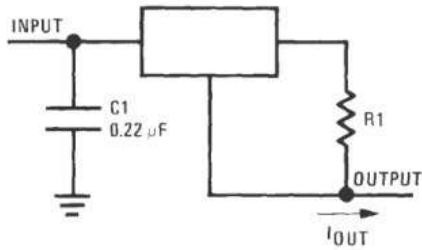


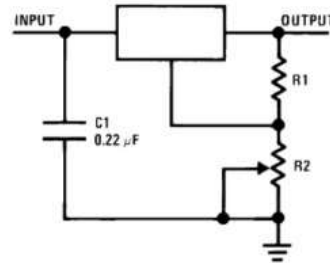
Figure 19. V_{OUT} vs V_{IN} , $V_{OUT} = 5\text{ V}$

8.3 System Examples



$I_{OUT} = V_2 - 3 / R_1 + I_Q$
 $\Delta I_Q = 1.3\text{ mA}$ over line and load changes.

Figure 20. Current Regulator



$V_{OUT} = 5\text{ V} + (5\text{ V}/R_1 + I_Q) R_2$
 $5\text{ V}/R_1 > 3 I_Q$
 load regulation (L_r) $\approx [(R_1 + R_2)/R_1]$ (L_r of LM340-5).

Figure 21. Adjustable Output Regulator

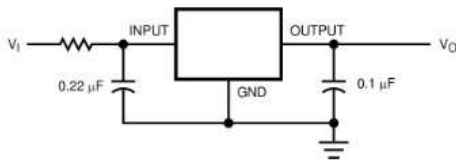


Figure 22. High Input Voltage Circuit With Series Resistor

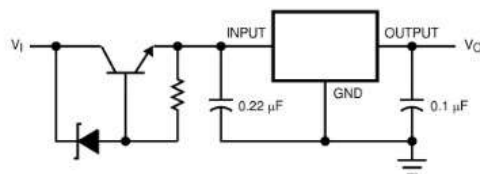


Figure 23. High Input Voltage Circuit implementation With Transistor