



**UNCA**

---

**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CATAMARCA**

**FACULTAD DE TECNOLOGÍA Y CIENCIAS APLICADAS**

**DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA**

Maximio Victoria No 55 - Tel/Fax: 0383-4435112 Int. 171

San Fernando del Valle de Catamarca (CP 4700)

Argentina

**TRABAJO FINAL**

**Desarrollo de un Prototipo Ponderador Electrónico  
del Estado Cardiovascular de un Individuo**

Trabajo presentado por *ARTURO ERICO ANTORIANO* para obtener el título de grado de Ingeniero Electrónico, en la Universidad Nacional de Catamarca

---

**DIRECTOR: ING. MARTÍN HERRERA**

San Fernando del Valle de Catamarca, Argentina

2023



*“... Aprenda a tocar la flauta en 100 años...aprenda a vivir durante toda la vida... aprenda... no le prometemos nada... ni el éxito, ni la felicidad, ni el dinero... tan solo los deliciosos sobresaltos del aprendizaje...”*

*Alejandro Dolina*

*Dedicado:*

*A la memoria de aquellos abrazos recibidos al volver a casa, luego de aprobar una materia. Así como también, a esas imborrables palabras de aliento cuando el ánimo se consumía. Madre, donde quiera que estés, y porque siempre estuviste, todo este esfuerzo, en honor al último abrazo que no pudo ser.*

# Agradecimientos

Quiero agradecer a cada uno de mis seres queridos, que supieron acompañarme y alentarme en todo momento, ante las dificultades y obstáculos que se presentan al cursar una carrera.

Agradecer también a todos mis profesores del Departamento de Electrónica de la Facultad de Tecnología y Ciencias Aplicadas, por su dedicación y enseñanza a lo largo del cursado.

Para culminar, un agradecimiento especial a mi director de trabajo final, Ingeniero Martín Herrera, quién me brindó su predisposición, consejos y orientación para poder concluir este trabajo.

# Resumen

El estilo de vida moderno de las personas, ha impactado en el incremento de las enfermedades cardiovasculares a nivel mundial. El sobrepeso, el tabaquismo, la hipertensión, la diabetes, el estrés, el sedentarismo y la mala alimentación, como por ejemplo, el exceso de sal y un considerable contenido en grasas en las comidas, son los factores de riesgo que aumentan las probabilidades de padecerlas.

En el presente proyecto, se expone el diseño y la implementación de un prototipo de lo que se ha denominado: Ponderador Electrónico del Estado Cardiovascular de un Individuo (PEECI). El mismo, está basado en una tabla elaborada por la Organización Mundial de la Salud, y permite, mediante una pantalla, completarla. Además, efectúa las mediciones de altura, masa, cálculo del IMC y categorización, pulsaciones por minuto, detección de pulso irregular y presión arterial. Finalmente, se muestra en la pantalla, el grado del estado cardiovascular.

PEECI está ideado con el fin de informar y concientizar a la población. Una de las causas que influyen en las consecuencias de padecer estas afecciones, es el temor y/o desidia de realizar una consulta médica. Con él, un paciente podrá efectuar mediciones de manera independiente, sin necesidad de requerir de conocimiento profesional sobre cómo realizarlas, y así obtener, una categorización de su estado de salud, lo cual puede despertar una mayor atención sobre el cuidado de la misma, e incentivarlo a asistir al consultorio del médico correspondiente.

Para lograrlo, el sistema está conformado, a nivel electrónico principalmente, por la placa Arduino Mega 2560, el sensor de presión MPX5050DP, el uso de celdas de carga, el sensor de ultrasonido HC-SR04 y el amplificador de instrumentación AD620.

En la realización del diseño en cuestión, se requirió abarcar la adquisición de cada una de las señales a tratar, su acondicionamiento, incluyendo amplificación y filtrado, y la conversión digital. Además, el ingreso de datos mediante pantalla táctil como así también su visualización.

# Abstract

The modern lifestyle of people has impacted on the increase of cardiovascular diseases worldwide. Being overweight, smoking, high blood pressure, diabetes, stress, sedentary lifestyle and poor diet, such as excess salt and a considerable fat content in meals, are the risk factors that increase the chances of suffer them

In the present project, the design and implementation of a prototype of what has been called: Electronic Weighting of the Cardiovascular State of an Individual (PEECI) is exposed. It is based on a table prepared by the World Health Organization, and allows, through a screen, to complete it. In addition, it performs measurements of height, mass, BMI calculation and categorization, beats per minute, irregular pulse detection and blood pressure. Finally, the degree of cardiovascular status is displayed on the screen.

PEECI is designed to inform and raise awareness among the population. One of the causes that influence the consequences of suffering from these conditions is the fear and/or negligence of making a medical consultation. With it, a patient will be able to carry out measurements independently, without the need for professional knowledge on how to perform them, and thus obtain a categorization of their health status, which can arouse greater attention to their care, and encourage you to attend the appropriate doctor's office.

To achieve this, the system is made up, mainly electronically, of the Arduino® Mega 2560 board, the MPX5050DP pressure sensor, the use of load cells, the HC-SR04 ultrasound sensor and the AD620 instrumentation amplifier.

In carrying out the design in question, it was required to cover the acquisition of each of the signals to be treated, their conditioning, including amplification and filtering, and the digital conversion. In addition, data entry via touch screen as well as its display.

# Índice general

Página

---

<b>Agradecimientos</b> .....	<b>i</b>
<b>Resumen</b> .....	<b>ii</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>iii</b>
<b>1. Introducción</b> .....	<b>1</b>
1.1. Contexto .....	2
1.1.1. Caracterización del Problema .....	2
1.1.2. Formulación del Problema .....	2
1.2. Objetivos del Proyecto .....	3
1.2.1. Objetivo General .....	3
1.2.2. Objetivos Específicos .....	3
1.3. Motivación .....	4
<b>2. Metodología de trabajo y antecedentes técnicos</b> .....	<b>5</b>
2.1. Metodología de Trabajo .....	5
2.1.1. Revisiones Preliminares .....	5
2.1.2. Diseño del Hardware .....	5
2.1.3. Diseño del Software .....	6
2.1.4. Contrastación .....	6
2.2. Antecedentes técnicos .....	7
<b>3. Marco teórico – Sistema cardiovascular</b> .....	<b>10</b>
3.1. Impacto de las enfermedades cardiovasculares .....	10
3.2. Sistema cardiovascular .....	10
3.3. Corazón .....	11
3.3.1. Anatomía del corazón .....	11
3.3.2. Cavidades y válvulas del corazón .....	12
3.4. Sistema arterial .....	13

3.4.1. Funciones principales de las arterias.....	13
3.4.2. Principales factores de riesgo cardiovasculares.....	14
3.5. Frecuencia cardíaca .....	14
3.5.1. Ritmos cardíacos irregulares.....	16
3.6. Presión arterial.....	17
3.6.1. Patologías relacionadas a la presión arterial .....	18
3.6.2. Métodos para la medición de presión arterial .....	21
3.6.3. Dispositivos no invasivos para la medición de presión arterial.....	24
3.7. Índice de masa corporal.....	28
3.8. Cuestionario para la identificación de factores de riesgo.....	29
<b>4. Marco teórico – Electrónica.....</b>	<b>31</b>
4.1. Sistemas de medida y sus funciones.....	31
4.2. Sensores.....	32
4.2.1. Galgas extensiométricas .....	32
4.2.2. Principio de funcionamiento .....	32
4.3. Sensor de presión piezoresistivo .....	34
4.3.1 Principio de funcionamiento .....	34
4.3.2. Estructura del sensor de presión piezoresistivo .....	35
4.3.3. Estructura SOI.....	36
4.3.4. Tipos de sensores de presión piezoresistivos .....	36
4.3.5 Sensor de ultrasonido .....	37
4.4. Ruido .....	37
4.4.1. Ruido de interferencia .....	38
4.4.2. Ruido inherente .....	38
4.4.3. Relación señal/ruido.....	39
4.5. Acondicionamiento.....	39
4.5.1. Puente de Wheatstone .....	39
4.5.2. Amplificador de instrumentación.....	43
4.5.3. Amplificador diferencial .....	44
4.5.4. Configuración del amplificador de instrumentación.....	45
4.6. Plataforma de desarrollo.....	46
4.6.1 Arduino® Mega 2560 .....	46
4.7. Filtro activo pasa bajo de segundo orden .....	47
<b>5. Memoria descriptiva - Hardware.....</b>	<b>49</b>
5.1. Alimentación .....	49

5.2.	Tensiómetro .....	50
5.3.	Micro Bomba.....	52
5.3.1	Circuito ON/OFF de la Micro Bomba .....	53
5.4.	Electroválvula.....	56
5.4.1.	Activación de la electroválvula.....	57
5.5.	Sensor MPX5050DP .....	59
5.6.	Acondicionamiento de la Señal .....	64
5.6.1.	Acoplamiento con filtro pasa alto RC.....	66
5.6.2.	Filtros aplicados .....	67
5.6.3.	Filtro Sallen Key segundo orden para balanza .....	77
5.6.4.	Circuito seguidor de voltaje con operacional.....	77
5.6.5.	Amplificación .....	78
5.6.6.	Clamping (Limitador de señal, controlado por voltaje).....	80
5.7.	Conversión analógico-digital.....	81
5.7.1	Filtro paso bajo de media móvil exponencial .....	81
5.8.	Balanza .....	88
5.8.1.	Acondicionamiento .....	88
5.8.2.	Amplificación de la señal del puente de Wheatstone.....	90
5.8.3.	Circuito para la atenuación de radio frecuencias .....	93
5.8.4.	Circuito de regulación de tensión de referencia .....	95
5.8.5.	Encendido de la báscula .....	96
5.9.	Medidor de altura .....	97
<b>6.</b>	<b>Memoria descriptiva - Desarrollo e implementación del software .....</b>	<b>100</b>
6.1.	Desarrollo del software.....	100
6.1.1.	Código principal .....	100
6.1.2.	Detección de pulsos oscilométricos .....	101
6.2.	Funciones principales .....	102
6.2.1.	Función inflar() .....	102
6.2.2.	Función midiendo() .....	104
6.2.3.	Función pmedia() .....	105
6.2.4.	Función sis_dias() .....	105
6.2.5.	Función arrtimia() .....	106
6.2.6.	Función pulsos().....	107
6.2.7.	Función balanza().....	107
6.3.	Diagrama de flujos .....	108

6.3.1. Diagrama de flujos principal.....	109
6.3.2. Diagrama de flujo de inflar().....	115
6.3.3. Diagrama de flujo de midiendo().....	124
6.3.4. Diagrama de flujo de arritmia().....	131
6.3.5. Diagrama de flujo de pulsos().....	133
6.3.6. Diagrama de flujo de pmedia().....	135
6.3.7. Diagrama de flujo de sis_dias().....	136
6.3.8. Diagrama de flujo de balanza().....	141
6.3.9. Diagrama de flujo de estatura().....	144
6.4. Pantalla Táctil.....	145
6.5. Plano de masa.....	146
<b>7. Resultados y funcionamiento.....</b>	<b>147</b>
7.1. Contrastación del tensiómetro prototipo.....	147
7.2. Contrastación de la balanza prototipo.....	149
7.3. Uso y Funcionamiento.....	151
<b>8. Conclusiones.....</b>	<b>159</b>
8.1. Conclusiones finales.....	159
8.2. Trabajos futuros.....	160
<b>Apéndices.....</b>	<b>161</b>
A. Hoja de datos de componentes.....	162
A.1. LM78XX.....	164
A.2. LM79XX.....	165
A.3. TC7660S.....	166
A.4. LM1117.....	167
A.5. MPX5050DP.....	168
A.6. TL084CN.....	169
A.7. LM358N.....	170
A.8. HC – SR04.....	171
A.9. BC548.....	172
A.10. BC337.....	173
A.11. 4N29.....	174
A.12. AD620.....	175
A.13. Arduino® Mega 2560.....	176
A.14. Atmega 2560.....	177
A.15. Pantalla Táctil LCD TFT 2.4.....	178

A.16. MAP-AM-265 .....	179
B. Diseño de PCB .....	180
B.1. PCB .....	180
B.2. Diseño esquemático .....	182
C. Costo de materiales.....	192
D. Código de programación .....	194
<b>Referencias</b> .....	251
Bibliografía.....	251



# Capítulo 1

## 1. Introducción

En este documento se aborda el diseño e implementación de un prototipo de ponderador cardiovascular, mediante la utilización de la placa de desarrollo Arduino® Mega 2560, la inclusión de sensores de presión, masa y ultrasonido. También, se incluye la aplicación de actuadores, como lo son la micro bomba y electroválvula. Finalmente, se incorpora una pantalla LCD TFT, táctil para poder introducir datos de un cuestionario, en donde se consulta información de importancia, que incide en los resultados requeridos. Al terminar, mediante esta pantalla se logran visualizar las conclusiones obtenidas.

En este trabajo se abarca el estudio y aplicación de tratamiento de señales mediante técnicas de instrumentación electrónica, para luego ser digitalizadas y procesadas

El dispositivo final, ofrece la posibilidad de medir presión arterial y ritmo cardíaco, la regularidad del pulso, altura, masa, cálculo del IMC, y finalmente, una categorización del estado cardiovascular.

## 1.1. Contexto

### 1.1.1. Caracterización del Problema

Las enfermedades cardiovasculares aún se mantienen como la primera causa de muerte en todo el mundo, incluso muy por encima del cáncer, las enfermedades respiratorias y la diabetes. Los números son alarmantes, ya que la cantidad de personas que fallecen al año es de 17 millones por estas afecciones, y se estima que para el 2023 esa cantidad se elevará a 23 millones.

Según un estudio realizado por el Colegio Americano de Cardiólogos, cuatro de cada cinco infartos se podrían evitar mediante la adopción de hábitos saludables, incluso a pesar de que a nivel mundial aumentó la tendencia de los factores de riesgo como el sobrepeso, hipertensión, diabetes y sedentarismo. Y según los datos proporcionados por World Heart Federation, esos factores con tendencia en crecimiento, son las causas determinantes de la prevalencia de enfermedades cardiovasculares.

Los datos proporcionados en la Encuesta Nacional de Factores de Riesgo (MSAL, 2013), el sobrepeso y la obesidad relacionados con la alimentación no saludable y el sedentarismo presentan respectivamente, el 37,1% y 20,8% de la población en la República Argentina. [1]

Desde la Fundación Favaloro aseguran que hacer pequeños cambios de hábitos, como una alimentación saludable, mantener un peso equilibrado, hacer frecuente la práctica de ejercicio, el abandono del tabaco y la realización de chequeos de salud anualmente, son puntos a favor en el cuidado de la salud del corazón.

"Las enfermedades cardiovasculares no sólo matan, sino que incapacitan, y eso genera muchas deficiencias en la vida familiar, laboral, social y productiva. Los gobiernos en el mundo no pueden enfrentar los costos de un tratamiento de la enfermedad cardiovascular", señaló el doctor Oscar Mendiz, director del Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular de la Fundación Favaloro. El especialista aseguró que para alcanzar la reducción del 25 por ciento en la mortalidad cardiovascular para el 2025 es clave adaptarse a los hábitos saludables. [2]

### 1.1.2. Formulación del Problema

El riesgo cardiovascular global (RCVG), es la probabilidad que una persona tiene de desarrollar este tipo de enfermedades, en un período de tiempo definido en 10 años, posteriores a la primera medición realizada.

La falta de concientización en la población, e incluso, el temor y la desidia de recurrir a una consulta médica, también han influido en estos problemas de salud.

La forma de evaluarlo, se basa en el seguimiento simultáneo de todos los factores de riesgo con el fin de categorizar la probabilidad futura de eventos.

La presencia de cada uno de estos agentes, aumenta la probabilidad de aparición de la enfermedad. [1]

La ocurrencia de estos factores es cada vez mayor, y están empezando a manifestarse a edades cada vez más tempranas. Algunas de las causas podrían ser: los efectos de rápido crecimiento de las ciudades, el uso masivo de las nuevas tecnologías y el amplio desarrollo de los medios de comunicación; todos influyen en la población predisponiéndola al sobrepeso, la obesidad y el sedentarismo.

## 1.2. Objetivos del Proyecto

### 1.2.1. Objetivo General

- Desarrollar un sistema que pondere el estado cardiovascular de una persona, mediante mediciones de masa, ritmo cardíaco, presión arterial y altura. Utilizando componentes electrónicos disponibles en la Argentina.

### 1.2.2. Objetivos Específicos

1. Evaluar cuáles son las mejores alternativas con respecto a los componentes electrónicos que se aplicarán en el proyecto.
2. Diseñar el prototipo de un ponderador electrónico del estado cardiovascular de una persona, el cual efectuará mediciones de: altura, masa, IMC, pulsaciones por minuto y presión arterial. Con estos datos, y mediante un cuestionario basado en la tabla elaborada por la Organización Mundial de la Salud, que se realizará por medio de una pantalla táctil, se categorizará el estado de salud del individuo.
3. Realizar interacción de entrada y salida de datos por pantalla táctil.
4. Implementar el control diseñado, mediante el uso de sistemas lógicos programables.
5. Construir el prototipo del ponderador electrónico cardiovascular, mediante componentes económicos, y de fácil obtención en el mercado nacional.

## 1.3. Motivación

El acceso a una consulta médica preventiva, está al alcance de la población, ya sea por medio de un establecimiento de salud público o privado. Sin embargo, debido a varios motivos como ser las obligaciones de la vida cotidiana, el temor o la desidia de asistir a un consultorio, los mismos se transforman en un factor indirecto que pueden ir agravando la situación del paciente.

A partir de este problema, surge la idea del ya mencionado ponderador, y en un futuro, el mismo pueda estar presente en lugares públicos de fácil acceso, y de este modo, acortar caminos para una consulta médica. De esta manera, las personas tendrán la posibilidad de acceder a un diagnóstico aproximado, no invasivo y preventivo a través de la información brindada por este, de forma rápida e independiente. Con estos datos pueden generar en el usuario la necesidad de acercarse a un consultorio médico.

También es una herramienta complementaria para el profesional de la salud ya que le permite, en un mismo procedimiento, recolectar la información necesaria de su paciente.

# Capítulo 2

## 2. Metodología de trabajo y antecedentes técnicos

### 2.1. Metodología de Trabajo

#### 2.1.1. Revisiones Preliminares

Para dar inicio al desarrollo del proyecto, se realizó una revisión bibliográfica recopilando el contenido teórico requerido de libros, artículos científicos, hojas de datos de componentes, publicaciones y manuales correspondientes al tema pertinente. También fue necesaria la consulta a profesores especialistas en el área. Por otro lado, se evaluaron productos vigentes en el mercado que utilicen alguna de las funciones que cumple el presente trabajo, tomando nota de principios y parámetros.

Por último, se analizaron criterios de costo, existencia en el mercado nacional y características de los diferentes componentes electrónicos aplicados en la construcción del prototipo en cuestión.

#### 2.1.2. Diseño del Hardware

El prototipo diseñado, requirió de la determinación de parámetros, selección de componentes y métodos adecuados aplicables al presente trabajo. También, se tuvo en cuenta la factibilidad con respecto a disponibilidad de componentes y economía de los mismos.

Como principales componentes para el diseño del proyecto, podemos mencionar al sensor de presión MPX5050DP de Freescale Semiconductor, Arduino® Mega 2560 como plataforma de desarrollo, galgas extensiométricas para captar valores de masa, el sensor de ultrasonido HC-SR04 para medir la altura y el amplificador de instrumentación AD620.

Se diseñaron los diagramas esquemáticos, así como también las pistas para generar el circuito impreso en la placa, utilizando el software Proteus 8. Luego se procedió a imprimir con tóner el esquema del PCB en papel fotográfico. Como este tipo de pigmento es un polvo que reacciona al calor, por medio del método de transferencia térmica a través de una plancha, se trasladó ese diagrama a una placa virgen de cobre de una cara. Acto seguido, se sumergió a la misma en cloruro férrico, provocando que se consuma el cobre que había quedado al descubierto, fuera del tóner. El siguiente paso, fue remover el tóner para dejar al descubierto las zonas de cobre, generar los orificios que permiten conectar los pines de cada componente con la placa, y por último, soldar cada uno de los componentes con soldador cautín y estaño.

### 2.1.3. Diseño del Software

El software fue primero diseñado en diagrama de flujos. Una vez corroborado su funcionamiento, se trasladó al código. El mismo está conformado por una parte principal, que produce la llamada de cada una de las funciones que fueron diseñadas.

El lenguaje C fue el utilizado. Además de programar la plataforma de desarrollo Arduino® Mega 2560, a través de Arduino IDE para cumplir con cada una de las tareas que exige el presente prototipo, se efectuaron las instrucciones necesarias para poder controlar y leer los diferentes actuadores y sensores, así como también la pantalla táctil, que comprende tanto a su display como a su sensor, los cuales que permiten establecer la interacción con el usuario.

### 2.1.4. Contrastación

La contrastación de instrumentos con respecto a las medidas de presión arterial, pulsos por minuto, y masa en personas, se llevan a cabo con la ayuda de tres dispositivos patrones, los cuales son:

1- Tensiómetro aneroide  
Marca: Coronet

2- Tensiómetro digital  
Marca: Omron  
Modelo: HEM-7120

3- Balanza digital  
Marca: Atma  
Modelo: BA7504N

## 2.2. Antecedentes técnicos

No se han encontrado proyectos similares en Argentina, pero sí existen en el ámbito internacional. Sin embargo, estos equipos, a los que se puede acceder mediante el uso de fichas tipo monedas, están destinados a un uso comercial, orientados principalmente a farmacias y sin una ponderación cardiovascular final.

### 1- Báscula Pesapersonas Start 1

Mide la masa y la altura de una persona, mediante una báscula y un sensor de distancia. La operación se realiza de forma automática, por lo que no necesita manipulación por parte del usuario. Al finalizar dichas mediciones, mediante un pequeño display LCD muestra el peso y la altura del individuo. Además entrega un ticket por la parte frontal, en el cual se detallan: IMC, dietas calóricas, gastos calóricos por minutos, descuentos, etc. Previamente, se debe introducir una moneda. [3]

### 2- CardioPrime LCD

También mide la masa y altura del individuo, IMC mide grasa mediante análisis de impedancia bioeléctrica. Pero además incluye un medidor de presión arterial mediante el método oscilométrico. Esta última medición, la realiza en una situación en que la persona se encuentra de pie (parada en la balanza), mientras que el procedimiento recomendable para dicha muestra, se debe efectuar con el individuo sentado. Tampoco es aconsejable tomar la muestra mediante un brazalete diseñado para la muñeca, como sí lo realiza este aparato. [4]

### Características

#### Báscula y Tallímetro

Pesa hasta 225 kg en divisiones de 100 g  
Mide la altura hasta 205 cm en divisiones de 1 cm  
Sistema de ajuste automático

#### Medidor de grasa corporal

Mide el porcentaje de grasa corporal (método AIB)

#### Presión arterial

Esfigmomanómetro automático de muñeca basado en el método oscilométrico

#### Nuevas mediciones

El equipo también calcula:

- El IMC (Índice de Masa Corporal)
- La TMB (Tasa Metabólica Basal) - *sólo ticket*
- La Composición Corporal (Grasa, Agua, Proteína y Mineral) - *sólo ticket*
- La Presión Media - *sólo ticket*

#### Pantalla lcd de gran formato (240 x 128 px)

Guía interactiva de funcionamiento  
Instrucciones de uso por mensajes de voz  
Múltiples idiomas

### **Publicidad**

Zona publicitaria para añadir un poster promocional

### **Más ventajas**

Acepta hasta 6 tipos de moneda

Ticket cortado con los resultados de las mediciones y valores recomendados (incluye ticket personalizado con percentiles para bebés y adolescentes)

Acceso frontal a la impresora (cambio de papel) y a la caja de recaudación

Ruedas para facilitar su transporte

### **Funcionamiento**

#### **.Datos de entrada**

Para calcular la grasa corporal, es necesario introducir los siguientes datos:

- Edad
- Género
- Complexión (opcional, según configuración)
- Peso: de 40 a 225kg
- Altura: de 140 a 205cm

#### **.Presión arterial**

Se introduce la muñeca sin reloj en el brazalete del equipo. Para iniciar la medición se pulsa el botón <START>. De lo contrario, se presiona <STOP> para omitir esta medición.

El brazalete se infla hasta 250mmhg de presión. Luego, la presión empieza a disminuir automáticamente. Se puede interrumpir la medición pulsando <STOP>. Si al cabo de 3 intentos fallidos, el equipo entiende que no se puede realizar la medición. Cuando la medición tiene éxito, aparecen los datos obtenidos en la pantalla.

#### **.Índice de grasa corporal**

El equipo mide la resistencia del cuerpo humano mediante 4 electrodos. Para efectuar este procedimiento, el usuario debe poner en contacto sus dos manos con los sensores, que se encuentran a la altura de las mismas.

#### **.Salud Vascular**

Mide la salud de los vasos sanguíneos. Se introduce completamente el dedo índice de la mano izquierda, completamente, dentro del sensor. Durante el proceso, no se debe hablar ni realizar movimientos. Se interrumpe si se retira el dedo. [4]

### 3-Báscula Keito K6

El funcionamiento del equipo KEITO K6 es totalmente automático, y se complementa con instrucciones de uso audiovisuales.

Las versiones que cuentan con un lector/grabador de Tarjeta Chip KEITO permiten:

- Almacenar las medidas efectuadas por el usuario.
- Obtener un histórico de las últimas 20 mediciones para controlar la evolución de las mismas.
- Cargarla con créditos para utilizar nuestros equipos sin monedas.

Características:

- Alimentación: 110-240 V / 50 Hz
- Consumo: 0.160 A @ 230 V
- Fusible principal: 2 A
- Ancho: 53 cm
- Fondo: 58 cm
- Alto: 220 cm
- Peso: de 40 a 46 kg según versiones

Tiempo en realizar las medidas:

- Peso + Estatura + Ticket: ~ 20 seg
- Peso + Estatura + Índice de grasa + Ticket: ~ 40 seg
- Peso + Estatura + Presión + Ticket: ~ 90 seg
- Peso + Estatura + Presión + Índice de grasa + Ticket: ~ 110 seg

Rango de medida y divisiones:

	Rangos	Divisiones
Pesabebés	0 a 10 Kg.	10 g.
Peso	10 a 150 Kg.	100 g.
Estatura	0 a 205 cm.	1 cm.
Presión arterial	0 a 300 mmHg.	1 mmHg.
Índice de grasa	1 % a 75 %	0.1 %

Tabla 1.1. Rangos de medidas báscula Keito K6. [5]

# Capítulo 3

## 3. Marco teórico – Sistema cardiovascular

### 3.1. Impacto de las enfermedades cardiovasculares

Los malos hábitos que se adquieren, como ser, el consumo de tabaco, mala alimentación y poca frecuencia de actividad física, suelen ser agentes responsables en originar afecciones como la hipertensión arterial, hipercolesterolemia, diabetes y obesidad, entre otros. Estos son factores de riesgo, que no solo terminan siendo la primera causa de muerte en el mundo, sino que también pueden llegar a originar alguna incapacidad en la persona que las padece.

Desde otro punto de vista, estas consecuencias, afectan en la comunidad. Precisamente, en América Latina, alrededor del 40% de las muertes causadas por estas enfermedades ocurren, de manera prematura, en la etapa de la vida en donde hay mayor productividad, de manera que el impacto económico y social es más significativo. Por otro lado, la discapacidad que puedan provocar repercute a nivel personal, familiar y también en los sistemas de salud.

La hipertensión arterial, la hipercolesterolemia y el tabaquismo, son agentes que, considerándolos en conjunto, son causantes de que más de un 80% de las ECV se presenten. De las mencionadas, la hipertensión es la afección de mayor importancia ya que está asociada en un 62% con los accidentes cardiovasculares y 49% con la cardiopatía isquémica. [6]

### 3.2. Sistema cardiovascular

La composición del sistema cardiovascular, está formado por el corazón y los vasos sanguíneos, que son: arterias, venas y capilares. Estos últimos, a través de la sangre bombeada por el corazón, transportan oxígeno desde los pulmones a los capilares en los tejidos de todo el cuerpo. Las células utilizan el oxígeno para producir energía. Luego liberan los productos de desecho, como ser el agua y el dióxido de carbono, que son absorbidos y conducidos por la sangre. La misma esta desoxigenada y llega al corazón, a través de las venas, que la bombea de nuevo hacia los pulmones en donde

se desecha y absorbe el oxígeno fresco comenzando una vez más el ciclo del sistema cardiovascular. [7]

### 3.3. Corazón

El corazón es un órgano muscular del tamaño, aproximado, de un puño cerrado. Su peso ronda entre los 250 y 300g. Se encuentra localizado en la región mediastino, parte media de la cavidad torácica, entre las dos cavidades pleurales. [8]

#### 3.3.1. Anatomía del corazón

Las paredes del corazón están revestidas por tejidos llamados capas, y se denominan como: pericardio, endocardio y miocardio. La Fig. 1 muestra las mencionadas capas.

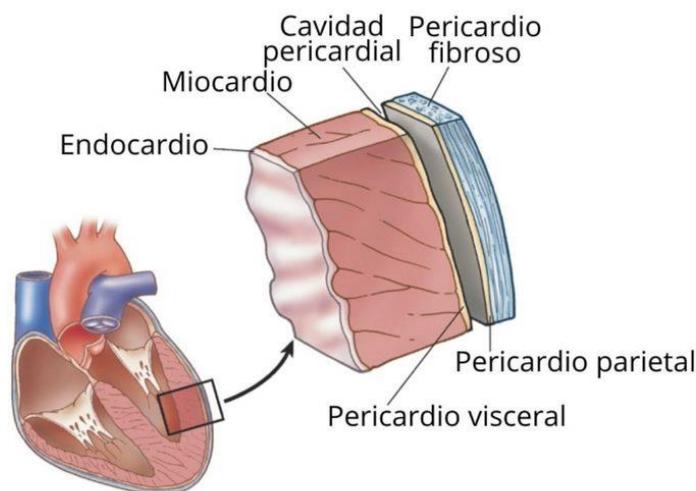


Figura 3.1. Capas del corazón humano. [9]

La membrana que rodea y protege al corazón, se denomina pericardio. Tiene como función impedir que el órgano se desplace de su posición en el mediastino, además de proporcionarle libertad para contraerse. Es la capa más externa del corazón. [8]

El endocardio, siendo la capa más interna, rodea totalmente la superficie interna de las cámaras cardíacas.

Amortigua las compresiones de los vasos sanguíneos subendocardios, mediante el control de la permeabilidad de los vasos de tebesio, que es una vena de drenaje. [9]

Su función es permitir que la sangre pueda fluir libremente por los tejidos de las cavidades cardíacas, ya que es una superficie lisa en el interior del corazón. [10]

El miocardio, es la capa de mayor grosor. Su localización se encuentra entre el endocardio y el pericardio. Contiene las células necesarias para llevar a cabo el proceso de contracción y relajación de las aurículas y ventrículos, para el bombeo de la sangre desde y hasta, los demás tejidos corporales. [9]

### 3.3.2. Cavidades y válvulas del corazón

Existen cuatro cavidades en el corazón. Dos superiores que reciben la sangre entrante, y se denominan aurícula derecha e izquierda. Mientras que las inferiores, ventrículo izquierdo y derecho, son las encargadas de realizar el bombeo de la sangre hacia otras partes del cuerpo. También están presentes cuatro válvulas que permiten la circulación sanguínea en la dirección correcta. La mitral y tricúspide, que se comportan como puertas de entrada, mientras que las válvulas pulmonar y aórtica, se manifiestan como de salida. [11]

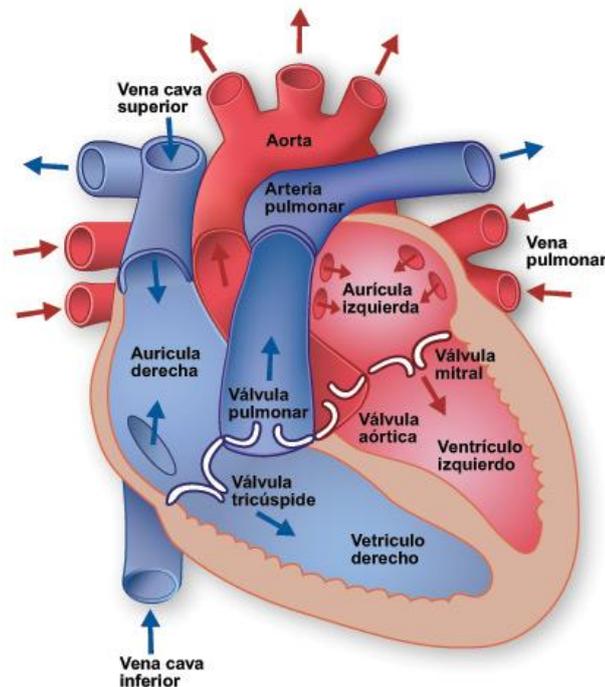


Figura 1.2. Cavidades y válvulas cardíacas. [12]

## 3.4. Sistema arterial

El sistema arterial consta de una serie de vasos que se van ramificando sucesivamente. Van desde las arterias principales como la aorta y la pulmonar, hasta los de menor calibre como arteriolas o capilares.

La proporción de fibras elásticas o musculares presentes en la capa media de la pared vascular de una arteria, define su característica. La aorta y otras grandes arterias como la pulmonar, son de tipo elástica, mientras que las de menor calibre y arteriolas, poseen una cantidad proporcionalmente mayor de músculo liso. Esta cualidad brinda modificaciones del radio arterial precisas, dando lugar, a un sólido control sobre la distribución de la sangre.

### 3.4.1. Funciones principales de las arterias

a. Conducción

Sirve como un sistema de canalización que interactúa entre el corazón y los diferentes tejidos corporales.

b. Filtro hidráulico o amortiguador de la pulsatilidad

Debido al bombeo cardíaco cíclico, se producen oscilaciones, tanto de presión como de flujo. Estas son atenuadas por arterias de menor calibre y por las arteriolas, por lo que tanto, la presión arterial periférica como el flujo sanguíneo son continuos a nivel capilar.

c. Reservorio de presión

Las paredes arteriales, debido a su naturaleza elástica, permiten almacenar parte de la energía cinética, generada por el ventrículo durante la fase sistólica (fase de empuje), como energía potencial en la expansión de la pared. Luego, en la diástole, vuelve a su estado inicial entregando energía cinética a la sangre acumulada en su interior.

d. Regular de la distribución del flujo sanguíneo.

Las arteriolas, son el principal vaso que puede modificar ampliamente su calibre (vaso constricción o vasodilatación), esta cualidad le permite realizar un control sobre el flujo sanguíneo. [13]

### 3.4.2. Principales factores de riesgo cardiovasculares

#### **Presión arterial alta**

La hipertensión arterial, es un factor que aumenta seriamente el riesgo de padecer una enfermedad del corazón o un accidente cerebrovascular. Si a esta situación, se le suman niveles altos de colesterol en sangre, obesidad y tabaquismo, la probabilidades son aún mayores.

#### **Colesterol alto**

El colesterol es una sustancia grasa (lípidos). Si en la sangre está presente una elevada proporción de lipoproteínas de baja densidad (LDL o colesterol malo), estas se acumularán formando placas en las paredes de las arterias, dando origen al proceso de aterosclerosis. Además, si estas placas están presentes en las arterias coronarias, existirá un mayor riesgo de ocasionar un ataque al corazón.

#### **Diabetes**

Se ha demostrado que el 65% de los pacientes diabéticos fallecen a causa de alguna afección del corazón o de los vasos sanguíneos (Asociación Americana del Corazón, AHA). Se recomienda llevar un control periódico de los niveles de glucosa en sangre.

#### **Sobrepeso y obesidad**

El peso excesivo puede incrementar los niveles de colesterol y PA, así como también aumentar la posibilidad de adquirir diabetes.

#### **Tabaquismo**

El tabaquismo impacta, entre otros órganos y tejidos, sobre el corazón y vasos sanguíneos. Puede ocasionar una frecuencia cardíaca elevada, provocar irregularidades en el ritmo de los latidos y también endurecer las arterias. Causa HPA. La nicotina, alquitrán y el monóxido de carbono que contiene el cigarrillo, son los mayores responsables. [14]

### 3.5. Frecuencia cardíaca

La cantidad de veces que el corazón se contrae en el lapso de un minuto, se denomina frecuencia cardíaca. [15]

$$f = \frac{n}{\text{min}} \quad (3.1)$$

Donde

f: frecuencia cardíaca.

n: es el número de veces que el corazón se contrae.

Estas pulsaciones en reposo normal pueden oscilar, en un adulto, entre los 60 y 100 latidos por minutos.

Por encima de los 100 latidos por minuto, se considera taquicardia. Mientras que por debajo de los 60 latidos por minuto, es bradicardia. Cualquiera de estas dos situaciones, pueden estar indicando una afección.

La frecuencia cardíaca puede medirse, simplemente colocando los dedos índice y mayor, cerca de la tráquea. Otra forma, es colocar dos dedos presionando la arteria radial, en el lado del pulgar de la muñeca cerca del hueso y tendón.



Figura. 3.3. Medición de pulso cardíaco sobre arteria radial. [16]

Pero también se puede realizar un registro, localizando el pulso braquial. Para ello, se debe encontrar la arteria humeral en el canal bicipital (cara anterior del brazo por dentro del músculo del bíceps) y presionar con los dedos índice y medio.



Figura. 3.4. Medición de pulso cardíaco sobre arteria humeral. [16]

Una vez que se detectan los pulsos, se los debe contabilizar en el transcurso de quince segundos. Luego, se multiplica esa cantidad por cuatro, para calcular los latidos por minuto. [17]

### 3.5.1. Ritmos cardíacos irregulares

Cuando el tiempo transcurrido entre ondas pulsátiles es igual, se dice que el ritmo es regular. Caso contrario, cuando ese intervalo presenta variaciones es un ritmo irregular. [18]

Si el ritmo cardíaco es mayor o menor a un 25% del ritmo promedio medido durante el monitoreo de la presión arterial, se lo caracteriza como irregular.

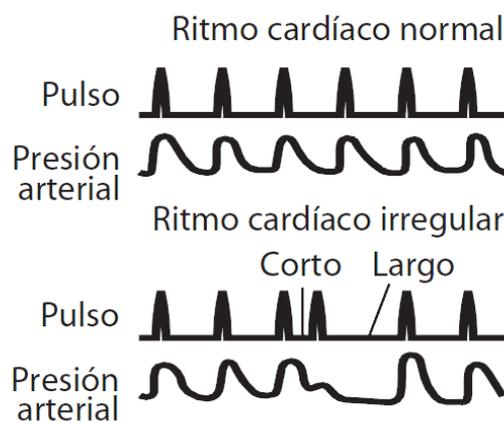


Figura. 3.5. Ritmos cardíacos normal e irregular. [19]

Dado el caso de que un instrumento de medición de frecuencias cardíacas, tales como algunos tensiómetros digitales, registre la presencia de más de dos eventos que indiquen intervalos de tiempo irregulares, se debe indicar la existencia de ritmo irregular.

### 3.6. Presión arterial

La presión arterial es la tensión que se produce sobre las paredes de las arterias, generada por el torrente sanguíneo. [20]

El volumen de sangre impulsado por el corazón por unidad de tiempo (débito cardíaco) y la resistencia que efectúan las arterias (especialmente arteriolas) son los principales artífices de la PA. A su vez, estas dependen del sistema nervioso autónomo que gobierna el ritmo del corazón, el balance de agua y sal que se sustancia mediante el riñón.

Los milímetros de mercurio (mmHg) son la unidad con que se expresa la PA. [21]

Durante la sístole, el impulso cardiaco bombea de forma pulsátil, a través de contracciones del ventrículo izquierdo, el flujo sanguíneo. En los ciclos en donde el pulso cardíaco no está presente (diástole), la capacidad de distensión que tienen las grandes arterias, como la aorta, almacenan parte de la sangre en la zona distendida durante la sístole, y la entregan durante la diástole.

La máxima presión durante la sístole se denomina presión arterial sistólica, el mínimo valor durante la diástole se llama presión arterial diastólica. La primera, es dependiente del débito cardíaco y la distensibilidad de la aorta y grandes arterias, mientras que la segunda de la resistencia periférica. [20]

Un parámetro que entrega como dato la perfusión que reciben los órganos, es la presión media (PAM). Un valor mayor a los 60 mmHg, se considera que es una buena medida. Está determinada por el gasto cardíaco (GC), la resistencia vascular periférica (RVP) y la presión venosa central (PVC), que es la presión en las venas centrales del tórax.

$$PAM = (GC)(RVP) + PVC$$

Como PVC es aproximadamente cero,

$$PAM \approx GC * RVP$$

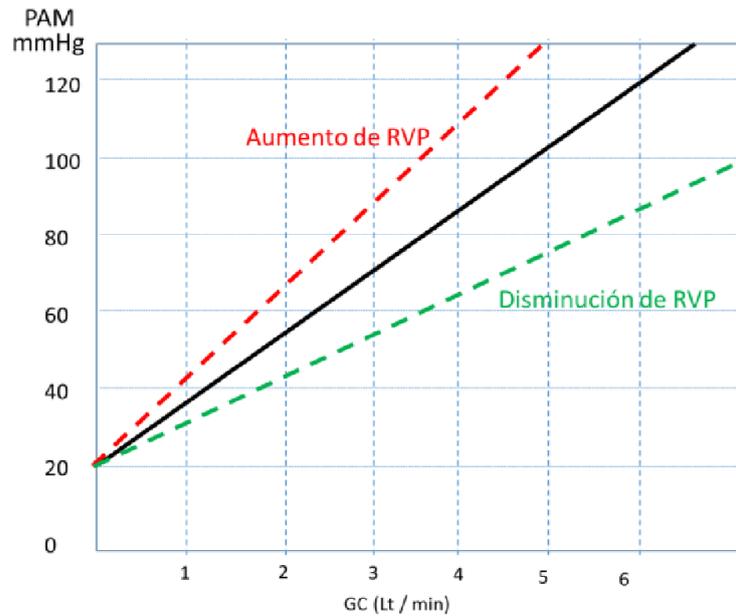


Figura 3.6. Relación entre PAM con RVP y GC. [22]

Se espera que RVP y GC, tengan un comportamiento compensatorio. Es decir, si aumenta el gasto cardíaco, RVP disminuye para tratar de conservar la PAM.

La obtención de estos parámetros en la práctica es difícil de conseguir, por lo que se suele utilizar la siguiente fórmula:

$$PAM \approx 2/3 (PS) + 1/3 (PD) \quad (3.2)$$

Donde PD: Presión diastólica

PS: Presión sistólica

Mantener una presión media baja, durante un tiempo prolongado, puede ser perjudicial para diferentes órganos del cuerpo. [22]

### 3.6.1. Patologías relacionadas a la presión arterial

#### Hipertensión arterial

Cuando en un paciente, se obtienen resultados de presión arterial mayores a cierto umbral, se considera que el mismo padece de hipertensión arterial (HTA). De acuerdo al Séptimo Informe de Join National Comittee (JNC) realizados en el año 2003, se

adoptó que a partir de 140 mmHg de presión arterial sistólica (PAS), y/o de 90 mmHg para la presión arterial diastólica (PAD), se está ante la presencia de HTA. A continuación, se muestra una tabla de clasificación de la hipertensión, según los protocolos de JNC 7 y de European Society of Cardiology/European Society of Hypertension (ESC/ESH). [23]

Categoría	JNC 7		Categoría	ESC/ESH 2003	
	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)		PAS (mmHg)	PAD (mmHg)
Normal	< 120	y < 80	Normal	120-129	y 80-84
Prehipertensión	120-139	o 80-89	Límite alto de la normalidad	130-139	o 85-89
Hipertensión Fase 1	140-159	o 90-99	Grado I	140-159	o 90-99
Hipertensión Fase 2	≥ 160	o ≥ 100	Grado II	160-179	o 100-109
			Grado III	≥ 180	o ≥ 110

PAS: presión arterial sistólica; PAD: presión arterial diastólica.

Tabla 3.1. Clasificación de la HTA según protocolos JN7 y ESC/ESH. [23]

### Factores de riesgo de HTA

La cantidad de factores es extensa, a continuación se conocerán los más frecuentes.

#### Edad

Existe un aumento progresivo de hipertensión a medida que la edad avanza. Un estudio realizado en Brasil, dio como resultado que en el 70% de los individuos mayores a 70 años esta condición se cumplió. [24], [25]

#### Factores genéticos

Dentro de la evaluación clínica realizada a pacientes, se recomienda puntualizar sobre un control genético familiar para poder estimar el riesgo de poder padecer HTA.

Se atribuye el aumento de probabilidad de padecer de dicha patología, a la interacción entre los factores ambientales y genéticos. Esta información es de suma importancia para el desarrollo de medidas preventivas y terapéuticas. [26]

#### Género y étnia

La ocurrencia de casos es similar entre hombres y mujeres, sin embargo, esta situación es más elevada en los hombres hasta los 50 años. Con respecto a la etnia, se encuentran resultados que demuestran que la hipertensión arterial es dos veces más predominante en la población afroamericana. [27], [28].

#### Exceso de peso y obesidad

El sobrepeso está relacionado con la incidencia de HTA en jóvenes. En la etapa adulta, incluso a pesar de ser individuos no sedentarios, un aumento de 2,4 kg/m<sup>2</sup> en el índice de masa corporal, aporta una mayor probabilidad de padecer esta patología. El exceso de peso, también predispone al desarrollo, no solo de hipertensión, sino también de enfermedades como diabetes tipo 2, cardiovasculares entre otras.

Con estos datos, se requieren medidas educativas que favorezcan el hecho de revertir y disminuir este factor de riesgo. [27]

### **Tabaquismo**

La nicotina del cigarrillo incide en la estimulación de producción de diferentes neurotransmisores, como la norepinefrina, epinefrina, dopamina, acetilcolina y la vasopresina, los cuales influyen de manera simultánea en los receptores centrales y periféricos (uniones neuromusculares, glándulas suprarrenales y ganglios periféricos). Esto también provoca una disminución en la sensibilidad de los barorreceptores, aumenta la producción de la angiotensina II y de la producción de tromboxano A2, que es un vasoconstrictor, y de esta forma, incrementa los niveles de presión y las alteraciones en el sistema de conducción ventricular. [29]

### **Factores psicológicos**

Se ha demostrado mediante estudios, un incremento de la presión arterial en personas sometidas situaciones de estrés, ansiedad, depresión, tristeza, entre otros trastornos psicológicos. [30]

### **Hipotensión arterial**

La hipotensión arterial, ocurre cuando se tiene una PA por debajo de los valores considerados normales. Esto provoca que diferentes partes del cuerpo no reciban la suficiente cantidad de sangre.

### **Causas**

Una infección grave, pérdida súbita de sangre (shock), un ataque al corazón o una reacción anafiláctica pueden ocasionar una hipotensión grave.

También existe la hipotensión ortostática, generada por un cambio repentino de una posición a otra, por ejemplo, de estar en reposo a levantarse rápidamente. Por lo general, dura unos segundos o minutos.

Por otro lado, una disminución de la PA provocada por permanecer un período de tiempo considerable de pie, se denomina hipotensión mediada neuralmente (HMN). Predomina en adultos jóvenes y niños. [31]

Otras causas son:

- Lesiones nerviosas por diabetes
- Cambios en el ritmo cardíaco
- Deshidratación
- Insuficiencia cardíaca

Algunas sustancias y medicamentos, son agentes que pueden afectar y disminuir los niveles de presión, por ejemplo:

- Alcohol
- Ansiolíticos
- Algunos antidepresivos
- Diuréticos

- Medicamentos cardíacos
- Analgésicos. [32]

### 3.6.2. Métodos para la medición de presión arterial

Las formas de realizar las mediciones, se dividen en dos tipos:

#### **Método directo**

Se realiza a nivel intraarterial. Se suele aplicar en el ámbito de los cuidados intensivos, donde es necesario tener las mediciones en un corto plazo.

#### **Método indirecto**

Efectúa mediciones utilizando auscultación o tensiómetros de tipo semiautomáticos o automáticos. No implica la invasión de elementos en el cuerpo. [33]

Dentro de los métodos aplicados indirectamente, podemos nombrar los más utilizados:

#### 1- Método de cambio de color capilar

Se ejerce una presión, mediante un manguito de goma, sobre la zona distal de un miembro hasta lograr dejarla isquémica (estrechamiento de los vasos sanguíneos). Posteriormente, se disminuya la presión del manguito hasta obtener que la piel se sonrose. La cifra obtenida en ese momento en que cambio el color, a través del esfigmomanómetro, es la presión media dinámica.

#### 2- Método del pulso

Se colapsa una arteria mediante un brazalete colocado alrededor de un miembro. Se observa el pulso en la zona debajo de la zona de oclusión de la arteria hasta que desaparezca. Luego se baja la presión, mientras se registra el momento en que vuelve aparecer dicho pulso. El valor obtenido en ese instante, es el de la presión máxima (presión sistólica). [8]

#### 3- Método auscultatorio

Este es el tipo de medición más utilizado.

Consiste en escuchar los ruidos de Korotkoff a través de un estetoscopio, previamente de haber inflado el brazalete mediante una bombilla tipo pera de goma. El mismo, es ubicado sobre uno de los brazos de la persona, hasta lograr que los sonidos ya no sean audibles. De esta forma, se ha comprimido con el brazalete inflable la arteria braquial o también llamada humeral, haciendo que la presión externa ejercida por el mismo, sea mayor a la presión sistólica, aproximadamente unos 30 mmHg. Debido a esto, la arteria se ocluye. Al desinflar el brazalete lentamente a un promedio entre 2 a 3 mmHg/seg, la presión externa se reduce a la presión sistólica y ahora la arteria ya no se ocluye continuamente, sino en pequeñas cantidades de sangre. [8]

Esas turbulencias producen los ruidos agudos que continúan cada vez más intensos, para después atenuarse y, posteriormente, desaparecer. El valor observado en el manómetro, en el instante en que se logra oír el último ruido pulsátil, será la presión diastólica.

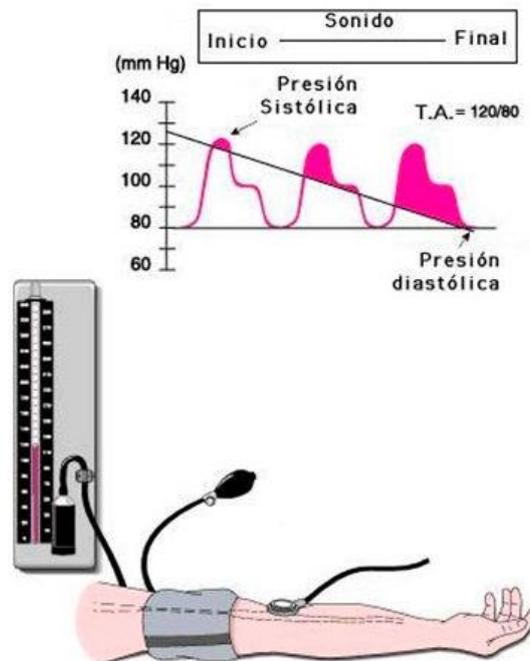


Figura.3.7. Sonidos de Korotkoff. [34]

#### 4- Método Oscilométrico

La gran mayoría de los tensiómetros electrónicos utilizan este principio de medición. Su funcionamiento está basado en el registro de las oscilaciones producidas en una banda inflable alrededor del brazo, generadas por los pulsos cardíacos en la arteria braquial comprimida. Para el inflado y desinflado del manguito, se sigue el mismo principio que en el método auscultatorio. Mientras el brazalete ejerce menos presión sobre la arteria, la señal obtenida, se presenta como oscilaciones que describen una envolvente, la cual, al principio se comporta como un incremento gradual hasta llegar al punto de máxima amplitud, seguido de un decrecimiento. El único valor que es detectado con precisión en este método, es el de la presión media, cuya característica es ser el de máxima oscilación.

A diferencia de los sonidos de Korotkoff, las oscilaciones son detectadas en todo el proceso de medición, incluso por encima y por debajo de la presión sistólica y diastólica, respectivamente. Por esto, dichos valores, se obtienen mediante algoritmos empíricos fijos.

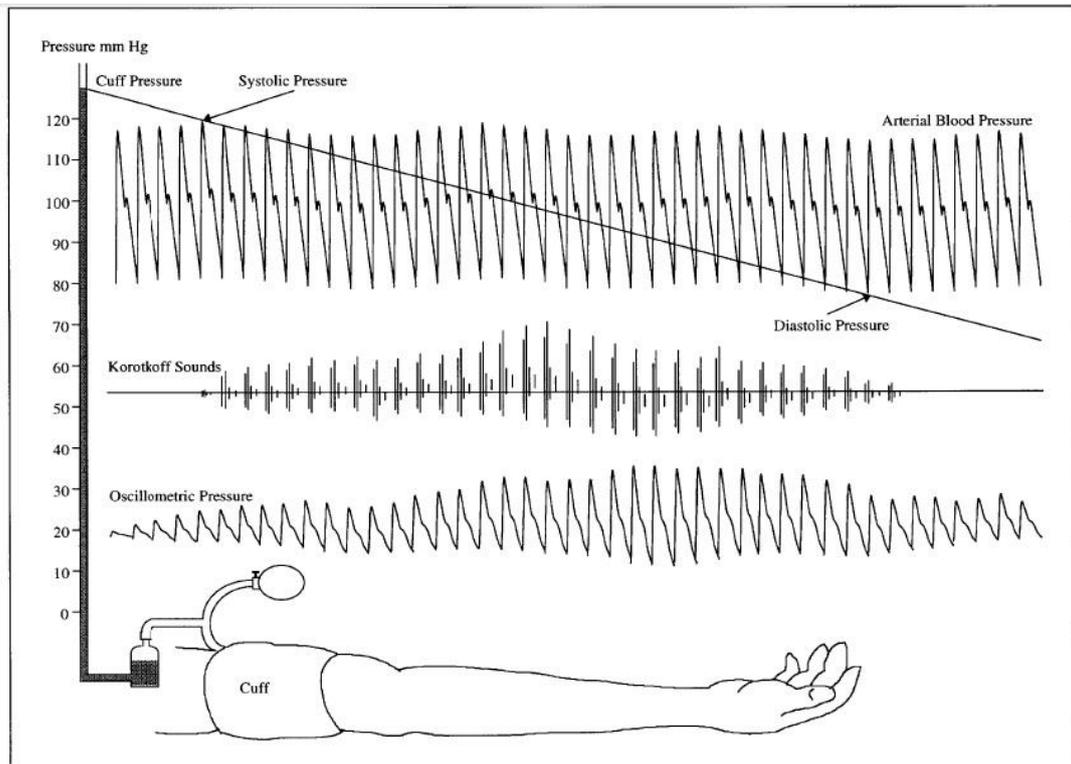


Figura 3. 8. Representación del método auscultatorio, sonidos de Korotkoff y método oscilométrico. [35]

La curva envolvente, representa el comportamiento de los pulsos oscilatorios, denominada pulso índice oscilométrico.

Las presiones sistólica y diastólica, se pueden obtener a través de criterios matemáticos, de dos formas distintas: la determinada por las alturas, y la que lo hace por medio de las pendientes.

En el enfoque de las alturas, la razón entre el pulso índice oscilométrico en un cierto punto y el pulso índice máximo, da como resultado un valor determinado, que en las situaciones que respectan a las presiones diastólica y sistólica, se relacionan con dos constantes  $K_d$  y  $K_s$ . Estas cantidades, puede utilizarse para encontrar las presiones correspondientes. Por otro lado, el criterio de las pendientes, considera a la máxima y mínima derivada de la envolvente como los lugares en donde se obtienen a las presiones diastólica y sistólica. En la siguiente figura, se observan ambos criterios.

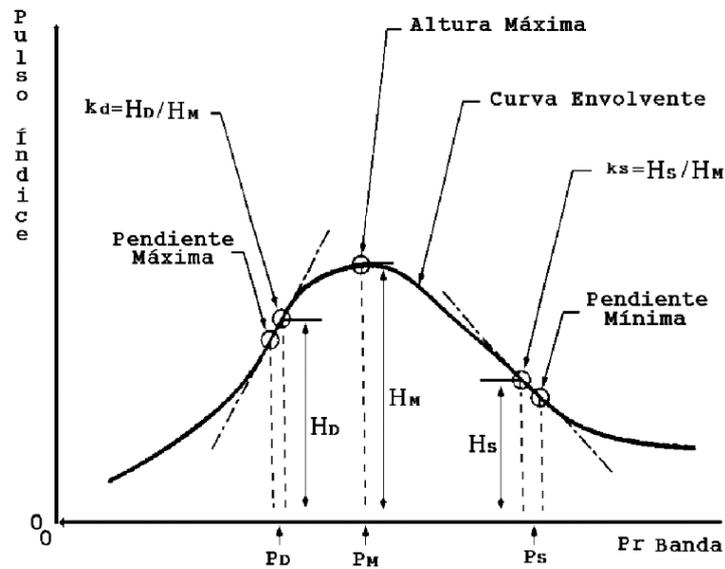


Figura.3. 9. Pulso índice vs. Presión en la banda. Método de las alturas vs. método de las pendientes. [71]

### 3.6.3. Dispositivos no invasivos para la medición de presión arterial

En los siguientes cuadros, se estudian las diferentes características, ventajas y desventajas entre dispositivos de medición de presión arterial (DMPA) no invasivos.

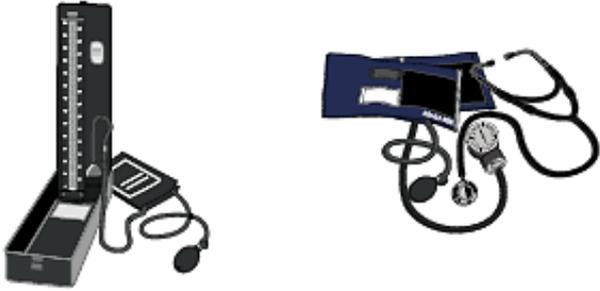
Manual o analógico		
Tipo	Esfigmomanómetro de mercurio	Esfigmomanómetro anerolde
<b>Ilustración</b>		
<b>¿Recomen- dado?</b>	Ya no, debido a la toxicidad del mercurio	No se lo recomienda porque requiere una recalibración frecuente y una capacitación repetida del evaluador
<b>Referencia en la publicación</b>	Anexo 6. Especificaciones técnicas y uso de DMPA no invasivos manuales	
<b>Descripción breve</b>	Brazaletes o manguito de presión, pera de inflación manual, columna con mercurio, estetoscopio	Brazaletes o manguito de presión, pera de inflación manual, carátula anerolde (transductor mecánico), estetoscopio
<b>Método de estimación de la PA</b>	Detección de ruido de Korotkoff mediante un estetoscopio	

Tabla 3.2. Comparación entre tensiómetro de mercurio y anerolde. [36]

	Manual o analógico	
Tipo	Esfigmomanómetro de mercurio	Esfigmomanómetro aneroides
<b>Ventajas</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• A menudo se considera el patrón o criterio de referencia</li> <li>• No requiere calibración, bajo costo, no requiere electricidad</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bajo costo y portátil</li> <li>• No requiere electricidad</li> </ul>
<b>Desventajas</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Riesgo de interferencia del ruido</li> <li>• Requiere pericia y capacitación repetida para evitar los errores del observador</li> <li>• Requiere destreza manual para garantizar una rapidez de desinflado adecuada del brazalete</li> <li>• Riesgo de sesgo y preferencia de dígitos terminales del observador</li> <li>• Requiere una audición y visión excelentes</li> </ul>	
	El mercurio constituye un riesgo medioambiental	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Requiere una calibración regular (al menos cada 6 meses)</li> <li>• Un dispositivo puede perder la calibración (pasar a ser inexacto) cuando sufre sacudidas o golpes, y ello puede conducir a lecturas erróneas</li> <li>• A menudo es inexacto en la práctica clínica si no se realizan pruebas de exactitud de forma ordinaria</li> </ul>

Tabla 3.3. Ventajas y desventajas entre esfigmomanómetro de mercurio y aneroides. [36]

	Electrónico o automático			
Tipo	Semiautomático, brazalete o manguito	Automático, brazalete o manguito		Tecnología sin brazalete o manguito, aplicación de telefonía móvil
<b>Ilustración</b>				
<b>¿Recomendado?</b>	Solamente se recomiendan para el uso clínico DMPA automáticos cuya exactitud haya sido validada			No apropiado o recomendado para uso clínico debido a la falta de patrones de referencia universales para validar la exactitud de las mediciones de la PA
<b>Referencia en la publicación</b>	Capítulo 3. DMPA automáticos no invasivos			Capítulo 5. Innovación e investigación
<b>Descripción breve</b>	Brazalete o manguito de presión, para de inflación manual para inflar el brazalete, desinflado y determinación de la PA automáticos	El brazalete o manguito de presión se infla y se desinfla automáticamente para realizar una sola lectura de la PA	El brazalete o manguito de presión se infla y se desinfla automáticamente para realizar múltiples lecturas de la PA después de un período de reposo predeterminado y con una pausa predeterminada entre las mediciones sucesivas. Se muestran todas las mediciones ± un promedio de ellas.	Por ejemplo, tonometría, tiempo de tránsito de pulso, método ultrasónico o magnético, métodos de características tisulares, variación de la frecuencia cardíaca y razón del espectro de potencia de la frecuencia cardíaca, fotopleiografía, aplicaciones para medir la frecuencia cardíaca con teléfonos inteligentes
<b>Método de estimación de la PA</b>	Dos métodos posibles: Más común: detección del flujo arterial (oscilometría), en que los pulsos percibidos a través del brazalete se filtran, se amplifican, se procesan y se aplican a un algoritmo para estimar la PA sistólica y diastólica. Menos común: detección de ruidos de Korotkoff por el dispositivo con un transductor de presión (auscultatorio), que luego se usan para estimar la PA			Variable

Tabla 3.4. Cuadro comparativo entre distintos tensiómetros electrónicos o automáticos. [36]

Electrónico o automático		
Semiautomático, brazalete o manguito	Automático, brazalete o manguito	Tecnología sin brazalete o manguito, aplicación de telefonía móvil
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Portátil</li> <li>• Fácil de usar</li> <li>• Menos errores del observador</li> <li>• Mínimo sesgo o preferencia de dígitos terminales del observador</li> <li>• Adecuado para tamizaje</li> <li>• Uso domiciliario</li> <li>• Ahorra tiempo y recursos clínicos</li> <li>• Menor necesidad de pericia y capacitación cuando se emplea en ausencia de un profesional de la atención sanitaria</li> <li>• No requiere calibración</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mediciones durante el movimiento o de forma continua (latido a latido)</li> <li>• Medición fácil sin molestias debidas al inflado, sin limitación del movimiento de la extremidad (por ejemplo, pacientes obesos)</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Requiere acceso a una fuente de energía continua (electricidad o batería)</li> <li>• Requiere validación mediante un protocolo estandarizado (algunos se han validado solamente para adultos)</li> <li>• Diferencias entre los fabricantes a causa del algoritmo de cálculo patentado</li> <li>• Algunos son inexactos</li> <li>• Costo y longevidad del dispositivo</li> <li>• La integridad del brazalete y los tubos de conexión es esencial para mantener la exactitud con el transcurso del tiempo</li> <li>• Debe reemplazarse cuando se presentan fallas mecánicas</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Exactitud generalmente deficiente: se requieren más ensayos</li> <li>• No hay patrones de referencia actuales para la validación de la exactitud; es necesario verificar los dispositivos para asegurar su exactitud.</li> </ul>
Requiere un inflado manual del brazalete, que puede producir mediciones erróneas si no se infla por completo	Muchos no son apropiados para pacientes con fibrilación auricular	

Tabla 3. 5. Ventajas y desventajas entre distintos tipos de tensiómetros automáticos o electrónicos. [36]

Es menester mencionar, que tanto los dispositivos basados en medición sobre muñeca o dedo, no son apropiados para el uso clínico. En conclusión, los tensiómetros electrónicos de tipo brazalete se encuentran entre los más recomendables para este tipo de mediciones.

Por otro lado, se destaca que la presión máxima sistólica que se puede medir en un adulto es de 290 mmhg, mientras que la máxima diastólica es de 180mmhg.

### 3.7. Índice de masa corporal

Es un índice utilizado para poder clasificar el grado de sobrepeso y obesidad en adultos. La OMS lo define como la masa dividida en el cuadrado de la estatura (kg/m<sup>2</sup>). Un IMC igual o mayor a 25 indica sobrepeso, mientras que igual o superior a 30 apunta a un nivel de obesidad. A continuación, se muestra una tabla en donde se visualiza cada caso.

Clasificación del IMC	
Insuficiencia ponderal	< 18.5
Intervalo normal	18.5 - 24.9
Sobrepeso	≥ 25.0
Preobesidad	25.0 - 29.9
Obesidad	≥ 30.0
Obesidad de clase I	30.0 - 34.9
Obesidad de clase II	35.0 - 39.9
Obesidad de clase III	≥ 40.0

Tabla 3.6. Intervalos que determinan la clasificación del IMC. [72]

### 3.8. Cuestionario para la identificación de factores de riesgo

En la siguiente figura, se muestra una tabla que permite recolectar datos referidos a factores de riesgo en la población. En este formulario se indican la edad, sexo, hipertensión, colesterol, diabetes (DMT2), antecedentes cardiovasculares y tabaquismo.

Este cuestionario, realizado por el programa Remediar+Redes del Ministerio de Salud la Nación en Argentina, es considerado de suma importancia para clasificación y la prevención de personas con riesgo cardiovascular global (RCVG), así como también obligatorio para mayores de 20 años.

La tabla contiene distintas secciones separadas según el factor. De esta forma, se tienen las áreas de preguntas sobre el sexo y la edad, presión arterial, colesterol, glucemia y diabetes, antecedentes cardiovasculares y tabaco.

Una vez completados todos los ítems, se debe efectuar la sumatoria de cada uno de los puntajes realizados y ese total indicará el nivel de riesgo, que podrá ser: bajo, moderado o alto.

FACTORES DE RIESGO			PUNTAJE
1 Sexo y edad	Masculino	45 años o menos	0
		Mayor de 45 años	1
	Femenino	55 años o menos	0
		Mayor de 55 años	1
<b>HTA</b>			
2 En los últimos 2 años, ¿le tomaron la presión arterial? (sólo para mayores de 20 años)	Si	0	
	No	1	
3 ¿Cuántas veces un médico, una enfermera u otro profesional de la salud le dijo que tenía la presión alta?	Ninguna	0	
	1 vez	1	
	2 o + veces	4	
<b>COLESTEROL</b>			
4 En los últimos 5 años, ¿le han medido el colesterol? (sólo para mayores de 20 años)	Si	0	
	No	1	
5 ¿Alguna vez un médico, una enfermera u otro profesional de la salud le dijo que tenía el colesterol alto?	Si	2	
	No	0	
<b>DMT2</b>			
6 En los últimos 3 años, ¿le midieron glucemia/azúcar en sangre? (sólo para mayores de 40 años)	Si	0	
	No	1	
7 ¿Alguna vez un doctor, una enfermera u otro profesional de la salud le dijo que tenía diabetes o azúcar alta en la sangre?	Si	6	
	No	0	
<b>ECV</b>			
8 ¿Ud. o algún familiar directo (padre, madre) tuvo un infarto, ACV (ataque cerebral) o problema cardíaco?	Ud.	6	
	Familiar directo	1	
	No	0	
<b>TABACO</b>			
9 ¿Ud. fumó al menos un cigarrillo en los últimos 30 días?	Si	2	
	No	0	
<b>SUMATORIA</b>			
<b>NIVEL DE RIESGO</b>	<b>Nº DE FACTORES DE RIESGO (sumatoria)</b>	<b>COMENTARIO</b>	<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; width: fit-content; margin: 0 auto;">                     FIRMA DE LA PERSONA EMPADRONADA                 </div>
Alto	7 o más	Debe tener una consulta en el centro de salud	
Moderado	4 - 6	Debe tener una consulta en el centro de salud	
Bajo	0 - 3	Debe ser tenido en cuenta para actividades de promoción y prevención	

Tabla 3.7. Datos de factores de riesgo y pre-clasificación. [1]

# Capítulo 4

## 4. Marco teórico – Electrónica

### 4.1. Sistemas de medida y sus funciones

Un sistema de medida de carácter electrónico, tiene por fin obtener información de alguna magnitud física, y presentar esos datos en forma adecuada a un observador o a otro sistema. Se pueden distinguir tres funciones principales, y son las siguientes:

- 1. Adquisición de datos:** la información de las variables que se requieren medir, es adquirida y convertida en señal eléctrica.
- 2. Procesamiento de datos:** en esta etapa se aplica el procesamiento, selección y manipulación de datos. Es realizada por un procesador digital, tipo microcontrolador o procesador digital de señal (Digital Signal Processor o DSP).
- 3. Dsitribución de datos:** el valor que se ha medido, es presentado a un observador (por ejemplo, mediante un display), se almacena (p. ej. en un disco o chip de memoria), o se transmite a otro sistema.

La adquisición de datos, se puede dividir en otras tres unidades funcionales. Para poder trabajar sobre la variable física a medir, es necesario convertirla en una señal eléctrica mediante un dispositivo transductor, lo que permitirá un posterior correcto procesamiento. A su vez, la señal que entrega el sensor, no tiene las características deseadas para lograr un resultado adecuado, como por ejemplo, tener un espectro diferente al requerido, nivel, falta de linealidad, etc. Para tratar estos inconvenientes, se incluye una etapa de acondicionamiento que puede tener alguna de las siguientes características básicas:

- **Amplificación:** modifica de manera incremental, el nivel de potencia de la señal.
- **Filtrado:** suprime las componentes de frecuencias no deseadas de la señal.
- **Linealización:** obtiene como resultado, una salida que varía linealmente con la variable medida.

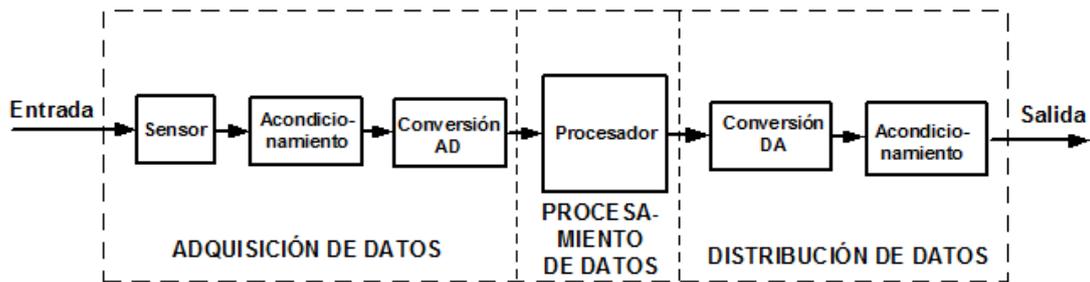


Figura. 4.1. Funciones de un sistema de medida. [37]

Debido a que el procesador en su entrada, debe recibir una señal digital, se incluye previamente la conversión analógico-digital. Como último paso, la señal puede ser almacenada, o enviada a un observador para su visualización.

Obtener una señal digital permite tener ciertas ventajas, alguna de ellas son:

- Corrección de errores: existen sistemas digitales que poseen detección y corrección de errores.
- Es posible aplicar distintas operaciones con la señal: mediante software de edición y procesamiento.
- Reconstrucción de la señal: la señal digital puede estar atenuada o experimentar pequeñas perturbaciones. A través de algoritmos de regeneración de señales, se puede amplificarla o reconstruirla. [38]

## 4.2. Sensores

### 4.2.1. Galgas extensiométricas

Las galgas extensiométricas, son sensores de tipo resistivo. Están fabricadas con materiales en los que la resistencia efectiva en sus extremos, varía con el esfuerzo aplicado en ellas.

### 4.2.2. Principio de funcionamiento

Si se supone un hilo de metal homogéneo de longitud  $l$  y diámetro  $d$ , sujeto entre dos puntos [1]:

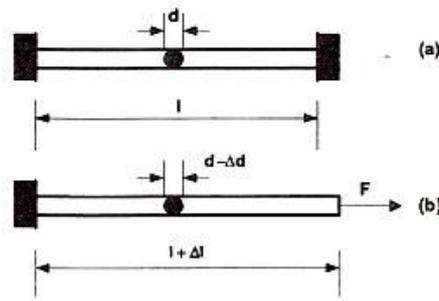


Figura. 4.2. Hilo de metal homogéneo sometido a tracción: (a) situación original; (b) modificación de la longitud y del diámetro con la fuerza de tracción aplicada. [37]

La resistencia de dicho material, está definida por la siguiente ecuación:

$$R = \rho \frac{l}{\frac{\pi d^2}{4}} \quad (4.1)$$

Donde  $\rho$ , es la resistividad del material.

Claramente, se observa que la resistencia es directamente proporcional a la longitud del hilo e inversamente proporcional a su sección.

Si se aplica a una fuerza  $F$  de tracción, en uno de los extremos, el material se irá deformando elásticamente, de manera tal, que el hilo se alargará y su sección disminuirá provocando una variación en la resistencia efectiva del hilo. La sensibilidad de la resistencia a estos cambios en la longitud está determinada por el factor de galga  $K$ :

$$K = \frac{\Delta R/R}{\Delta l/l} = 1 + 2\nu + \frac{\Delta \rho/\rho}{\Delta l/l} \quad (4.2)$$

Cabe mencionar, que en esta ecuación está incluido el denominado coeficiente de Poisson:

$$\nu = -\frac{\Delta d/d}{\Delta l/l} \quad (4.3)$$

En él, se establece la relación de la deformación elástica producida en la sección de un cilindro al ser sometido a un esfuerzo de tracción o compresión, y la deformación longitudinal. Se expresa en microdeformaciones.

El factor de galga K, representa la sensibilidad que tiene la resistencia a los cambios por unidad de longitud  $\Delta l/l$ , sección o resistividad.

Las elongaciones por unidad de longitud se definen como:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} = \frac{F}{EA} \quad (4.4)$$

Donde se observa claramente, que depende de la fuerza aplicada al hilo F, su sección A y al módulo de Young del material E.

Reemplazando en la ecuación (3.2), se deduce la siguiente expresión:

$$\Delta R = \frac{KR}{EA} F \quad (4.5)$$

La sensibilidad de la galga aumenta a medida que crece el factor K y la resistencia, mientras decrece con un mayor valor del módulo de Young y sección. [37]

## 4.3. Sensor de presión piezoresistivo

### 4.3.1 Principio de funcionamiento

El efecto piezorresistivo, se presenta en sensores de presión de este tipo, cuando se produce un cambio en la resistencia de una capa sensible (piezorresistores).

En el año 1954 C.S. Smith descubrió que el mencionado efecto, tiene un impacto cien veces mayor en materiales cuya estructura atómica es monocristalina (e.g., silicio y germanio) que en materiales amorfos.

### 4.3.2. Estructura del sensor de presión piezoresistivo

La estructura del sensor está conformada por un diafragma unido a un sustrato de vidrio o metal por medio de un adhesivo, generalmente resina epoxi.

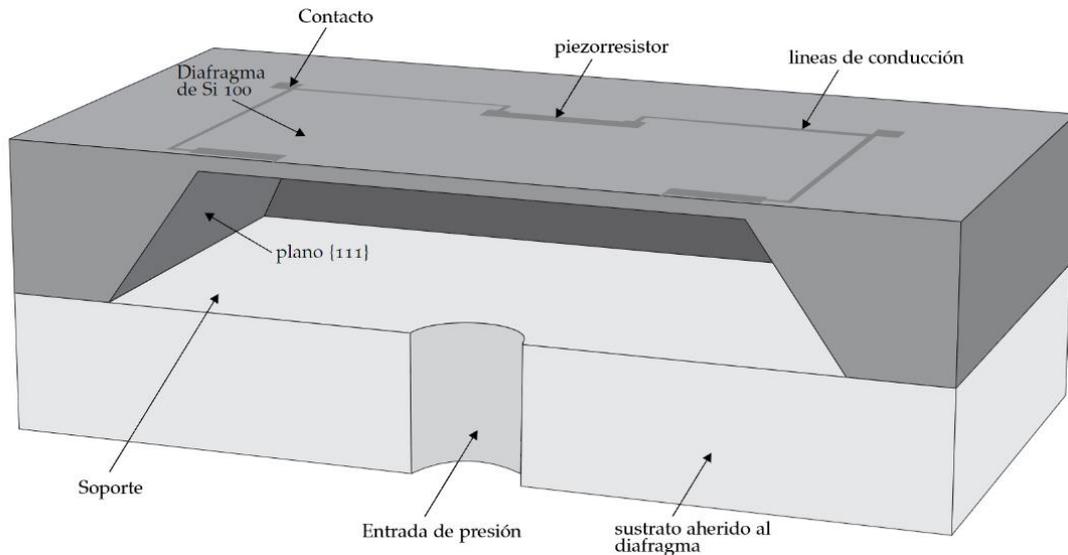


Figura. 4.3. Conformación de un sensor de presión piezoresistivo. [39]

La presión que ingresa, provoca una flexión resultante en la capa sensible.

La fabricación de piezorresistores de silicio sobre el diafragma, forman un sistema de detección de los cambios del mismo, mediante la configuración de un puente de Wheatstone, para poder traducir esas variaciones de resistencia, debido a la deformación, en una señal de voltaje de salida. Para la fabricación de los resistores, es necesario seleccionar puntos estratégicos en donde la deformación sobre el diafragma sea máxima. Luego se implantan átomos y se los difunde mediante un tratamiento térmico (difusión), de esta manera se modifica el dopaje del silicio para que sea distinto al del diafragma. Por esta razón, los resistores se encuentran en contacto directo con el diafragma. La desventaja que se presenta en los sensores de presión, es que al construir resistores con un dopaje mayor al del diafragma, genera una reducción en el coeficiente piezoresistivo del silicio, así como también en la sensibilidad.

### 4.3.3. Estructura SOI

La estructura de oblea SOI, consiste en una capa de silicio monocristalino (capa activa, device layer) de unas micras de espesor, una capa de óxido de silicio (box) que separa al primero del sustrato de silicio que funciona como soporte (handle layer).

La capa activa se utiliza para la construcción de los piezoresistores, mientras que el sustrato de silicio para la fabricación del diafragma.

Esta estructura ofrece la ventaja de que los piezoresistores no hacen contacto directo con el diafragma debido a la capa de óxido de silicio, y esto permite construirlos a bajas concentraciones de impurezas, lo que brinda la posibilidad de trabajar valores altos de coeficientes piezoresistivos para el Si, produciendo una mejor sensibilidad a la detección de los dispositivos.

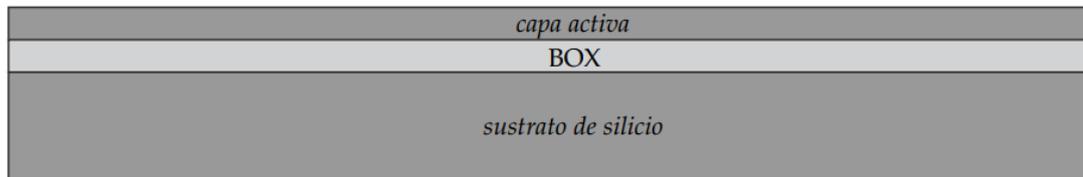


Figura 4.4. Estructura de la Oblea SOI. [39]

### 4.3.4. Tipos de sensores de presión piezoresistivos

Los sensores de presión piezoresistivos se encuentran en tres presentaciones: de presión absoluta, relativa o diferencial.

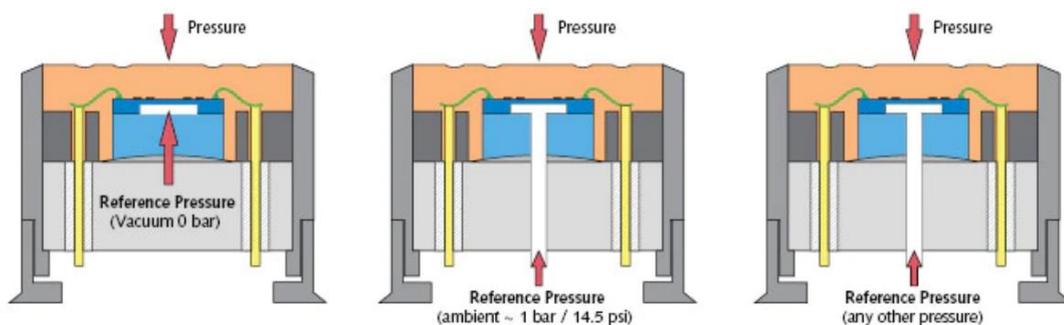


Figura 4.5. Distintos modelos de sensores de presión piezoresistivos. [40]

En el modelo absoluto, se mide la presión de interés comparada con una referencia al vacío. En el relativo, esa misma presión es comparada con la del ambiente, mientras que en el diferencial, la referencia es una presión externa aplicada por el usuario.

### 4.3.5 Sensor de ultrasonido

El ultrasonido es una señal de tipo acústica, cuya frecuencia superan los 20 kHz, es decir que están por encima del rango perceptible por el oído humano. Las ondas ultrasónicas son sensibles a fenómenos de refracción, reflexión y difusión. Los sensores de ultrasonido permiten aprovechar estas características para medir distancias o detección de objetos.

Las vibraciones mecánicas en forma de ondas elásticas longitudinales, se propagan en el aire a la velocidad constante del sonido (340 m/s a 25 °C o 343 m/s a 20 °C). Una vez que impactan contra algún obstáculo, rebotan a la misma velocidad en la dirección contraria (generalmente con un ángulo, por lo que se utiliza un factor de corrección).

Estos sensores, de tipo piezoeléctricos, utilizan campos eléctricos variables, que provocan la deformación en ciertos cristales haciéndolo oscilar (normalmente cristal de cuarzo). Para esto, el emisor (cápsula emisora), genera una señal acústica ultrasónica con una frecuencia de 40 khz. Dicha emisión, para evitar que grandes trenes de señal interfieran entre sí, y distorsionen los ecos producidos en los rebotes, debe ser corta entre unos 10 y 600  $\mu$ s. Luego, de esta etapa es necesario que transcurra un tiempo de espera de seguridad (aproximadamente de 2ms, ya que esto depende de la cantidad de cápsulas cilíndricas del sensor), para evitar falsas lecturas en cortas distancias. Después de los tiempos de emisión y seguridad, el receptor (cápsula receptora) detectará si se ha recibido una señal acústica ultrasónica. De acuerdo a la distancia máxima de medición a la que se ha diseñado el sensor, se espera un tiempo determinado, para que en caso de que el receptor no haya recibido el eco de la señal que envió el emisor, este último interprete que no hubo algún objeto en el camino y proceda a emitir nuevamente otra señal ultrasónica. Este tiempo, puede estar influenciado de otros factores como ser la temperatura. Para una temperatura de 25 °C, suele aproximarse a los 23 ms, para un alcance de 4 m (8 metros de ida y vuelta).

Mediante programación por medio del microcontrolador y mediante la fórmula de la distancia ( $d=1/2vt$ ) se puede calcular la distancia de un objeto. [41]

## 4.4. Ruido

Cualquier perturbación indeseada que oscurece o interfiere con una señal de interés, se denomina ruido. Debido a su presencia, se degrada la calidad de la señal. Puede tener distintos orígenes, tales como:

- Agitación térmica de electrones en las resistencias.
- El comportamiento de un semiconductor, en cuanto a la generación y recombinación aleatoria de pares electrón-hueco.
- Interacción no deseada entre el circuito con el entorno o incluso entre distintas partes del mismo circuito. Por ejemplo, las capacidades parásitas dentro del mismo circuito o el ruido proveniente de la fuente de alimentación.

#### 4.4.1. Ruido de interferencia

Puede ser magnética, eléctrica, electromagnética o electromecánica, como ocurre con el ruido microfónico y el piezoeléctrico. La interacción eléctrica y magnética, ocurre debido a las capacitancias parásitas e inductancias mutuas entre los circuitos adyacentes o partes del mismo circuito. Cada alambre o cable, representa una antena potencial para interferencias electromagnéticas. El ruido externo, puede provenir de la tierra y de los conductores de suministro de potencia.

Su comportamiento puede ser periódico, intermitente o aleatorio. La reducción de estas perturbaciones se puede llegar a evitar con la disminución de la inducción electrostática y electromagnética de la frecuencia de la línea de alimentación y sus armónicos, picos de componentes reactivos, etc. Esta intervención, incluye filtrado, separación protección, escudos electrostáticos y electromagnéticos, reorientación física de componentes y cables, uso de fuentes de alimentación de bajo ruido.

#### 4.4.2. Ruido inherente

De naturaleza aleatoria, es originado por la agitación térmica de electrones en resistencias y por el comportamiento interno de los componentes semiconductores. Cada electrón que vibra dentro de un resistor genera una corriente minúscula. Estas se suman algebraicamente originando una corriente neta, y por lo tanto, un voltaje neto. Este voltaje es en promedio igual a cero, sin embargo, fluctúa constantemente debido a la distribución aleatoria de magnitudes y distribuciones instantáneas de las corrientes individuales.

El ruido térmico, en valor medio cuadrático (RMS), está definido por la siguiente ecuación. [42]

$$V_n = \sqrt{4kTBR}$$

Donde  $k=1.38 \times 10^{-23}$  J/K es la constante de Boltzmann, T es la temperatura absoluta en grados kelvin a 25 °C,  $4k$ , R es la resistencia en ohms y B el ancho de banda en Hz. [43]

### 4.4.3. Relación señal/ruido

Se puede medir la relación entre la potencia de la señal de interés y la potencia de la señal de ruido en un punto dado de un determinado sistema.

$$\frac{S}{N} = \frac{\text{Potencia de señal}}{\text{Potencia de ruido}} \quad (4.6)$$

Y expresada en dB,

$$(S/N)_{dB} = 10 \log_{10}(S/N) \quad (4.7)$$

Esta ecuación nos brinda una información necesaria para conocer la calidad de una señal en un sistema, tanto de la suma del ruido procedente de fuentes externas y el ruido inherente. Mientras mayor sea este valor, mejor será la calidad. [42]

## 4.5. Acondicionamiento

### 4.5.1. Puente de Wheatstone

La medida de los estados tensionales de galgas extensiométricas o celdas de cargas, se realiza a través de la configuración en puente de Wheatstone. El cambio de ellas en el valor de las resistencias, debe traducirse en una variación de tensión o corriente.

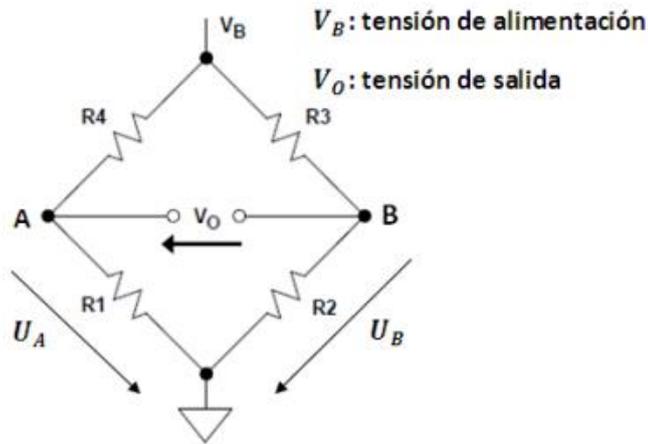


Figura 4.6. Puente de Wheatstone. [44]

En la siguiente figura, presentan cuatro configuraciones utilizadas para la medición de deformaciones mediante galgas.

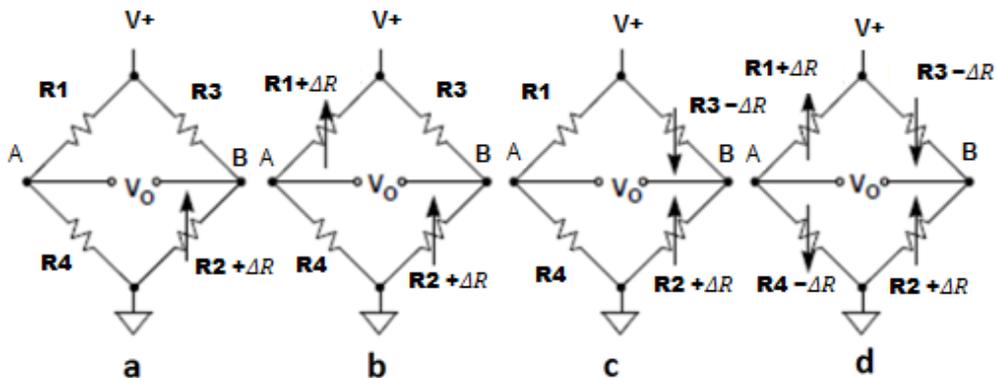


Figura 4.7. Diferentes configuraciones del puente de Wheatstone. [44]

En la figura 16 (a) existe solo una galga sometida a tracción. En la figura 16(b) están instaladas dos galgas en ramas opuestas y sometidas ambas a tracción. En la figura 16(c) las galgas están en ramas contiguas, una sometida a tracción y la otra a compresión. En la figura 16(d) el puente cuenta con cuatro galgas, dos a tracción y dos a compresión.

Observando las figuras anteriores, se puede realizar un análisis de cada caso:

- a- Configuración con una resistencia variable

La corriente que circula en las resistencias R4 y R1, se define como:

$$I_a = \frac{V_b}{R_4 + R_1} = \frac{V_b}{2R}$$

Por lo que la tensión en A será

$$U_a = I_a R_1 = \frac{V_b}{2R} R = \frac{V_b}{2R}$$

La corriente Ib en las resistencias R3 y R2 es

$$I_b = \frac{V_b}{R_3 + R_2} = \frac{V_b}{2R + \Delta R}$$

La tensión en B será

$$U_b = I_b R_2 = \frac{V_b}{2R + \Delta R} (R + \Delta R)$$

Por lo que la tensión de salida es

$$V_o = U_b - U_a = \frac{V_b}{2R + \Delta R} (R + \Delta R) - \frac{V_b}{2}$$

$$V_o = \frac{V_b}{2} \frac{\Delta R}{2R + \Delta R} \quad (4.8)$$

Se observa que la respuesta no es lineal, y es un tanto más lineal conforme  $R \gg \Delta R$ .

#### b- Configuración con dos resistencias variables

Se analiza la corriente Ia en R4 Y R1

$$I_a = \frac{V_b}{R_4 + R_1} = \frac{V_b}{2R + \Delta R}$$

$$U_a = I_a R_1 = \frac{V_b}{2R + \Delta R} R = \frac{V_b}{2R + \Delta R} R$$

$$I_b = \frac{V_b}{R_3 + R_2} = \frac{V_b}{2R + \Delta R}$$

$$U_b = I_b R_2 = \frac{V_b}{2R + \Delta R} (R + \Delta R)$$

$$V_o = U_b - U_a = \frac{V_b}{2R + \Delta R} (R + \Delta R) - \frac{V_b}{2R + \Delta R} R$$

$$V_o = V_b \frac{\Delta R}{2R + \Delta R} \quad (4.9)$$

También entrega una respuesta no lineal.

c- Configuración con dos resistencias variables

$$I_a = \frac{V_b}{R_4 + R_1} = \frac{V_b}{2R}$$

$$U_a = I_a R_1 = \frac{V_b}{2R} R = \frac{V_b}{2}$$

$$I_b = \frac{V_b}{R_3 + R_2} = \frac{V_b}{2R}$$

$$U_b = I_b R_2 = \frac{V_b}{2R} (R + \Delta R)$$

$$V_o = U_b - U_a = \frac{V_b}{2R} (R + \Delta R) - \frac{V_b}{2R} R$$

$$V_o = V_b \frac{\Delta R}{2R} \quad (4.10)$$

La respuesta es lineal.

d- Configuración con cuatro resistencias variables

$$I_a = \frac{V_b}{R_4 + R_1} = \frac{V_b}{2R}$$

$$U_a = I_a R_1 = \frac{V_b}{2R} (R - \Delta R)$$

$$I_b = \frac{V_b}{R_3 + R_2} = \frac{V_b}{2R}$$

$$U_b = I_b R_2 = \frac{V_b}{2R} (R + \Delta R)$$

$$V_o = U_b - U_a = \frac{V_b}{2R} (R + \Delta R) - \frac{V_b}{2R} (R - \Delta R)$$

$$V_o = V_b \frac{\Delta R}{R} \quad (4.11)$$

La respuesta es lineal.

Se puede apreciar que el valor de salida  $V_o$ , depende de la tensión de alimentación  $V_b$ , de  $R$  y del incremento o decremento  $\Delta R$ . [44]

## 4.5.2. Amplificador de instrumentación

El amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial de tensión, que se ha diseñado con un circuito que permita una mayor precisión. Su optimización permite

realizar aplicaciones en ambientes con grandes fluctuaciones de temperatura e intenso ruido eléctrico.

Es efectivo para realizar amplificación de señales del orden de los microvoltios, y a su vez, puede rechazar tensiones en modo común del orden de voltios.

### 4.5.3. Amplificador diferencial

En la siguiente figura, se puede apreciar la configuración de un amplificador operacional como diferencial.

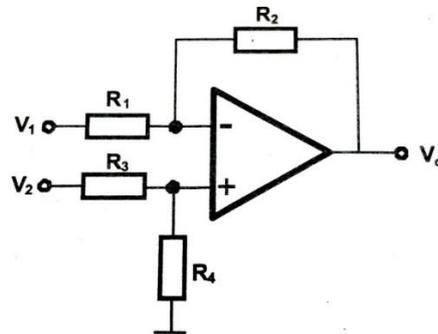


Figura 4.8. Configuración de un A.O. como diferencial.

Considerando el AO (amplificador operacional) como ideal y a todas las resistencias de igual valor, la salida  $v_o$  estará definida como:

$$v_o = \frac{R_4}{R_3}(v_2 - v_1) \quad (4.12)$$

Si se tiene en cuenta la CMRR (razón de rechazo de modo común), en la ecuación existe un término dependiente de  $v_2$ , lo que provocará que el error crezca cuando existan tensiones elevadas respecto a masa.

$$v_o = \frac{R_2}{R_1}(v_2 - v_1) + \frac{R_2}{R_1} \frac{v_2}{CMRR} \quad (4.13)$$

Las resistencias de entrada, vistas desde cada entrada del amplificador a masa, son bajas y también desiguales.

Se debe tener en cuenta que una pequeña desviación entre las resistencias producirá un descenso drástico del CMRR. Si la resistencia de la fuente de señal es considerable, puede impactar en la desigualdad sobre las resistencias del amplificador, por tanto a la ganancia diferencial y al rechazo al modo común del circuito.

Aun teniendo en cuenta estas limitaciones, los operacionales constituyen el primer escalón para el diseño de amplificadores de instrumentación. [37]

### 4.5.4. Configuración del amplificador del instrumentación

La figura muestra la configuración de un amplificador de instrumentación.

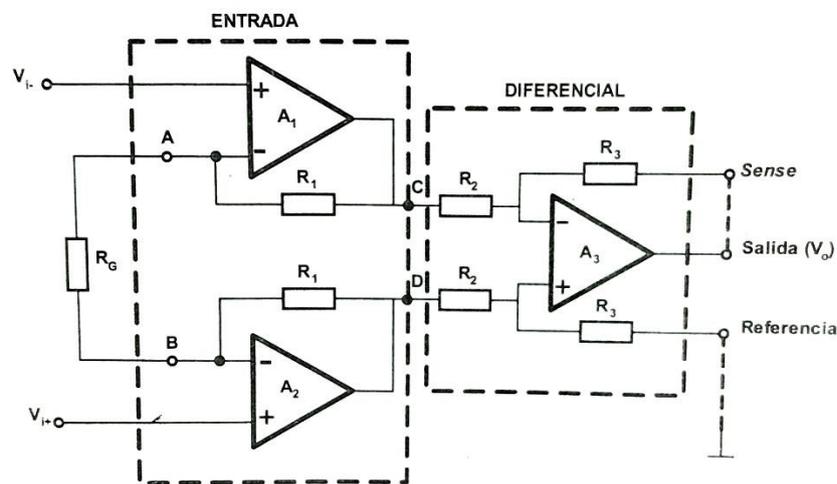


Figura 4.9. Amplificador de instrumentación. [37]

En el circuito, se pueden distinguir dos etapas: de entrada y diferencial. La primera presenta impedancias de entrada altas e idénticas. La segunda etapa, tiene como entradas las salidas de la etapa de entrada, cuya característica son impedancias muy pequeñas e iguales, haciendo que sean independientes de la fuente de señal externa del circuito y por lo tanto de su resistencia  $R_s$ .

La salida definitiva estará dada por:

$$v_o = \frac{R_3}{R_2} \left(1 + \frac{2R_1}{R_G}\right) (v_{i+} - v_{i-}) \quad (4.14)$$

La exactitud de la ganancia diferencial y el rechazo al modo común, están determinados por la igualdad entre las resistencias  $R_2$  y  $R_3$ . Por lo que CMRR puede

incrementarse en proporción directa a la ganancia diferencial  $A_d$ . En la etapa de entrada, existe simetría, a través de  $R_G$  no fluye corriente debido a la tensión en modo común. Entonces la ganancia a esta etapa en modo común es la unidad. La ganancia que se aporta a la señal, producirá una mejor relación S/N. La amplificación ocurre en la primera etapa. Generalmente, en la etapa diferencial  $R_2 = R_3$ , entonces.

$$A_d = 1 + \frac{2R_1}{R_G} \quad (4.15)$$

Donde  $A_d = 1$  cuando  $R_G$  es infinita. La ganancia diferencial  $A_d$ , en circuitos monolíticos comerciales puede llegar hasta 1000 y  $R_1$  del orden de unos pocos kilohmios.

Para trabajar con valores de ganancia de uso poco común, se puede conseguir en el mercado el amplificador de instrumentación AD620. Este circuito integrado utiliza resistencias internas de muy alta precisión. Junto con la resistencia externa  $R_G$  determinan la ganancia del circuito. Se puede lograr una buena estabilidad en los valores de ganancia, empleando resistencias de alta precisión para  $R_G$ .

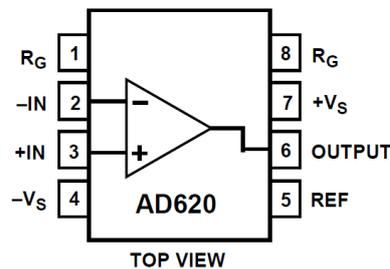


Figura 4.10. Amplificador de instrumentación AD620.

## 4.6. Plataforma de desarrollo

### 4.6.1 Arduino® Mega 2560

Arduino® Mega 2560 es una placa de desarrollo basada en el microcontrolador Atmega2560 perteneciente al fabricante norteamericano Atmel®. Cuenta con 54 pines de entrada/salida digitales (14 pueden ser usadas como salidas analógicas), 16 entradas analógicas y 4 receptores serie TTL-UART. Oscilador de cristal de 16 MHz. Contiene una memoria flash de 256 kilobytes (8 reservados para el bootloader), una memoria SRAM de 8 kB y una EEPROM de 4 kB. Su voltaje de trabajo es de 5v. Cuenta con

alimentación por puerto USB (también utilizado para comunicación con la PC) o por terminal externo de 7v a 12v. Un cabezal ICSP y un botón de reinicio.

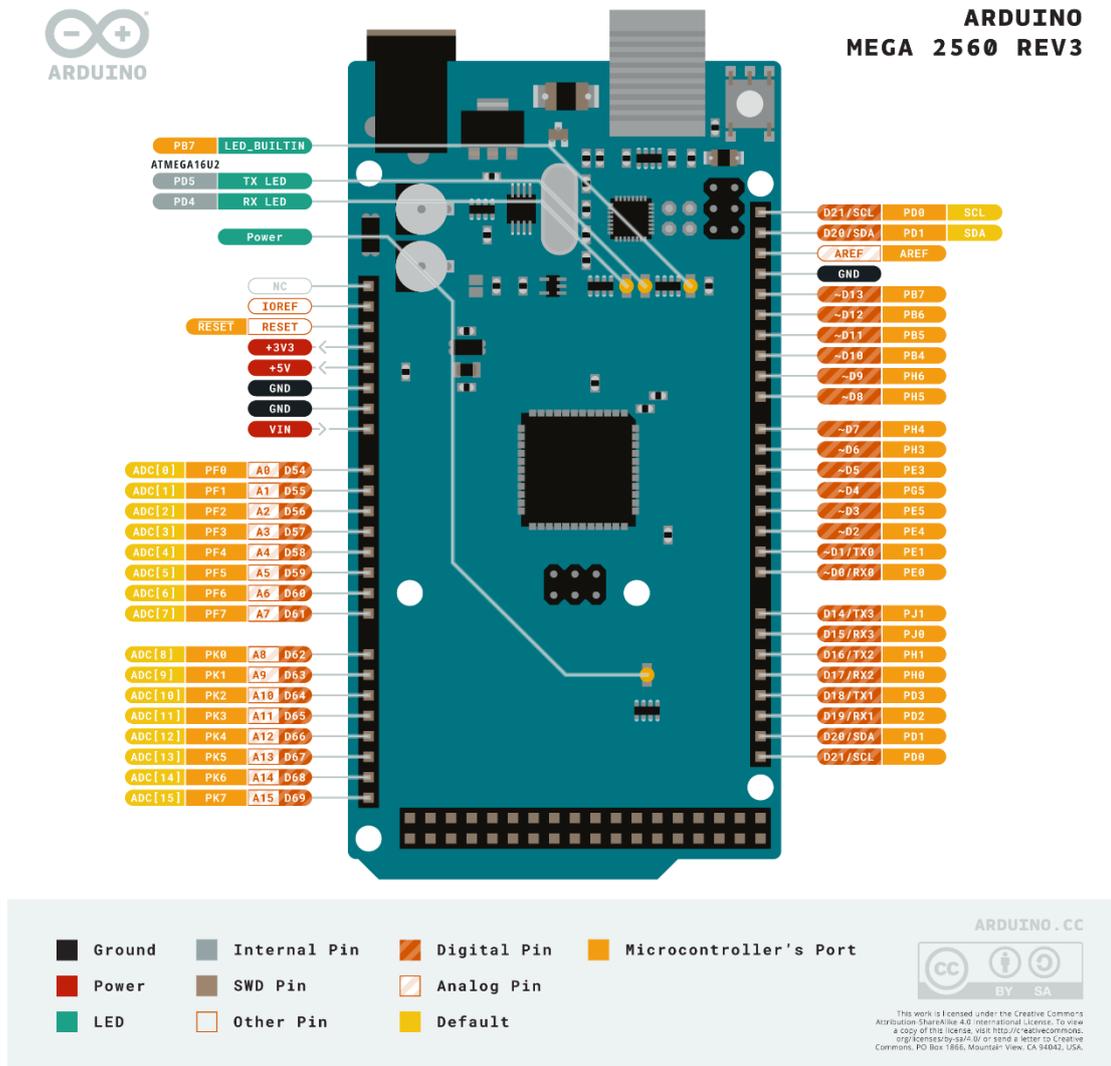


Figura 4.11. Arduino® Mega 2560. [45]

## 4.7. Filtro activo pasa bajo de segundo orden

Optar por diseñar un filtro activo por sobre un filtro pasivo, brinda el beneficio de lograr eliminar los inductores, además de mejorar la interacción de carga entre etapas.

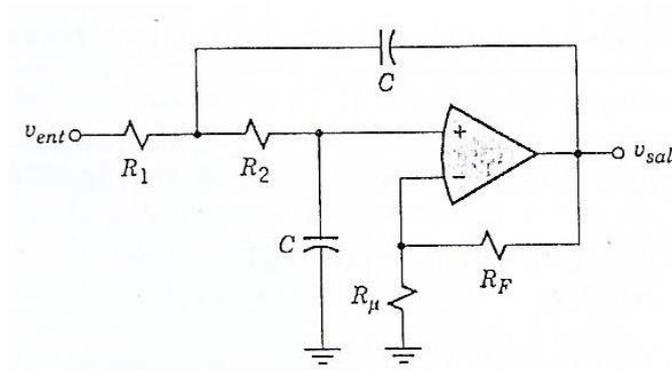


Figura 4.12. Filtro activo pasa bajo de segundo orden. [46]

En la figura 4.12, se ilustra el esquema de un circuito de filtro pasa bajo de segundo orden. La función de transferencia de dicho circuito es la siguiente:

$$F(s) = \frac{H_0 \omega_c^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_c}{Q}\right)s + \omega_c^2} \quad (4.16)$$

Donde,

$$H_0 = 1 + \frac{R_F}{R_\mu} \quad (4.17)$$

$$\omega_c^2 = \frac{1}{R_2 R_1 C^2} \quad (4.18)$$

$$Q = \frac{\sqrt{R_2 R_1}}{R_2 - (H_0 - 2)R_1} \quad (4.19)$$

$H_0$ : Ganancia.  $\omega_c$ : Frecuencia de corte.  $Q$ : Factor de calidad.

Además,

$$R_1 = \frac{2Qr}{1 + \sqrt{4Q^2(K - 2) + 1}} \quad ; \quad R_2 = \frac{r^2}{R_1} \quad (4.20)$$

Donde

$$r = \frac{1}{\omega_c C} \quad (4.21)$$

La cual tiene unidades de resistencia.

La ganancia tiene un límite inferior,  $K \geq 2 - (1/4Q^2)$ .

# Capítulo 5

## 5. Memoria descriptiva - Hardware

### 5.1. Alimentación

Para poder energizar todo el circuito, se utilizan diferentes voltajes. Con el regulador de tensión LM7805 se consigue proporcional +5v mientras que con el LM7905 obtenemos los -5v. Lo mismo sucede con los integrados LM7809 y LM7909 para +9v y -9v respectivamente.

La configuración recomendada para los LM78XX se muestra a continuación,

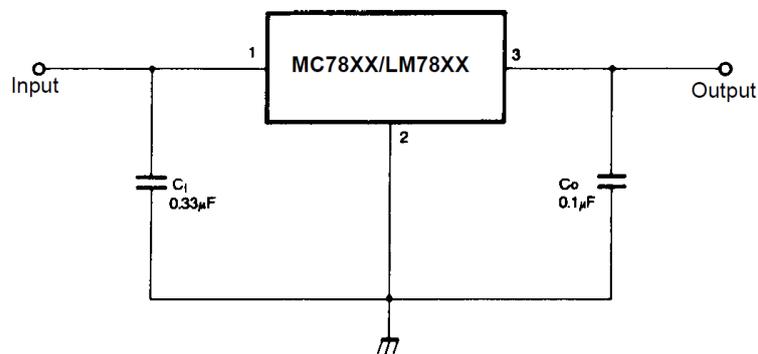


Figura 5.1. Configuración recomendada por el fabricante para LM78XX. [47]

Mientras que la recomendada para un regulador de tensión negativa es la siguiente,

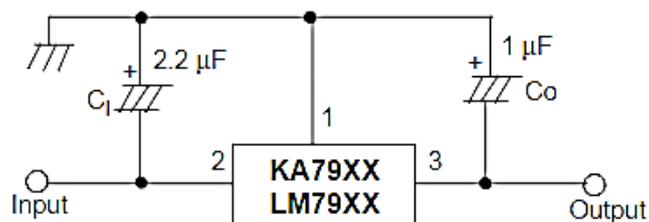


Figura 5.2. Configuración recomendada por el fabricante para LM79XX. [48]

Los LM79XX, a su vez, requieren de una tensión negativa en su pin de entrada. Por ello, se realiza la implementación del circuito integrado TC7660S, que reúne la característica de invertir el signo de la tensión positiva con la que se lo alimenta. La configuración necesaria para su funcionamiento se muestra en la siguiente figura.

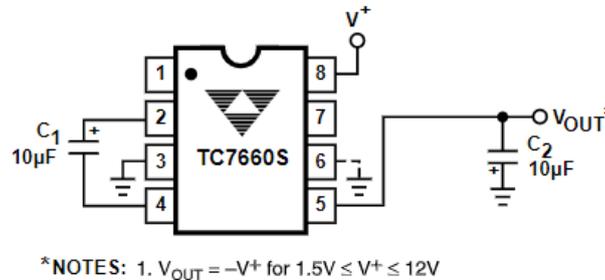


Figura.5.3. Configuración indicada por el fabricante para el TC7660S. [49]

Otra tensión de alimentación que se suministrará es la de 3.3v, necesaria para poder energizar el puente de celdas de carga. El regulador de tensión seleccionado para esta tarea es el LM1117.

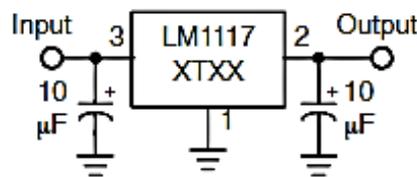


Figura 5.4. Configuración recomendada por el fabricante para LM1117. [50]

## 5.2. Tensiómetro

Debido a los diferentes tipos de dispositivos descritos en la sección 3.6.3. , para una medición más confiable, se elige monitorear la PA mediante el uso del brazalete colocado en el antebrazo, de manera de poder registrar el comportamiento del flujo sanguíneo en la arteria braquial.

La banda que se aplica en el proyecto es marca Omron modelo HEM-RML31, fabricado para ser utilizado en brazos de 22 a 42cm de diámetro.

### HEM-RML31-B



Figura 5.5. Brazalete HEM-RML31-B de la marca Omron. [51]

Su condiciones de funcionamiento son de 10 °C a 40 C° de temperatura y de 800 a 1060 hPa de presión.

La descripción general del funcionamiento del dispositivo, se muestra a continuación

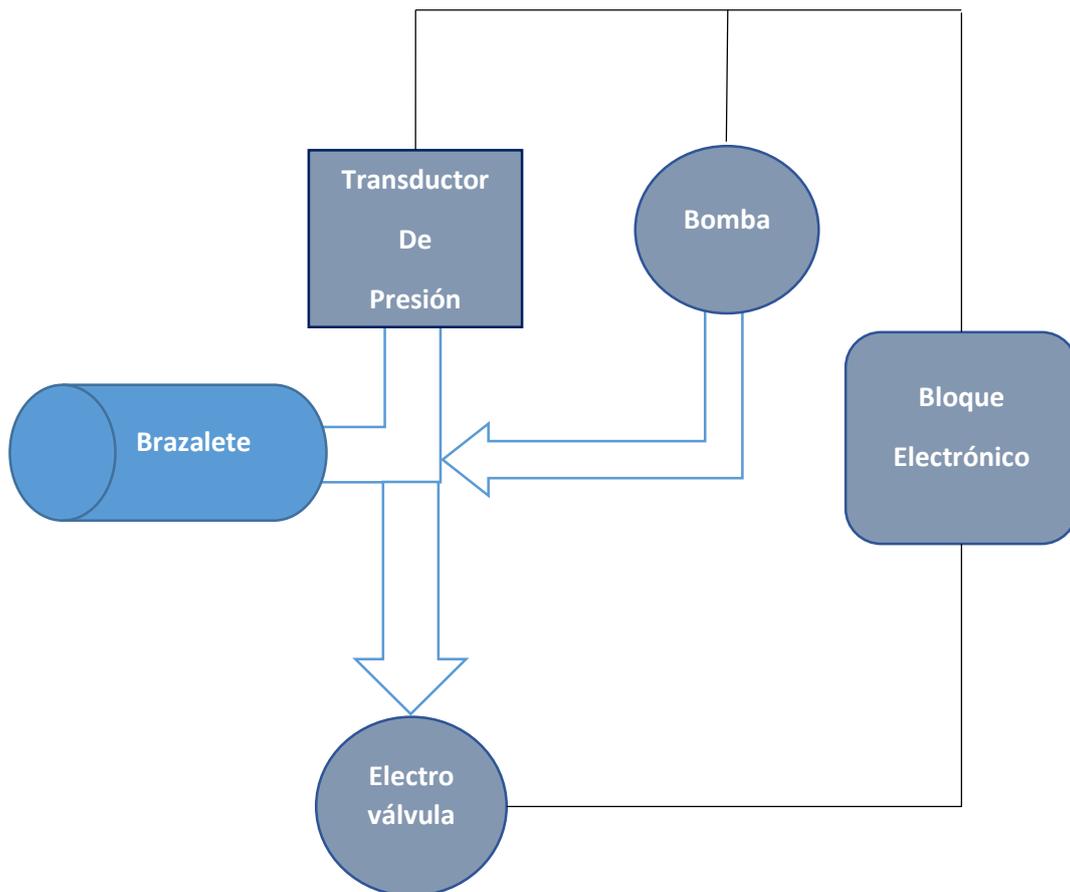


Figura 5.6. Diagrama de conexiones entre las distintas partes del tensiómetro.

En el momento en que el tensiómetro es encendido, el microcontrolador activa mediante transistores, a una microbomba que provee de aire a la banda. Al mismo tiempo, energiza a la electroválvula que es normal abierta quedando en modo cerrada, para lograr que el flujo de aire pueda llegar a su destino sin pérdidas. Simultáneamente, el sensor de presión MPX5050DP está registrando los cambios de presión y transformándolos en cambios de tensión. Estas señales obtenidas, tendrán bajo nivel de amplitud, así como también perturbaciones que serán tratadas en la etapa de acondicionamiento de la señal.

Por dos entradas analógicas de la placa de desarrollo Arduino®, estarán ingresando, por un lado, la salida del sensor de presión y por otro lado, también la salida del sensor pero filtrada y acondicionada, de manera tal, de conseguir la señal oscilométrica que será procesada y analizada por el microcontrolador, siendo antes convertida de analógica a digital.

Durante el proceso de inflado, cuando es detectado el pico de mayor amplitud de la onda, el código del programa almacenará el valor de presión en unidades de mmhg, y de acuerdo a la señal analizada, determinará un límite de inflado determinado por el algoritmo propuesto. Este resultado, se utilizará como umbral de corte para dar por finalizada la primera etapa.

En la segunda etapa, se requiere que el brazalete se desinflen de forma gradual. Para ello, se envía una señal que apaga la bomba, y otra, cuyo valor de tensión, cierra de manera parcial la electroválvula dejando escapar levemente el flujo de aire. A partir de ese momento, se empiezan a detectar los pulsos del corazón, almacenando los puntos de inflexión de cada pico de la curva oscilométrica, que luego serán comparados entre sí, para poder determinar el valor de presión media (máximo valor de oscilación de la curva), para luego obtener las presiones sistólica y diastólica aplicando el método de las alturas. Durante este proceso, se van tomando registro de los tiempos entre pulsos, que permiten determinar la cantidad de ppm, así como también su comportamiento regular o irregular.

### 5.3. Micro Bomba

El elemento encargado de proporcionar el flujo de aire que rellene la banda, es una micro bomba que se utiliza para este tipo de aplicaciones y cuyas principales características son:

Marca: Mitsumi

Modelo: Map-am-265

Rango de Voltaje: 5v a 7v

Corriente máxima: 430 mA

Máxima presión: 400 mmhg

### 5.3.1 Circuito ON/OFF de la Micro Bomba

Debido a que la micro bomba que se utilizará, consume una corriente máxima de 430 mA y la placa Arduino® Mega 2560 puede llegar a entregar solo hasta unos 40 mA en sus salidas, se requiere de la aplicación de componentes que cumplan con este requisito.

Con este planteamiento, es necesario disponer de una etapa previa a la salida de la placa de desarrollo, por ello, se aplica la utilización de dos componentes: optoacoplador y transistor.

Por otro lado, el motor de la bomba está conformado en su interior por bobinas, de esta manera, al realizarse la conmutación en él este generará una corriente tal, debido a la ley de Lenz, que su flujo se opondrá a la causa que lo produce. Este efecto, conlleva que en bornes del motor se manifieste un alto voltaje capaz de dañar el optoacoplador. Por esta razón, también será útil la implementación de un diodo conectado en paralelo con la micro bomba y en serie con el transistor.

La elección del optoacoplador, se debe a que es necesario aislar al microcontrolador de cualquier perturbación. Por otro lado, un transistor que se incluya en esta etapa, permitirá trabajar con la intensidad de corriente requerida, mientras que con el diodo se evitará el efecto rebote que producirá el cambio de estado de la micro bomba.

Para poder activar el optoacoplador, se debe tener en cuenta que el led interno del mismo, debe ser alimentado según hojas de datos del 4N29, con un voltaje de 1.35V, teniendo una corriente directa de 10 mA. Arduino suministra sin problemas una corriente de ese orden, sin embargo, como la salida en estado alto es de 5 V se incluye una resistencia en serie de manera que en ella caigan 3,65 V.

$$R = \frac{5V - 1,35V}{10mA}$$

$$R = 365 \text{ Ohmios}$$

Ahora se realizarán los cálculos necesarios del transistor bipolar, operando como interruptor. Para esto, se desea que conmute entre las zonas de corte y saturación.

El componente utilizado es un NPN BC337. Revisando la hoja de datos, se observa que la máxima corriente en colector es de unos 800 mA, por lo que es compatible para controlar la bomba.

Para encontrar la ganancia de corriente con un valor más preciso, utilizamos un multímetro que puede medir este parámetro. Como resultado de la medición se obtiene que

$$h_{FE} = 187$$

Con estos datos, ya se pueden calcular los demás elementos que conformarán el circuito de conmutación.

Como el voltaje de alimentación es de 5 V, y analizando la malla de colector emisor se tiene que,

$$V_{CC} - V_{CE} - I_C R_C = 0$$

Como la zona de funcionamiento es en saturación,

$$V_{CE} = 0 \quad y \quad I_C = I_{Csat} \quad (5.1)$$

Por lo que incluyendo estas definiciones al análisis anterior y despejando  $R_C$ , se obtiene la siguiente expresión,

$$R_C = \frac{V_{CC}}{I_{Csat}} \quad (5.2)$$

$$R_C = \frac{5V}{430mA}$$

$$\boxed{R_C = 11,62 \text{ Ohmios}} \quad (5.3)$$

En saturación también se tiene que la corriente de saturación es proporcional a la corriente de base.

$$I_B \cong \frac{I_{Csat}}{h_{FE}} \quad (5.4)$$

$$I_B \cong \frac{430 \text{ mA}}{187}$$

$$\boxed{I_B \cong 2,3 \text{ mA}} \quad (5.5)$$

Para asegurar la saturación, se debe cumplir que,

$$I_B > \frac{I_{Csat}}{h_{FE}} \quad (5.6)$$

Por lo que, se define un valor de  $I_B = 4,28 \text{ mA}$ .

Si ahora se estudia la malla base-emisor se puede encontrar que,

$$V_i - V_{BE} - I_B R_B = 0$$

$$R_B = \frac{V_i - V_{BE}}{I_B} \quad (5.7)$$

$$R_B = \frac{5V - 0,7V}{4,28 \text{ mA}}$$

$$\boxed{R_B = 1,0046 \text{ kOhmios}} \quad (5.8)$$

Los valores de resistencias más cercanos que se encontraron en el ámbito local son:

$$R_C = 10 \text{ Ohmios} \quad \text{y} \quad R_C = 1 \text{ KOhmios}$$

El esquema del circuito queda conformado como lo muestra la siguiente figura:

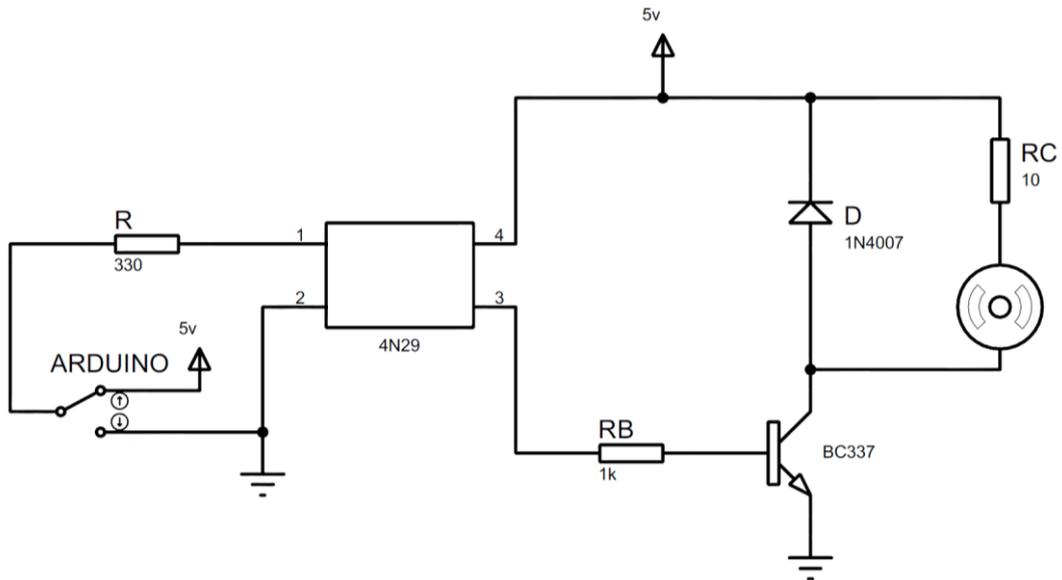
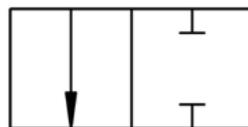


Figura 5.7. Circuito ON/OFF de control de la bomba.

## 5.4. Electroválvula

El actuador encargado de realizar el desfogue del flujo de aire, es la electroválvula VL101. Si bien no fue posible encontrar la respectiva hoja de datos, se logró operarla con 5Vdc de alimentación, situación en la cual se mantiene cerrada. También se asume, de acuerdo a su comportamiento, que se trata de una válvula normal abierta de dos posiciones y dos vías.



2/2

Figura 5.8. Tipo de electroválvula utilizada

Estas características se pudieron analizar conectándola a la microbomba, brazaletes y al sensor, mediante mangueras que permitan realizar la interconexión neumática como se muestra en la siguiente imagen.

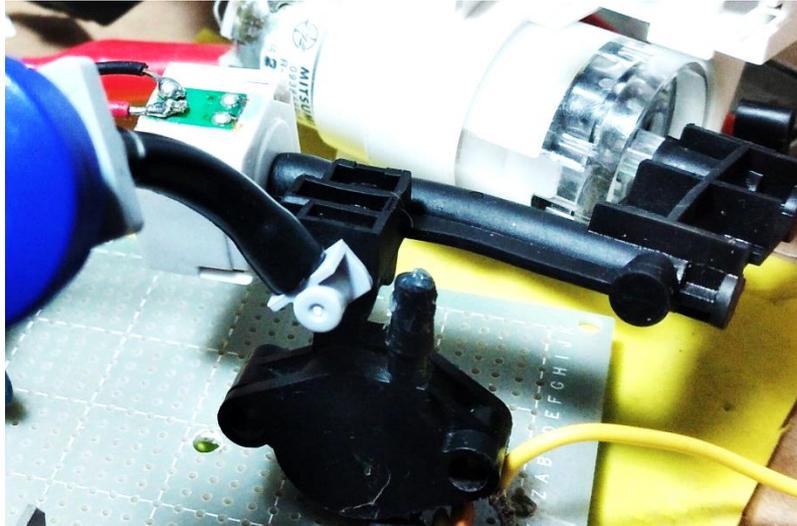


Figura 5.9. Conexión de la electroválvula, micro bomba y sensor MPX5050DP en placa multipropósito de prueba.

Para evaluar su consumo, se conectó directamente la electroválvula, a una fuente de laboratorio, a la cual se la reguló para suministrar 5 voltios. Se pudo observar que en el display, la intensidad de corriente utilizada fue de 90 mA. Luego, se energizó la bomba, y se corroboró que la electroválvula contuvo el escape de aire.

### 5.4.1. Activación de la electroválvula

Para la medición de la presión arterial, es menester en el comienzo de este proceso, que la electroválvula mantenga el flujo de aire durante el inflado. Luego, para el registro de la señal oscilométrica, debe ser capaz de desinflar el brazalete de forma gradual. Una vez completado todo el procedimiento, la electroválvula debe liberar el aire restante.

Para cumplir con estos requisitos, se utiliza una vez más el transistor BJT BC337. Y se lo aplica en dos situaciones: como conmutador on/off y para seleccionar el camino que seguirá la masa de la EV.

Para el planteamiento del diseño de desinflado, se observa que si en uno de los extremos se conecta un potenciómetro, se puede regular el grado de apertura de este dispositivo, de manera de poder verificar si escapa más o menos aire, al limitar la intensidad de corriente que circula por él.

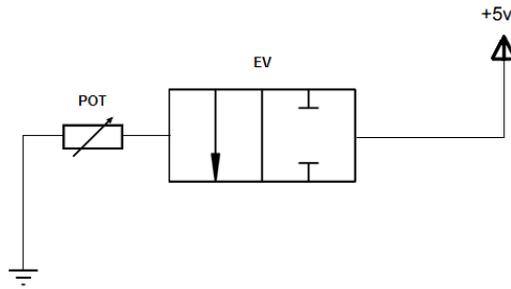


Figura 5.10. Esquema de conexión de electroválvula para evaluar su funcionamiento.

Para realizar estas pruebas, se diseñó un código de programa, que permita monitorear los cambios de presión en mmHg durante el desinflado, en el lapso de 1 segundo. Variando el potenciómetro y observando el monitor serie de Arduino, se consiguen los resultados deseados para una magnitud de 10 ohmios.

Presion/Seg
5,69
4,07
3,66
3,66
3,25
1,22
3,66
3,25
4,47
2,85
4,47
1,63
4,88
1,22
4,07
3,66
0,41
0,81
2,85
4,07
2,03
3,25
<b>Promedio:</b> 3,142272727

Tabla 5.1. Promedio de los cambios de presión por segundo

El esquema final queda representado de la siguiente manera:

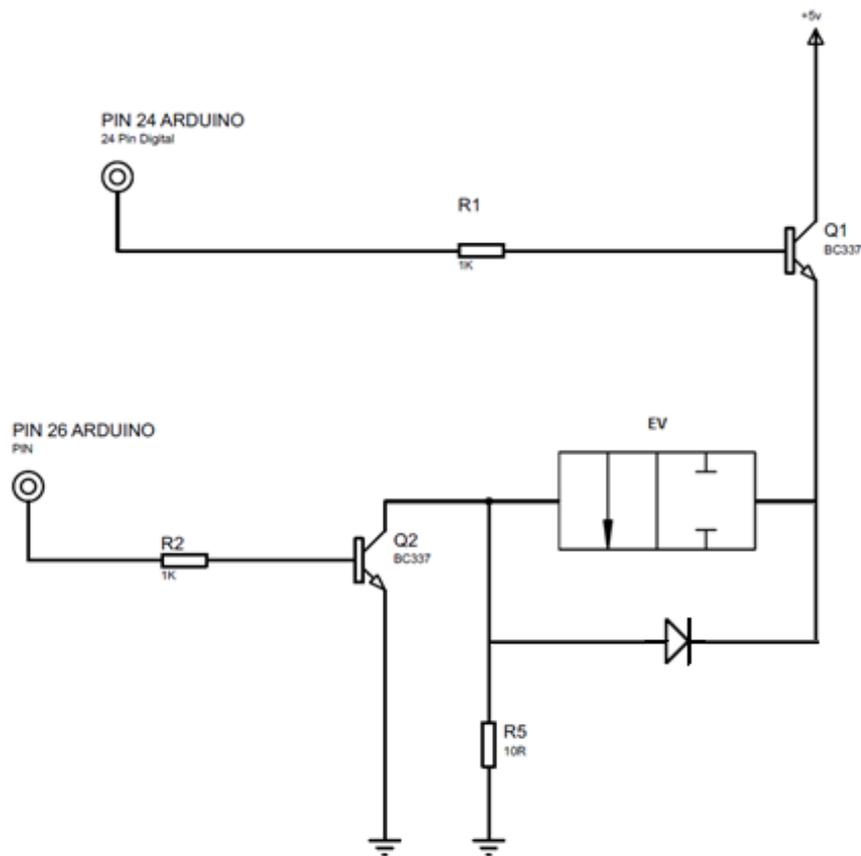


Figura 5.11. Circuito de activación para la electroválvula.

Mientras el pin 24 y el pin 26 envíen una señal alta, el transistor Q1 se ocupará de que la electroválvula este accionada. Mientras que el Q2 se encargará de que esté cerrada totalmente dirigiendo el negativo de la misma a masa. En el caso en que Q2 este con una señal baja en su base, la EV seguirá activada pero parcialmente abierta. Por último, si el transistor Q1 se encuentra en corte, la EV no se energizará, quedando totalmente abierta.

## 5.5. Sensor MPX5050DP

El MPX5050DP es un sensor de presión piezoresistivo de última generación.

Consta de un diafragma monolítico de silicio y una fina película que contiene la red de resistencias.

Es del tipo diferencial, por lo que se puede trabajar con dos presiones en sus entradas. Al no encontrar en el mercado local un sensor de presión de característica absoluta, se optó por el modelo de dos entradas, ya que en una podemos trabajar con la presión de interés y en la otra la aplicada por el usuario, en este caso, bloqueándola. Por otra parte, el modelo diferencial, suele tener un valor económico muy inferior a los de tipo absoluto o relativo.

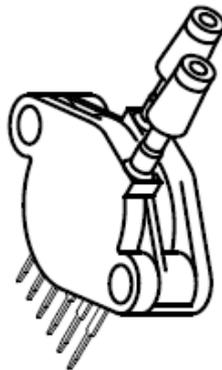


Figura 5.12. Sensor de presión MPX5050DP. [52]

El campo de medida está comprendido entre los límites de 0 kPa a 50 kPa. Lo que convertido a mmHg, abarcaría de 0 a 375 mmHg. El sensor cumple con las necesidades requeridas, ya que la PA de mayor magnitud, correspondiente a la presión sistólica, que puede tener un adulto es de 290 mmHg.

Las entradas analógicas de Arduino® Mega 2560, tienen una resolución de 10 bits cada una, es decir, 1024 niveles diferentes. Por defecto, leen valores desde 0v a 5v. El MPX5050DP entrega salidas en el intervalo definido entre 0,2 a 4,7v, por lo que también reúne condiciones en este aspecto para ser incluido en este trabajo.

La tensión de salida del sensor, está determinada por su función de transferencia:

$$V_{out} = V_s(P * 0.018 + 0.04) \pm (Error\ de\ Presión * Temp.\ Factor * 0.018 * V_s) \quad (5.9)$$

Donde:

$V_s$ : Tensión de alimentación.

P: Presión de interés.

$V_{out}$ : Tensión de salida del sensor.

A través de la hoja de datos, podemos observar que el factor de error de temperatura, es constante e igual a la unidad para el rango comprendido entre 0 a 85 °C, por lo que no afecta a la ecuación en ese intervalo.

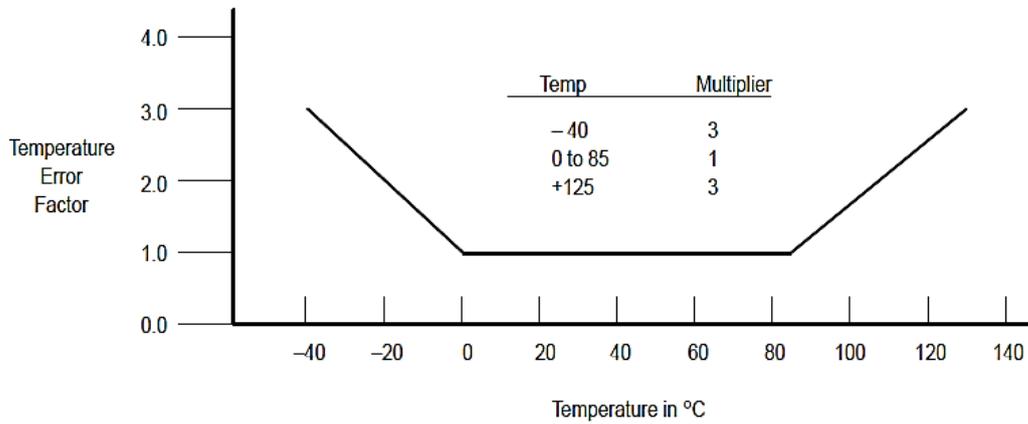


Figura 5.13. Banda de error de la temperatura. [52]

Mientras que el error de presión, se mantendrá en  $\pm 1,25$  kPa si el valor a medir se encuentra entre 0 a 50 kPa.

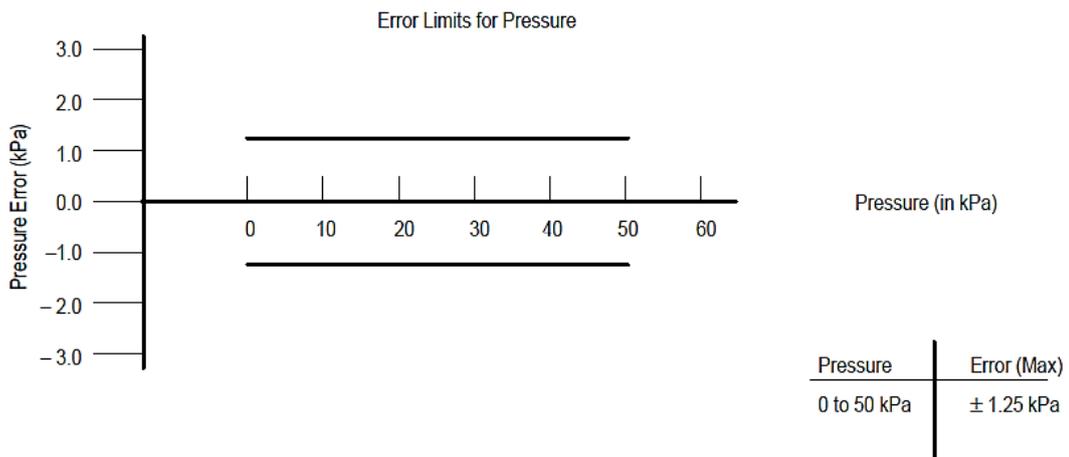


Figura 5.14. Banda de error de la presión. [52]

En la hoja de datos del sensor, también se proporciona la sensibilidad del mismo que es igual a 90 mV/kPa y se menciona que su respuesta es lineal, siempre que se trabaje dentro del rango de presión especificado.

Aplicando la ecuación de la pendiente recta y utilizando los el rango de operación descripto, tenemos que:

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (5.10)$$

$$m = \frac{4,7 V - 0,2 V}{50 kPa - 0 kPa}$$

$$m = 90 mV/kPa$$

Para realizar la curva de respuesta del sensor, definimos la ecuación de la recta con los valores obtenidos:

$$y = 0,09x + 0.2 \quad (5.11)$$

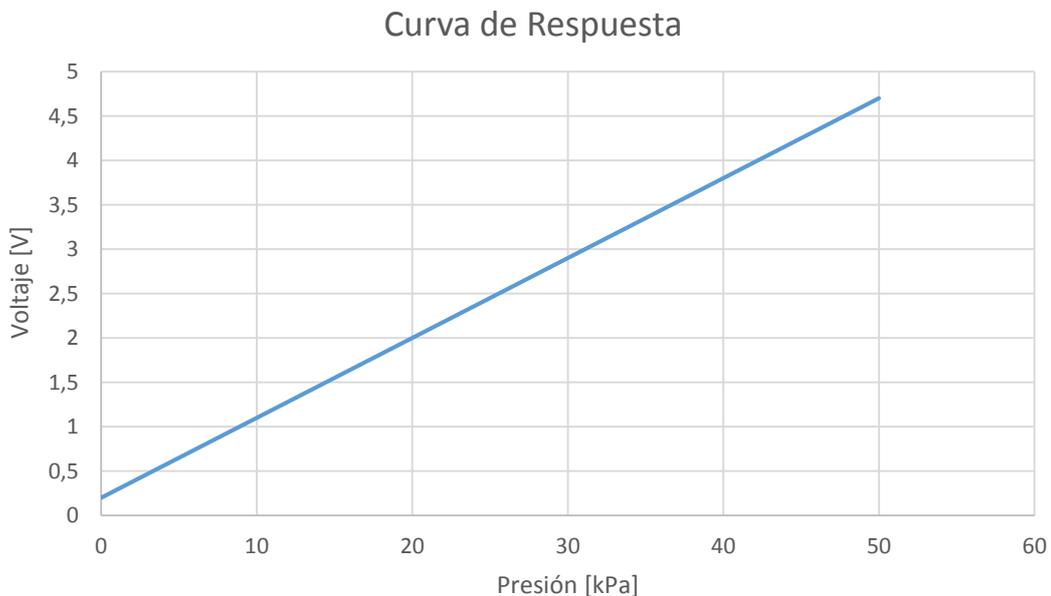


Figura 5.15. Relación entre el voltaje y la presión en kPa.

Para poder apreciar bien las características de este dispositivo, hay que expresar la presión en mmHg.

Sabiendo que 1kPa es equivalente a 7,5mmHg la conversión quedaría como:

$$\frac{50kPa \times 7,5mmHg}{1kPa} = 375mmHg \quad (5.12)$$

La pendiente de la recta ahora quedaría definida como:

$$m = \frac{4,7V - 0,2V}{375mmHg - 0mmHg}$$

$$m = 12mV/mmHg \quad (5.13)$$

Por lo que la ecuación es:

$$y = 0,012x + 0.2 \quad (5.14)$$

Que es representada por la siguiente gráfica,

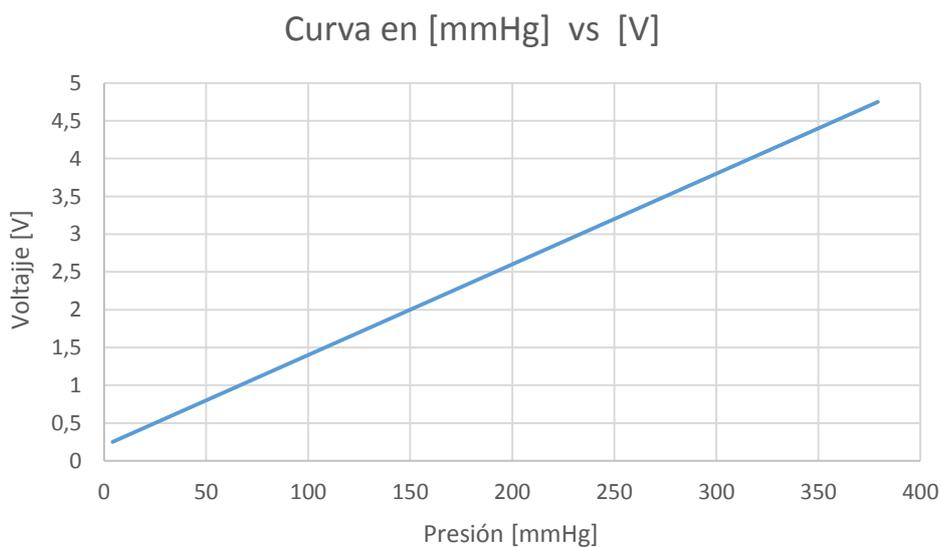


Figura 5.16. Relación entre el voltaje y la presión en mmHg.

Si consideramos otra vez, la ecuación (5.9) de la función de transferencia del transductor, dentro de las condiciones en donde se comporta de forma lineal e incluimos el voltaje de alimentación,

$$V_{out} = V_s(P * 0.018 + 0.04) \pm (1.25kPa * 0.018 * 5V)$$

Convirtiendo las unidades de presión en mmHg,

$$V_{out} = 5V \left( \frac{P}{7,5} * 0.018 + 0.04 \right) \pm (0,1125)$$

Si despreciamos el error y trabajamos con el otro término de la ecuación,

$$V_{out} = 0.012P + 0,2 \tag{5.15}$$

Notamos que es igual a la ecuación determinada anteriormente, y será la que se incluirá en el código del programa.

## 5.6. Acondicionamiento de la Señal

Para lograr un desacoplamiento correcto en relación con los ruidos que puedan ser generados por la fuente de alimentación, y repercutir en la del sensor, el fabricante recomienda implementar un circuito formado con los siguientes componentes:

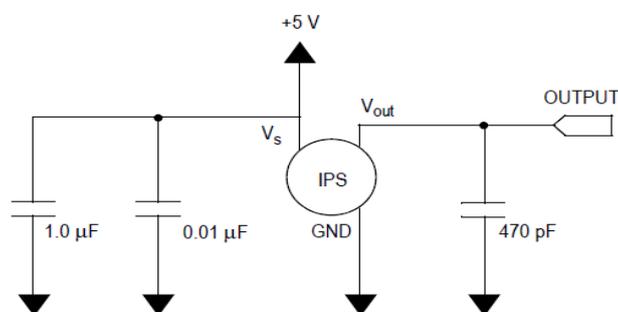


Figura 5.17. Circuito para MPX5050DP, recomendado por el fabricante. [52]

Para reforzar aún más este resultado, incluiremos un capacitor de 0.1uF para reemplazar el de 0.01uF.

Los capacitores conectados son de desacoplo. Estos, ante la presencia de señales de alta frecuencia, ofrecen una baja impedancia por lo que se utilizan para derivar dichas perturbaciones a tierra.

A continuación, se muestran las gráficas obtenidas en un osciloscopio UTD2102CEX de la marca UNIT-T, que representan la señal a la salida del MPX5050DP, tanto sin incorporar los elementos recomendados por el fabricante, como aplicándolos.

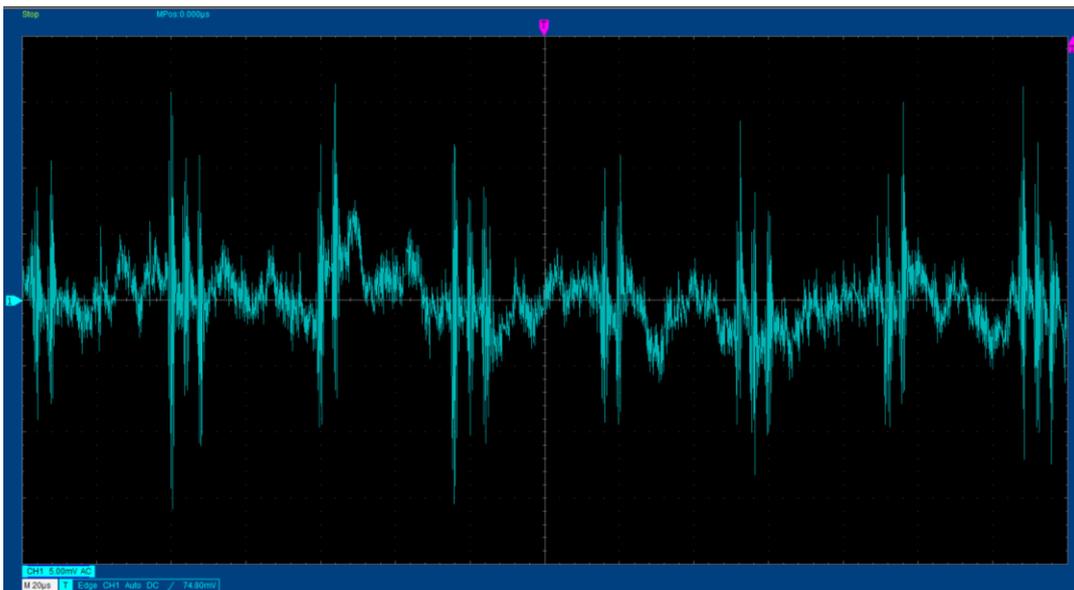


Figura 5.18. Imágenes obtenidas del osciloscopio en el pin de salida del sensor de presión, sin aplicar el circuito recomendado por el fabricante.

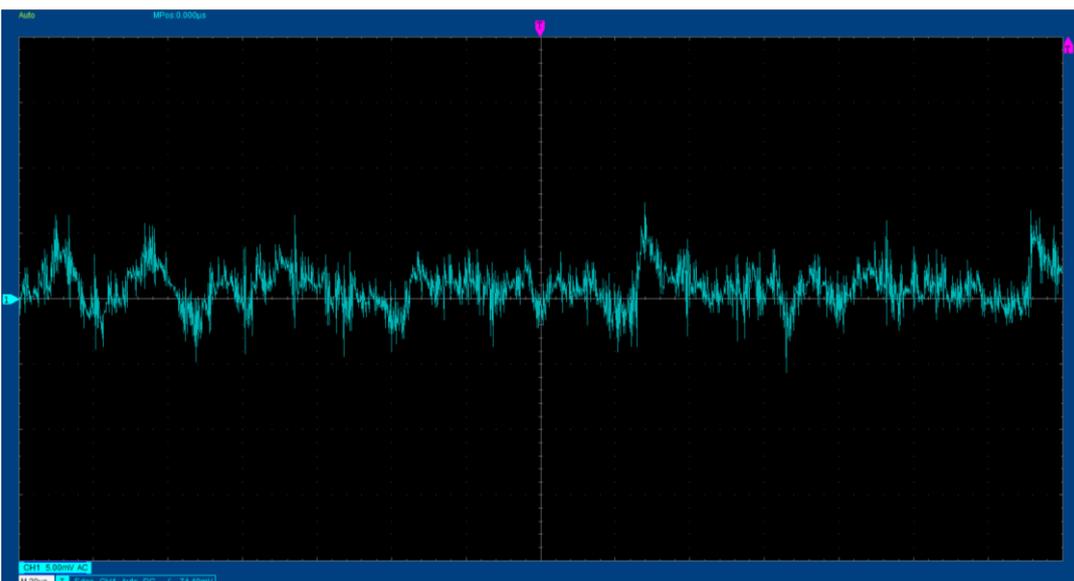


Figura 5.19. Imágenes obtenidas del osciloscopio en el pin de salida del sensor de presión, implementando el circuito recomendado por el fabricante.

En la primera imagen, se puede apreciar la existencia de valores no deseados que se repiten, aproximadamente a 13,15 kHz ( $T = 20 \text{ us/div} \times 3.8 \text{ div} = 76 \text{ us}$ ) y con una amplitud pico a pico, que en ocasiones supera los 30mv.

El resultado cambia en la segunda figura, en donde ya vemos que ha disminuido el ruido que se presentó anteriormente.

### 5.6.1. Acoplamiento con filtro pasa alto RC

La señal que proporciona el sensor de presión en su salida, tiene un comportamiento aproximadamente lineal y creciente cuando se está efectuando el inflado del brazalete, y lineal decreciente durante el desinflado. Estas características no obedecen a las necesarias que se requieren por el método oscilométrico.

Por esto, se elige implementar un filtro paso alto pasivo de primer orden, para poder bloquear la componente continua y de esta manera lograr eliminar el offset de la señal, quedando como resultado las variaciones que se necesitan para poder trabajar.

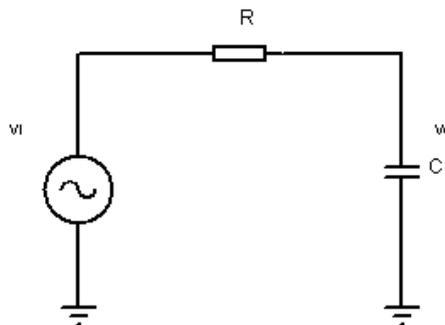


Figura 5.20. Filtro pasivo pasa alto.

La función de transferencia está determinada por:

$$H(s) = \frac{s}{s + 1/RC} \quad (5.16)$$

Donde  $s=j\omega$ ,

Y la frecuencia de corte está determinada por

$$\omega_c = 2\pi f_c$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5.17)$$

Para lograr nuestro objetivo, será suficiente trabajar con una frecuencia de corte de 2 Hz.

Los valores comerciales más cercanos para aproximar este valor son:

C=0.1 uF y R=820 kohm y obtenemos una frecuencia de corte de 1,941 Hz.

### 5.6.2. Filtros aplicados

Para seguir contrarrestando el ruido eléctrico presente en la señal a tratar, se probó la aplicación de dos tipos de filtro.

El primero que se puso a prueba, es un filtro activo pasa bajo de primer orden.

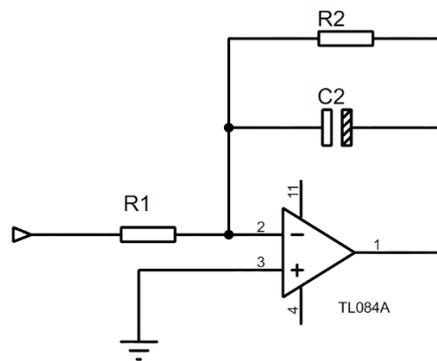


Figura 5.21. Filtro activo pasa bajo de primer orden.

Si se observa con detenimiento, el circuito es un integrador con un capacitor colocado de retroalimentación.

El primer dato que necesitamos para poder realizar los cálculos, es el de la frecuencia máxima a la que el corazón puede latir. La misma es de 180 ppm.

Como

$$1 \text{ min} = 60 \text{ seg}$$

Entonces

$$180 \text{ pulsos} \text{ ----- } 60 \text{ seg}$$

$$1 \text{ pulso} \text{ ----- } T$$

$$T = 0,33 \text{ seg} \quad (5.18)$$

Con lo que la frecuencia de corte sería

$$f_c = \frac{1}{T} \quad (5.19)$$

$$f_c = 3,006 \text{ Hz} \quad (5.20)$$

Por lo que nuestro circuito, deberá atenuar las señales que sean mayores a este valor.

La función de transferencia está dada por la siguiente ecuación,

$$H(s) = -\frac{R_2}{R_1} \frac{1}{R_2 C s + 1} \quad (5.21)$$

Donde existe un polo real en  $s = -1/R_2 C$ . Si se reemplaza la ecuación en el dominio  $j\omega$  y  $H(s)$  en forma normalizada, tenemos.

$$H(j\omega) = -\frac{R_2}{R_1} \frac{1}{1 + \frac{j\omega}{\omega_0}} \quad (5.22)$$

Donde

$$H_0 = -\frac{R_2}{R_1} \quad (5.23)$$

$$\omega_0 = \frac{1}{R_2 C} \quad (5.24)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C}$$

Como necesitamos que el filtro tenga ganancia unitaria, de la ecuación (5.23) se tiene que,

$$\text{Si } |H_0| = 1 \text{ entonces } R_2 = R_1$$

Si elegimos una resistencia de 20 kohm podemos calcular el valor del capacitor

$$C = \frac{1}{2\pi R_2 f_c} \quad (5.25)$$

$$C = \frac{1}{2\pi 20[kOhm] 3Hz}$$

$$C = 2,65\mu F \quad (5.26)$$

Donde el valor comercial más cercano que se pudo conseguir es de  $C = 2,2 \mu F$ .

$$f_c = \frac{1}{2\pi 20[kOhmios] 2,2\mu F}$$

$$f_c = 3,6 \text{ Hz} \quad (5.27)$$

En el mercado local, el capacitor que se consiguió con el valor calculado es de tipo electrolítico.

Se debe tener en cuenta que la salida saldrá invertida, comportamiento que se aprecia en la ecuación (5.23). [43]

Luego, se procede a diseñar un filtro pasa bajo de segundo orden Sallen Key, y al finalizarlo, se realizará una comparación entre la salida de ambos filtros.

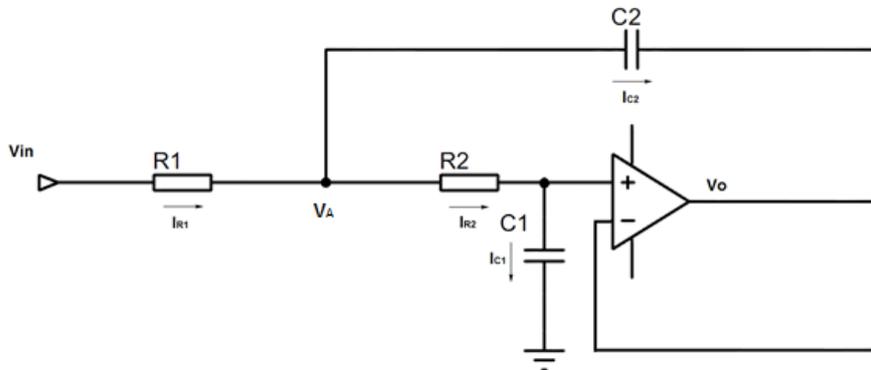


Figura 5.22. Filtro activo pasa bajo Sallen Key de segundo orden.

Si consideramos al amplificador operacional (A.O.) como ideal, se sabe que

$$V^+ = V^- \quad (5.28)$$

Y las corrientes de entrada del A.O. serán

$$I_1=0 \quad \text{e} \quad I_2=0 \quad (5.29)$$

Pero además, de la figura 5.22, se deduce que la salida también es igual a la entrada, y por lo tanto,

$$V^+ = V^- = V_o \quad (5.30)$$

Por primera ley de Kirchhoff

$$I_{R2} = I_{C1} + I_1$$

Como de (5.29) se sabe que  $I_1=0$ , entonces

$$I_{R2} = I_{C1} \quad (5.31)$$

Primero se plantea el análisis en el nodo  $V^+$

$$\frac{V_A - V^+}{R_2} = \frac{V^+}{sC_1}$$

$$\frac{V_A - V^+}{R_2} = V^+ sC_1 \quad (5.32)$$

De la ecuación (5.30) se encontró que  $V^+ = V_0$ , reemplazando en (5.32) se deduce que,

$$\frac{V_A - V_0}{R_2} = V_0 sC_1$$

$$V_A = V_0 sC_1 R_2 + V_0$$

$$V_A = V_0 (sC_1 R_2 + 1) \quad (5.33)$$

Ahora realizamos la evaluación del nodo  $V_A$ . Una vez más, aplicamos la primera ley de Kirchhoff.

$$I_{R1} = I_{R2} + I_{C2}$$

$$\frac{V_{IN} - V_A}{R_1} = \frac{V_A - V^+}{R_2} + (V_A - V_0)sC_2$$

$$V_{IN} = (V_A - V^+) \frac{R_1}{R_2} + (V_A - V_0)sC_2 R_1 + V_A$$

$$V_{IN} = V_A \frac{R_1}{R_2} - V^+ \frac{R_1}{R_2} + V_A sC_2 R_1 - V_O sC_2 R_1 + V_A$$

$$V_{IN} = V_A \left( \frac{R_1}{R_2} + sC_2 R_1 + 1 \right) - V_O \left( \frac{R_1}{R_2} + sC_2 R_1 \right) \quad (5.34)$$

De (5.33), reemplazando  $V_A$ , en (5.34), se obtiene,

$$V_{IN} = V_O (sC_1 R_2 + 1) \left( \frac{R_1}{R_2} + sC_2 R_1 + 1 \right) - V_O \left( \frac{R_1}{R_2} + sC_2 R_1 \right)$$

Sacamos factor común  $V_O$

$$V_{IN} = V_O \left[ (sC_1 R_2 + 1) \left( \frac{R_1}{R_2} + sC_2 R_1 + 1 \right) - \left( \frac{R_1}{R_2} + sC_2 R_1 \right) \right]$$

Como la función de transferencia del filtro está dada por:

$$F(s) = \frac{V_O}{V_{IN}} \quad (5.35)$$

$$\frac{V_O}{V_{IN}} = \frac{1}{\left[ (sC_1 R_2 + 1) \left( \frac{R_1}{R_2} + sC_2 R_1 + 1 \right) - \left( \frac{R_1}{R_2} + sC_2 R_1 \right) \right]}$$

Aplicando propiedad distributiva en el denominador,

$$\frac{V_O}{V_{IN}} = \frac{1}{\left[ sC_1 R_1 + \frac{R_1}{R_2} + s^2 C_1 C_2 R_2 R_1 + sC_2 R_1 + sC_1 R_2 + 1 - \frac{R_1}{R_2} - sC_2 R_1 \right]}$$

$$\frac{V_O}{V_{IN}} = \frac{1}{\left[ s^2 C_1 C_2 R_2 R_1 + (C_1 R_1 + C_1 R_2) s + 1 \right]}$$

Si multiplicamos en el numerador y denominador por

$$\frac{1}{C_1 C_2 R_2 R_1}$$

La ecuación quedaría como,

$$F(s) = \frac{1}{s^2 C_1 C_2 R_2 R_1 + (C_1 R_1 + C_1 R_2)s + 1} \frac{\frac{1}{C_1 C_2 R_2 R_1}}{\frac{1}{C_1 C_2 R_2 R_1}}$$

$$\boxed{F(s) = \frac{\frac{1}{C_1 C_2 R_2 R_1}}{s^2 + \left(\frac{1}{C_2 R_2} + \frac{1}{C_2 R_1}\right)s + \frac{1}{C_1 C_2 R_2 R_1}}} \quad (5.36)$$

Si se compara con la ecuación de la función de transferencia para un filtro pasa bajo de segundo orden (4.16):

$$F(s) = \frac{H_0 \omega_c^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_c}{Q}\right)s + \omega_c^2}$$

Observando el esquema del circuito de filtro pasa bajo Sallen Key de segundo orden (figura 5.22), con el esquema general para filtros pasa bajos, también de segundo orden (figura 4.12), se puede destacar que para el primero, la resistencia  $R_F$ , al ser solo una conexión entre la salida y la entrada inversora del amplificador, se deduce que es igual a cero. Por consiguiente, aplicando este concepto en la ecuación (4.17), se infiere que:

$$\begin{aligned} R_F &= 0 \\ H_0 &= 1 + \frac{R_F}{R_\mu} \\ \boxed{H_0 = 1} & \quad (5.37) \end{aligned}$$

Valor que coincide con el filtro que se quiere diseñar, ya que debe ser de ganancia unitaria.

Para el planteamiento del circuito, se elige

$$R_1 = R_2$$

Estas atribuciones, modifican las ecuaciones (4.18) y (4.19) de  $\omega_c$  y  $Q$ , respectivamente, quedando de la siguiente manera.

$$\omega_c^2 = \frac{1}{R^2 C^2}$$

$$\boxed{\omega_c = \frac{1}{RC}} \quad (5.38)$$

Mientras que el factor de calidad del filtro será

$$Q = \frac{\sqrt{(R_1 R_2)}}{R_2 - (H_0 - 2)R_1}$$

$$Q = \frac{R}{R - (-)R}$$

$$Q = \frac{R}{2R}$$

$$\boxed{Q = \frac{1}{2} = 0,5} \quad (5.39)$$

Por lo que la función de transferencia de la ecuación (4.16) quedaría,

$$F(s) = \frac{\frac{1}{R^2 C^2}}{s^2 + \left(\frac{\frac{1}{RC}}{\frac{1}{2}}\right)s + \left(\frac{1}{RC}\right)^2}$$

$$\boxed{F(s) = \frac{\frac{1}{R^2 C^2}}{s^2 + \left(\frac{2}{RC}\right)s + \left(\frac{1}{RC}\right)^2}} \quad (5.40)$$

De nuevo reemplazando los valores de  $R_1 = R_2$ , esta vez en (5.36), nos queda

$$R_1 = R_2$$

$$F(s) = \frac{\frac{1}{C_1 C_2 R_2 R_1}}{s^2 + \left(\frac{1}{C_2 R_2} + \frac{1}{C_2 R_1}\right)s + \frac{1}{C_1 C_2 R_2 R_1}}$$

$$\boxed{F(s) = \frac{\frac{1}{R^2 C^2}}{s^2 + \left(\frac{2}{RC}\right)s + \frac{1}{R^2 C^2}} \quad (5.41)$$

Comparando ambas expresiones, (5.40) y (5.41), se llega a la misma conclusión.

Esta vez, se trata de evitar el uso de capacitores electrolíticos, ya que son poco recomendado para esta aplicación. Se utiliza de tipo cerámico el cual trabaja mejor con ruidos de altas frecuencias, o en su defecto de poliéster. Se consigue en el mercado local, para aproximarnos a la frecuencia de corte de 3hz, condensadores de 1uF.

$$R = \frac{1}{2\pi * 3Hz * 1\mu F}$$

$$R = 53.05 \text{ kOhmios}$$

Cuyo valor comercial factible de conseguir fue el de 56k  $\Omega$ .

$$f_c = \frac{1}{2\pi 56[k\Omega] 1\mu F}$$

$$f_c = 2,84 \text{ Hz}$$

Esta es la frecuencia de corte final con la que el filtro trabajará. Debido a que no está muy alejada del valor deseado, y de que en los modelos reales de filtro existe una banda de transición comprendida entre la frecuencia de corte y la frecuencia límite de la banda atenuada, se acepta para implementar el circuito.

Por último, se prueba el equipo con el brazalete desinflado. A la salida del mpx5050dp, se colocan los dos filtros realizados. Al observar la pantalla, obtenemos mejor respuesta del filtro Sallen Key de segundo orden (gráfica color verde), donde además de ser una señal más limpia, también han disminuido en amplitud los picos, por lo que concluimos con elegir este filtro.

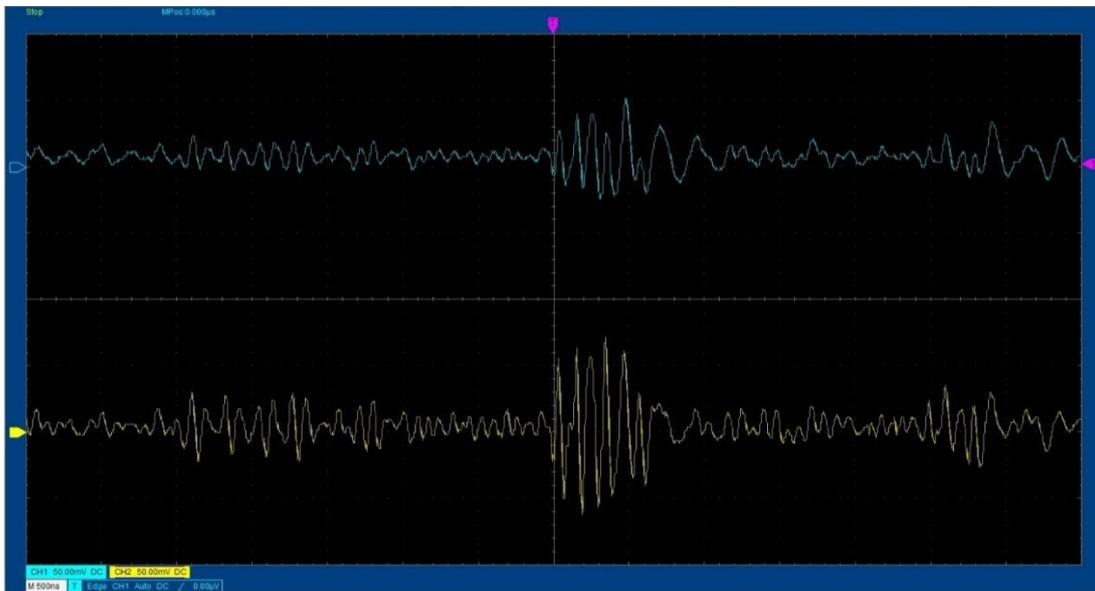


Figura 5.23. Comparación entre los filtros pasa bajo sellen key y filtro pasa bajo integrador.

### 5.6.3. Filtro Sallen Key segundo orden para balanza

Debido a que no es de interés trabajar con altas frecuencias para esta aplicación, se buscará que el filtro opere con una frecuencia de corte de 1,5Hz. Usando un capacitor de 1uF, el resultado de R será:

$$R = \frac{1}{2\pi * 1,5\text{Hz} * 1\mu\text{F}}$$

$$R = 106,1 \text{ k}\Omega$$

Para tener una mayor precisión en los de 1% de tolerancia. El valor más cercano que se pudo conseguir es de 100 kΩ.

### 5.6.4. Circuito seguidor de voltaje con operacional

El seguidor de voltaje es una configuración de amplificador operacional, que se caracteriza por tener ganancia unitaria. Permite realizar adaptación de impedancias, ya que presenta un alto valor en la entrada, y un valor de impedancia muy pequeño en la salida.

La realimentación total entre la salida y la entrada inversora, hace que ambos puntos estén a un mismo potencial, mientras que  $V_i$  se refleja a la salida.

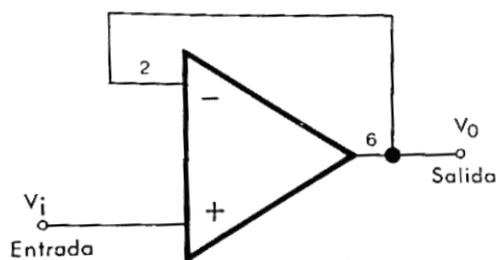


Figura 5.24

Figura 5.24. A.O. configurado como seguidor de tensión. [53]

### 5.6.5. Amplificación

El cálculo para la ganancia del amplificador de instrumentación AD620, requiere de la siguiente expresión:

$$G = \frac{V_o}{V^+ - V^-} \quad (5.42)$$

Donde,

$V_o$ : Es la salida de tensión del amplificador.

$V^+ - V^-$ : Es la diferencia de voltaje entre sus entradas.

G: Es la ganancia del amplificador.

Para poder obtener la ganancia, necesitamos saber los valores máximos de  $V_o$  y de  $(V^+ - V^-)$ :

El conversor analógico digital de Arduino® Mega, acepta entradas de tensiones de un rango de 0V a 5V.

Por otro lado, el máximo valor de amplitud de pico que se puede obtener del pulso índice oscilométrico es de unos 2.15 mV. Reemplazando en (5.42), se obtiene,

$$G = \frac{5V}{2.15mV}$$

$$G = 2325.58$$

La ecuación que brinda el fabricante para la obtención de la resistencia externa para determinar la ganancia es:

$$R_G = \frac{49,4 \text{ kOhmios}}{G - 1} \quad (5.43)$$

Reemplazando G nos queda:

$$R_G = \frac{49,4 \text{ kOhmios}}{2325.58 - 1}$$

$$R_G = 21.25 \text{ Ohmios}$$

Donde  $R_G$ , es la resistencia externa que permite modificar dicha ganancia.

Se sabe que el valor comercial más cercano es  $R_G = 22 \text{ Ohmios}$ .

De la expresión (5.43), se despeja la ganancia, de forma tal, que su valor real será de:

$$G = \frac{49,4 \text{ kOhmios}}{22 \text{ Ohmios}} + 1$$

$$\boxed{G = 2246.45} \quad (5.44)$$

Debido a la amplificación aplicada, el resultado de esta se verá reflejado no solo en la señal de interés, sino también en señales de ruido. Por lo que se incluye, una vez más, un filtro Sallen Key pasa bajo de segundo orden a la salida del amplificador de instrumentación. A su vez, la salida de este, tendrá sumado un nivel de continua que aumentará o disminuirá de acuerdo a si el sistema se encuentra en etapa de inflado o desinflado. Por lo que también se agrega a la salida un filtro pasa bajo pasivo, que se encargará de desacoplar.

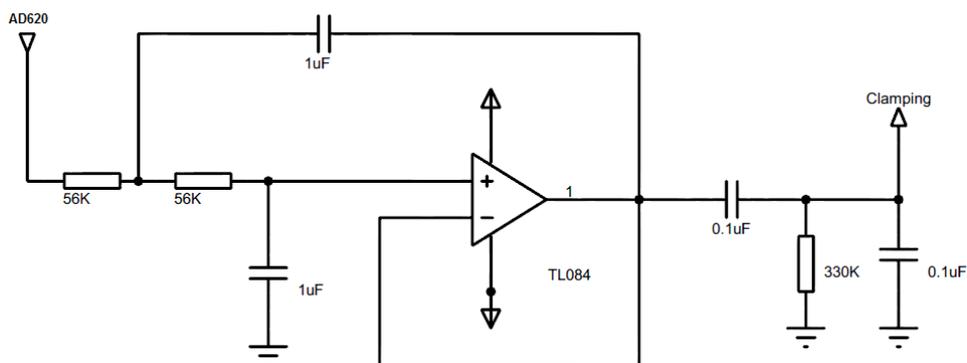


Figura 5.25. Filtro pasa bajo Sallen Key de salida.

### 5.6.6. Clamping (Limitador de señal, controlado por voltaje)

El conversor analógico digital de Arduino, no permite tensiones superiores a los 5V, de manera que para aplicar una protección a estas entradas se utilizarán circuitos clamping.

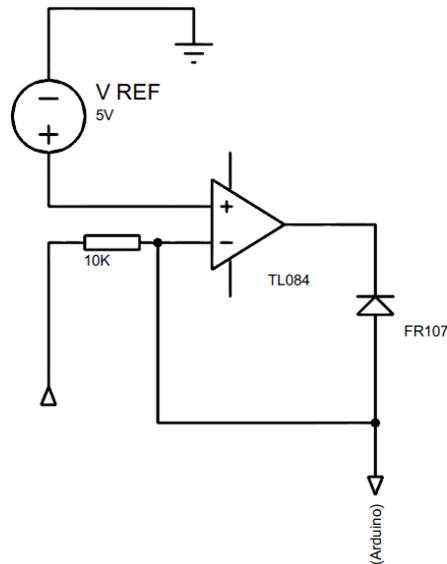


Figura 5.26. Circuito clamping

En la entrada no inversora del A.O. se conecta a la tensión de referencia (5V). Si por la entrada inversora ingresa un valor de tensión que sea menor al de referencia, en la salida del amplificador se tendrá la tensión de saturación positiva, quedando el diodo polarizado inversamente, provocando que la salida del circuito sea igual a la entrada. Por el contrario, si la entrada inversora tiene un valor mayor al de la tensión de referencia, obtendremos a la salida del A.O. la tensión de saturación negativa, por lo que el diodo esta vez estará polarizado de forma directa, de manera que conducirá cerrando el lazo y convirtiendo al circuito en un seguidor de tensión. Por la que la señal de salida, ahora será la tensión de referencia.

## 5.7. Conversión analógico-digital

La placa Arduino® Mega 2560, tiene 16 entradas analógicas. Cada una de ellas, cuenta con una resolución 10 bits. Como se trata de un sistema binario, la cantidad de valores diferentes será:

$$2^{10} = 1024$$

Por lo que obtendremos 1024 niveles (0 – 1023). A su vez, se trabaja con la tensión de referencia predeterminada que es 5V. En consecuencia, el valor de cada nivel será de:

$$\frac{5V}{1023} = 4,8 \text{ mV}$$

Esta será la resolución del convertor analógico/digital.

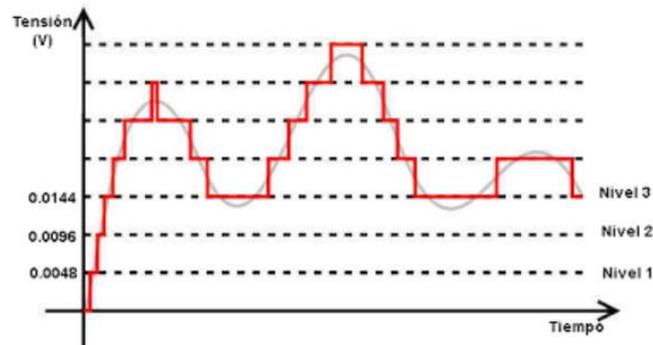


Figura 5.27. Representación de la conversión analógica/digital

### 5.7.1 Filtro paso bajo de media móvil exponencial

Como se desea tener una señal aún más suavizada, se aplica un filtro exponencial de media móvil EMA. Este es de tipo digital y se implementa en el código del programa.

Este filtro permite obtener el valor filtrado a partir de la siguiente fórmula:

$$A_n = \alpha M + (1 - \alpha)A_{n-1} \quad (5.45)$$

Siendo

$A_n$ : Valor obtenido del filtrado

$A_{n-1}$ : Valor filtrado anterior

$M$ : Es el valor de la muestra que se quiere filtrar

$\alpha$ : Factor de suavizado. Varía entre 0 y 1.

Como se puede apreciar en la ecuación, este usa un valor filtrado anterior. También depende del factor  $\alpha$ . El suavizado de la curva dependerá de ambos.

El factor de suavizado  $\alpha$ , condiciona el comportamiento del filtro. Si se tiene un valor de  $\alpha$  igual a la unidad, el resultado final será el mismo que la señal medida  $M$ , ya que se convierte en un valor nulo para la multiplicación en el primer término, y provoca la cancelación del segundo. Caso contrario, para valores de  $\alpha$  cercanos a cero, la salida del filtro tendrá una mayor dependencia de las muestras pasadas. Por lo que, si se analiza este comportamiento, el suavizado de la señal aumenta si el factor disminuye. [54]

Se logra obtener el mejor resultado usando un  $\alpha = 0,5$ .

Para ver los resultados, se diseña un programa de prueba, el cual leerá los datos oscilométricos y también de presión, para luego permitir observar el comportamiento del filtro en una computadora. Este programa que se ha elaborado, y que en el ámbito de Arduino se denomina “sketch”, se edita, depura, compila y graba, mediante el software IDE de Arduino® a través del puerto USB.

A continuación, se describe el diagrama de flujo que explica el pseudocódigo del programa planteado.

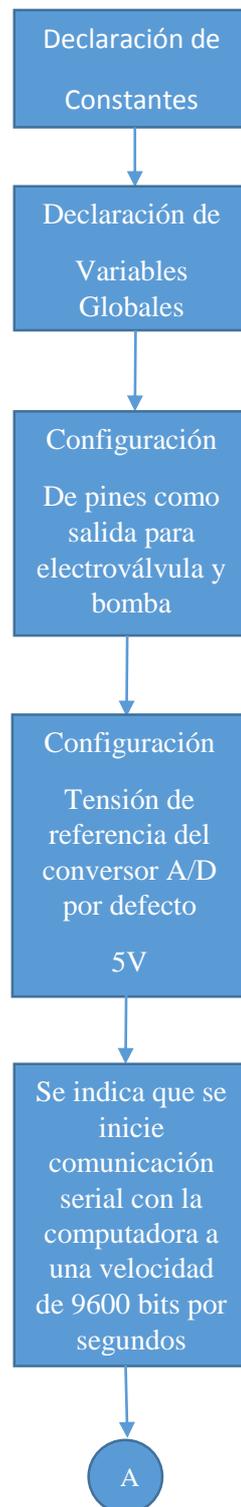


Figura 5.28.a. Diagrama de flujos para prueba del filtro pasa bajo de media móvil. Parte 1.

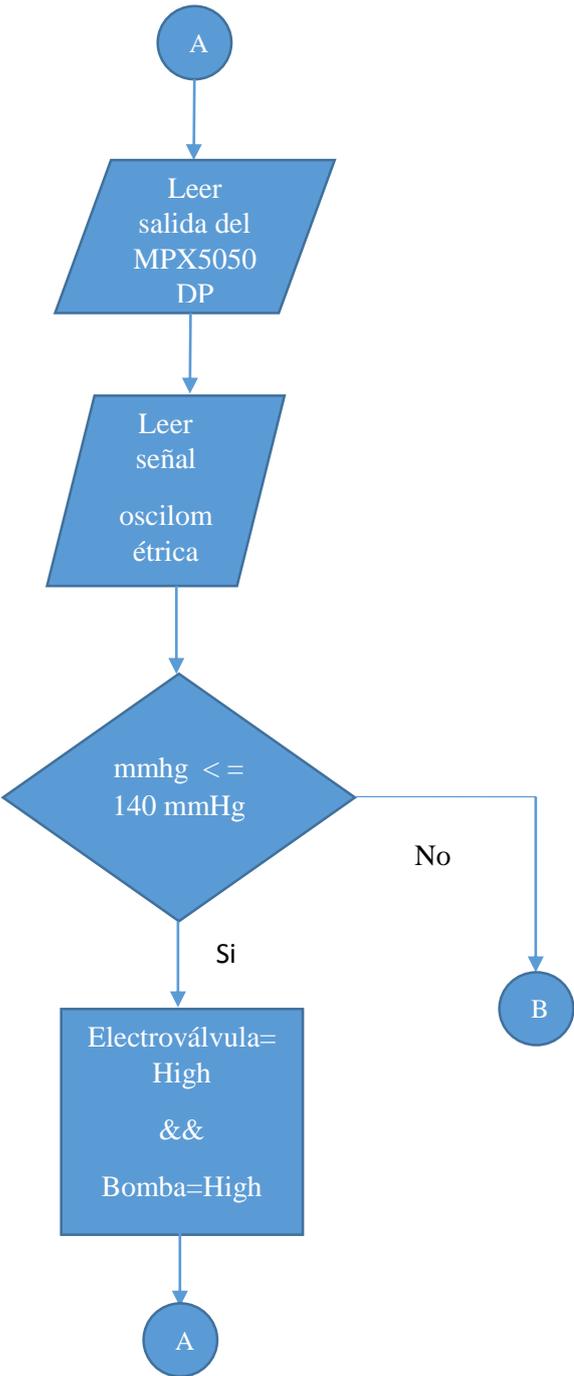


Figura 5.28.b. Diagrama de flujos para prueba del filtro pasa bajo de media móvil. Parte 2.

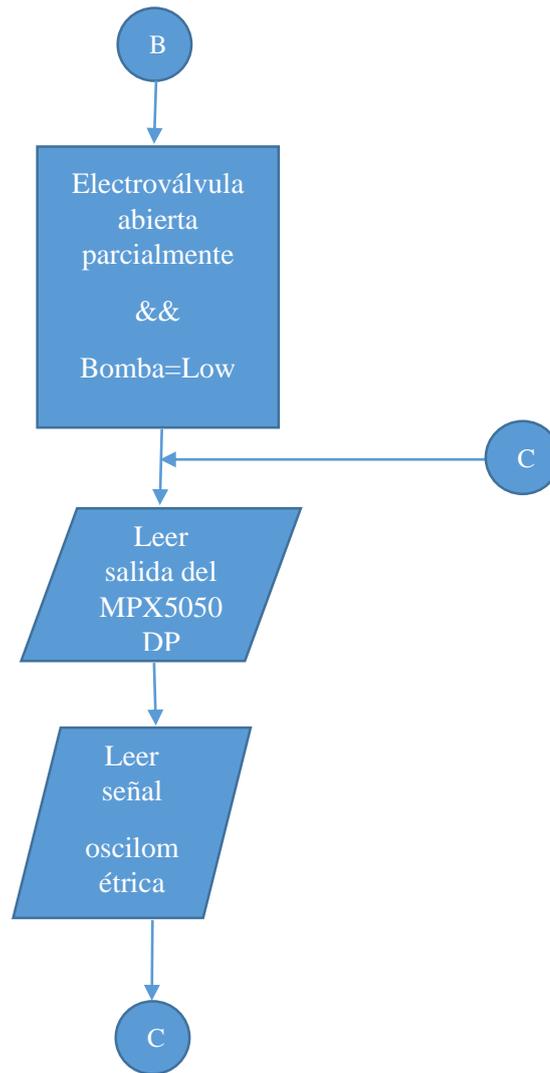


Figura 5.28.c. Diagrama de flujos para prueba del filtro pasa bajo de media móvil. Parte 1.

La visualización se efectúa por medio de una de las herramientas que contiene Arduino llamada serial plotter. Para ello, debemos dirigirnos al menú denominado “Herramientas” y seleccionar “Serial Plotter”.

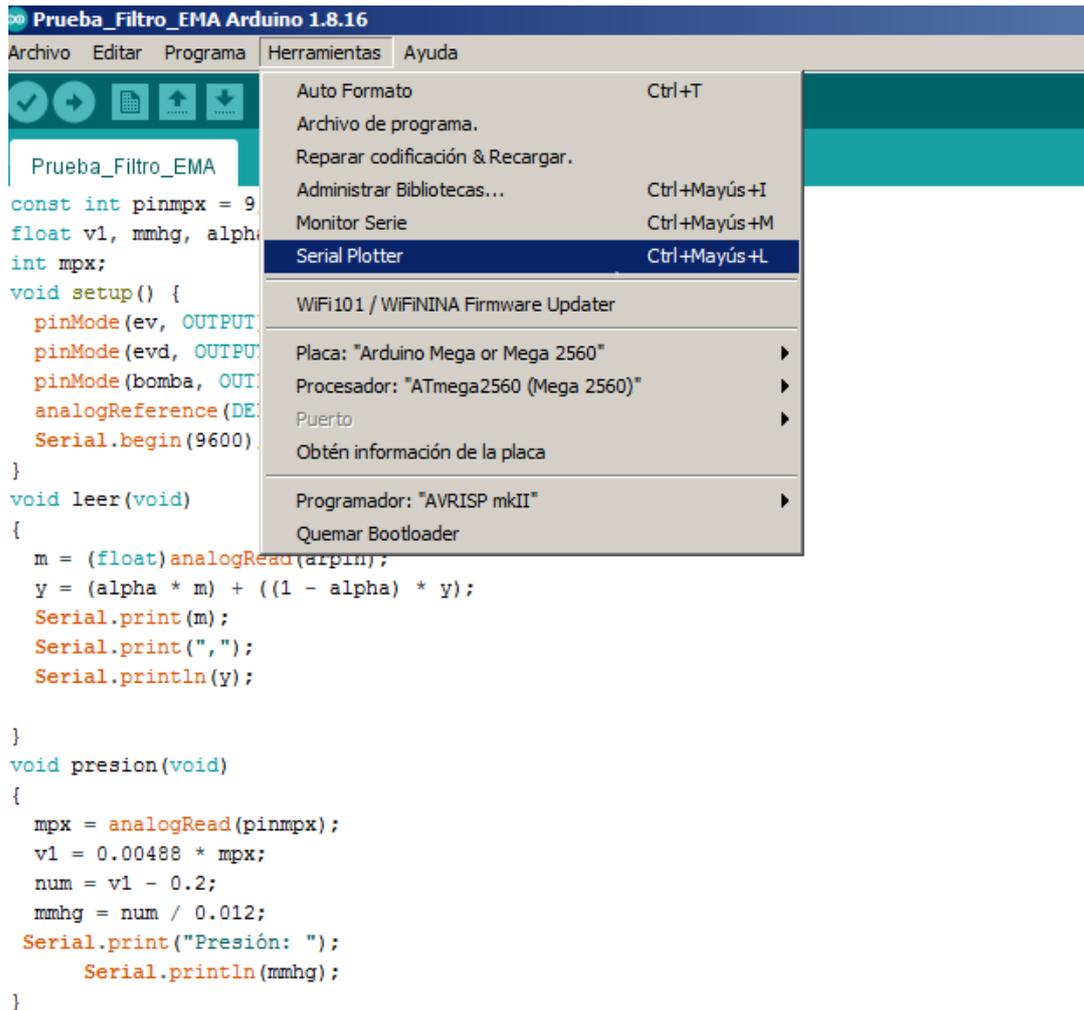


Figura 5.29. Procedimiento para seleccionar Serial Plotter.

Una vez realizado este paso, se abrirá una nueva ventana, en donde se podrá observar las gráficas que se desean obtener en tiempo real.

En la siguiente figura, se muestra una comparación que representa la señal sin filtro aplicado (color azul), y la señal luego de ser tratada con el filtro de media móvil pasa bajo (color rojo).

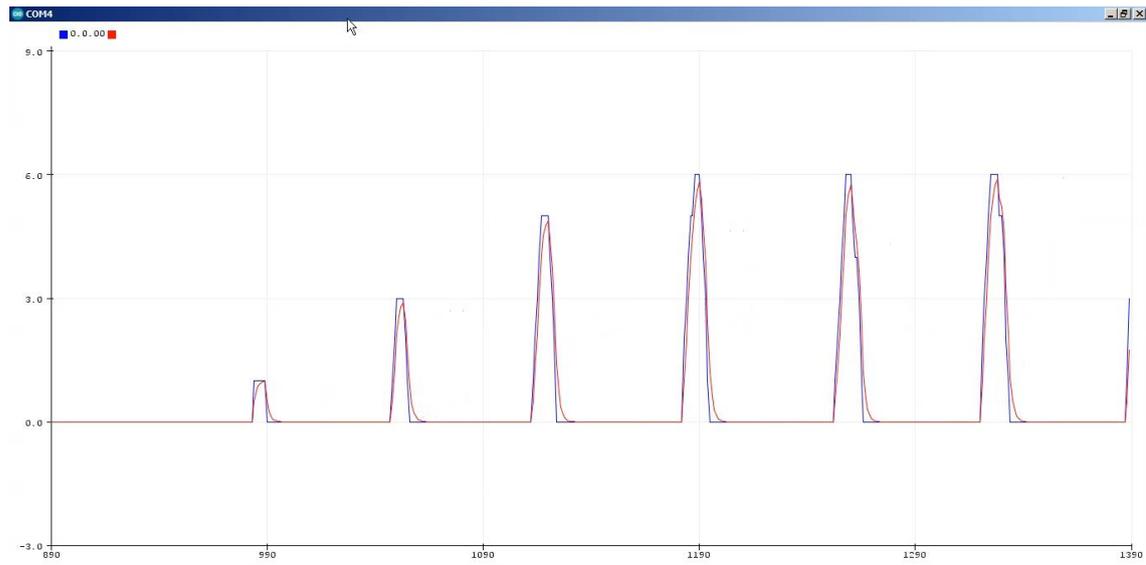


Figura 5.30. Representación de los pulsos oscilométricos, mediante el monitoreo de serial plotter.

Claramente, se puede apreciar una mejora en el suavizado, dando un resultado satisfactorio.

## 5.8. Balanza

### 5.8.1. Acondicionamiento

Las celdas de carga que se aplican en el proyecto, fueron adquiridas de un aparato obsoleto, más precisamente, de una balanza de baño sin funcionamiento.

Al retirar las celdas de la balanza, se encuentra que cada una contiene 3 cables: negro (N), blanco (B) y rojo (R). Se procede a utilizar un multímetro en función óhmico y se mide entre cada uno de los terminales para poder obtener los valores de resistencia.

Las mediciones entregan los siguientes resultados:

- Resistencia entre negro-rojo: 1 kOhmio
- Resistencia entre blanco-rojo: 1 kOhmio
- Resistencia entre negro-blanco: 2 kOhmios

Con los datos obtenidos, llegamos a la conclusión de que la configuración de cada celda presenta el siguiente formato:

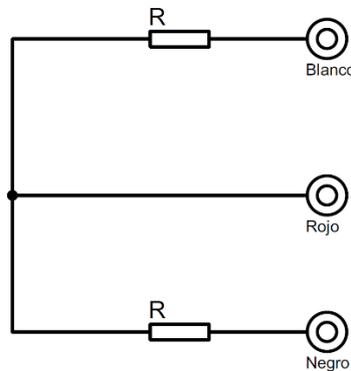


Figura 5.31. Configuración de una celda de carga.

Se deduce que cada una de las celdas está compuesta por dos galgas, las cuales presentan en estado de reposo, el valor de 1 kOhmio.

Seleccionamos el tipo de conexión de galgas en puente de Wheatstone, correspondiente para un sistema de cuatro celdas, y queda de la siguiente forma:

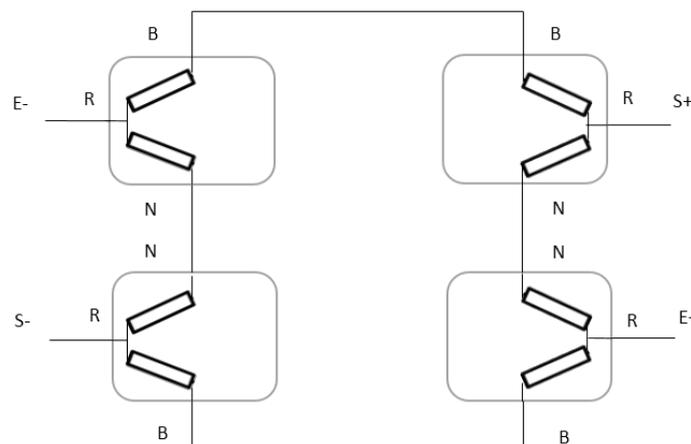


Figura 5.31. Puente de Wheatstone para las cuatro celdas de carga.

Los terminales E+ y E- son la alimentación del puente, el cual trabaja con una tensión de 3,3V, mientras que S+ y S- son las salidas. En estado de equilibrio, no circulará corriente entre las salidas, debido a que la tensión en dichos puntos es la misma. A medida que el valor de las galgas se va modificando, debido a la fuerza ejercida sobre ellas, la diferencia de potencial  $V_o$  reflejará este cambio. Cabe mencionar que, los valores de esta señal son del orden de los mV.

Según las especificaciones de la balanza de baño que se inspeccionó, la carga máxima que soporta el puente de cuatro galgas es de 150kg.

Para analizar las salidas de los sensores, procedemos a utilizar nuevamente el multímetro, esta vez en función de voltímetro. Como sabemos que la respuesta de este sistema es lineal, realizaremos las siguientes pruebas para poder encontrar la representación de su comportamiento.

Entonces,

$$V = m * P \quad (5.46)$$

Donde

m: es la pendiente de la recta

P: es la masa.

Colocamos una masa de 88,2 kg en la balanza. En los terminales de salida del puente se obtienen 3,36 mV. Sabiendo que para 0 kg tenemos 0 mV, se consigue el punto cartesiano faltante para la ecuación (5.46).

Ahora ya es posible encontrar la pendiente de la recta, la cual es la sensibilidad del puente de celdas de carga.

$$m = \frac{3.36 \text{ mv} - 0 \text{ mv}}{88,2 \text{ kg} - 0 \text{ kg}}$$

$$m = 0,0380952381 \frac{mv}{kg} \quad (5.47)$$

Entonces, teniendo en cuenta este último resultado y considerando la fórmula (5.46), se obtiene que,

$$P = \frac{V}{0,0380952381}$$

De manera que si se incluye esta relación en el código de programa, nos dará como resultado la masa deseada, a partir del valor de tensión que ingrese a la entrada analógica de Arduino.

## 5.8.2. Amplificación de la señal del puente de Wheatstone

Debido a que el puente entrega tensiones en el orden de los mV, es necesario realizar una amplificación de la señal de salida del puente de Wheatstone, ya que la lectura mínima del conversor analógico digital es de 4,8mV.

Ahora, se procede a encontrar el valor máximo de voltaje, que puede suministrar el puente de galgas. Para ello, se vuelve hacer uso de su característica lineal.

$$88,2\text{kg} \text{ ----- } 3.36\text{mV}$$

$$150\text{kg} \text{ ----- } x$$

$$x = \frac{150\text{kg} * 3,36\text{mV}}{88,2\text{kg}}$$

$$x = 5,71 \text{ mV}$$

Como la ganancia está definida por (5.42)

$$G = \frac{V_o}{V_2 - V_1}$$

$$G = \frac{5V}{5,71mV}$$

$$G = 875,65$$

Y de la fórmula (5.43), se sabe que

$$R_G = \frac{49,4 \text{ kOhmios}}{875,65 - 1}$$

$$R_G = 56,47 \text{ Ohmios}$$

Se requiere que la resistencia de configuración para la ganancia, tenga un 1% de tolerancia para lograr mayor precisión en los resultados. El componente de este tipo y de valor más cercano que se consigue en el mercado local es de 47 Ohmios. Por lo que la ganancia será de:

$$G = \frac{49,4 \text{ kOhmios}}{R_G} + 1$$

$$G = 1052,06$$

De la fórmula de la ganancia (5.42), se despeja  $V_o$ , de manera que el valor de tensión máximo que saldrá del amplificador será de,

$$V_o = G \cdot (V_2 - V_1) \quad (5.48)$$

$$V_o = 1052,06 * 5,71\text{mV}$$

$$V_o = 6\text{V}$$

Correspondiente para 150Kg. Debido a que está tensión sobrepasa a la que puede interpretar Arduino. Antes de que ingrese la señal a la placa de desarrollo se coloca un circuito campling para que la magnitud en la entrada sea, como máximo, de 5v.

Ahora para encontrar un valor más preciso, utilizamos el siguiente concepto.

Sabiendo que el conversor A/D, interpretará 1024 niveles y que entre cada uno existirá una diferencia de 4,88 mV tenemos que la tensión se puede representar como:

$$V = \frac{5V * a}{1023} \quad (5.49)$$

Donde “a” es el valor entero obtenido de la entrada analógica. Si se iguala esta expresión, con la ecuación de la tensión entregada por el puente de celdas (5.46) se tiene que,

$$m * P = \frac{5V * a}{1023}$$

Despejando “m” se obtiene,

$$\boxed{m = \frac{5V * a}{1023 * P}} \quad (5.50)$$

Acto siguiente, se procede aplicar un valor de masa de 88,2 Kg en nuestra báscula, podemos visualizar en Arduino, mediante la utilización de “analogRead()” el valor entero de a = 724. Introduciendo este escalar en la ecuación, ya encontrada, de la pendiente obtenemos,

$$m = \frac{5V * 724}{1023 * 88,2 \text{ Kg}}$$

$$\boxed{m = 0,04012031662}$$

$$P = \frac{V}{0,04012031662} \quad (5.51)$$

De esta forma, se obtuvo un valor más preciso de “m”.

Ahora si de esta fórmula (5.50) se despeja “P”, bajo esta definición, se determina el límite superior del campo de medida:

$$P = \frac{5V * a}{1023 * m}$$

Como el resultado deseado corresponde con a=1023

$$P = \frac{5V * 1023}{1023 * 0,04012031662}$$

$$\boxed{P = 124,62 Kg}$$

### 5.8.3. Circuito para la atenuación de radio frecuencias

En las entradas del amplificador de instrumentación, existe la posibilidad de que ingresen señales de alta frecuencia, produciendo cambios no deseados en la salida del mismo. Para filtrar estas perturbaciones, se implementan filtros pasivos en esta zona recomendados por el fabricante.

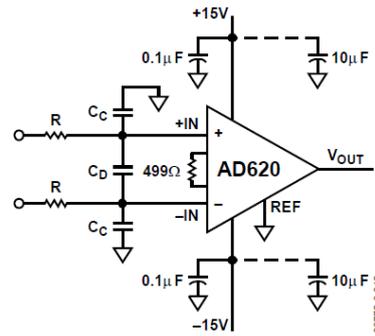


Figura 5.32. Uso de filtros pasivos, recomendados por el fabricante. [55]

Para calcular un filtro que afectará a la señal en diferencia, y otro correspondiente a la señal en modo común, se aplican las siguientes fórmulas,

$$f_{Dif} = \frac{1}{2\pi R(2C_D + C_C)} \quad (5.52)$$

$$f_{MC} = \frac{1}{2\pi RC_C} \quad (5.53)$$

Cualquier desajuste en el producto de  $RC_C$ , puede provocar una modificación del CMRR. Para evitar que se reduzca el rendimiento del ancho de banda del mismo, se debe cumplir la siguiente condición.

$$C_D \geq 10C_C.$$

Eligiendo un  $C_C = 0,1 \mu F$ , se puede utilizar un  $C_D = 2,2 \mu F$ .

Seleccionando una resistencia de 47 kOhmios, las frecuencias de corte serán las siguientes:  $f_{Dif} = 0,75 \text{ Hz}$  y  $f_{MC} = 33,86 \text{ Hz}$ .

### 5.8.4. Circuito de regulación de tensión de referencia

La salida del amplificador de instrumentación, debería ser 0V para condiciones iniciales con las galgas en estado de reposo, sin embargo a causa del comportamiento térmico de las mismas y también su porcentaje de tolerancia en su precisión, luego de la amplificación queda expuesto un valor que no siempre será exactamente nulo. Por esto, se implementa un circuito para regular la referencia del AD620.

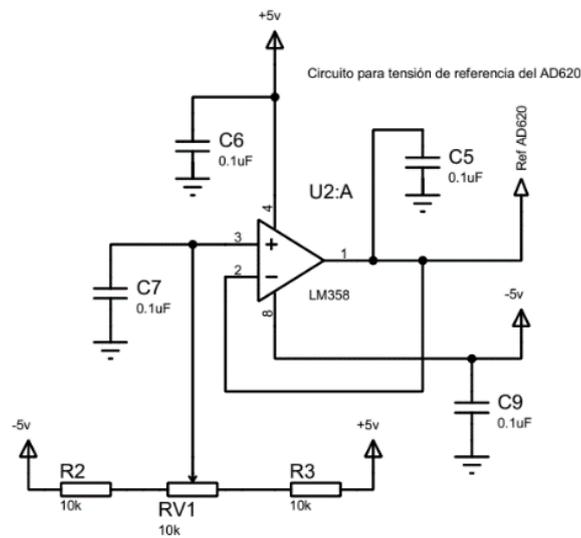


Figura 5.33. Reglador de referencia para el A.O. de instrumentación AD620.

Este circuito está conformado esencialmente por un amplificador operacional LM358 en configuración de seguidor, dos resistencias de 10 kOhmios y un trimpot de 10 kOhmios multivuelas. Con esta incorporación, se podrá compensar la tensión de offset, ya sea positiva o negativa.

La corriente que circulará por el divisor de voltaje será:

$$5V - IR_T - (-)5V = 0$$

$$I = \frac{10V}{30 \text{ kOhmios}}$$

$$I = 333,33 \mu A$$

Ahora podemos encontrar las tensiones las tensiones que llegan hasta el potenciómetro, desde cada lado de las resistencias

Por lo que la caída de tensión en cada resistencia es:

$$V_R = IR$$

$$V_R = 333,33 \mu A * 10 \text{ kOhmios}$$

$$V_{R1} = 3,33 \text{ V}$$

$$V_{R2} = -3,33 \text{ V}$$

Ahora se pueden encontrar las tensiones que llegan hasta el potenciómetro, desde cada lado de las resistencias.

$$5\text{V} - 3.33\text{V} = 1,67\text{V} \quad \text{y} \quad -5\text{V} - (-) 3.33\text{V} = -1,67\text{V}$$

Por lo que el potenciómetro variará entre estos dos extremos.

### 5.8.5. Encendido de la báscula

El puente de celdas utilizado se descalibra fácilmente si este se energiza en el momento en el que no se está ejerciendo una fuerza sobre él. Debido a este comportamiento, se debe implementar la activación y desactivación de dicho puente.

Para ello, primero se conecta solo el circuito respectivo a esta etapa a una fuente de laboratorio, y de esta forma verificar el consumo que necesita. El resultado obtenido es de 1.66 mA. Conociendo este valor, se puede aplicar un transistor como el BC548B, el cual posee una corriente de colector de 100 mA, lo cual es más que suficiente. La ganancia medida es de  $\beta=303$ .

Debido a que el puente consume una corriente muy baja, nos centraremos en limitar solo la corriente de base, dentro de los parámetros recomendados por el fabricante. Eligiendo una resistencia de 22 kilo ohmios se obtiene el siguiente resultado:

$$I_B = \frac{5\text{V} - 0,7\text{V}}{22 \text{ kOhmios}}$$

$$I_B = 195,4 \mu A$$

Y una corriente de colector de

$$I_C = 195,4 \mu A * 303$$

$$I_C = 59,22 \text{ mA}$$

Tanto la corriente de base como la de colector, son valores que están dentro de los requerimientos de la hoja de datos.

Con estos valores la tensión medida con el multímetro en bornes del puente de celdas, cuando el transistor está saturado es de 3,266 V, y la corriente que circula por la misma es de 1,63 mA.

El circuito final queda representado como lo ilustra la siguiente figura,

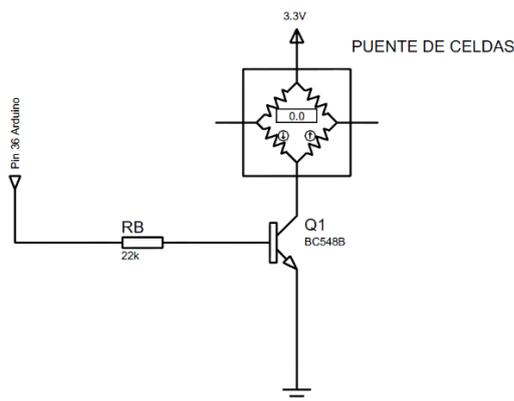


Figura 5.34. Circuito de encendido para el puente de celdas

## 5.9. Medidor de altura

Para proporcionar el índice de masa corporal, se requiere conocer la altura de la persona, además de su masa. Para ello, se utilizará la tecnología de ultrasonido mediante el sensor indicado.

El elemento utilizado es el sensor ultrasónico HC-SR04. Opera con una alimentación de 5V.

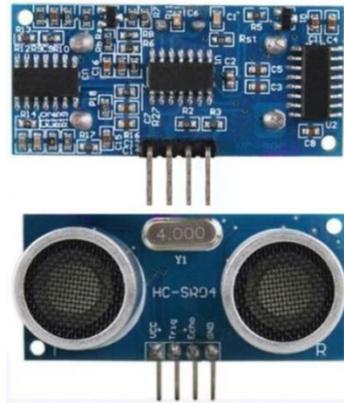


Figura 5.35. Sensor ultrasónico HC-SR04. [56]

Para iniciar la medición, el pin Trig del SR04, debe recibir un pulso (5V) durante al menos 10us. Una vez leída esta señal por el sensor, este emitirá un tren de 8 pulsos de 40khz. El sensor esperará hasta que la señal ultrasónica rebote en un objeto, en este caso en el individuo, y así poder captar el eco generado. En el microcontrolador, se debe iniciar un timer para poder contar el tiempo en que la onda se demora en regresar, es decir, hasta que se reciba un pulso alto desde el pin "Echo " del SR04.

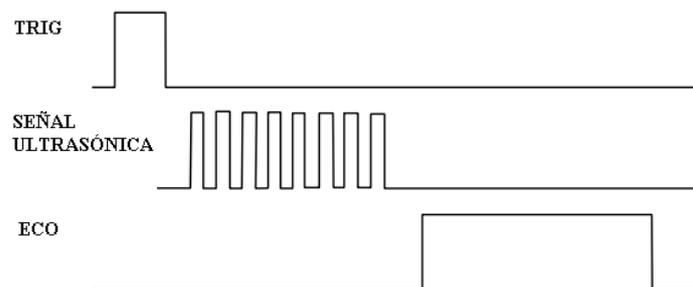


Figura 5.36. Diagrama de sincronización. [56]

Una vez obtenido el tiempo, de la fórmula de la velocidad,

$$velocidad = \frac{distancia}{tiempo}$$

Y sabiendo que la velocidad de sonido es igual a 340 m/seg, además convirtiendo estas unidades a cm/μseg y determinando que la distancia recorrida es el doble de la distancia que existe al objeto, se deduce que,

$$\frac{2d}{t} = \frac{340m * 100cm * 1seg}{1seg * 1m * 1000000\mu seg}$$

$$2d = \frac{17}{500} t$$

$$d = \frac{17}{2 * 500} * t$$

$$d = 0,017 * t$$

$$\boxed{d = t/59}$$

El tiempo representa el lapso que demora la señal ultrasónica en llegar al objeto y regresar al sensor. [57]

Es necesario elaborar un soporte que contenga a dicho sensor. Para ello se implementa un soporte con una altura de dos metros. De manera tal que, en el código del programa se incluya la diferencia entre esa distancia y a la que se midió, para obtener la altura real.

# Capítulo 6

## 6. Memoria descriptiva - Desarrollo e implementación del software

### 6.1. Desarrollo del software

La programación del microcontrolador (MCU) está conformada por el código principal, el cual, llama a las diferentes funciones. Las librerías utilizadas solo corresponden a las necesarias para permitir el uso de la pantalla táctil. Se ha diseñado paso a paso todo el código del programa. A continuación, se describirá la esencia de las etapas más relevantes del programa generado.

#### 6.1.1. Código principal

El código principal del programa, cumple con varias instrucciones. La primera de ellas, es realizar, antes de que se active la bomba, un promedio de los valores obtenidos de la salida del circuito correspondiente a la etapa del tensiómetro que finalmente serán convertidos a mmHG. Con este valor de referencia, es posible posteriormente, realizar una diferencia con el valor actual de presión. Una vez encendida la bomba y cerrada la electroválvula, se efectúa una medición del tiempo hasta ese momento, mediante la función `millis()`, para tener un valor de referencia en las siguientes mediciones.

El siguiente paso, el programa llama a cada una de las funciones que permiten cumplir con las instrucciones requeridas por el sistema. Más adelante, la obtención de los resultados entregados por las mismas, brindarán la posibilidad de ejecutar los cálculos necesarios para el cuestionario, así como los de IMC, altura, masa, presión arterial, pulsos por minuto y comportamiento de los latidos. Finalmente, se imprimen los valores por la pantalla táctil.

## 6.1.2. Detección de pulsos oscilométricos

La obtención de los picos de los pulsos oscilatorios que describen la envolvente, requiere del uso de una de las entradas analógicas de la placa de desarrollo. Posterior, a leer los datos con la función `analogRead()` y aplicar el filtro de media móvil, se puede empezar a trabajar con las muestras obtenidas.

La representación de un pulso, queda ilustrado en la figura 6.1. Analizando la gráfica, claramente se observa que se trata de una curva con un punto de inflexión. Este máximo, puede ser determinado obteniendo las diferencias entre los puntos actuales y pasados. De esta forma, si se obtiene un resultado nulo entre la muestra actual y la muestra anterior, no está manifestándose algún pulso. Si el resultado de la comparación entre las muestras es positivo, la pendiente está manifestando un comportamiento creciente de la curva. Caso contrario, si esa diferencia brinda un resultado negativo, describiría la etapa de decrecimiento de la representación en cuestión. Por lo que, para encontrar el máximo, se incluye una instrucción que considere a un determinado punto del pulso oscilatorio como punto de inflexión, si es que posterior a un valor de diferencia positivo, a ocurrido otro negativo.

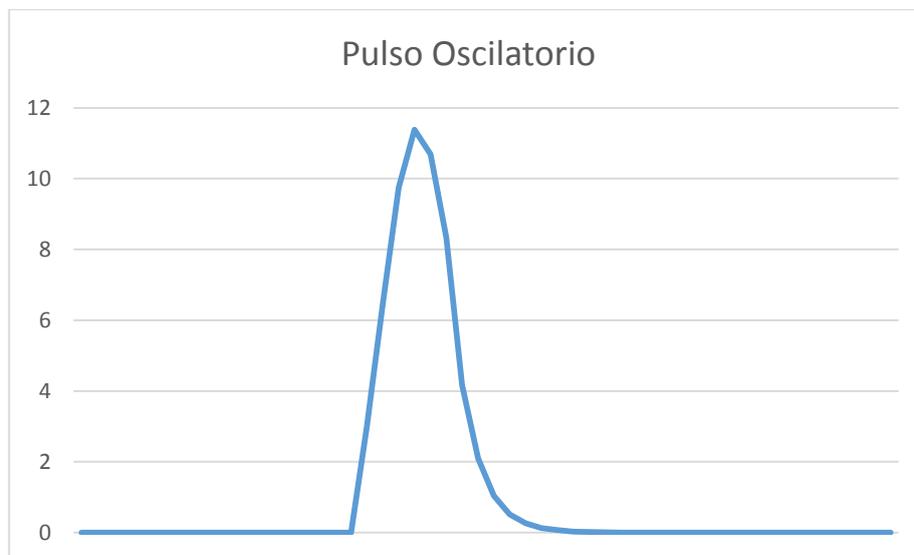


Figura 6.1. Pulso oscilatorio.

## 5.2. Funciones principales

A continuación, se explican las principales funciones que intervienen en la ejecución de todo el programa.

### 6.2.1. Función inflar()

Mediante la herramienta de Arduino, “monitor serie”, se recopilan las muestras entregadas por la función analogRead(). Se procede extraer e insertar en una planilla de Excel, generando la gráfica correspondiente. A continuación, se ilustra en la figura 6.2, el comportamiento de los latidos del corazón registrados en la arteria braquial durante el proceso de inflado.

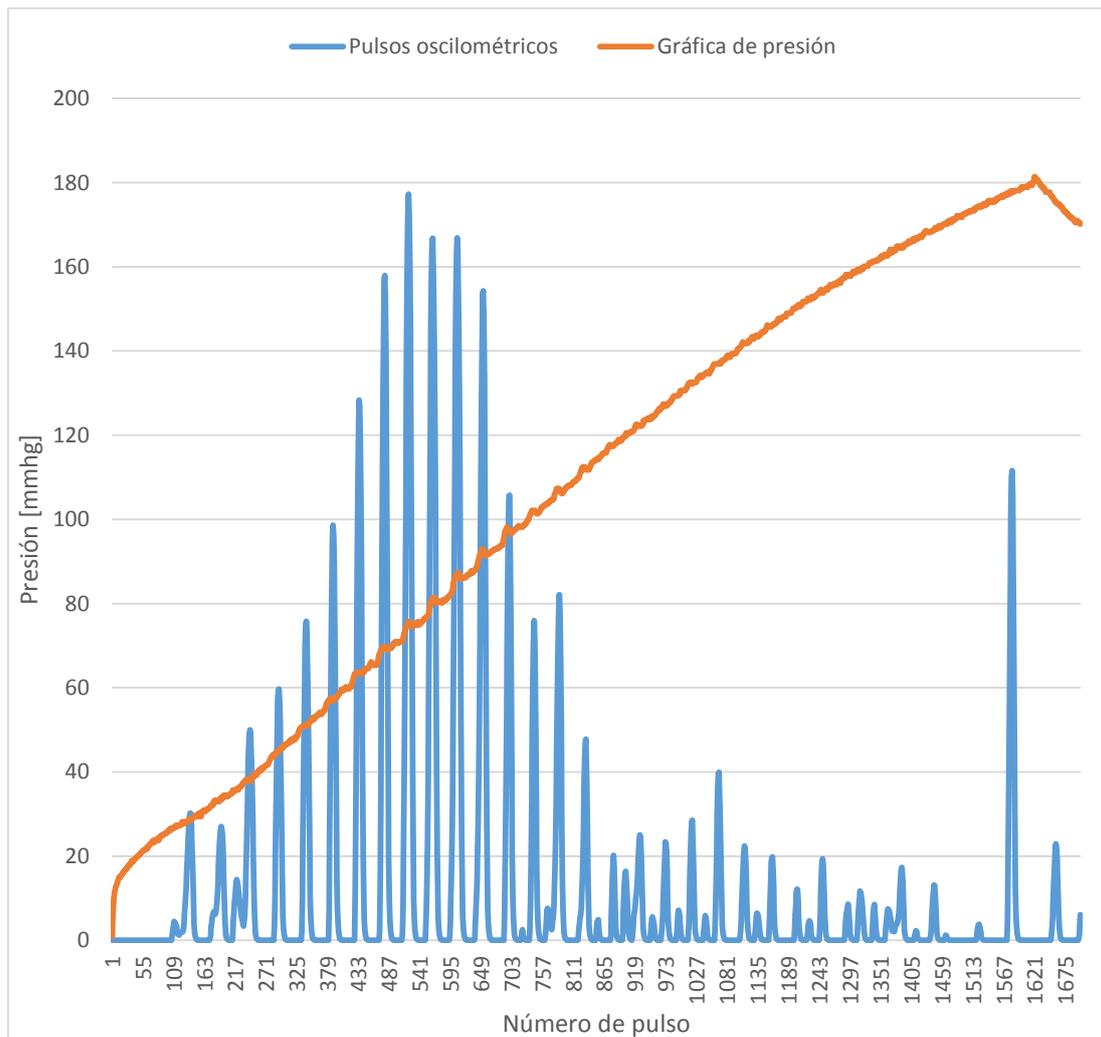


Figura 6.2. Gráfica de presión y pulsos oscilométricos durante el inflado.

Al producirse el accionamiento de la electroválvula, el primer dato percibido es una perturbación de gran amplitud. Esta primera muestra, es discriminada dentro de la función *inflar* ().

Si bien, para tensiómetros analógicos es necesario llenar la banda de aire alrededor de unos 30 mmhg adicionales, luego de que hayan cesado los sonidos de Korotkoff, no sucede lo mismo para el caso de los tensiómetros digitales. Porque, si se toman los pulsos por medio de la palpación sobre la arteria radial durante el inflado efectuado por el prototipo propuesto, a pesar de dejar de percibir los latidos a través de los dedos índice y medio, en el osciloscopio seguirán manifestándose estos eventos, y desaparecerán mucho tiempo después que los sentidos por medio de la palpación.

Cuando se toma la presión arterial con un tensiómetro anerode con estetoscopio, los latidos del corazón se silencian en el momento en que los mmHg superan la presión sistólica. Ya que no es posible obtener este valor antes de realizar la medición, se procede a realizar un estudio del comportamiento de la curva oscilométrica durante el inflado.

Para prevenir pequeños ruidos que puedan llegar estar presentes, en alguna ocasión hipotética, entre los pulsos índices oscilométricos se incluye líneas de código que una vez detectado el máximo pulso, se compruebe que esta amplitud es la mayor que se encontrará en todo este proceso. Para ello, se compara esa magnitud con los dos pulsos siguientes, para asegurar de que realmente se ha detectado el máximo valor.

Para asegurar de que el brazalete sea inflado por encima del valor de la presión sistólica, el paso posterior, es esperar a que se presente un valor tan pequeño que aunque sea multiplicado por seis, siga siendo menor o igual al pulso oscilométrico máximo detectado anteriormente. A partir de este momento, se adicionan 20 mmhg a la presión, determinando el umbral para culminar el proceso de inflado.

$$pulsomax \geq 6 * senal[h]$$

En algunas mediciones, realizadas en distintos individuos, como resultado se obtuvo la misma curva, pero con la diferencia de que luego de presentarse el valor máximo, desaparecieron los siguientes pulsos. Para contemplar dicha situación, después de comprobar la existencia de al menos dos pulsos, se toman los tiempos entre estos, y se evalúa si alguno de ellos supera el valor de 3000 ms (3 segundos). Si esto ocurre, se adicionan 10 mmhg al valor registrado de presión en ese instante, y en este caso, esta magnitud será el límite de inflado.

$$tf \geq 3000$$

### 5.2.2. Función midiendo()

Al culminar la etapa de inflado, desde el microcontrolador, se envían las instrucciones que permiten provocar el apagado de la bomba, así como también, el accionado de la electroválvula al estado de parcialmente abierta.

Ya dentro del código correspondiente a la función midiendo(), se establece un límite de tiempo entre pulsos, siendo este valor, como máximo 3000 ms. Superado ese umbral, el programa retorna al código principal. La cantidad de latidos que se analizan, será como máximo de 65.

Mediante la función millis(), se registran los milisegundos en que aparece cada pulso de interés, para luego realizar una diferencia y obtener los tiempos entre cada pulso.

Simultáneamente, se leen desde las entradas analógicas de Arduino, la señal oscilométrica y la salida filtrada del sensor de presión. Debido a que al principio, los primeros pueden contener eventos de magnitud muy pequeña, incluso pueden llegar al orden de las diezmilésimas, es necesario aplicar un producto por cien que permita una mejor manipulación de estos valores. Este suceso, proviene al utilizar variables tipo float, ya que luego de la coma se contemplan varios dígitos. Las muestras de ambas señales son almacenadas en sus respectivos arrays, solo cuando se ha detectado la presencia de un pico de un pulso oscilatorio.

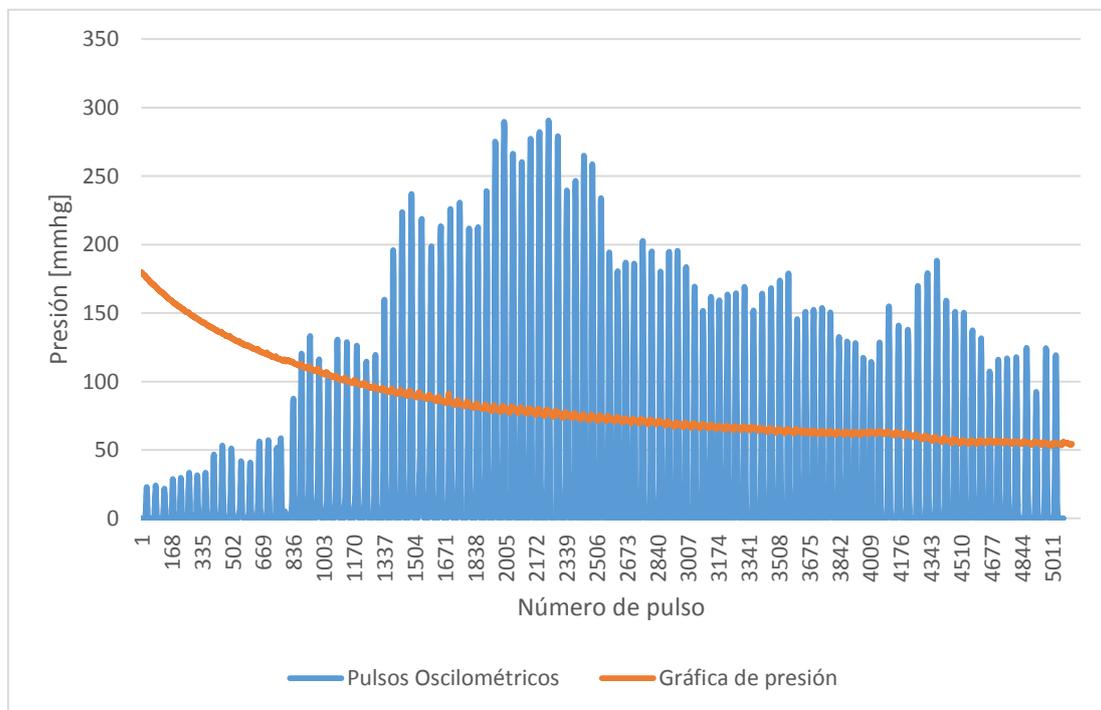


Figura 6.3. Representación de la presión y pulsos oscilométricos durante el desinflado del brazalete.

### 5.2.3. Función pmedia()

Cuando se produce la llamada a la función pmedia(), desde el código de programa principal, se tienen almacenadas en el vector “senal[]”, todos los máximos que describen el pulso índice oscilométrico. Como anteriormente se ha mencionado, el punto máximo de dicha envolvente representa la presión media. Por consiguiente, en la función presente se efectúa una comparación entre cada una de las muestras almacenadas, para determinar cuál de todas contiene la mayor amplitud.

### 5.2.4. Función sis\_dias()

Una vez que se ha encontrado la magnitud de la amplitud correspondiente a la presión media, se aplica el método de las alturas para,

$$p_{sis} = p_{med} * k_s$$

$$p_{dias} = p_{med} * k_d$$

De esta forma, se consiguen las alturas de los pulsos oscilatorios correspondientes a la presión sistólica y diastólica.

El siguiente paso, es aplicar una diferencia entre cada uno de los elementos de senal[], ocurridos previamente al pulso relacionado con la presión media, y el producto obtenido en p\_sis. De esta manera, el resultado absoluto de menor valor, indicará el componente del vector que contiene la amplitud más parecida a la calculada por el método de las alturas. Análogamente, se formula el mismo planteamiento entre los valores de senal[], posteriores al elemento correspondiente con la presión media, y el resultado que entregó la variable p\_dias. También en este caso, la menor diferencia obtenida, brindará el elemento del array que incluirá la magnitud de mayor similitud con la obtenida de p\_dias.

En la etapa de lectura y almacenamiento, las muestras correspondientes a las alturas de las magnitudes oscilométricas se almacenan en el array senal[], mientras que los valores de presión en mmhg se guardaron en a[]. Debido a que cada valor se fue almacenando con el mismo número de índice para ambos vectores, las variables contenidas en los elementos de a[] para dichos índices, se corresponden con las presiones sistólica y diastólica .

### 5.2.5. Función arrtimia()

En esta etapa, se analiza un determinado número de muestras de tiempos entre pulsos (quince), para lograr establecer si se presentan ritmos cardíacos regulares, irregulares o normales.

Como se estudió en el marco teórico, un ritmo regular debe cumplir con la condición de no ser mayor ni menor que el 25 por ciento del ritmo promedio obtenido durante la medición.

El primer paso, es calcular el promedio de estos 15 primeros valores. Seguidamente, se definen los límites superiores e inferiores, a través de las siguientes ecuaciones.

$$tlim = 0.25 * tprom$$

$$tsup = tprom + tlim$$

$$tinf = tprom - tlim$$

Donde,

$tlim$ : es el 25% del tiempo promedio.

$tsup$ : es el límite de tiempo superior.

$tinf$ : es el límite de tiempo inferior.

El tercer paso, es establecer las condiciones necesarias para que trabajen con los límites que se han establecido, y así definir la regularidad de los latidos del corazón.

Cabe destacar, que ante la apariencia de pequeños pulsos, que nada tengan que ver con los cardíacos, se debe incluir alguna condición que los descarte al momento de medir el intervalo de tiempo entre pulsos. Estos pequeños ruidos pueden presentarse en muy raras ocasiones, y tienen su origen a causa de algún movimiento del brazo o brazalete. Por ello, se incluye en la función llamada “midiendo (),” la condición de que solo será un pulso válido si es que con apenas el 30% de su amplitud, ya es mayor que la del pulso anterior.

### 5.2.6. Función pulsos()

En esta fase del programa, se calcularán los latidos por minutos del corazón. El primer dato requerido es la suma de todos los tiempos entre pulsos. Esta sumatoria está contenida en la variable “suma”. Sin embargo, el resultado está en mili segundos. Por esta razón, para lograr adquirir el valor en pulsos por minutos, es debe aplicar en esta ocasión la regla de tres simples.

$$\begin{array}{l} \text{“suma”} \text{-----} 15 \text{ pulsos} \\ 60 \text{ seg} \text{-----} x \text{ pulsos} \end{array}$$

$$x = \frac{60 \text{ seg} * 15 \text{ pulsos}}{\text{suma}}$$

El resultado que brinde está fórmula, indicará los ppm. De esta manera, por medio de la incorporación de sentencias “if”, se incluyen las condiciones para definir dentro de qué categoría se encuentran los ppm. Es decir, taquicardia, bradicardia o normal.

Taquicardia: ppm > 100

Bradicardia: ppm < 60

Normal: 60 <= ppm <= 100

### 5.2.7. Función balanza()

Cuando una persona se para en la balanza y luego activa el encendido, lo primero que realiza el programa es un retardo de 1500 mseg para asegurar la estabilización de los valores. Pasado este lapso de tiempo, se empiezan a leer los datos de la señal mediante la entrada analógica de Arduino. Estas muestras, son almacenadas en un array “v\_b[]”. Posteriormente, se utilizarán sus elementos para efectuar un cálculo del promedio. Este último resultado, es el que se necesitará para la obtención de la masa. Para ello, primero es necesario convertir esos datos, en valores de tensión a través de la ecuación (5.49) que se definió anteriormente en capítulo 5.

$$\text{tension} = \frac{5V * t_{prom}}{1023}$$

De la expresión (5.46), se consigue el valor de la masa,

$$masa = \frac{tension}{cte}$$

El último paso que efectúa la función, es cortar la alimentación correspondiente al puente de Wheatstone (3,3 V), en la balanza, y proceder a retornar al programa principal.

### 5.3. Diagrama de flujos

Los diagramas de flujo, vienen a representar la esquematización gráfica de un determinado algoritmo que se desea diseñar. Estos flujogramas, proporcionan una mejor organización a la hora de implementar programas.

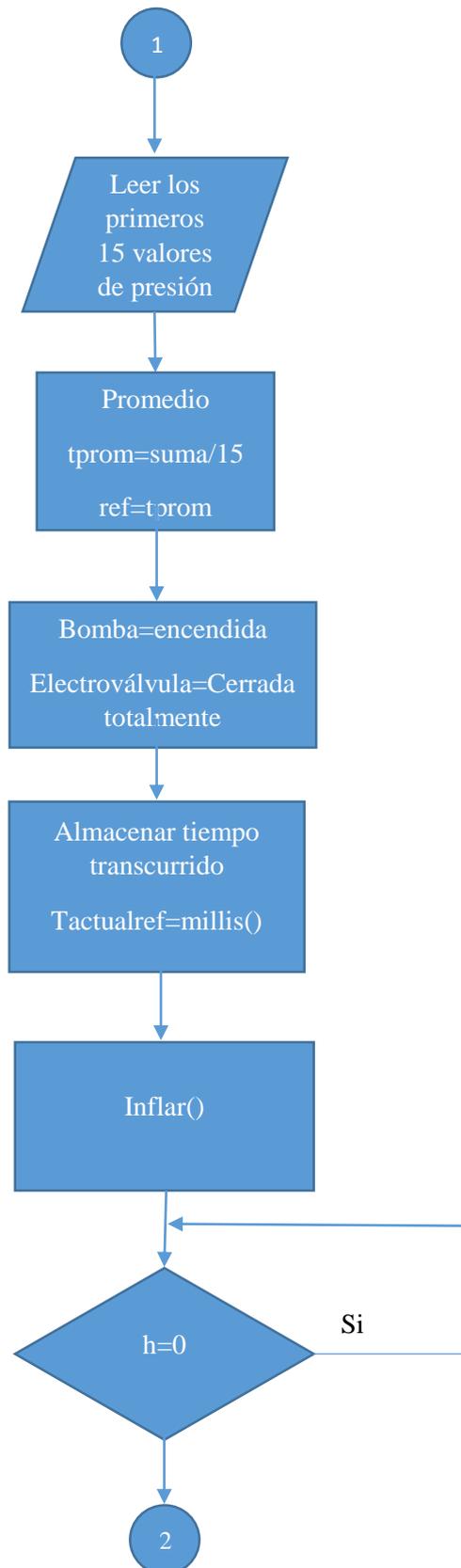
Se utilizan tanto, en el campo de la informática y programación, como también en múltiples áreas y disciplinas de distintas naturaleza.

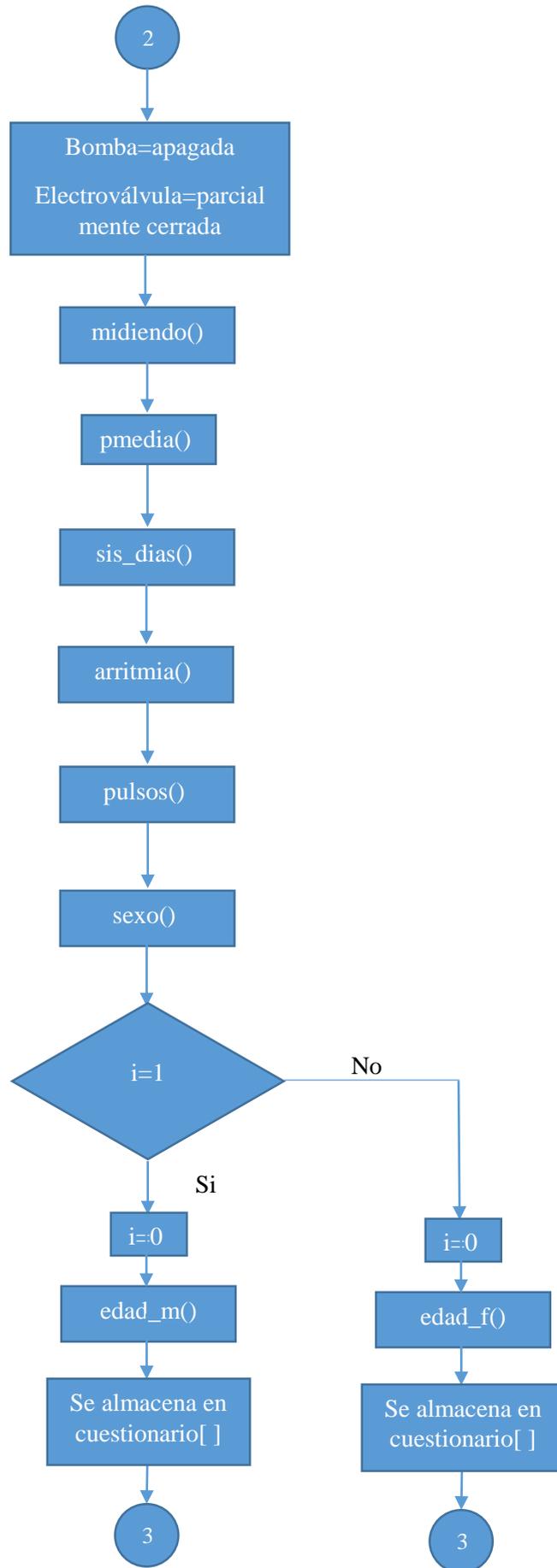
Por esta razón, a través de su aplicación en el desarrollo del código, se logró una mejor detección de errores en el funcionamiento del algoritmo, y en ausencia de instrucciones necesarias para la correcta operación del sistema, así como también, una óptima orientación en cada etapa de todo el proceso.

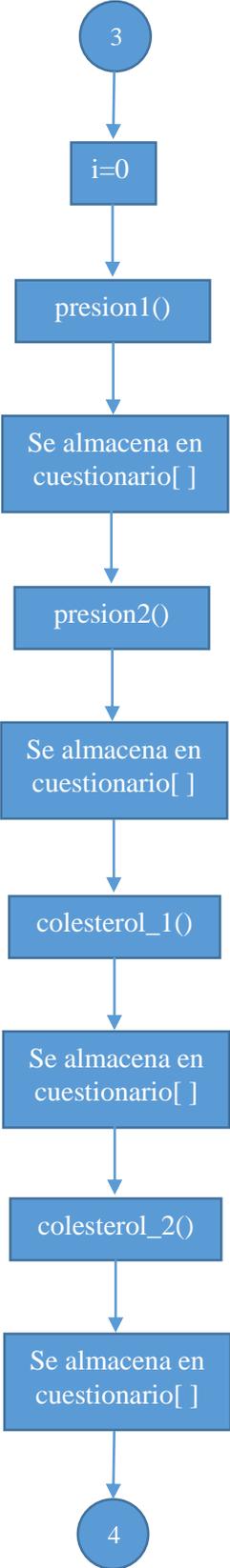
En la presente sección, se incluyen los diferentes diagramas de flujo planteados previamente, que en conjunto, contribuyeron al diseño de la estructura de todo el programa generado para que el microcontrolador realice las tareas requeridas.

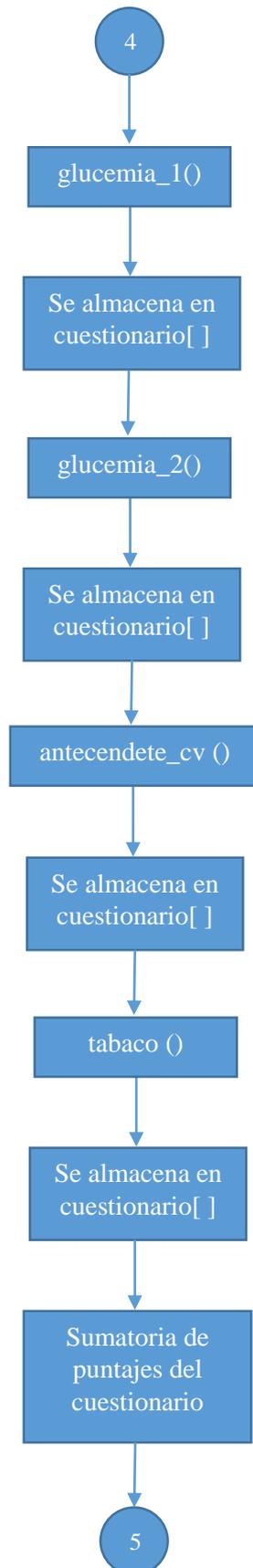
Como primer diagrama, se empieza describiendo el principal, y luego cada una de las funciones.

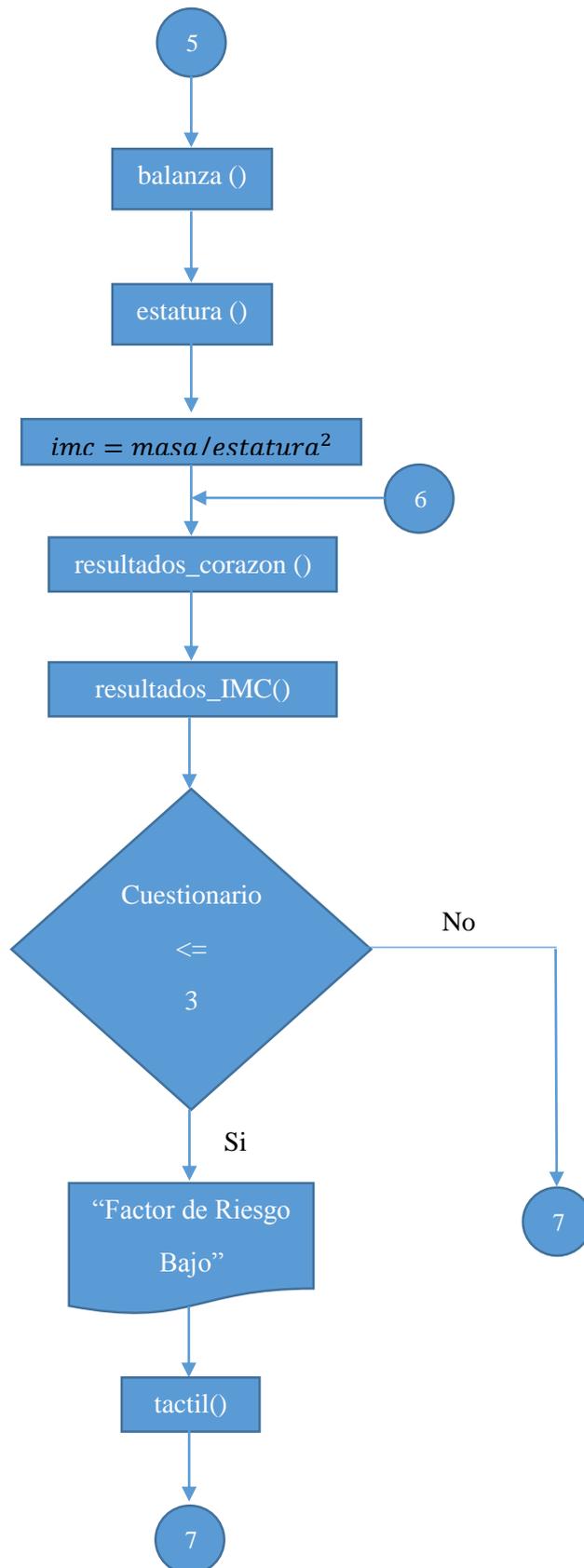
### 6.3.1. Diagrama de flujos principal

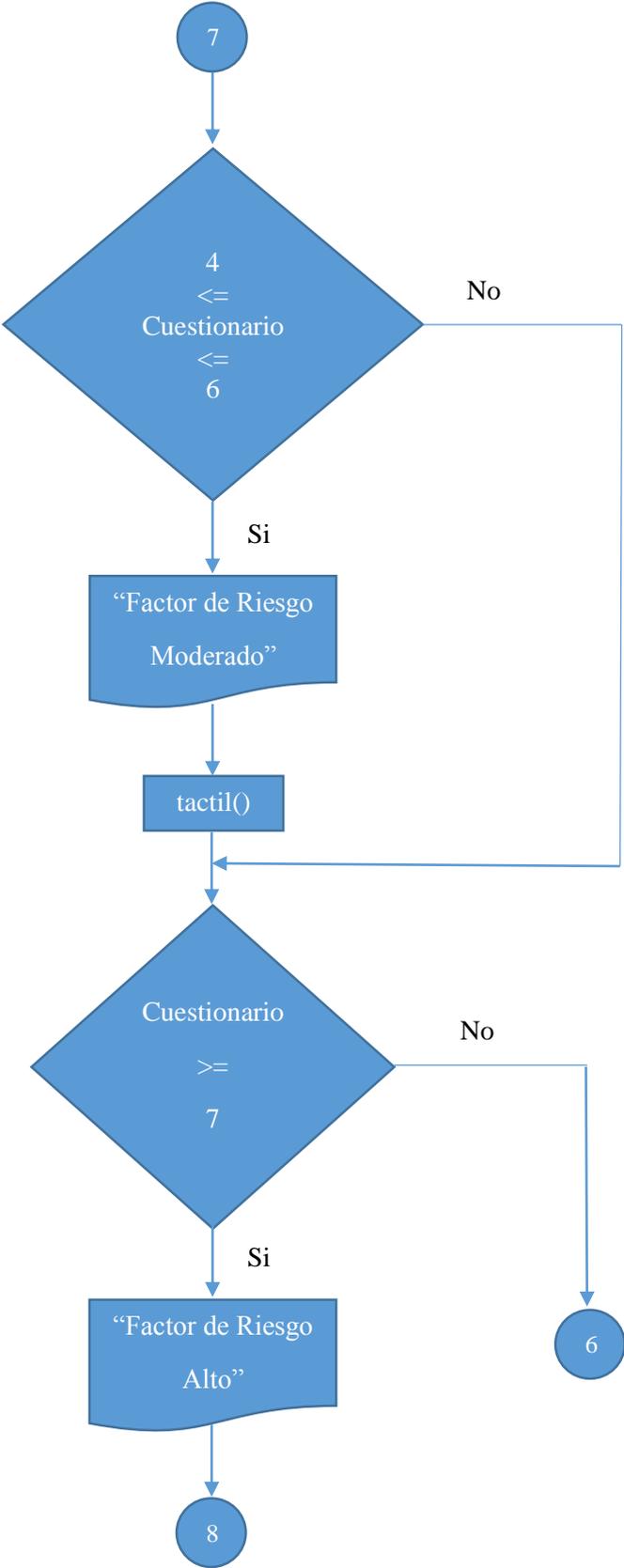


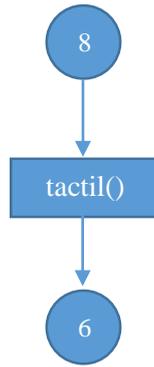




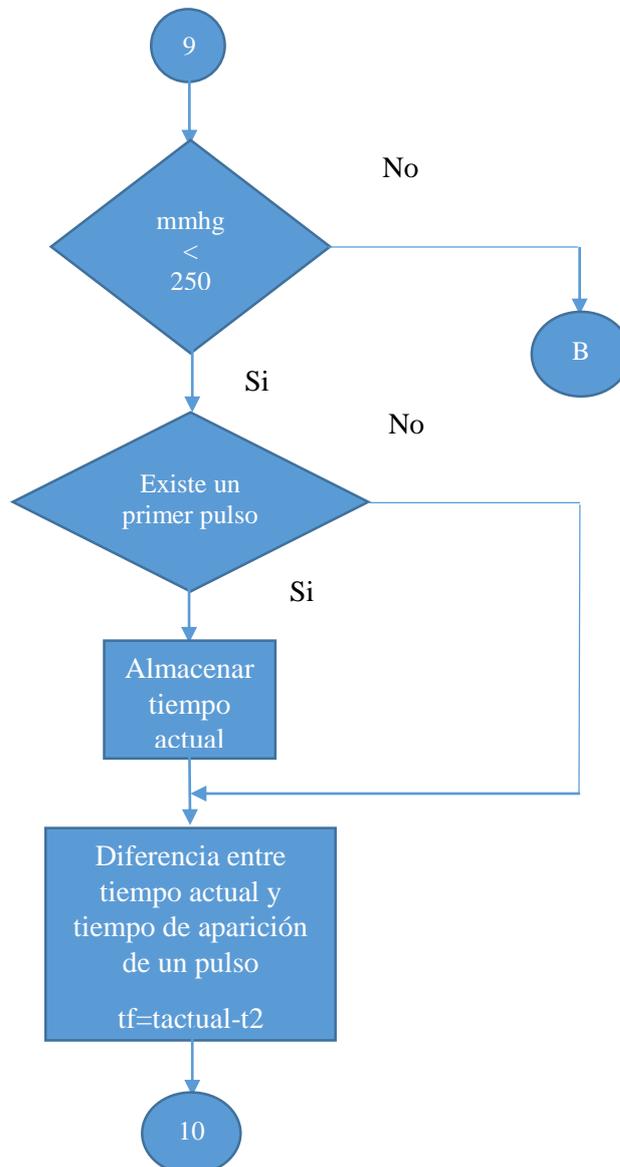


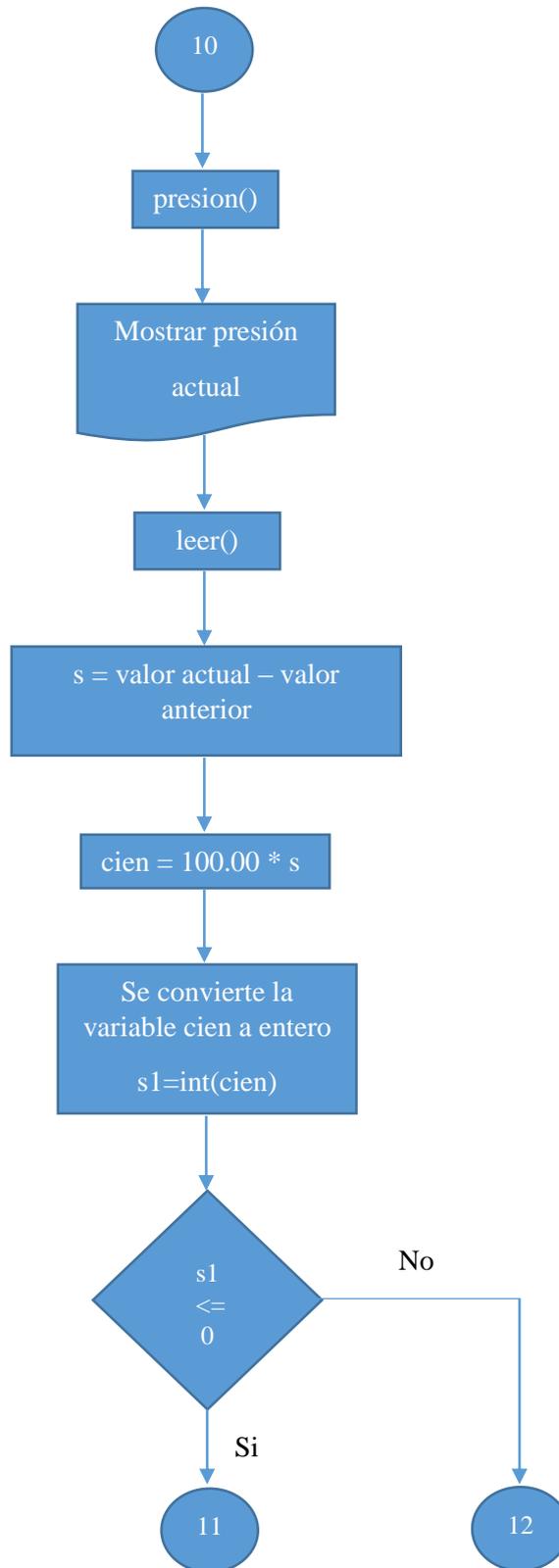


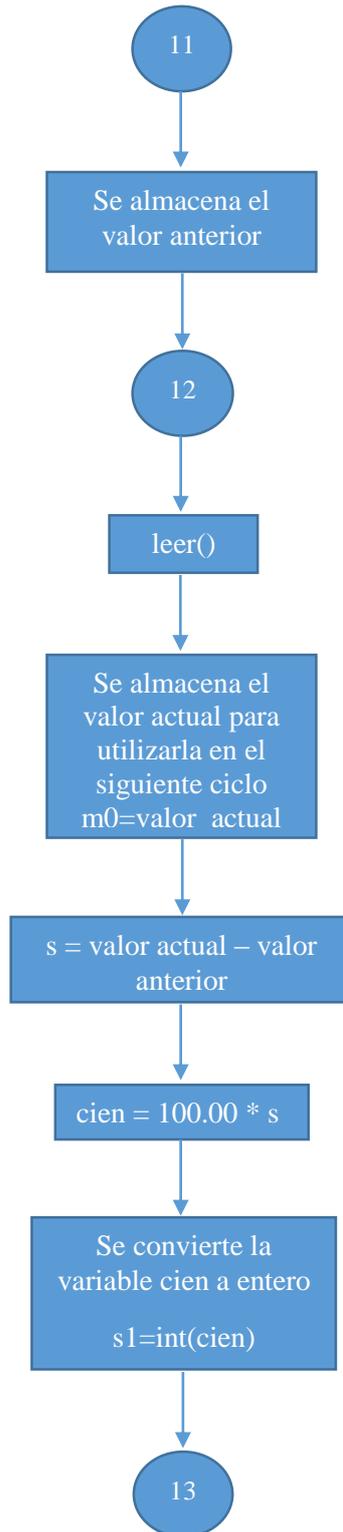


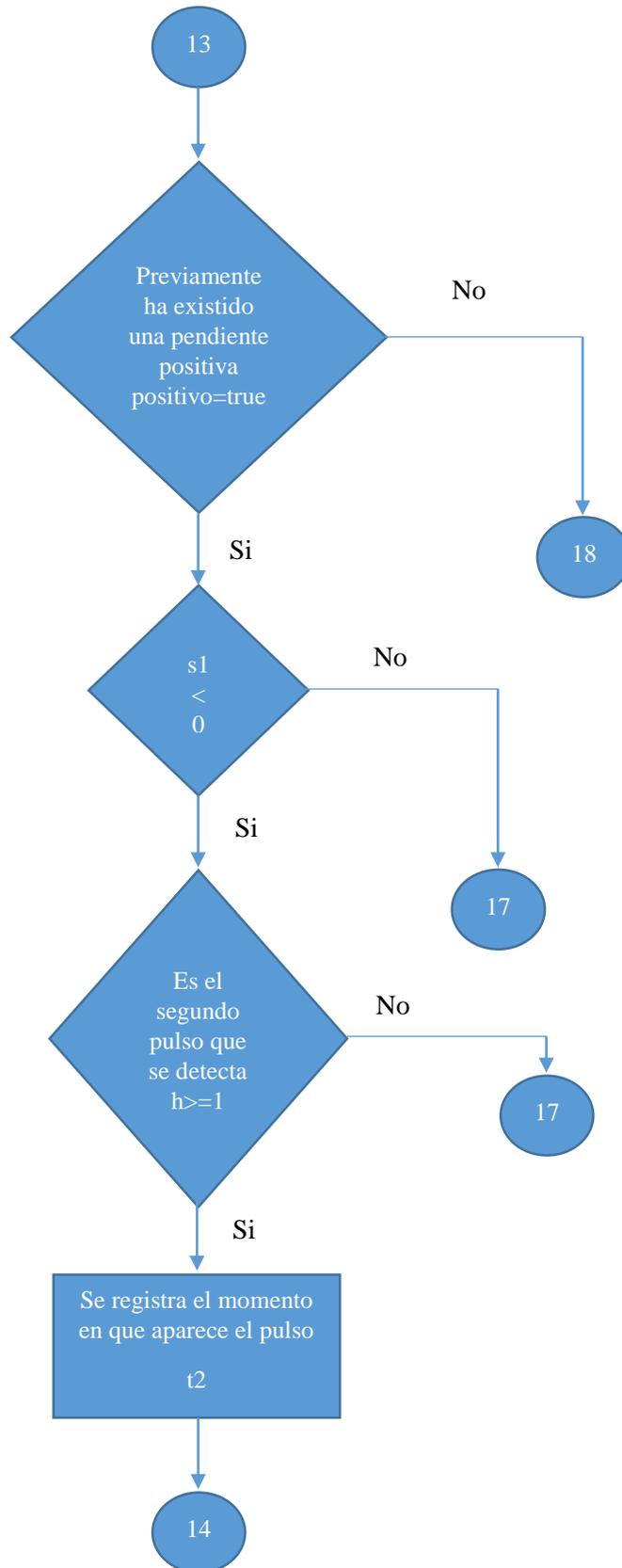


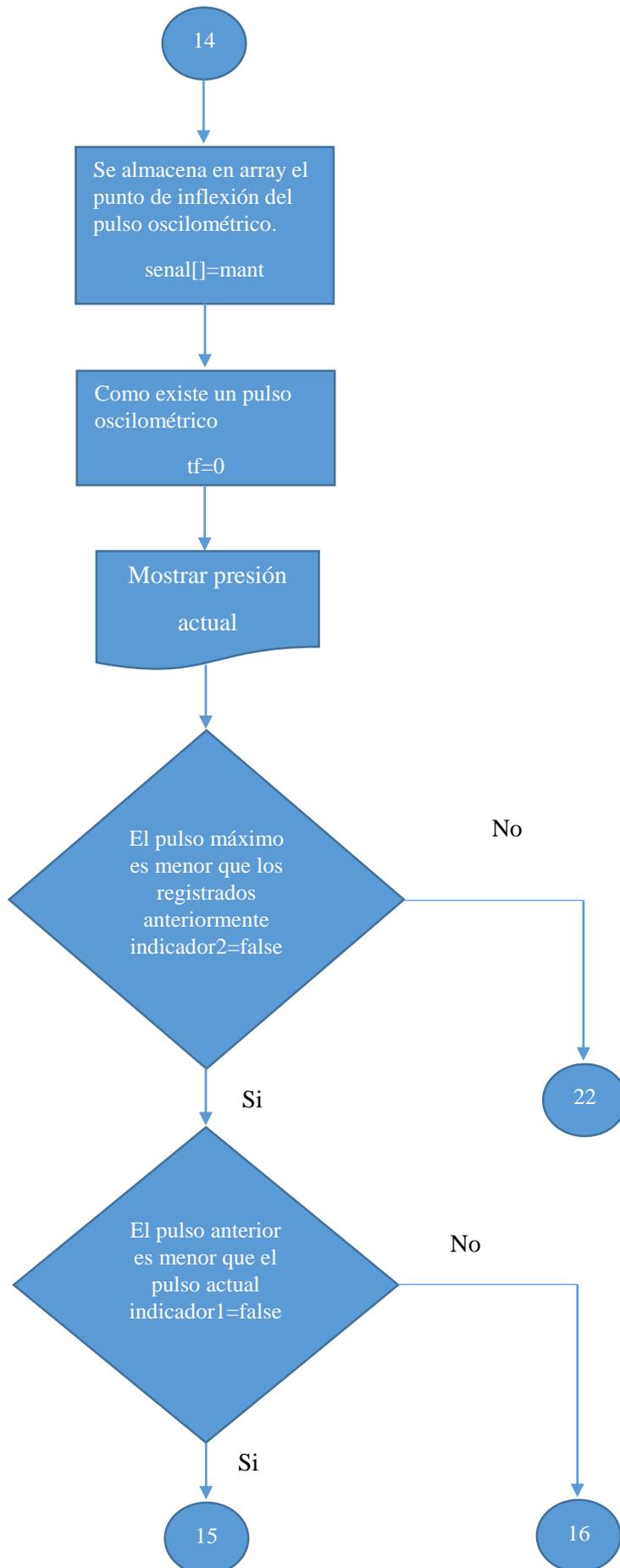
### 5.3.2. Diagrama de flujo de inflar()

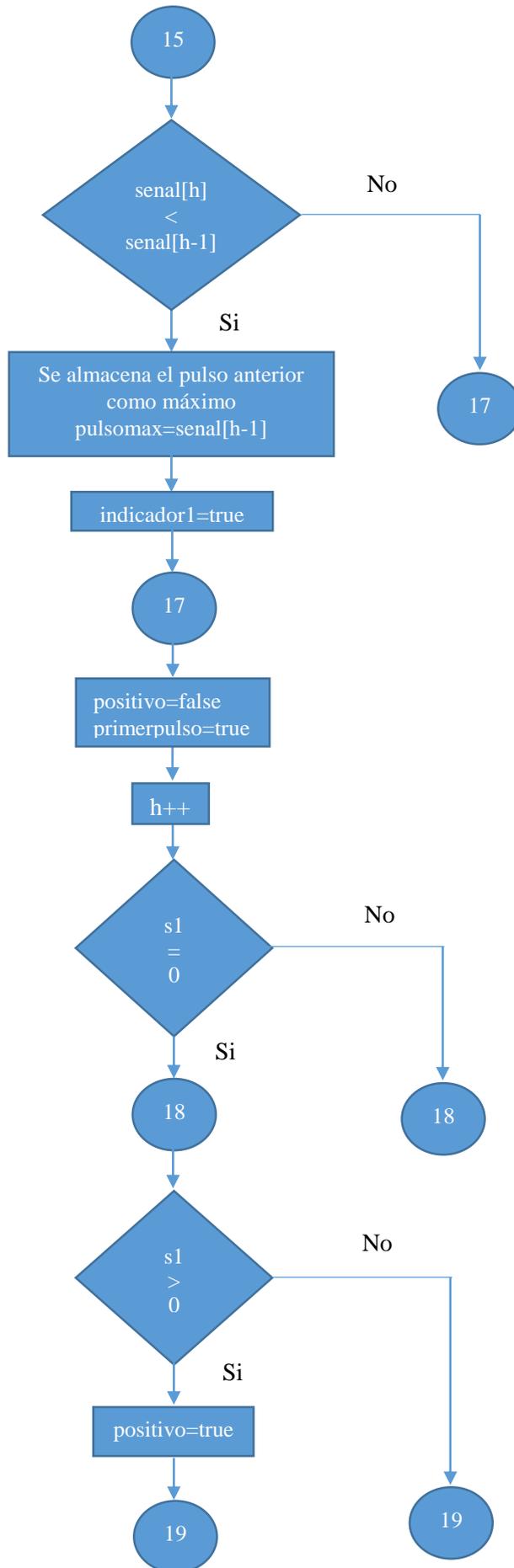


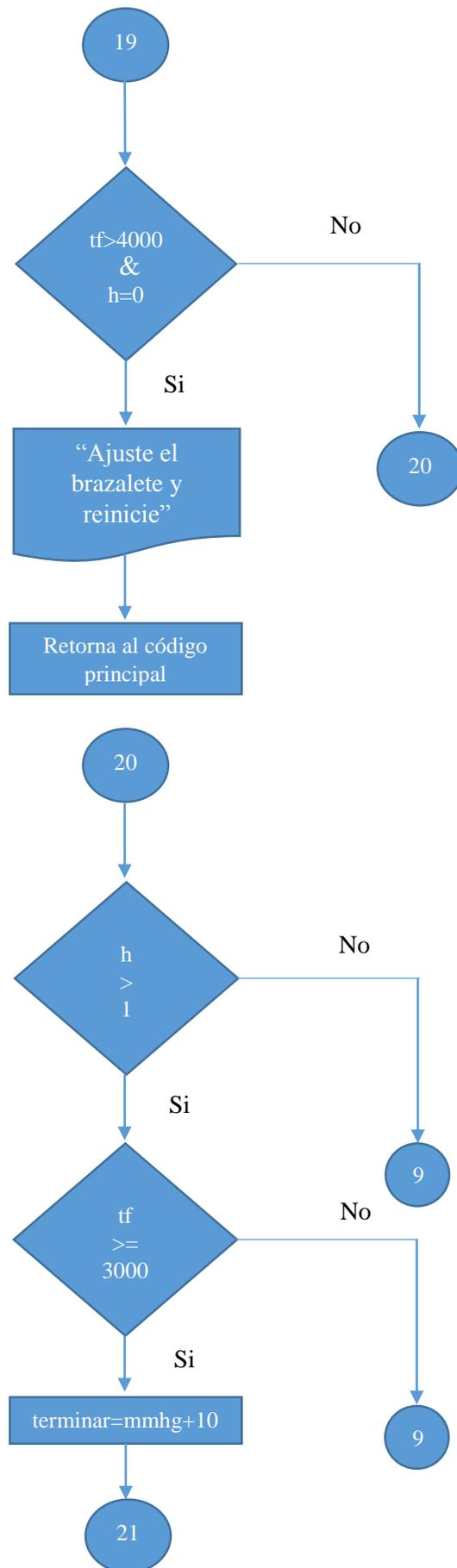


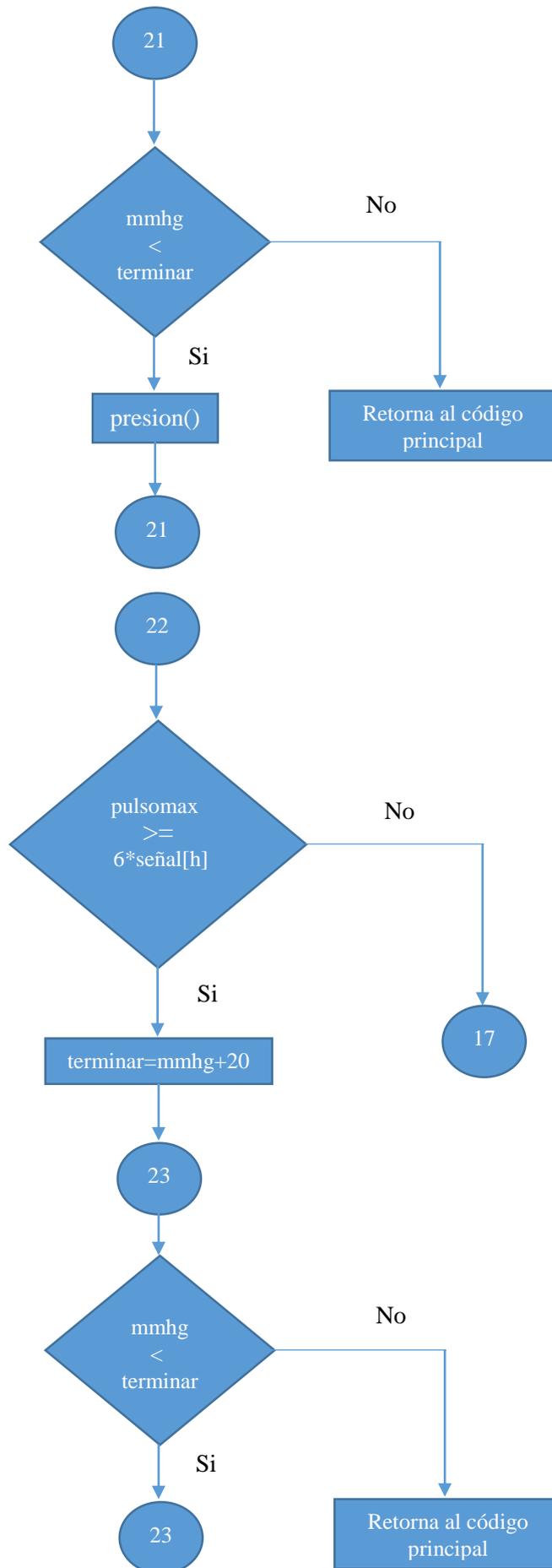


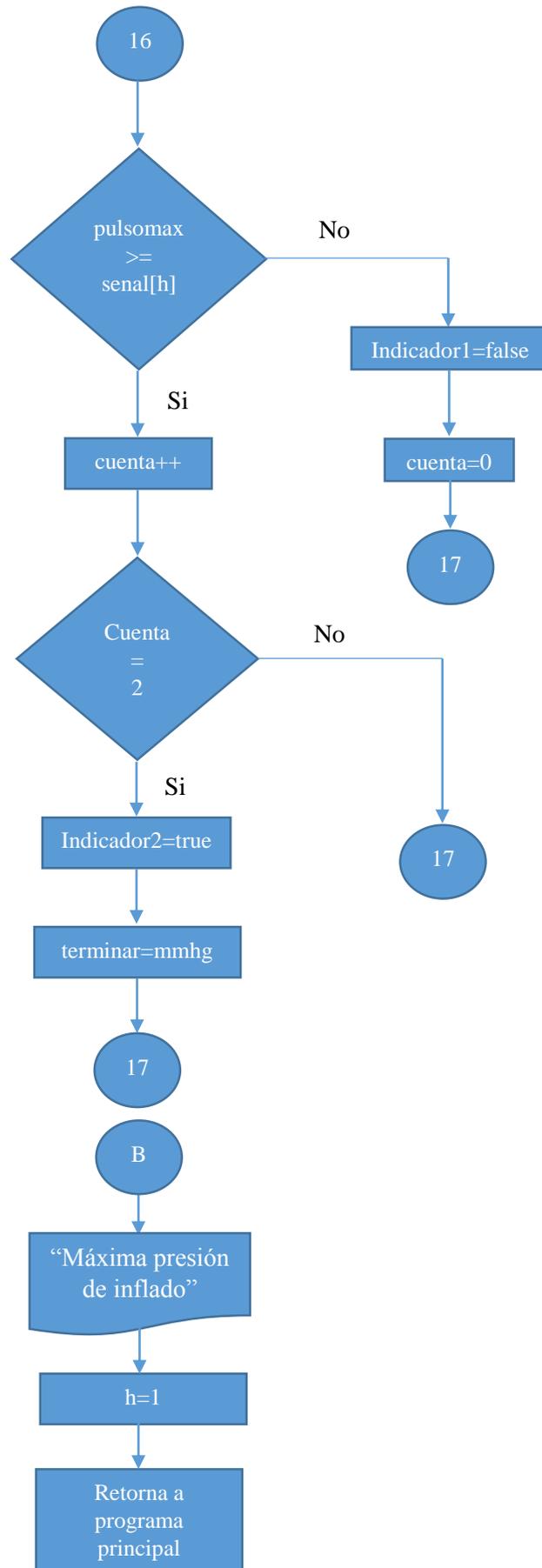




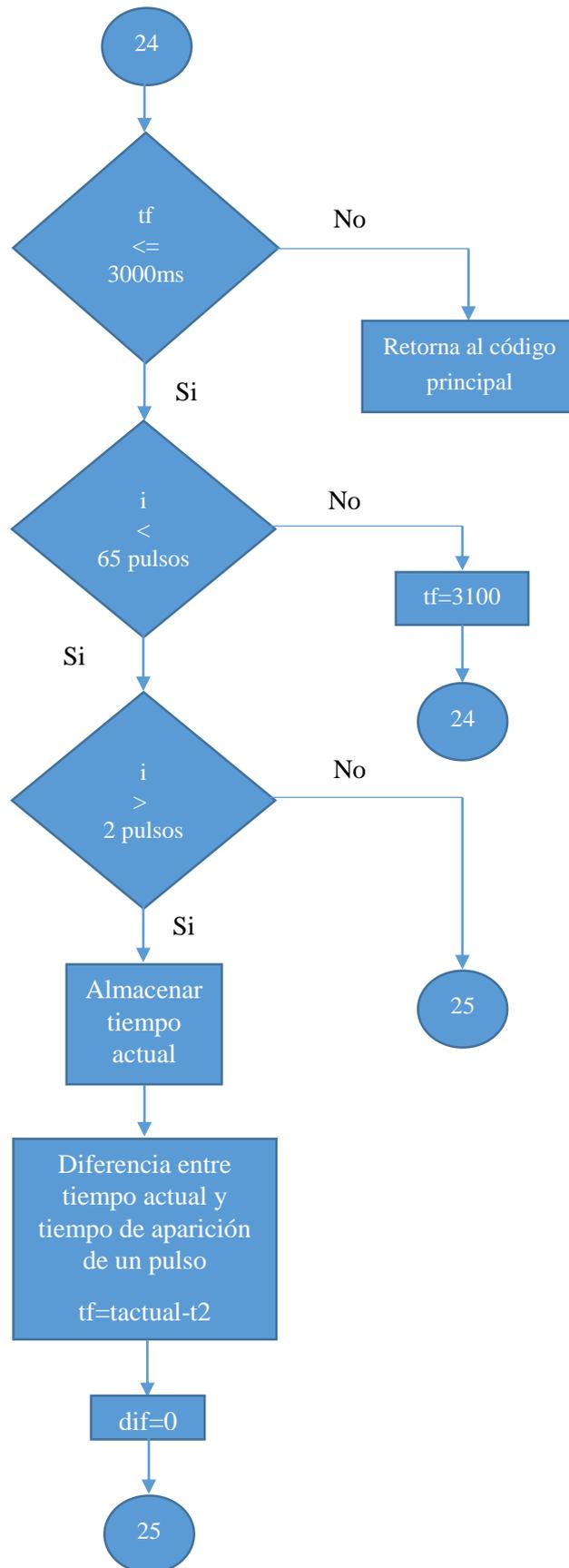


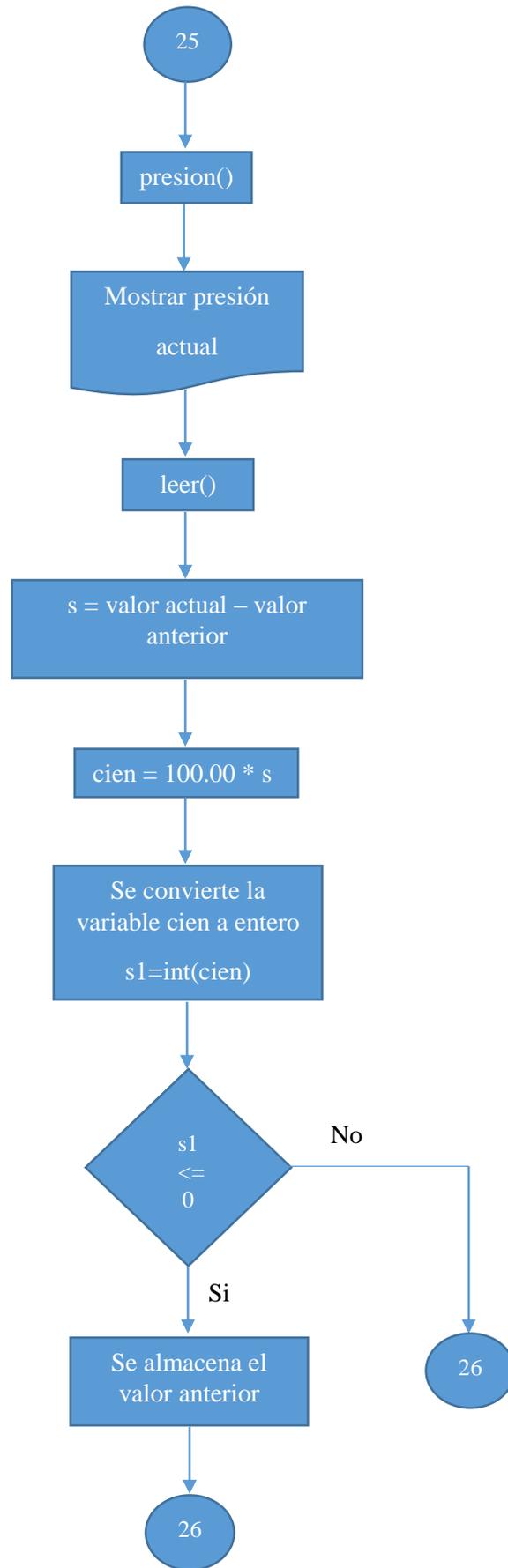


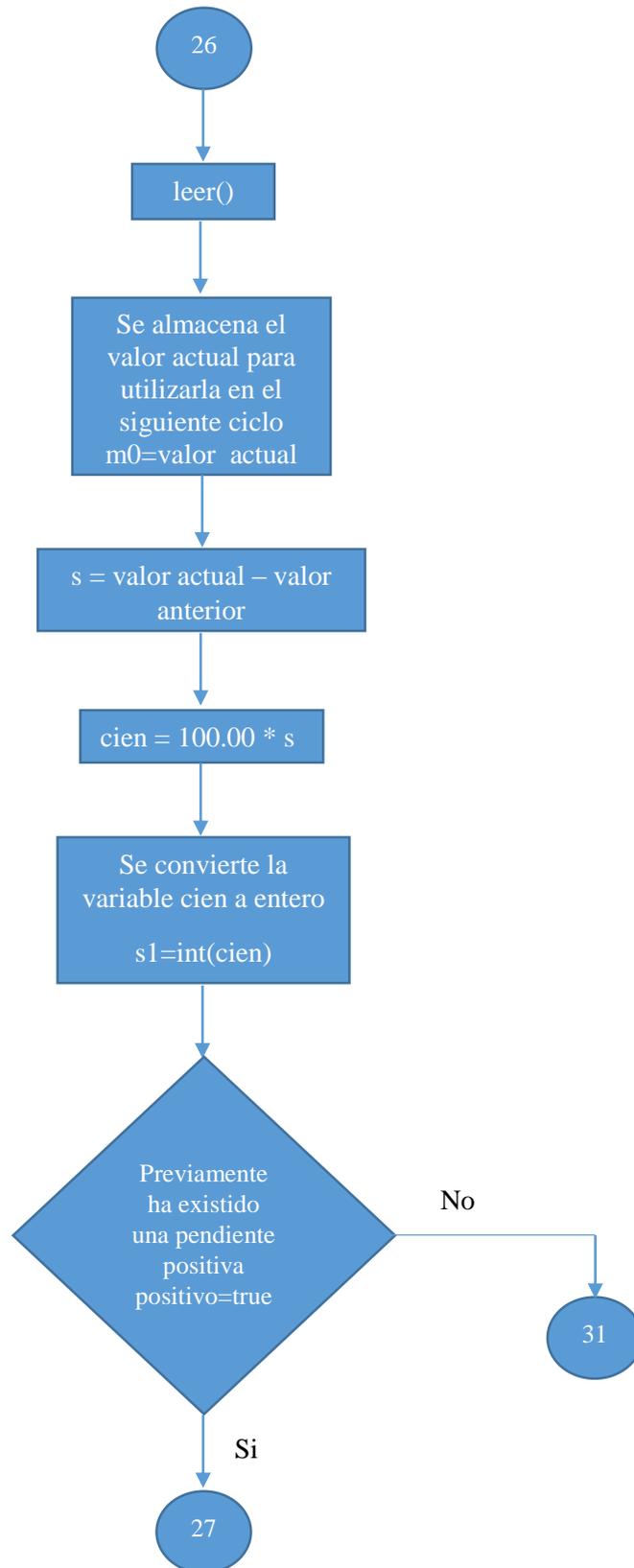


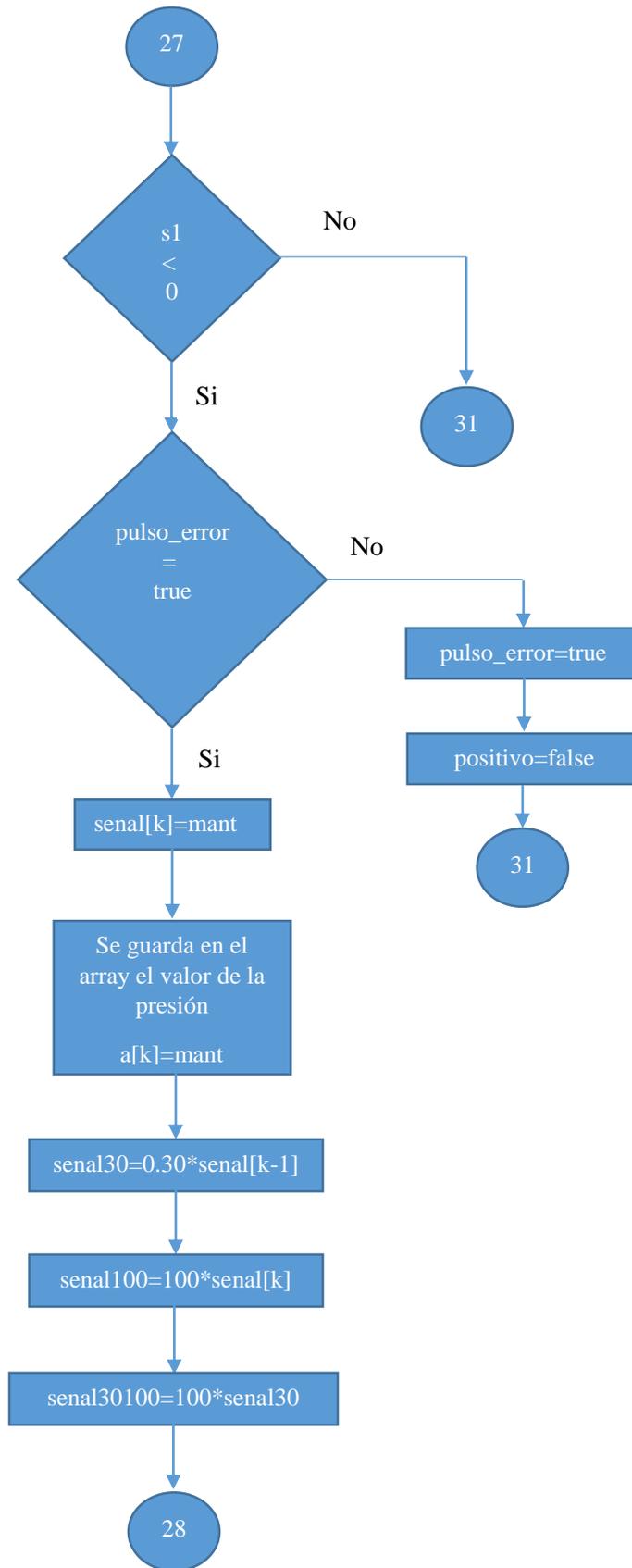


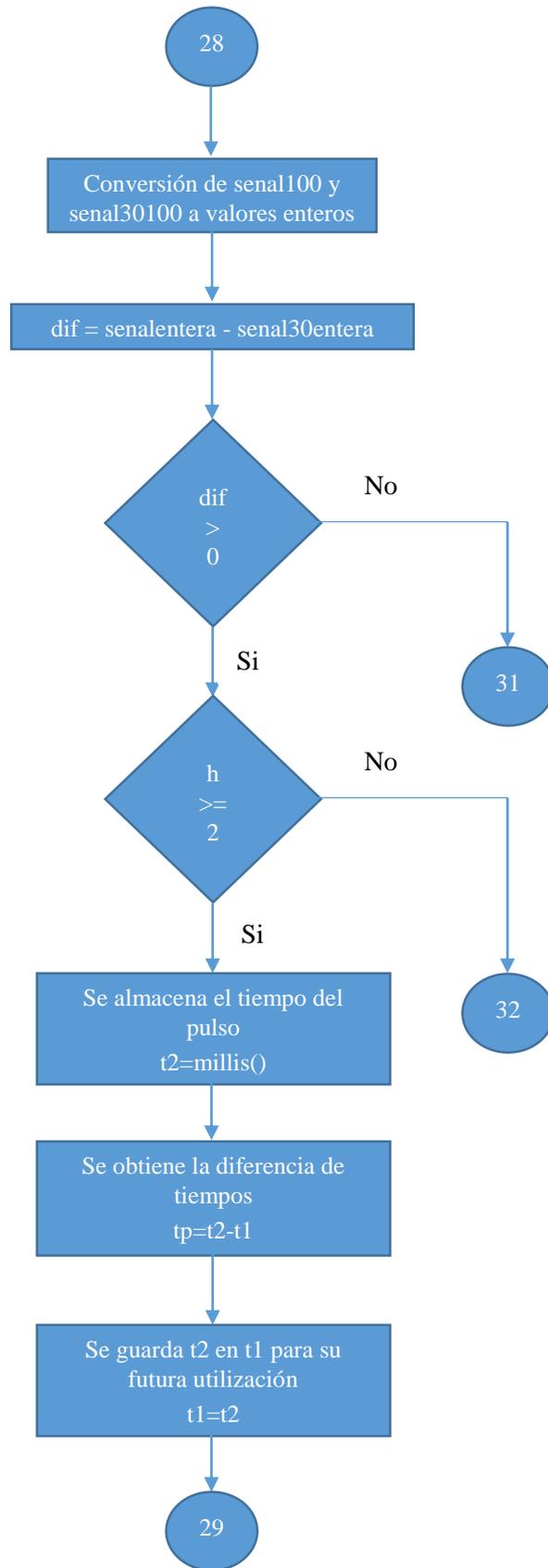
### 6.3.3. Diagrama de flujo de midiendo()

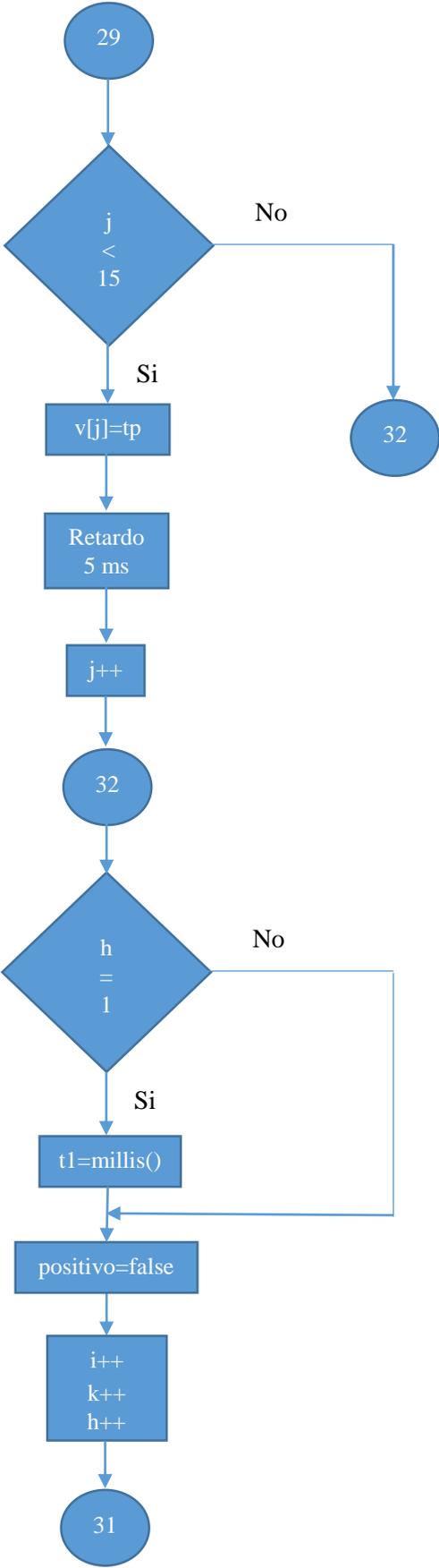


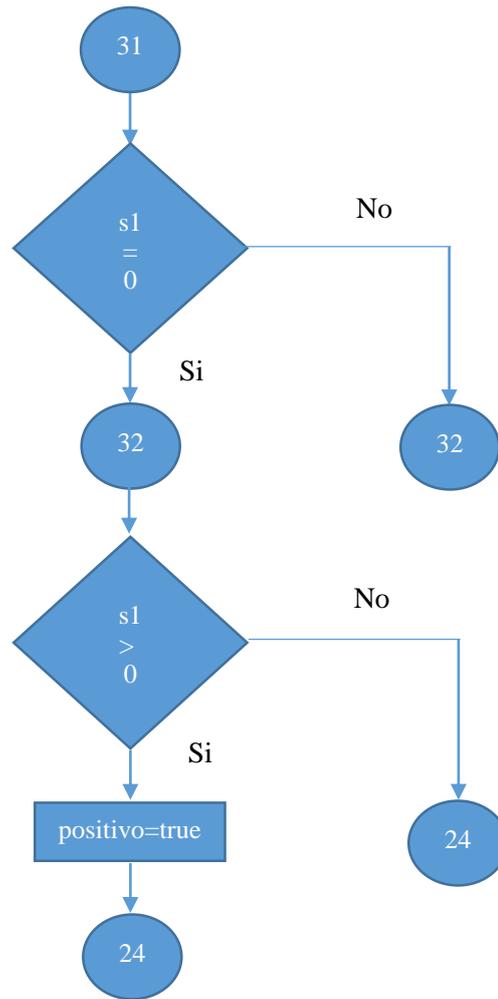




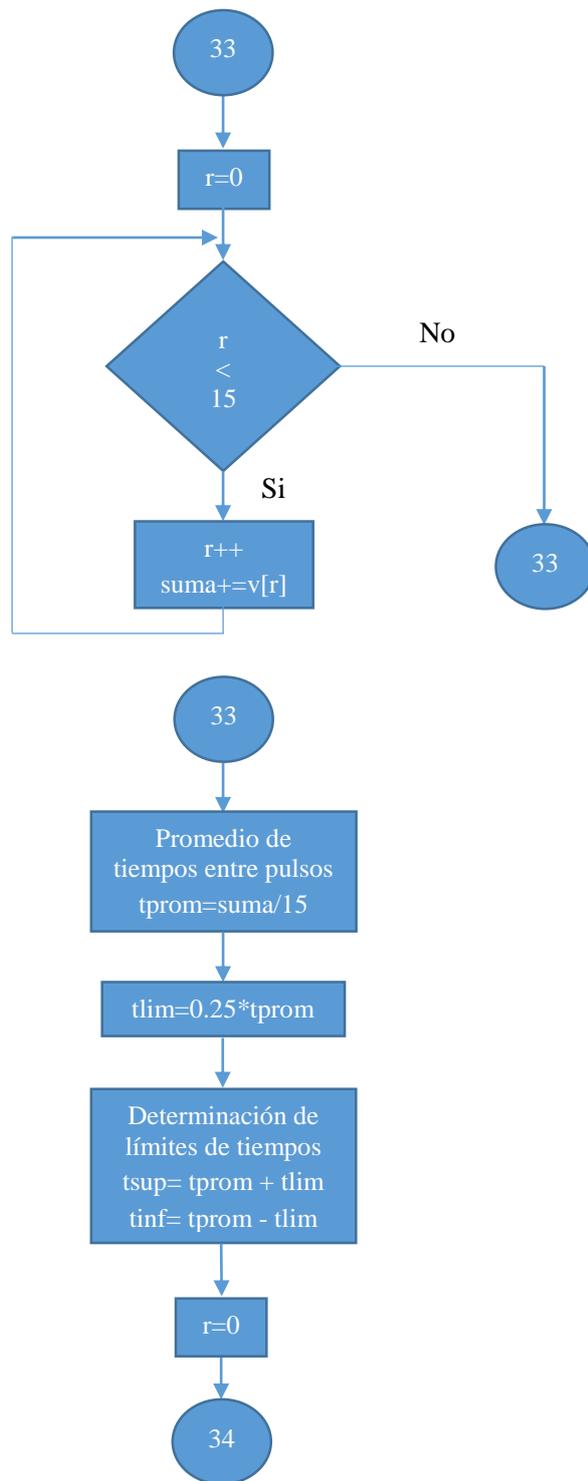


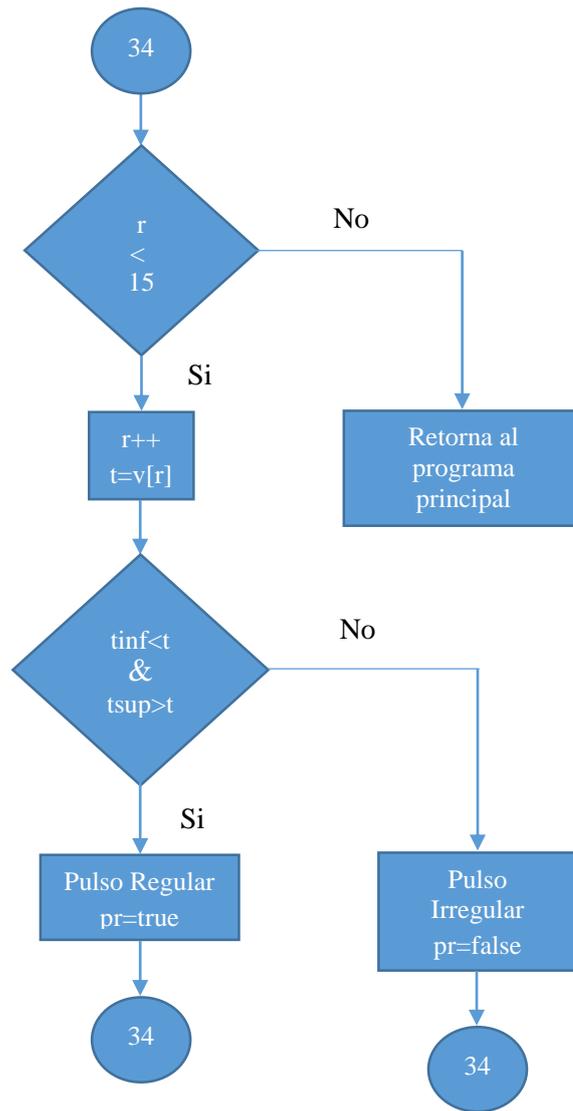




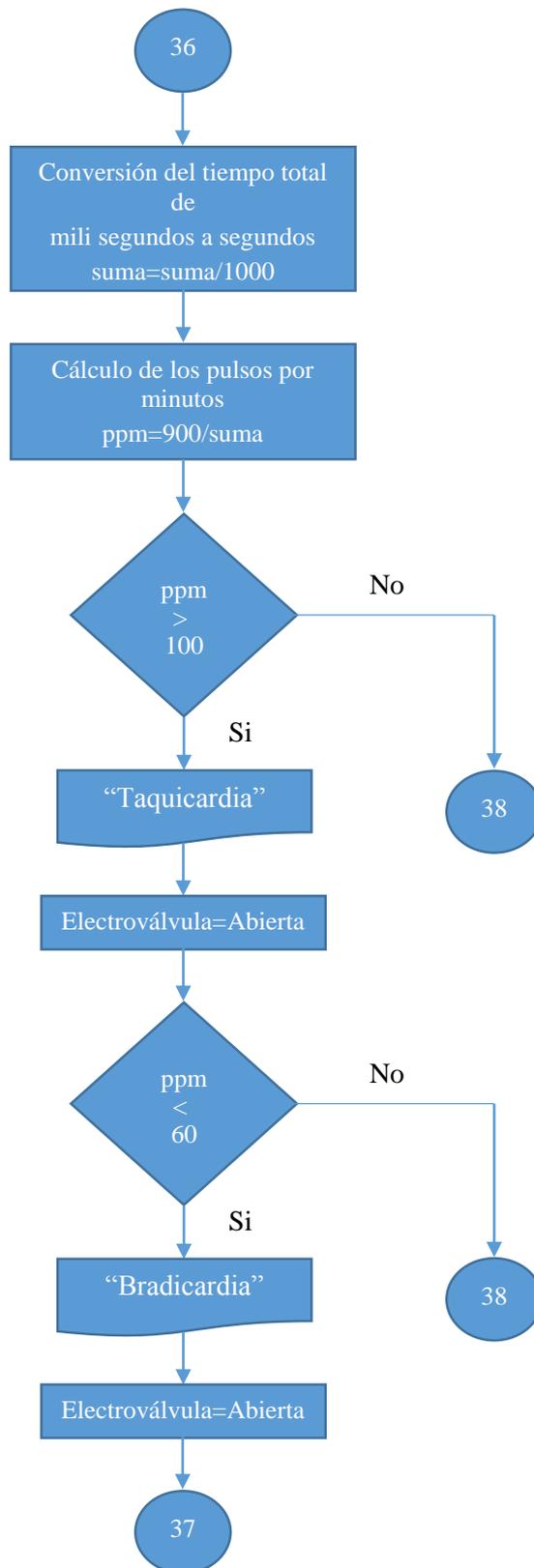


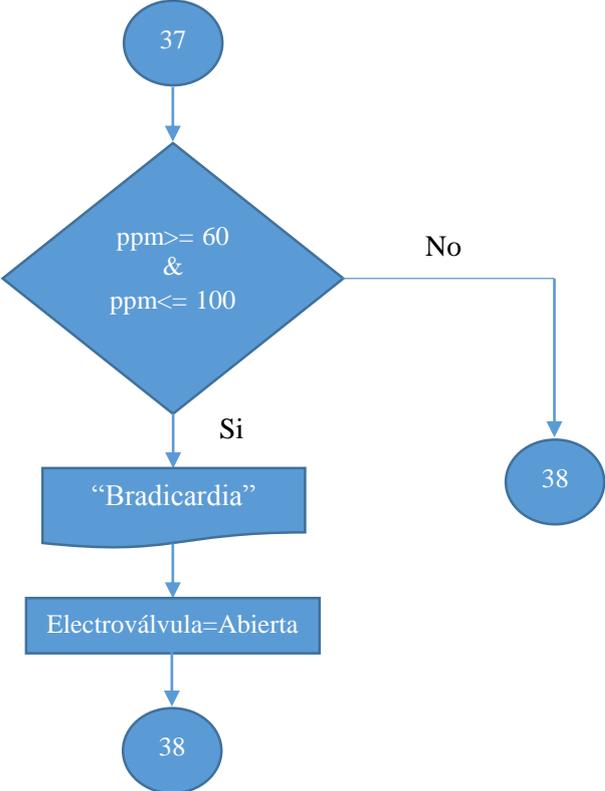
### 6.3.4. Diagrama de flujo de arritmia()



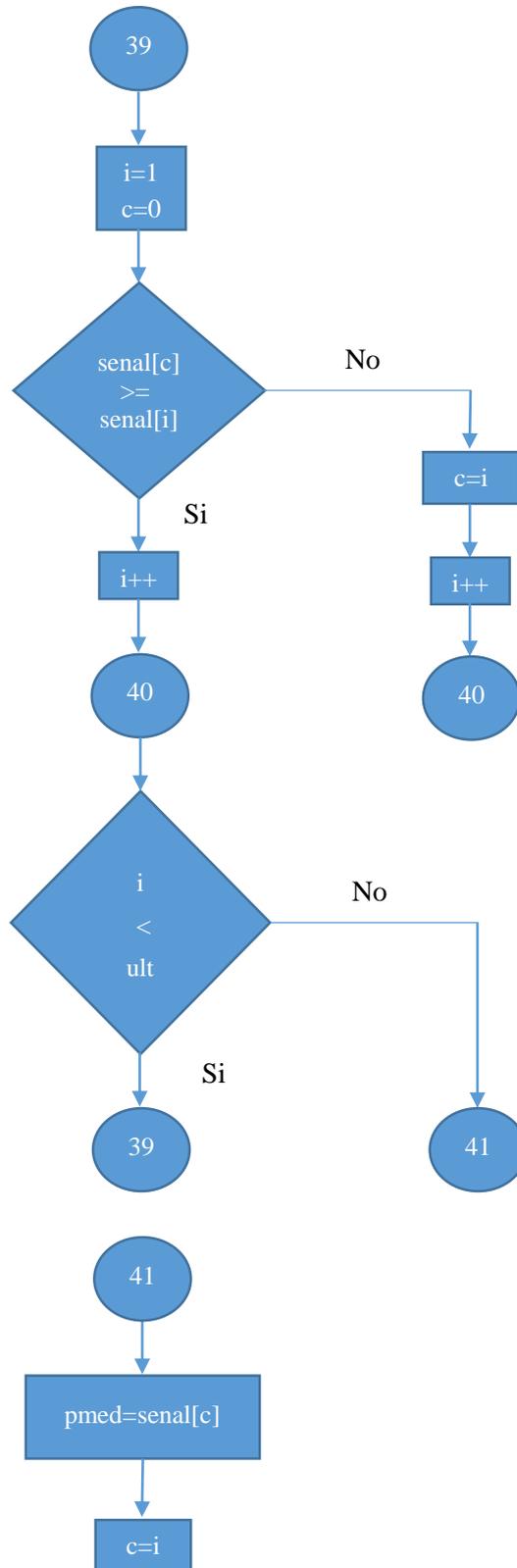


### 6.3.5. Diagrama de flujo de pulsos()

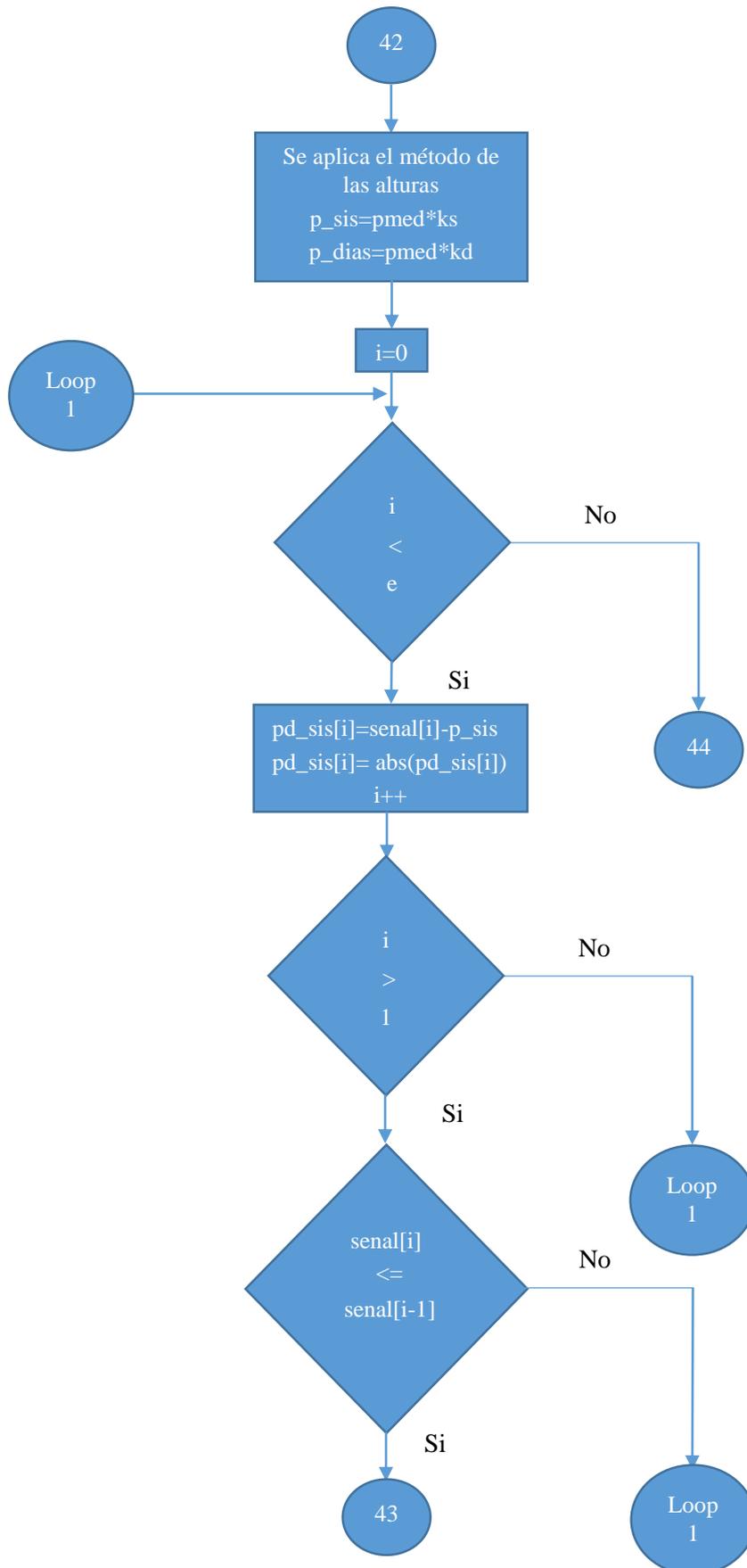


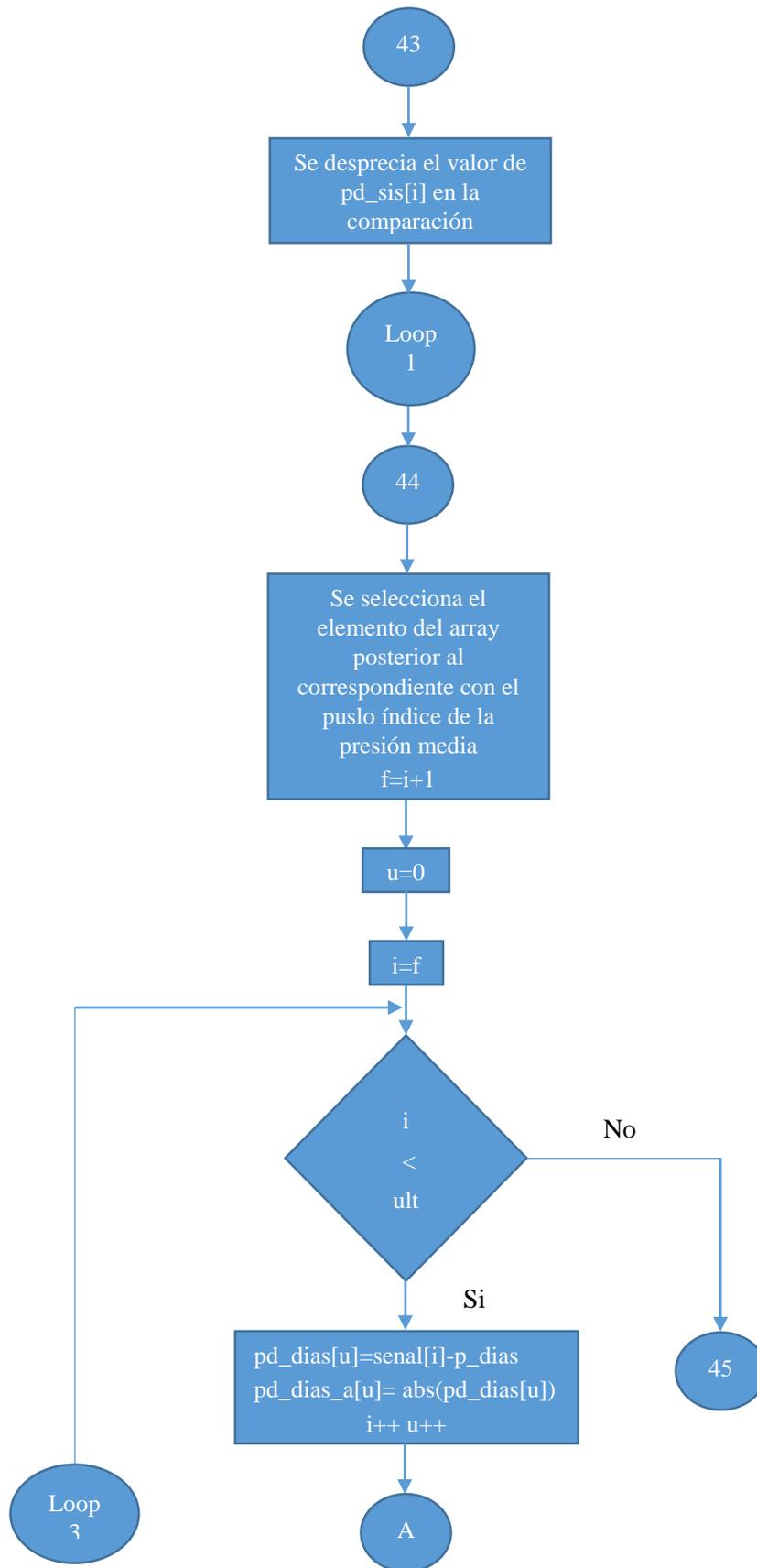


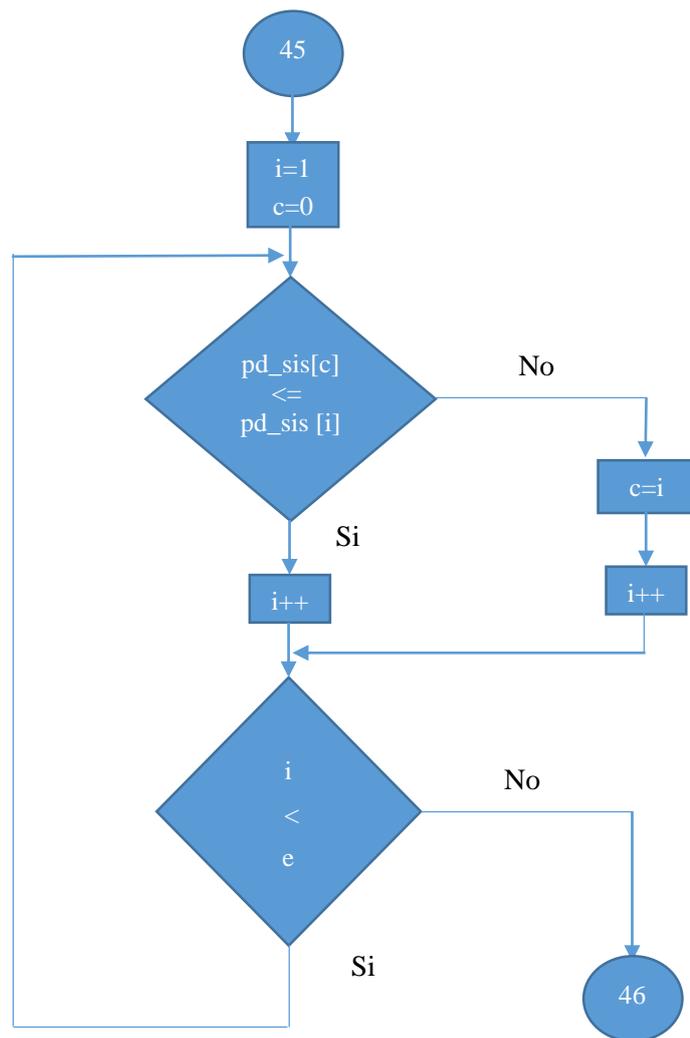
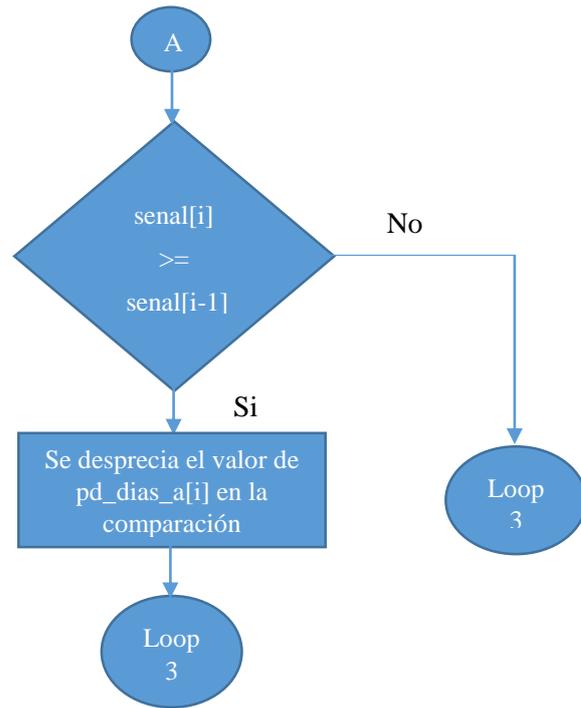
### 6.3.6. Diagrama de flujo de pmedia()

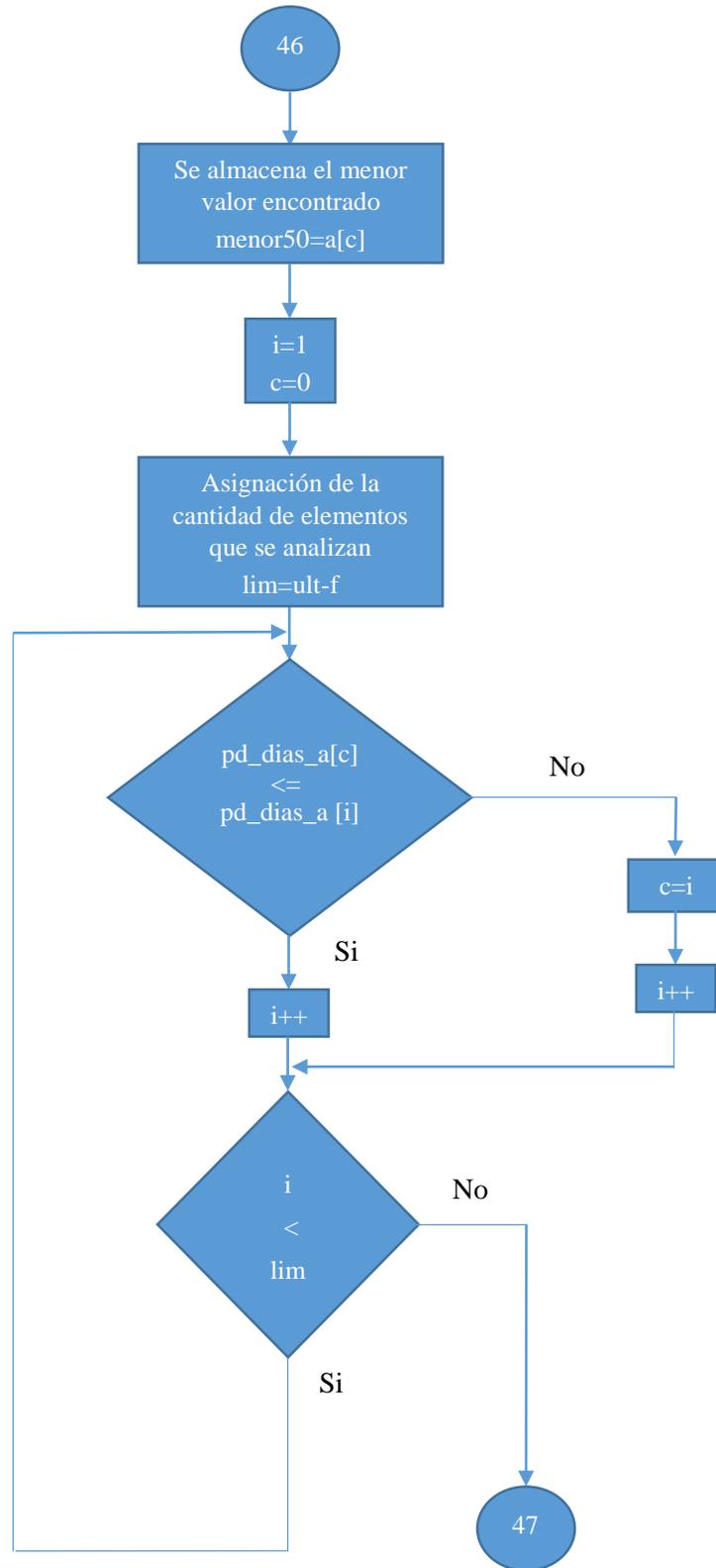


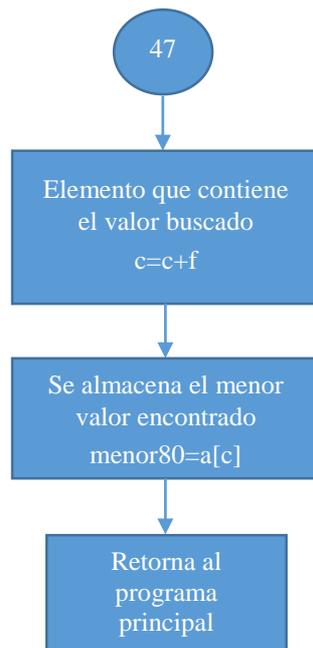
### 6.3.7. Diagrama de flujo de sis\_dias()



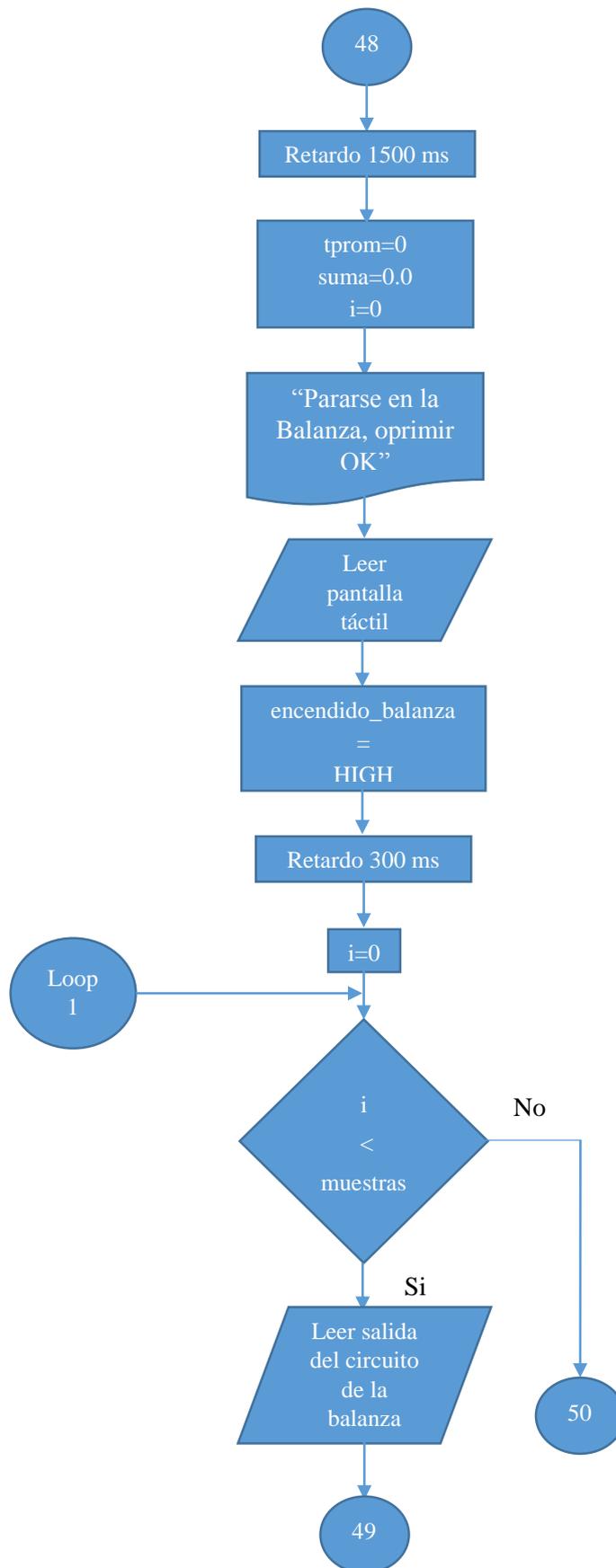


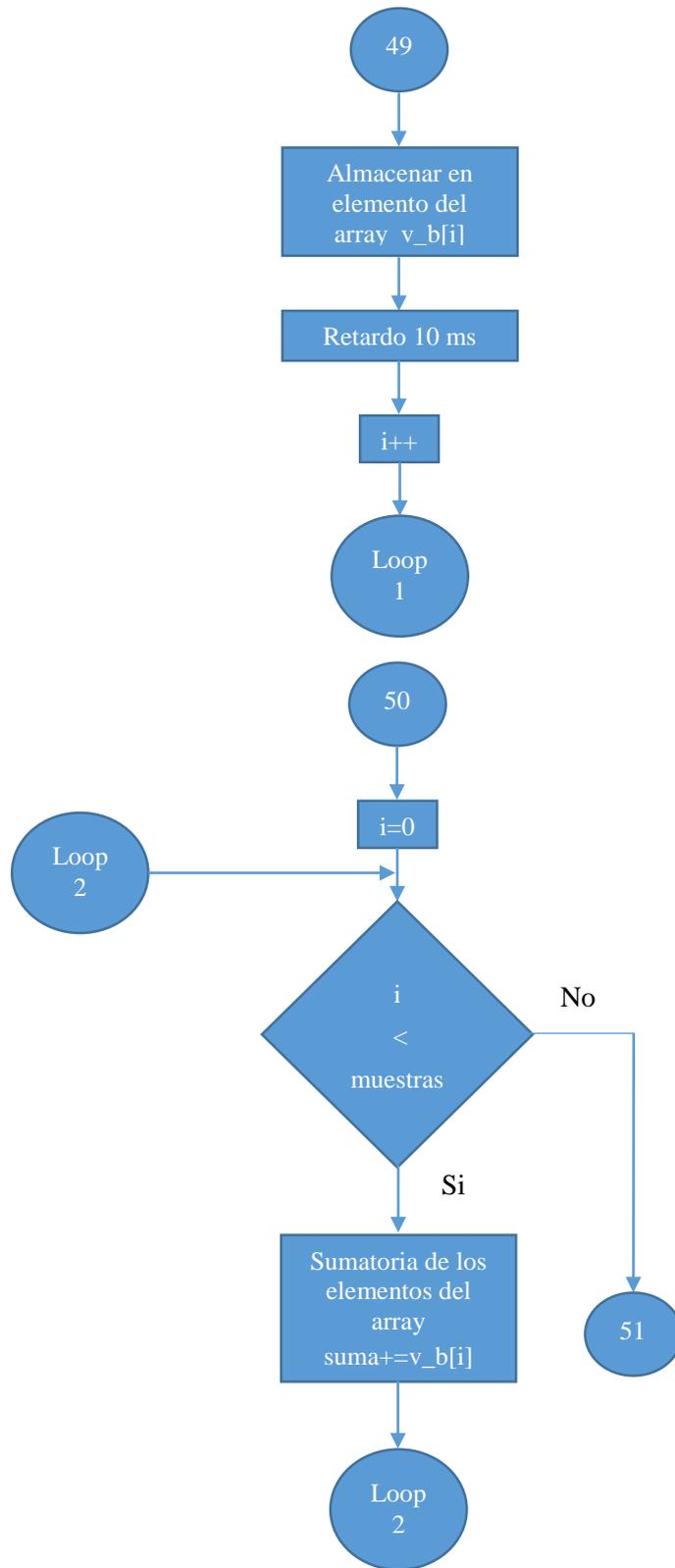


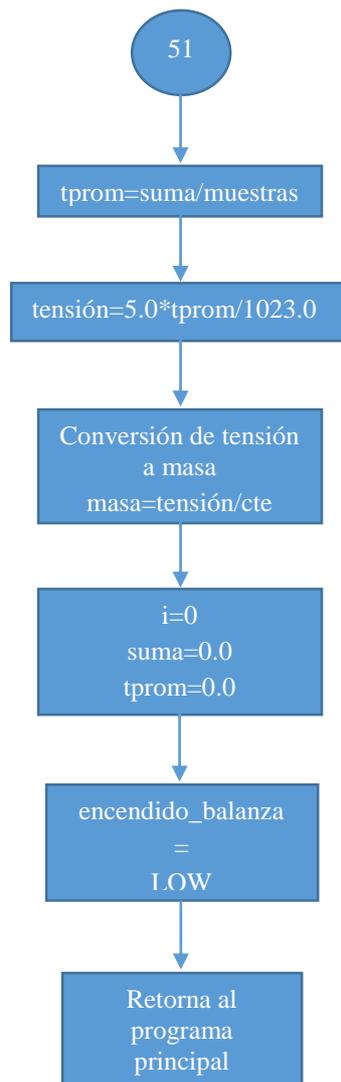




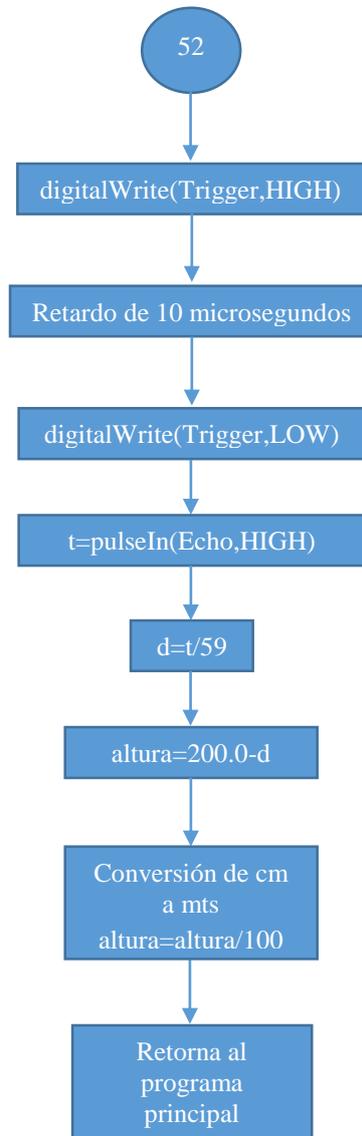
### 6.3.8. Diagrama de flujo de balanza()







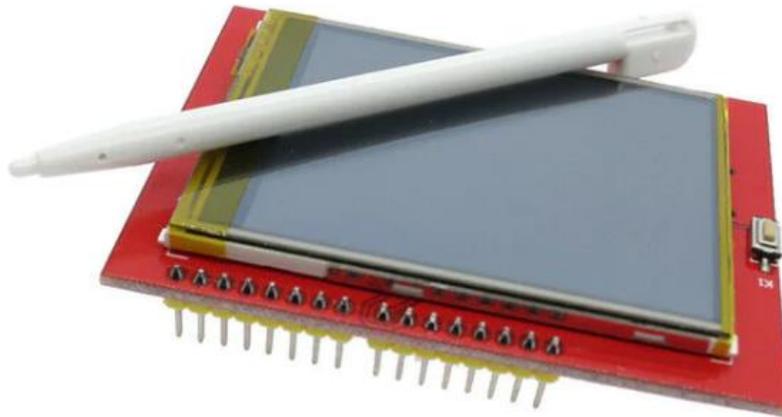
### 6.3.9. Diagrama de flujo de estatura()



## 6.4. Pantalla Táctil

La pantalla táctil utilizada es del tipo LCD TFT de 2,4 pulgadas en formato shield para Arduino®. Sus principales características son las que se muestran a continuación:

- Resolución 320x240 píxeles y 262.000 colores.
- Opera mediante el chip controlador LCD ILI9341.
- Panel táctil resistivo de 4 hilos.
- Compatible con tensión de 5v.
- Dimensiones:
  - 71x52x7 mmm.



*Fig. Pantalla LCD TFT táctil 2.4 pulgadas. [58]*

Las librerías necesarias para poder trabajar con sus funciones son las siguientes:

- `Adafruit_TFTLCD`: esta incluye los drivers requeridos de varias pantallas que poseen diferentes chips (ILI9325, ILI9341, HX8347G, HX8357). Por esta razón, se debe seleccionar el controlador correcto en el código del sketch para conseguir visualizar texto, gráficos e imágenes en la pantalla LCD.
- `Adafruit_GFX`: esta librería otorga el código necesario, el cual brinda la posibilidad de lograr gráficos en la pantalla, como ser: puntos, figuras geométricas, líneas, etc.

- TouchScreen: la librería en cuestión, traduce e interpreta las coordenadas, que permiten realizar trabajos con el panel táctil.

## 6.5. Plano de masa

En el diseño de la placa de circuito impreso (PCB), se incluyó el uso de plano de masa. La misma es un área de cobre, que debe cubrir la mayor parte del PCB. La ventaja que brinda este tipo de implementación, es la de asignar un único potencial de referencia, para cada tierra de los componentes que intervienen en el sistema, con la correspondiente a la fuente de alimentación.

El plano de masa, disminuye la probabilidad de aparición de ruido eléctrico, así como también de interferencias, que se intensificarían con la utilización de bucles de tierra. La gran superficie que forma este plano, en comparación con una pista tradicional de circuito, disminuye notablemente, las perturbaciones que puedan generarse por la presencia de los impulsos de corriente, provenientes de distintos elementos del circuito. Esto se debe, a que esa gran zona que la constituye, atribuye la característica de tener una baja impedancia

# Capítulo 7

## 7. Resultados y funcionamiento

En el presente capítulo, se exponen pruebas del dispositivo y análisis de los resultados obtenidos por el prototipo.

### 7.1. Contrastación del tensiómetro prototipo

A continuación, se expone en una tabla comparativa, los resultados entregados por un tensiómetro aneroide marca Coronet como patrón, uno automático modelo HEM-7120 de la marca Omron, y el tensiómetro de presión que se ha diseñado en el prototipo.

Para efectuar el estudio, se respetaron las condiciones que establecen que las personas sometidas a la toma de presión arterial, se encuentren en estado de reposo, preferentemente, en posición de sedestación. Además, se respetaron intervalos de por lo menos 3 minutos entre cada medición, de manera tal, que la compresión que ejercen los brazaletes sobre el antebrazo, no afecten a los valores finales en cada una de las pruebas.

En el estudio se incluyen en total ocho hombres y mujeres de diferentes edades. Se recolectan los valores de presión sistólica, diastólica y pulsos por minutos. Al realizar un análisis de las ocho muestras obtenidas, entre el prototipo y el tensiómetro aneroide, se encontró que para la presión sistólica, se tiene un promedio del error absoluto de 4,91 mmhg, mientras que para el caso de la diastólica, el promedio es de 5,40 mmhg.

También se registraron los latidos por minutos. El error absoluto del prototipo con respecto a los pulsos por minutos monitoreados por el tensiómetro digital, es de unos 3,25 ppm.

La calibración, para el medidor de presión arterial del dispositivo desarrollado en el presente trabajo, se logró para valores de  $K_d$  y  $K_s$ , de 0,45 y 0,55 respectivamente.

Usuario	Dispositivo	P. Sistólica	P. Diastólica	P.P.M.	Error Sis.	Error Dias.
1	T. Digital	112	76	81	16	4
	Prototipo	121	80,73	83	7	0,73
	Aneroide	128	80			
2	T. Digital	104	67	62	6	7
	Prototipo	108,12	66	63	1,88	6
	Aneroide	110	60			
3	T. Digital	124	88	101	4	3
	Prototipo	121,87	78,35	94	1,87	6,65
	Aneroide	120	85			
4	T. Digital	151	101	79	1	11
	Prototipo	146,82	98,43	74	3,18	8,43
	Aneroide	150	90			
5	T. Digital	110	85	64	2	5
	Prototipo	109,12	80,25	64	2,88	0,25
	Aneroide	112	80			
6	T. Digital	111	78	77	4	3
	Prototipo	108,65	68,39	73	6,35	6,61
	Aneroide	115	75			
7	T. Digital	108	76	86	6	4
	Prototipo	101,33	65,95	79	12,67	14,05
	Aneroide	114	80			
8	T. Digital	103	70	59	3	5
	Prototipo	103,45	70,51	59	3,45	0,51
	Aneroide	100	65			
Error T. digital					5,25	5,25
Error prototipo				3,25	4,91	5,40375

Tabla 7.1 Comparación entre tensiómetros.

Usuario	Datos
1	Hombre 36 años
2	Mujer 35 años
3	Hombre 72 años
4	Hombre 37 años
5	Mujer 40 años
6	Hombre 39 años
7	Hombre 42 años
8	Mujer 30 años

Tabla 7.2 Comparación entre tensiómetros.

## 7.2. Contrastación de la balanza prototipo

En esta sección, se efectúa el contraste entre la balanza digital utilizada como instrumento patrón, y la balanza correspondiente al dispositivo propuesto para este trabajo.

Usuario	Dispositivo	Masa	Error
1	B. Digital	83,7	
	Prototipo	84	0,3
2	B. Digital	53,1	
	Prototipo	53,1	0
3	B. Digital	71,2	
	Prototipo	71,6	0,4
4	B. Digital	69,8	
	Prototipo	70,2	0,4
5	B. Digital	89,2	
	Prototipo	89,5	0,3
6	B. Digital	65,3	
	Prototipo	65,2	0,1
7	B. Digital	74,5	
	Prototipo	75,5	0
8	B. Digital	81,8	
	Prototipo	82,3	0,5
Error			0,25

Tabla 7.3. Comparación entre balanzas. Valores en Kg.

El análisis de la tabla, entrega un error de 0,25 Kg para la balanza del dispositivo desarrollado, con respecto a la balanza digital Atma, modelo BA7504N.

La calibración se ha podido lograr, para un valor de 0,0380952381 mV/Kg.

### 7.3. Uso y Funcionamiento

En esta sección, se describirá el funcionamiento final del dispositivo ya terminado.

En el primer paso, antes de energizar el sistema, el individuo debe ubicarse en posición de sedestación. Luego, ajustarse la banda a la altura del antebrazo.

En este instante, se procede a encender el dispositivo. El brazalete comenzará a inflarse, y en la pantalla se observará como la presión arterial está incrementándose, hasta llegar al umbral de inflado determinado por el sistema,



Figura 7.1. Presión arterial en unidades de mmHg, durante el inflado de la banda.

Acto seguido, se percibe el vaciamiento gradual de la banda, representado de igual forma que en la figura 7.1 en el LCD, pero esta vez como un descenso de los milímetros de mercurio.

En el siguiente paso, el sistema muestra el cuestionario, que debe ser respondido por el usuario de manera táctil, sobre la misma pantalla. A continuación, se exponen las ilustraciones de cada situación:

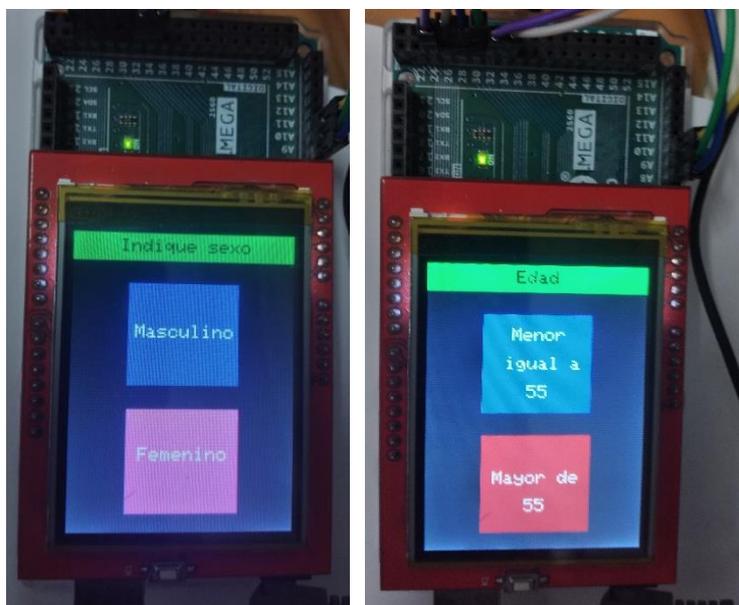


Figura 7.2. Cuestionario: consulta sexo y edad.

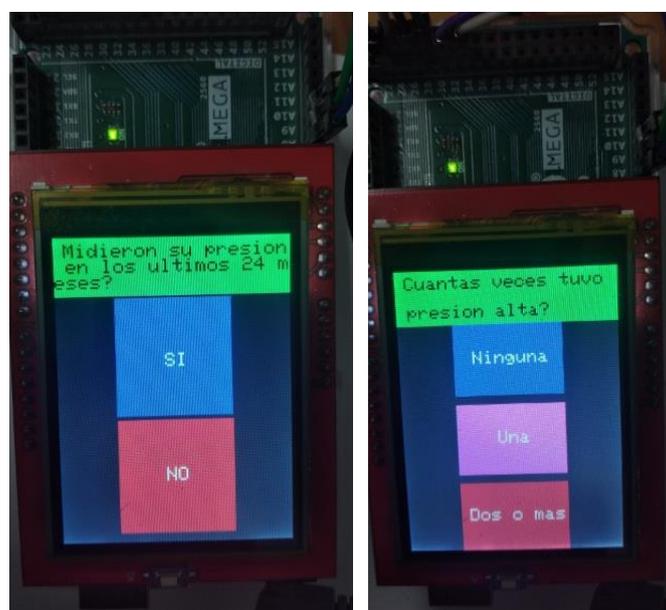


Figura 7.3. Cuestionario sobre historial de presión arterial.

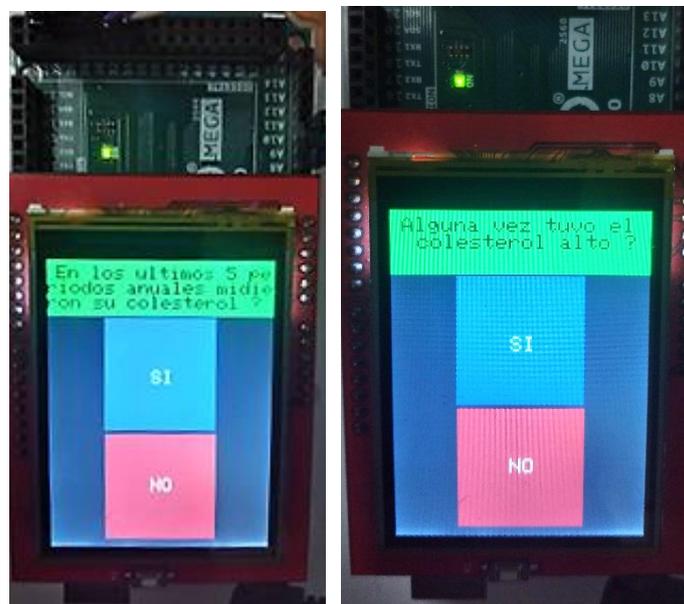


Figura 7.4. Cuestionario. Colesterol.

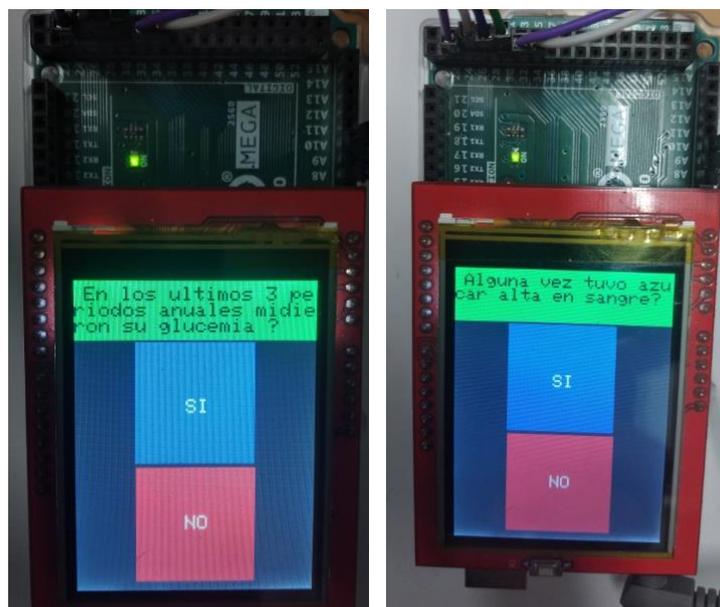


Figura 7.5. Cuestionario. Glucemia.

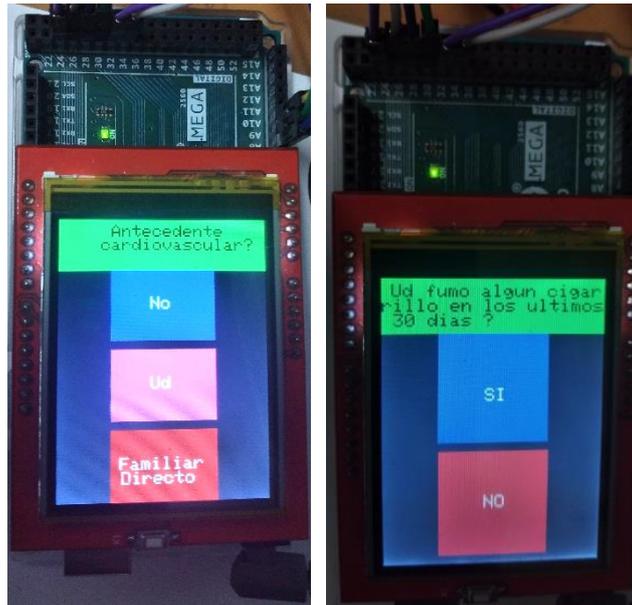


Figura 7.6. Cuestionario: consulta cardiovascular y tabaco.

Una vez finalizado el cuestionario, el sistema solicita que el usuario se pare en la balanza para efectuar las medidas de masa y altura, debido a esta última, el sujeto debe posicionarse bien derecho y erguido. Posteriormente, se presionar “OK”.



Figura 7.7. El dispositivo solicita al usuario pararse en la balanza.

Ahora el dispositivo, cuenta con todos los datos necesarios para brindar los resultados finales, y también, el análisis sobre cada uno de ellos.

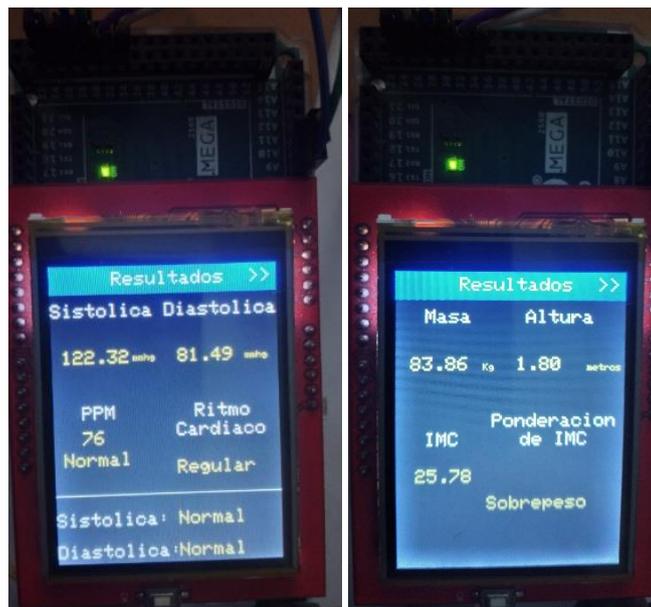


Figura 7.8. a) Resultados finales.



Figura 7.8. b) Puntaje del factor de riesgo

A continuación, se ilustran tanto el proceso de fabricación y la terminación del prototipo.

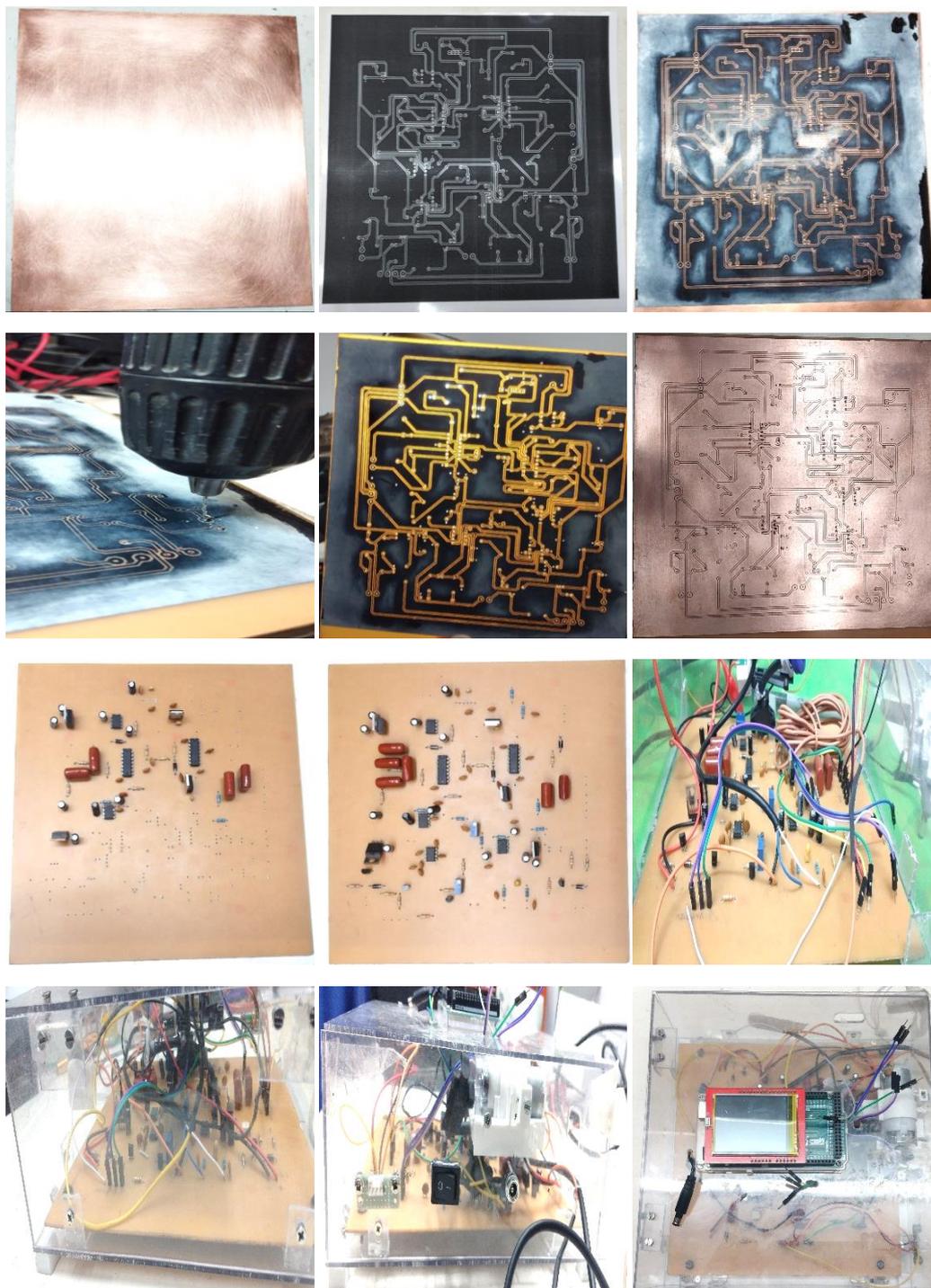


Figura 7.9. a) Imágenes del proceso de fabricación del prototipo.



Figura 7.9 b) Dispositivo terminado.



Figura 7.9. c) Prototipo en funcionamiento

# Capítulo 8

## 8. Conclusiones

### 8.1. Conclusiones finales

Luego de realizar un estudio exhaustivo de los diferentes métodos, principios, aplicaciones y conceptos, tanto en el área de la salud como en el ámbito de la electrónica, para las distintas etapas que contemplan el presente proyecto, se logró diseñar e implementar un prototipo de un dispositivo, que posterior a recoger datos provenientes de parámetros de la salud, mediante señales proporcionadas por sensores y también resultados obtenidos de un cuestionario efectuado al usuario utilizando una pantalla táctil, puede brindar cada uno de las mediciones obtenidas de: altura, IMC, masa, pulsos por minuto, regularidad del pulso, presión arterial, y finalmente, una ponderación de los factores de riesgo cardiovasculares.

A través de la revisión de bibliografías, se pudo adquirir el conocimiento del comportamiento de los latidos del corazón al ser monitoreados por distintos tipos de tensiómetros. Las señales de la presión arterial, durante el inflado y desinflado del brazalete, así como también la obtención de la señal oscilométrica y de la salida de las galgas extensiométricas para su futura conversión a masa, exigieron la utilización de muchos de los conocimientos afianzados en ingeniería electrónica. Se requirió la aplicación del tratamiento de señales, que incluyeron etapas de amplificación, filtrado tanto analógico como digital, conversión de analógico a digital. Además, fue necesario la introducción de controles on/off mediante uso de transistores, circuitos clamping, reguladores de tensión, circuitos reguladores de tensión de referencia, entre otros.

En el área de programación, se generó el código necesario que permite cumplir cada una de las tareas y secuencias que implican el funcionamiento del presente proyecto, respetando los parámetros de la salud. También, se lograron diseñar filtros digitales, detector de máximos, elección de la muestra con mayor amplitud, determinación de la presión media, diastólica y sistólica a través del método de las alturas. Lectura y salida por pantalla del cuestionario formulado para categorizar el estado de salud de un individuo. Análisis de los tiempos, para la obtención de los latidos por minutos y de la regularidad del pulso. Cálculo de la masa, altura, IMC. Lectura y puesta en funcionamiento del sensor de ultrasonido.

Mediante pruebas, se logró obtener un desempeño aceptable dentro de los estándares permitidos.

Para la implementación del proyecto, se recurrió a componentes electrónicos, que se obtuvieron dentro del mercado nacional y que no implicaron un alto costo relativo comparado con el beneficio que han ofrecido.

## 8.2. Trabajos futuros

El presente prototipo, ha sido fabricado según elementos disponibles en la República Argentina. Es alentador, promover su futura fabricación mediante elementos SMD, y placas de multiplayer, que permitan obtener un diseño de menor tamaño y similar desempeño.

## Apéndices

# Apéndice A

## A. Hoja de datos de componentes

A continuación, se adjunta un resumen de las hojas de datos de los diferentes componentes que se han utilizado, con el objetivo de obtener la disponibilidad de la información técnica más relevante al momento de leer este documento. Los enlaces de descarga de los documentos completos, se incluyen en la sección de bibliografías y referencias.

- LM7805
- LM7905
- LM7809
- LM7909
- TC7660S
- LM1117
- MPX5050DP
- TL084CN
- LM358N
- HCSR04
- BC548

- BC337
- 4N29
- AD620AN
- Arduino® Mega
- Atmega 2560
- 2.4 inch TFT LCD Touch Panel
- MAP-AM-265

## A.1. LM78XX



**L7800  
SERIES**

### POSITIVE VOLTAGE REGULATORS

- OUTPUT CURRENT TO 1.5A
- OUTPUT VOLTAGES OF 5; 5.2; 6; 8; 8.5; 9; 10; 12; 15; 18; 24V
- THERMAL OVERLOAD PROTECTION
- SHORT CIRCUIT PROTECTION
- OUTPUT TRANSITION SOA PROTECTION

**DESCRIPTION**

The L7800 series of three-terminal positive regulators is available in TO-220, TO-220FP, TO-220FM, TO-3 and D<sup>2</sup>PAK packages and several fixed output voltages, making it useful in a wide range of applications. These regulators can provide local on-card regulation, eliminating the distribution problems associated with single point regulation. Each type employs internal current limiting, thermal shut-down and safe area protection, making it essentially indestructible. If adequate heat sinking is provided, they can deliver over 1A output current. Although designed primarily as fixed voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable voltage and currents.

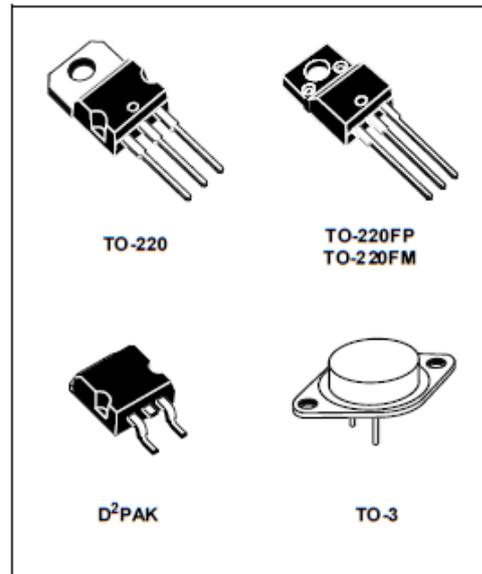


Figure 1: Schematic Diagram

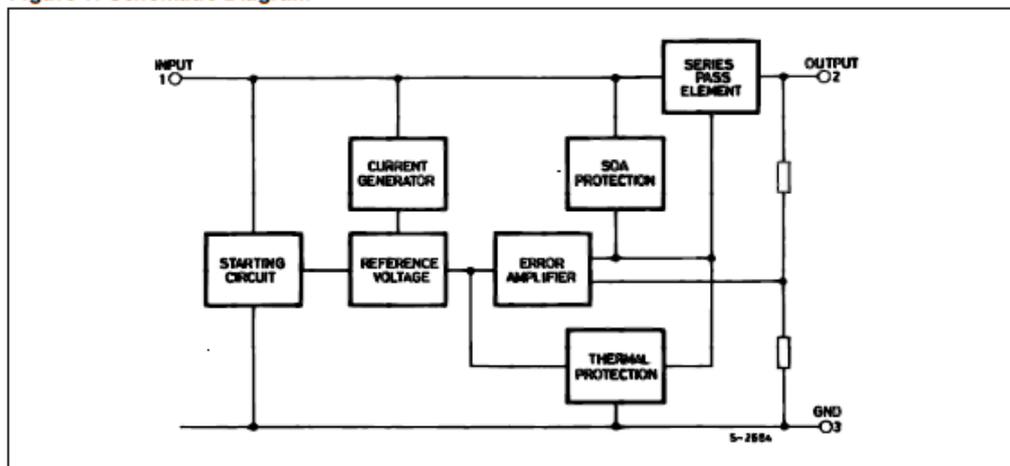


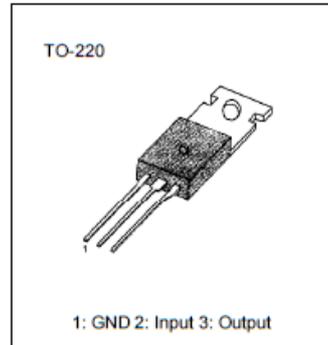
Figura A1. LM78XX. [47]

## A.2. LM79XX

### LM79XX/A (KA79XX, MC79XX) FIXED VOLTAGE REGULATOR (NEGATIVE)

#### 3-TERMINAL 1A NEGATIVE VOLTAGE REGULATORS

The LM79XX series of three-terminal negative regulators are available in TO-220 package and with several fixed output voltages, making them useful in a wide range of applications. Each type employs internal current limiting, thermal shut-down and safe area protection, making it essentially indestructible.



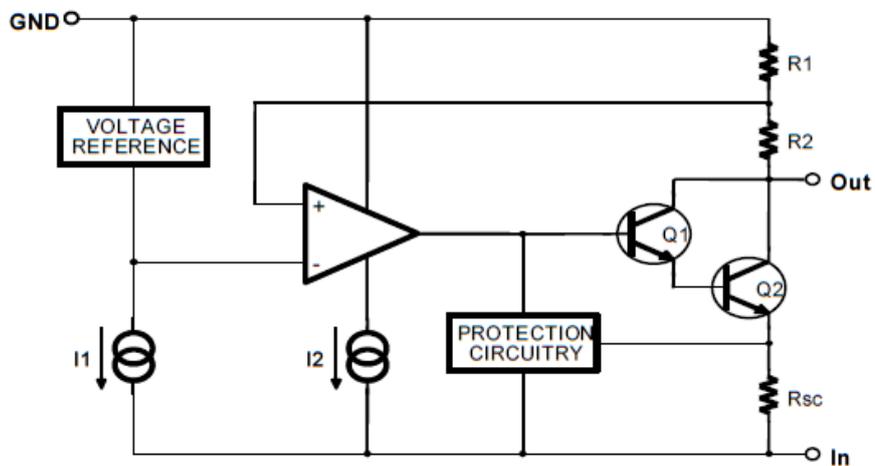
#### FEATURES

- Output Current in Excess of 1A
- Output Voltages of -5, -6, -8, -12, -15, -18, -24V
- Internal Thermal Overload Protection
- Short Circuit Protection
- Output Transistor Safe-Area Compensation

#### ORDERING INFORMATION

Device	Output Voltage Tolerance	Package	Operating Temperature
LM79XXCT	± 4%	TO-220	0 ~ +125°C
LM79XXAT	± 2%		

#### BLOCK DIAGRAM



### A.3. TC7660S



TC7660S

#### SUPER CHARGE PUMP DC-TO-DC VOLTAGE CONVERTER

##### FEATURES

- Oscillator boost from 10kHz to 45kHz
- Converts +5V Logic Supply to ±5V System
- Wide Input Voltage Range ..... 1.5V to 12V
- Efficient Voltage Conversion ..... 99.9%
- Excellent Power Efficiency ..... 98%
- Low Power Supply ..... 80µA @ 5 V<sub>IN</sub>
- Low Cost and Easy to Use
  - Only Two External Capacitors Required
- Available in Small Outline (SOIC) Package
- Improved ESD Protection ..... Up to 10kV
- No External Diode Required for High Voltage Operation

##### GENERAL DESCRIPTION

The TC7660S is a pin-compatible upgrade to the industry standard TC7660 charge pump voltage converter. It converts a +1.5V to +12V input to a corresponding -1.5V to -12V output using only two low-cost capacitors, eliminating inductors and their associated cost, size and EMI. Added features include an extended supply range to 12V, and a frequency boost pin for higher operating frequency, allowing the use of smaller external capacitors.

The on-board oscillator operates at a nominal frequency of 10kHz. Frequency is increased to 45kHz when pin 1 is connected to V<sup>+</sup>. Operation below 10kHz (for lower supply current applications) is possible by connecting an external capacitor from OSC to ground (with pin 1 open).

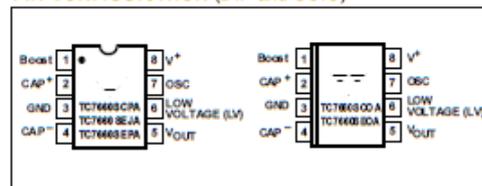
The TC7660S is available in both 8-pin DIP and 8-pin small outline (SOIC) packages in commercial and extended temperature ranges.

4

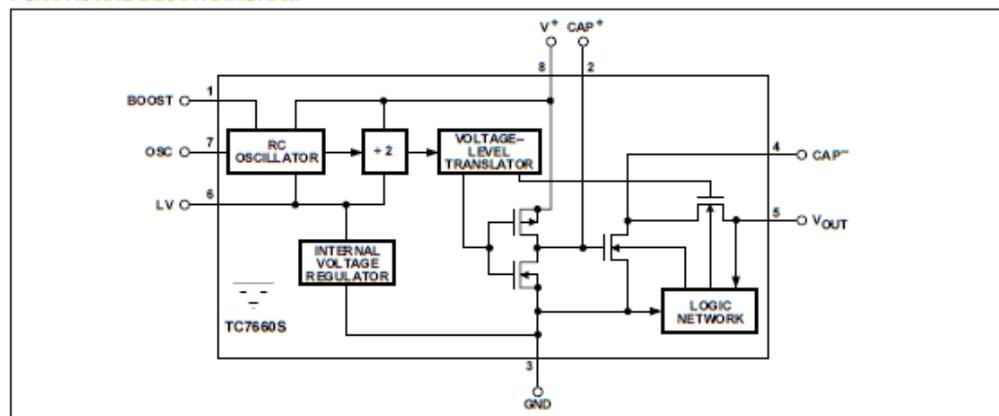
##### ORDERING INFORMATION

Part No.	Package	Temperature Range
TC7660SCOA	8-Pin SOIC	0°C to +70°C
TC7660SCPA	8-Pin Plastic DIP	0°C to +70°C
TC7660SEJA	8-Pin CerDIP	-40°C to +85°C
TC7660SEOA	8-Pin SOIC	-40°C to +85°C
TC7660SEPA	8-Pin Plastic DIP	-40°C to +85°C
TC7660SMJA	8-Pin CerDIP	-55°C to +125°C
TC7660EV	Evaluation Kit for Charge Pump Family	

##### PIN CONFIGURATION (DIP and SOIC)



##### FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM



TELCOM SEMICONDUCTOR, INC.

TC7660S-14 9/98R6 4-69

Figura A.3. TC7660S. [49]

## A.4. LM1117

### 800 mA Low-Dropout Linear Regulator

#### LM1117

The LM1117 is a low dropout voltage regulator with a dropout of 1.2 V at 800 mA of load current. The LM1117 is available in an adjustable version, which can set the output voltage from 1.25 to 13.8 V with only two external resistors. In addition, it is available in five fixed voltages, 1.8 V, 2.5 V, 3.3 V, and 5 V.

The LM1117 offers current limiting and thermal shutdown. Its circuit is trimmed to assure output voltage accuracy to within +/-1%.

#### Features

- Available in 1.8 V, 2.5 V, 3.3 V, 5.0 V, and Adjustable Versions
- Space-Saving SOT-223 Package
- Current Limiting and Thermal Protection
- Output Current 800 mA
- Line Regulation 0.2% (Maximum)
- Load Regulation 0.4% (Maximum)
- Temperature Range: 0°C to 125°C
- These are Pb-Free Devices

#### Applications

- Post Regulator for Switching DC-DC Converter
- High Efficiency Linear Regulators
- Battery Chargers
- Portable Instrumentation
- Active SCSI Termination Regulation



ON Semiconductor®

[www.onsemi.com](http://www.onsemi.com)



SOT-223  
CASE 318H

#### PIN CONFIGURATION



SOT-223  
(Top View)

- Pin: 1. Adjust/Ground  
2. Output  
3. Input

Heatsink tab is connected to Pin 2.

#### ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 11 of this data sheet.

#### DEVICE MARKING INFORMATION

See general marking information in the device marking section on page 11 of this data sheet.

#### TYPICAL APPLICATIONS

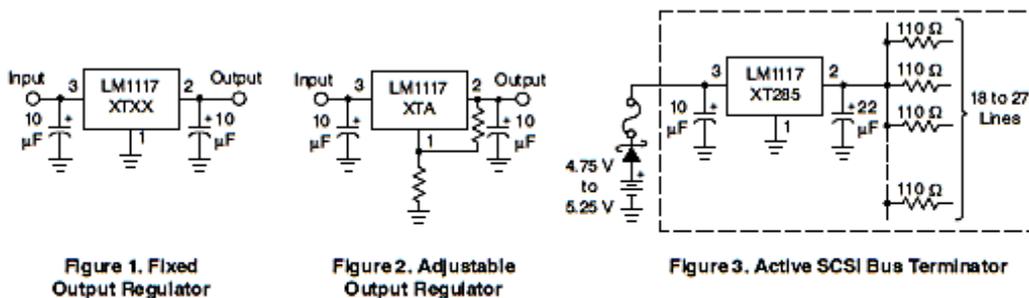


Figura A.4. LM1117. [50]

## A.5. MPX5050DP



Pressure

Freescale Semiconductor

MPX5050  
Rev 11, 03/2010

### Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPX5050 series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This patented, single element transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

#### Features

- 2.5% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Temperature Compensated Over -40° to +125°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Durable Epoxy Unibody Element
- Easy-to-Use Chip Carrier Option

**MPX5050  
MPXV5050  
MPVZ5050  
Series**  
0 to 50 kPa (0 to 7.25 psi)  
0.2 to 4.7 V Output

ORDERING INFORMATION								
Device Name	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
		None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
<b>Unibody Package (MPX5050 Series)</b>								
MPX5050D	867	*				*		MPX5050D
MPX5050DP	867C			*		*		MPX5050DP
MPX5050GP	867B		*		*			MPX5050GP
MPX5050GP1	867B		*		*			MPX5050GP
<b>Small Outline Package (MPXV5050 Series)</b>								
MPXV5050GP	1369		*		*			MPXV5050GP
MPXV5050DP	1351			*		*		MPXV5050DP
MPXV5050GC6U	482A		*		*			MPXV5050G
MPXV5050GC6T1	482A		*		*			MPXV5050G
<b>Small Outline Package (Media Resistant Gel) (MPVZ5050 Series)</b>								
MPVZ5050GW7U	1560		*		*			MZ5050GW



Figura A.5. Sensor MPX5050. [52]

## A.6. TL084CN

### TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL084, TL084A, TL084B JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004

- Low Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion . . . 0.003% Typ
- High Input Impedance . . . JFET-Input Stage
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate . . . 13 V/ $\mu$ s Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Includes  $V_{CC+}$

#### description/ordering information

The TL08x JFET-input operational amplifier family is designed to offer a wider selection than any previously developed operational amplifier family. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset-voltage temperature coefficient. Offset adjustment and external compensation options are available within the TL08x family.

The C-suffix devices are characterized for operation from 0°C to 70°C. The I-suffix devices are characterized for operation from -40°C to 85°C. The Q-suffix devices are characterized for operation from -40°C to 125°C. The M-suffix devices are characterized for operation over the full military temperature range of -55°C to 125°C.

#### ORDERING INFORMATION

$T_J$	$V_{IOmax}$ AT 25°C	PACKAGE†	ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING	
0°C to 70°C	15 mV	PDIP (P)	Tube of 50	TL081CP	TL081CP
			Tube of 50	TL082CP	TL082CP
		PDIP (N)	Tube of 25	TL084CN	TL084CN
			SOIC (D)	Tube of 75	TL081CD
		Reel of 2500		TL081CDR	
		Tube of 75		TL082CD	TL082C
		Reel of 2500		TL082CDR	
		Tube of 50		TL084CD	TL084C
		Reel of 2500		TL084CDR	
		SOP (PS)	Reel of 2000	TL081CPSR	T081
			Reel of 2000	TL082CPSR	T082
		SOP (NS)	Reel of 2000	TL084CNSR	TL084
		TSSOP (PW)	Tube of 150	TL082CPW	T082
			Reel of 2000	TL082CPWR	
			Tube of 90	TL084CPW	T084
			Reel of 2000	TL084CPWR	

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at [www.ti.com/sc/package](http://www.ti.com/sc/package).



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

**PRODUCTION DATA** Information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2004, Texas Instruments Incorporated. On products compliant to MIL-PRF-38535, all parameters are tested unless otherwise noted. On all other products, production processing does not necessarily include testing of all parameters.

Figura A.6. TL084CN. [59]

## A.7. LM358N



### LM158-LM258-LM358

#### Low power dual operational amplifiers

#### Features

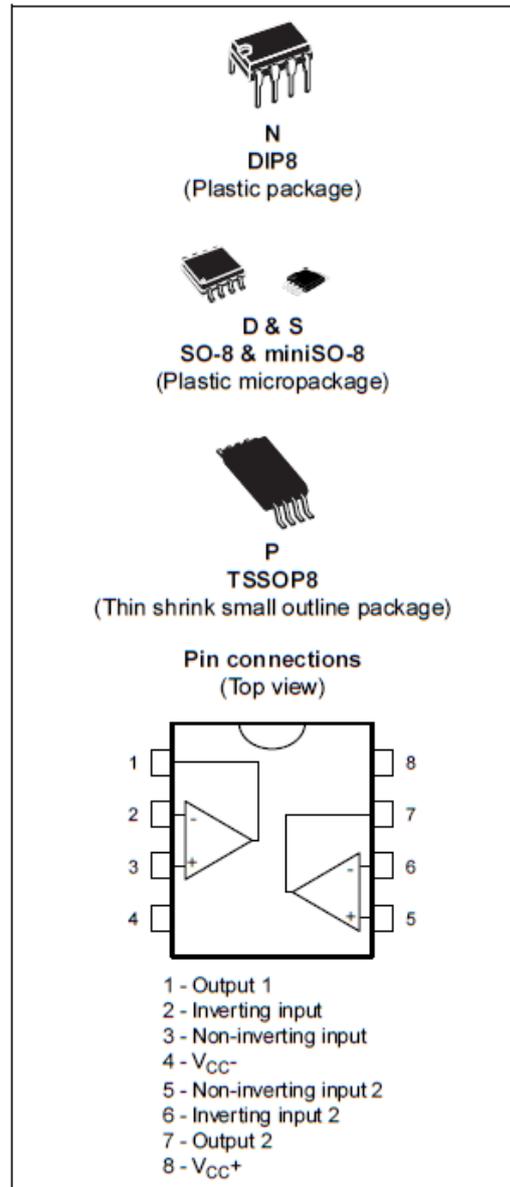
- Internally frequency compensated
- Large DC voltage gain: 100 dB
- Wide bandwidth (unity gain): 1.1 MHz (temperature compensated)
- Very low supply current per operator essentially independent of supply voltage
- Low input bias current: 20 nA (temperature compensated)
- Low input offset voltage: 2 mV
- Low input offset current: 2 nA
- Input common-mode voltage range includes negative rails
- Differential input voltage range equal to the power supply voltage
- Large output voltage swing 0 V to  $(V_{CC}^+ - 1.5V)$

#### Description

These circuits consist of two independent, high-gain, internally frequency-compensated op-amps which are designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. The low power supply drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, DC gain blocks and all the conventional op-amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, these circuits can be directly supplied with the standard +5 V which is used in logic systems and will easily provide the required interface electronics without requiring any additional power supply.

In linear mode, the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage.



## A.8. HC – SR04



Tech Support: [services@elecfreaks.com](mailto:services@elecfreaks.com)

### Ultrasonic Ranging Module HC - SR04

#### Product features:

Ultrasonic ranging module HC - SR04 provides 2cm - 400cm non-contact measurement function, the ranging accuracy can reach to 3mm. The module includes ultrasonic transmitters, receiver and control circuit. The basic principle of work:

- (1) Using IO trigger for at least 10us high level signal,
- (2) The Module automatically sends eight 40 kHz and detect whether there is a pulse signal back.
- (3) IF the signal back, through high level , time of high output IO duration is the time from sending ultrasonic to returning.

Test distance = (high level time × velocity of sound (340M/S) / 2,

#### Wire connecting direct as following:

- 5V Supply
- Trigger Pulse Input
- Echo Pulse Output
- 0V Ground

#### Electric Parameter

Working Voltage	DC 5 V
Working Current	15mA
Working Frequency	40Hz
Max Range	4m
Min Range	2cm
Measuring Angle	15 degree
Trigger Input Signal	10uS TTL pulse
Echo Output Signal	Input TTL level signal and the range in proportion
Dimension	45*20*15mm

Figura A.8. HC-SR04. [61]

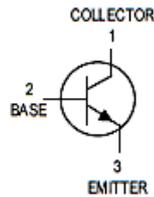
# A.9. BC548

**MOTOROLA**  
SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA

Order this document  
by BC546/D

## Amplifier Transistors

NPN Silicon



**BC546, B**  
**BC547, A, B, C**  
**BC548, A, B, C**



CASE 29-04, STYLE 17  
TO-92 (TO-226AA)

### MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	BC 546	BC 547	BC 548	Unit
Collector-Emitter Voltage	V <sub>CEO</sub>	65	45	30	V <sub>dc</sub>
Collector-Base Voltage	V <sub>CBO</sub>	80	50	30	V <sub>dc</sub>
Emitter-Base Voltage	V <sub>EBO</sub>	6.0			V <sub>dc</sub>
Collector Current — Continuous	I <sub>C</sub>	100			mA <sub>dc</sub>
Total Device Dissipation @ T <sub>A</sub> = 25°C Derate above 25°C	P <sub>D</sub>	625	5.0		mW mW/°C
Total Device Dissipation @ T <sub>C</sub> = 25°C Derate above 25°C	P <sub>D</sub>	1.5	12		Watt mW/°C
Operating and Storage Junction Temperature Range	T <sub>J</sub> , T <sub>stg</sub>	-55 to +150			°C

### THERMAL CHARACTERISTICS

Characteristic	Symbol	Max	Unit
Thermal Resistance, Junction to Ambient	R <sub>θJA</sub>	200	°C/W
Thermal Resistance, Junction to Case	R <sub>θJC</sub>	83.3	°C/W

### ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T<sub>A</sub> = 25°C unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
<b>OFF CHARACTERISTICS</b>					
Collector-Emitter Breakdown Voltage (I <sub>C</sub> = 1.0 mA, I <sub>B</sub> = 0)	BC546 BC547 BC548	V <sub>(BR)CEO</sub>	65 45 30	— — —	V
Collector-Base Breakdown Voltage (I <sub>C</sub> = 100 μA <sub>dc</sub> )	BC546 BC547 BC548	V <sub>(BR)CBO</sub>	80 50 30	— — —	V
Emitter-Base Breakdown Voltage (I <sub>E</sub> = 10 μA, I <sub>C</sub> = 0)	BC546 BC547 BC548	V <sub>(BR)EBO</sub>	6.0 6.0 6.0	— — —	V
Collector Cutoff Current (V <sub>CE</sub> = 70 V, V <sub>BE</sub> = 0) (V <sub>CE</sub> = 50 V, V <sub>BE</sub> = 0) (V <sub>CE</sub> = 35 V, V <sub>BE</sub> = 0) (V <sub>CE</sub> = 30 V, T <sub>A</sub> = 125°C)	BC546 BC547 BC548 BC546/547/548	I <sub>CES</sub>	— — — —	0.2 0.2 0.2 —	nA μA

REV 1

© Motorola, Inc. 1996



Figura A.9. BC548. [62]

# A.10. BC337

**KEC**

**SEMICONDUCTOR  
TECHNICAL DATA**

**BC337**

EPITAXIAL PLANAR NPN TRANSISTOR

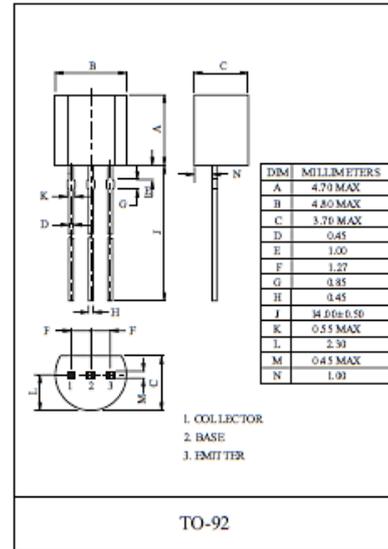
GENERAL PURPOSE APPLICATION.  
SWITCHING APPLICATION.

**FEATURES**

- High Current :  $I_C=800\text{mA}$ .
- DC Current Gain :  $h_{FE}=100\text{--}630$  ( $V_{CE}=1\text{V}$ ,  $I_C=100\text{mA}$ ).
- For Complementary with PNP type BC327.

**MAXIMUM RATING ( $T_a=25^\circ\text{C}$ )**

CHARACTERISTIC	SYMBOL	RATING	UNIT
Collector-Base Voltage	$V_{CBO}$	50	V
Collector-Emitter Voltage	$V_{CEO}$	45	V
Emitter-Base Voltage	$V_{EBO}$	5	V
Collector Current	$I_C$	800	mA
Emitter Current	$I_E$	-800	mA
Collector Power Dissipation	$P_C$	625	mW
Junction Temperature	$T_J$	150	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range	$T_{stg}$	-55--150	$^\circ\text{C}$



**ELECTRICAL CHARACTERISTICS ( $T_a=25^\circ\text{C}$ )**

CHARACTERISTIC	SYMBOL	TEST CONDITION	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Collector Cut-off Current	$I_{CBO}$	$V_{CB}=45\text{V}$ , $I_E=0$	-	-	100	nA
DC Current Gain (Note)	$h_{FE}$	$V_{CE}=1\text{V}$ , $I_C=100\text{mA}$	100	-	630	
Collector-Emitter Saturation Voltage	$V_{CE(sat)}$	$I_C=500\text{mA}$ , $I_B=50\text{mA}$	-	-	0.7	V
Base-Emitter Voltage	$V_{BE(on)}$	$V_{CE}=1\text{V}$ , $I_C=300\text{mA}$	-	-	1.2	V
Transition Frequency	$f_T$	$V_{CE}=5\text{V}$ , $I_C=10\text{mA}$ , $f=100\text{MHz}$	-	100	-	MHz
Collector Output Capacitance	$C_{ob}$	$V_{CB}=10\text{V}$ , $f=1\text{MHz}$ , $I_E=0$	-	16	-	pF

Note :  $h_{FE}$  Classification none:100--630, 16:100--250, 25:160--400, 40:250--630

# A.11. 4N29



## GENERAL PURPOSE 6-PIN PHOTODARLINGTON OPTOCOUPLEDERS

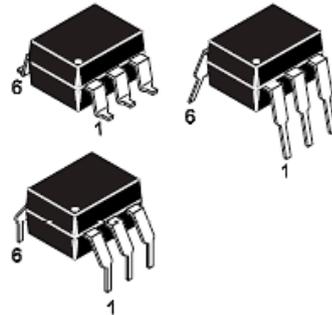
### DESCRIPTION

The 4N29, 4N30, 4N31, 4N32, 4N33 have a gallium arsenide infrared emitter optically coupled to a silicon planar photodarlington.

4N29	4N30	4N31	4N32	4N33
------	------	------	------	------

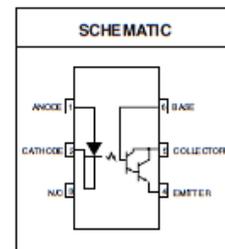
### FEATURES

- High sensitivity to low input drive current
- Meets or exceeds all JEDEC Registered Specifications
- VDE 0884 approval available as a test option -add option .300. (e.g., 4N29.300)



### APPLICATIONS

- Low power logic circuits
- Telecommunications equipment
- Portable electronics
- Solid state relays
- Interfacing coupling systems of different potentials and impedances.



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (T <sub>A</sub> = 25°C Unless otherwise specified.)			
Parameter	Symbol	Value	Units
<b>TOTAL DEVICE</b>			
Storage Temperature	T <sub>STG</sub>	-55 to +150	°C
Operating Temperature	T <sub>OPR</sub>	-55 to +100	°C
Lead Solder Temperature	T <sub>SOL</sub>	260 for 10 sec	°C
Total Device Power Dissipation @ T <sub>A</sub> = 25°C	P <sub>D</sub>	250	mW
Derate above 25°C		3.3	mW/°C
<b>EMITTER</b>			
Continuous Forward Current	I <sub>F</sub>	80	mA
Reverse Voltage	V <sub>R</sub>	3	V
Forward Current - Peak (300 μs, 2% Duty Cycle)	I <sub>F(pk)</sub>	3.0	A
LED Power Dissipation @ T <sub>A</sub> = 25°C	P <sub>D</sub>	150	mW
Derate above 25°C		2.0	mW/°C
<b>DETECTOR</b>			
Collector-Emitter Breakdown Voltage	BV <sub>CEO</sub>	30	V
Collector-Base Breakdown Voltage	BV <sub>CBO</sub>	30	V
Emitter-Collector Breakdown Voltage	BV <sub>ECO</sub>	5	V
Detector Power Dissipation @ T <sub>A</sub> = 25°C	P <sub>D</sub>	150	mW
Derate above 25°C		2.0	mW/°C
Continuous Collector Current	I <sub>C</sub>	150	mA

4/25/00 200038B

Figura A.11. 4N29. [64]

# A.12. AD620



## Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

### AD620

**FEATURES**

**EASY TO USE**

Gain Set with One External Resistor

(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)

Higher Performance than Three Op Amp IA Designs

Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging

Low Power, 1.3 mA max Supply Current

**EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")**

50  $\mu$ V max, Input Offset Voltage

0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift

1.0 nA max, Input Bias Current

100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

**LOW NOISE**

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ , @ 1 kHz, Input Voltage Noise

0.28  $\mu$ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

**EXCELLENT AC SPECIFICATIONS**

120 kHz Bandwidth (G = 100)

15  $\mu$ s Settling Time to 0.01%

**APPLICATIONS**

Weigh Scales

ECG and Medical Instrumentation

Transducer Interface

Data Acquisition Systems

Industrial Process Controls

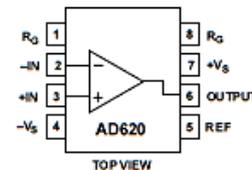
Battery Powered and Portable Equipment

**PRODUCT DESCRIPTION**

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

**CONNECTION DIAGRAM**

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q) and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V max and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one amp per channel.

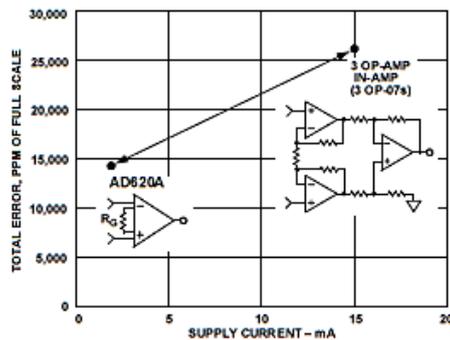


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

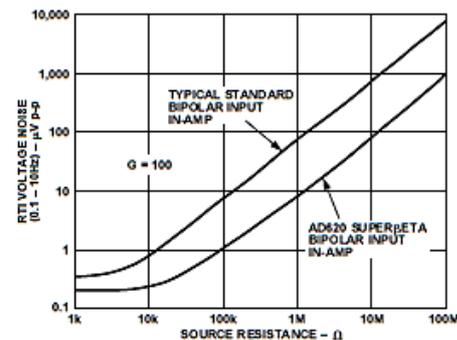


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

**REV. E**

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
 Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>  
 Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc. 1999

Figura A.12 AD620. [65]

## A.13. Arduino® Mega 2560



### Arduino® MEGA 2560 Rev3

Product Reference Manual  
SKU: A000067



#### Description

Arduino® Mega 2560 is an exemplary development board dedicated for building extensive applications as compared to other maker boards by Arduino. The board accommodates the ATmega2560 microcontroller, which operates at a frequency of 16 MHz. The board contains 54 digital input/output pins, 16 analog inputs, 4 UARTs (hardware serial ports), a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button.

#### Target Areas

3D Printing, Robotics, Maker

## A.14. Atmega 2560

### Features

- **High Performance, Low Power AVR® 8-Bit Microcontroller**
- **Advanced RISC Architecture**
  - 135 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
  - 32 x 8 General Purpose Working Registers
  - Fully Static Operation
  - Up to 16 MIPS Throughput at 16 MHz
  - On-Chip 2-cycle Multiplier
- **Non-volatile Program and Data Memories**
  - 64K/128K/256K Bytes of In-System Self-Programmable Flash  
Endurance: 10,000 Write/Erase Cycles
  - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits  
In-System Programming by On-chip Boot Program  
True Read-While-Write Operation
  - 4K Bytes EEPROM  
Endurance: 100,000 Write/Erase Cycles
  - 8K Bytes Internal SRAM
  - Up to 64K Bytes Optional External Memory Space
  - Programming Lock for Software Security
- **JTAG (IEEE std. 1149.1 compliant) Interface**
  - Boundary-scan Capabilities According to the JTAG Standard
  - Extensive On-chip Debug Support
  - Programming of Flash, EEPROM, Fuses, and Lock Bits through the JTAG Interface
- **Peripheral Features**
  - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
  - Four 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare- and Capture Mode
  - Real Time Counter with Separate Oscillator
  - Four 8-bit PWM Channels
  - Six/Twelve PWM Channels with Programmable Resolution from 2 to 16 Bits  
(ATmega1281/2561, ATmega640/1280/2560)
  - Output Compare Modulator
  - 8/16-channel, 10-bit ADC
  - Two/Four Programmable Serial USART (ATmega1281/2561, ATmega640/1280/2560)
  - Master/Slave SPI Serial Interface
  - Byte Oriented 2-wire Serial Interface
  - 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**
  - 51/86 Programmable I/O Lines (ATmega1281/2561, ATmega640/1280/2560)
  - 64-lead (ATmega1281/2561)
  - 100-lead (ATmega640/1280/2560)
  - 100-lead TQFP (64-lead TQFP Option)
- **Temperature Range:**
  - -40°C to 85°C Industrial
- **Speed Grade:**
  - ATmega1281/2561V/ATmega640/1280/2560V:  
0 - 4 MHz @ 1.8 - 5.5V, 0 - 8 MHz @ 2.7 - 5.5V
  - ATmega640/1280/1281/2560/2561:  
0 - 8 MHz @ 2.7 - 5.5V, 0 - 16 MHz @ 4.5 - 5.5V



8-bit **AVR®**  
Microcontroller  
with 256K Bytes  
In-System  
Programmable  
Flash

ATmega1281/25  
61/V  
ATmega640/128  
0/2560/V

Advance  
Information

2549A-AVR-03/05



Figura A.14. Atmega 2560. [67]

## A.15. Pantalla Táctil LCD TFT 2.4



LMCP2024BQN3-4RA1

### 1. General Description

This display module is a transmissive type color active matrix TFT (Thin Film Transistor) liquid crystal display (LCD) that uses amorphous silicon TFT as a switching device. This module is composed of a TFT LCD module, a driver circuit, and a back-light unit.

The resolution of a 2.4" contains 240 (RGB) x 320 dots and can display up to 262k colors.

### 2. Module Parameter

Features	Details	Unit
Display Size(Diagonal)	2.4"	-
LCD type	α-Si TFT	-
Support interface mode	MCU SPI RGB	-
Display Mode	TN/ Normally white	-
Resolution	240 RGB x 320	-
View Direction	12 O'clock	Best image
Grayscale Inversion Direction	6 O'clock	-
Module Outline	42.72(H) x 60.26(V) x 2.2 (T)	mm
TP Outline	42.32(H) x 59.26(V) x 1.0(T)	mm
TP Viewing Area	38.72 (H) x 57.92 (V)	mm
TP Active Area	37.72 (H) x 53.16 (V)	mm
Active Area	36.72 (H) x 48.96 (V)	mm
Viewing Area	N/A	mm
Pixel Size	0.153(H) x 0.153 (V)	mm
Pixel Arrangement	Stripe	-
Display Colors	262K	-
Interface	System parallel interface	-
Driver IC	ILI9341	-
Operating Temperature	-20~70	°C
Storage Temperature	-30~80	°C
LCM brightness	210	cd / m <sup>2</sup>
Weight	TBD	g

### 3. Absolute Maximum Ratings

V<sub>SS</sub>=0V, Ta=25°C

Item	Symbol	Min.	Max.	Unit	
Supply Voltage	Power supply	VCC	-0.3	+4.6	V
	Analog	VCI	-	-	V
	IO	IOVCC	-	-	V
Input Voltage	V <sub>i</sub>	-0.3	IOVCC+0.3	V	
Storage temperature	T <sub>stg</sub>	-30	+80	°C	
Operating temperature	T <sub>op</sub>	-20	+70	°C	
Storage humidity	H <sub>stg</sub>	10	Note 1	%RH	
Operating humidity	H <sub>op</sub>	10	Note 1	%RH	

Note 1: 90%RH max, if Ta is below 50°C; 60%RH max, if Ta is over 60°C.



Figura A.15. Pantalla táctil LCD TFT 2.4. [68]

# A.16. MAP-AM-265

**mitsumi**

## Micro Air Pump Motor MAP-AM-265

DC Mini-Motors

### APPLICATIONS

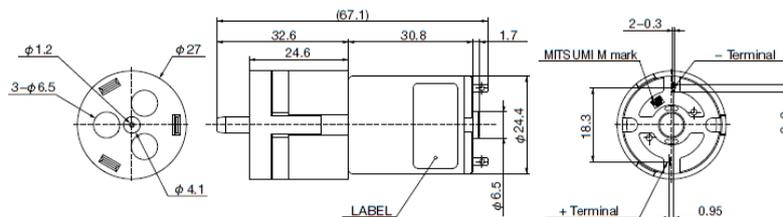
Blood Pressure monitor for Arm type



### SPECIFICATIONS

Items	Specifications	Conditions
Rated Voltage	6.0V	
Voltage Range	5.0~7.0V	
Pressing Time	11.5sec or less	Time to add pressure from 0 to 300mmHg to a tank of 500cc by rated voltage (DC 6V).
Current Consumption	430mA or less	Maximum current during adding pressure from 0 to 300mmHg to a tank of 500cc by rated voltage(DC 6V).
Leakage of Air	3.0mmHg/min or less	Decrease of pressure at 30 second after stop pumping to a tank of 500cc up to 40±10mmHg and 300 ± 10mmHg.
Maximum Pressure	400mmHg or more	
Noise	55.0dB or less	Noise at 30cm from the pump.

### DIMENSIONS



Unit : mm

• Any products mentioned in this catalog are subject to any modification in their appearance and others for improvements without prior notification.  
 • The details listed here are not a guarantee of the individual products at the time of ordering. When using the products, you will be asked to check their specifications.

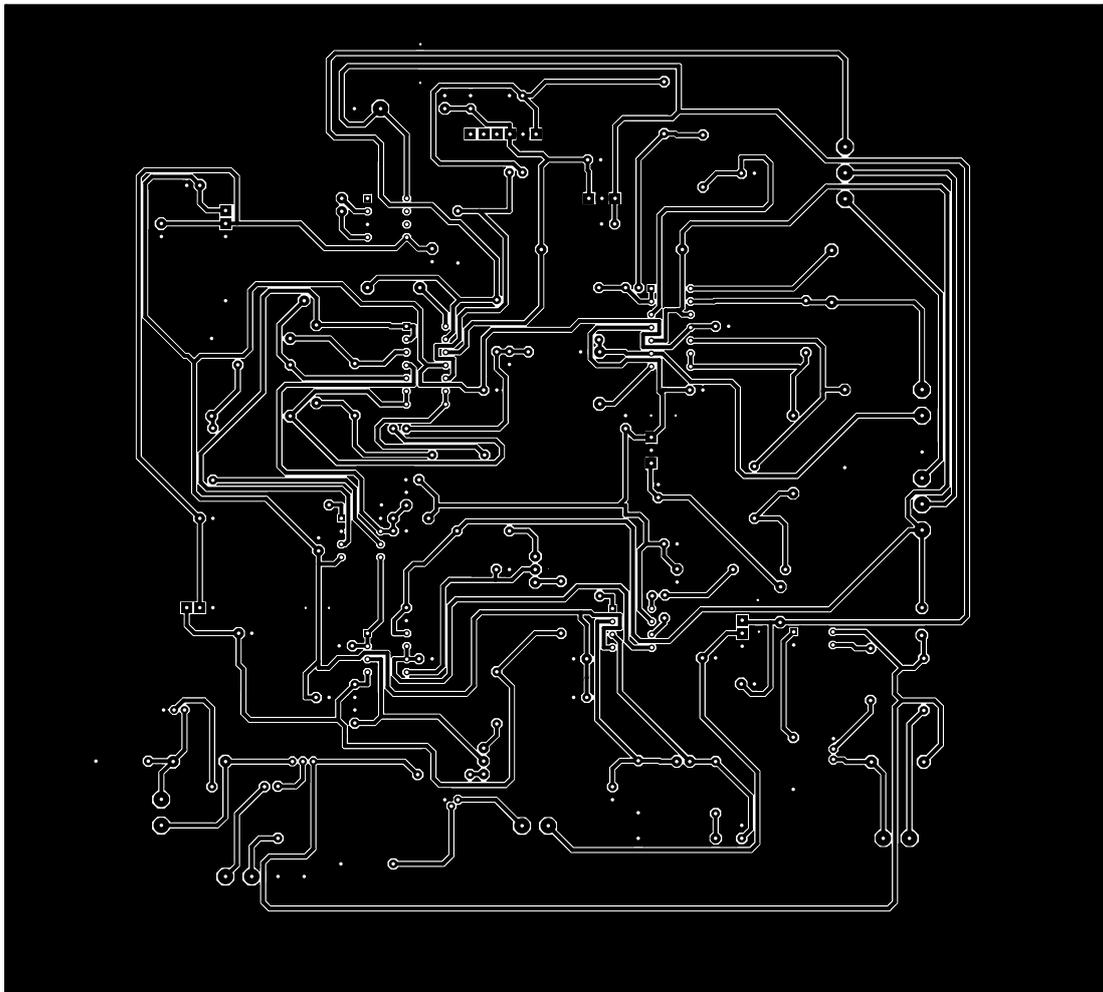
Figura A.16 .MAP-AM-265. [69]

## Apéndice B

### B. Diseño de PCB

Seguidamente, se presenta un resumen del PCB que se ha diseñado para la fabricación del prototipo.

#### B.1. PCB



*Figura. B.1.1. Capa de fabricación del PCB. [70]*

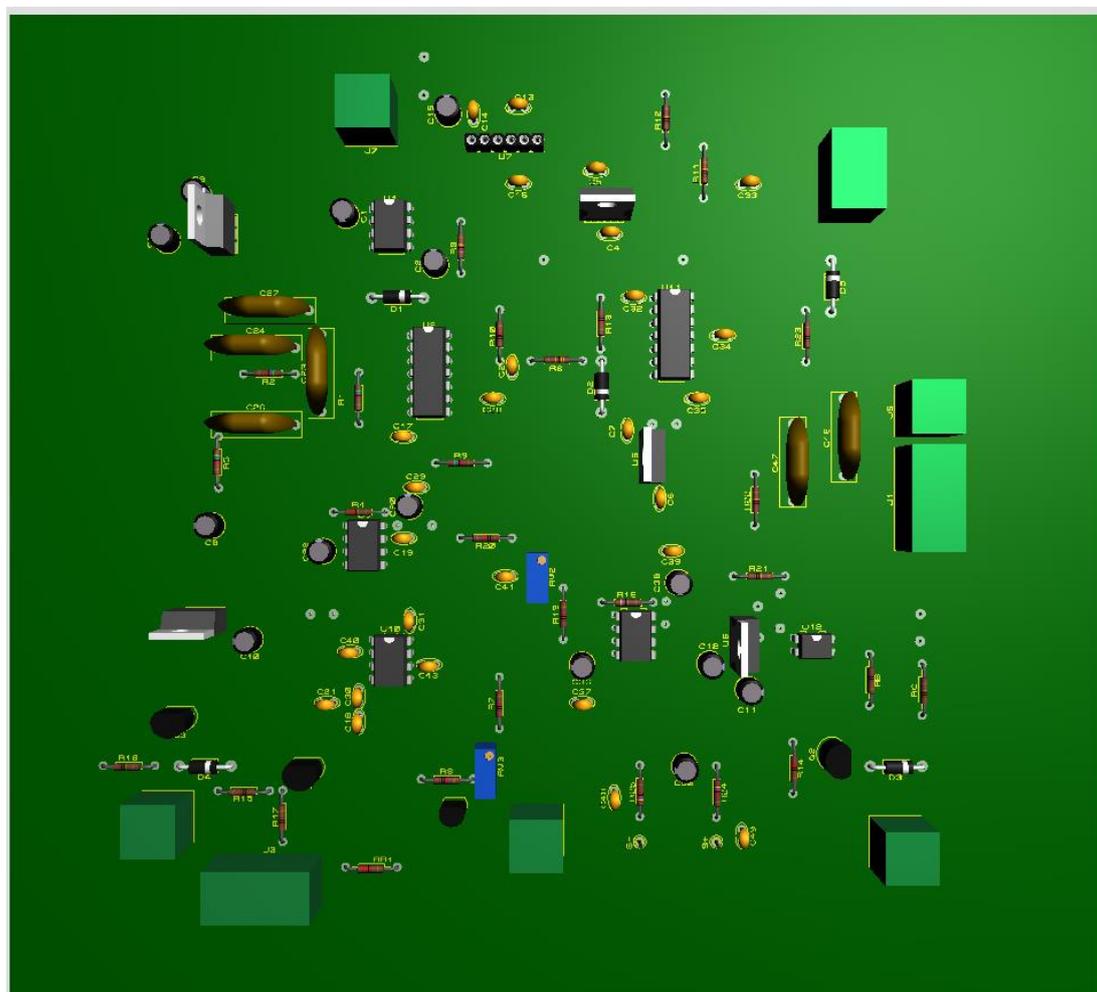
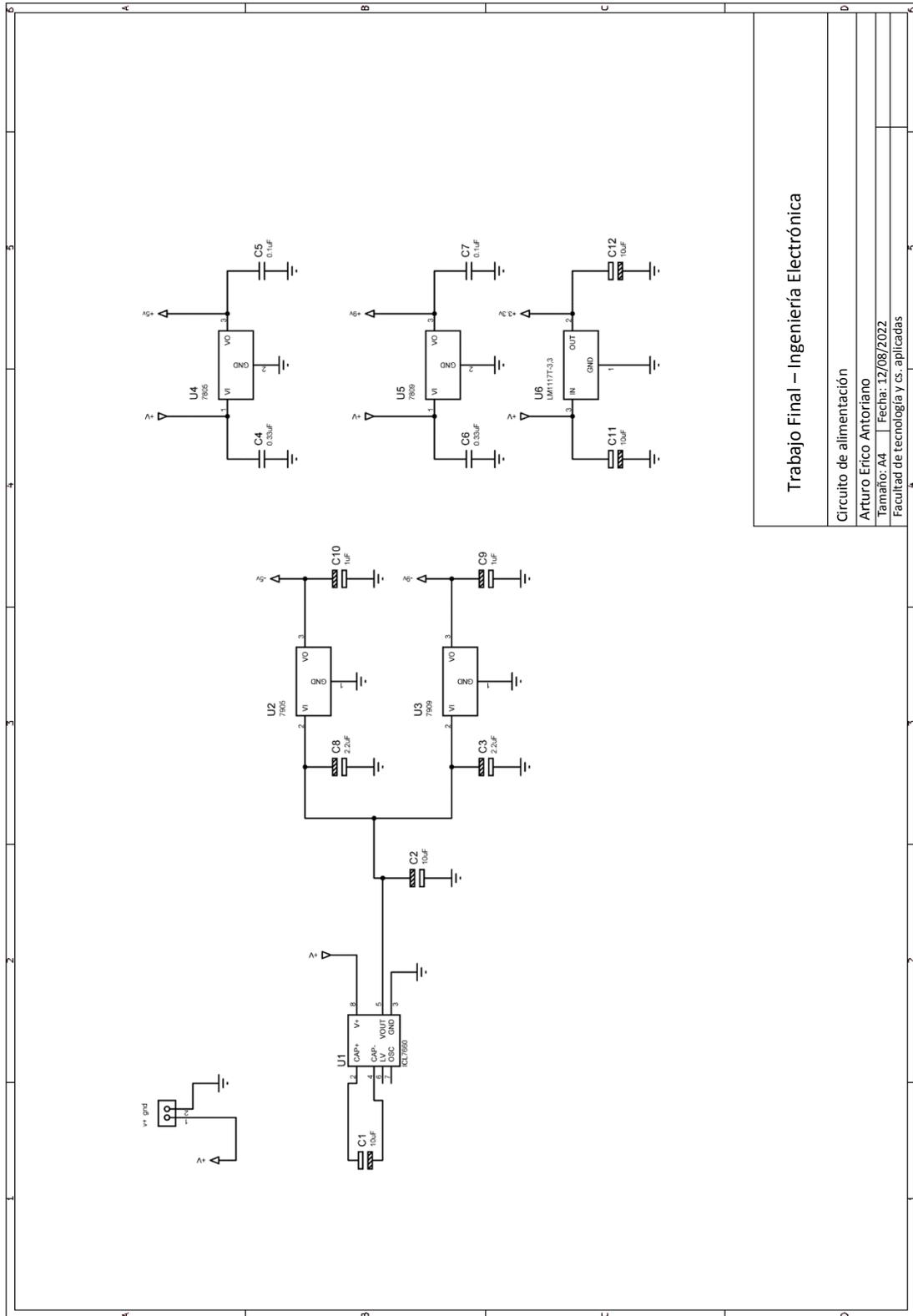
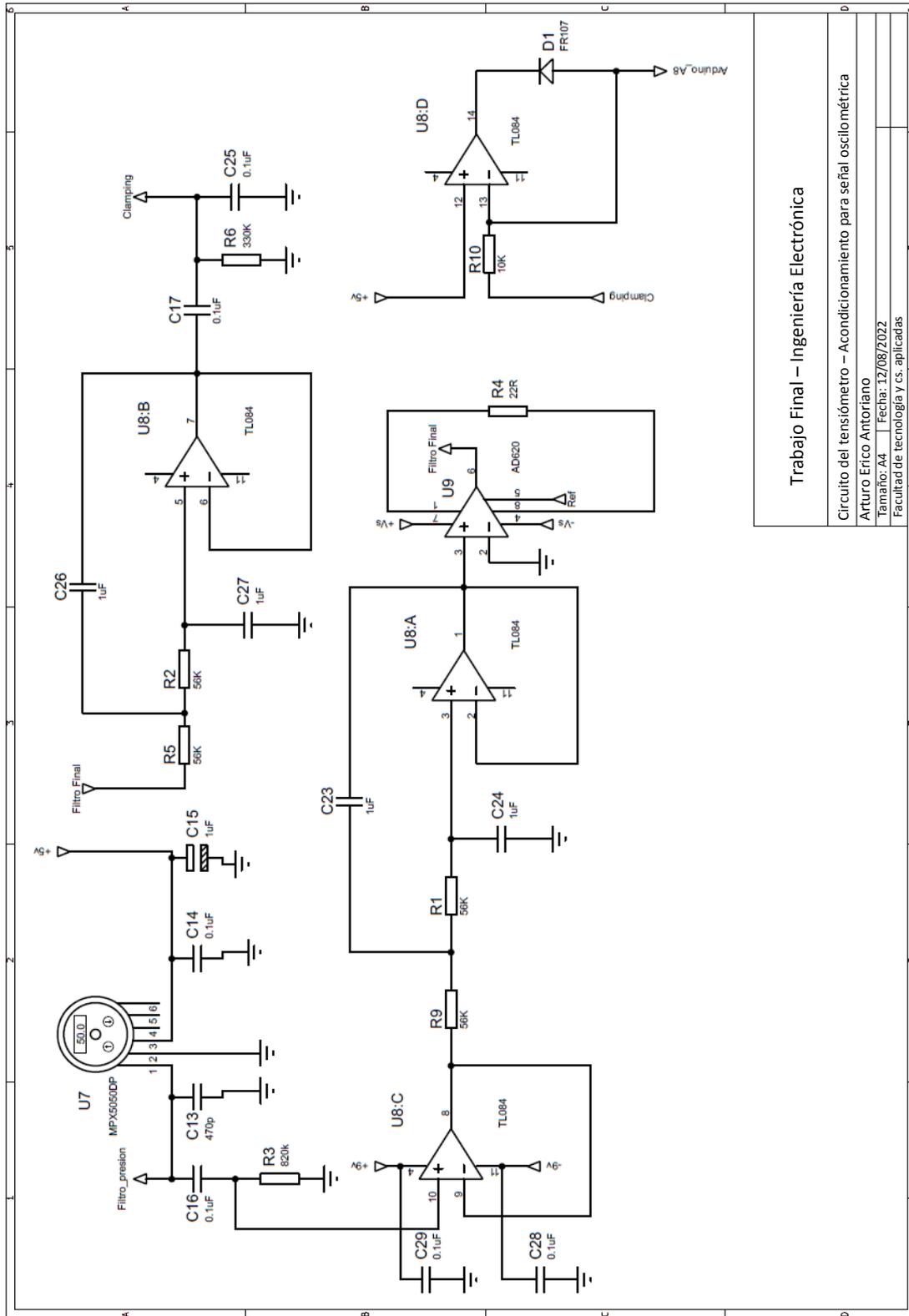


Figura. B.1.2. Imagen de superior de la placa PCB

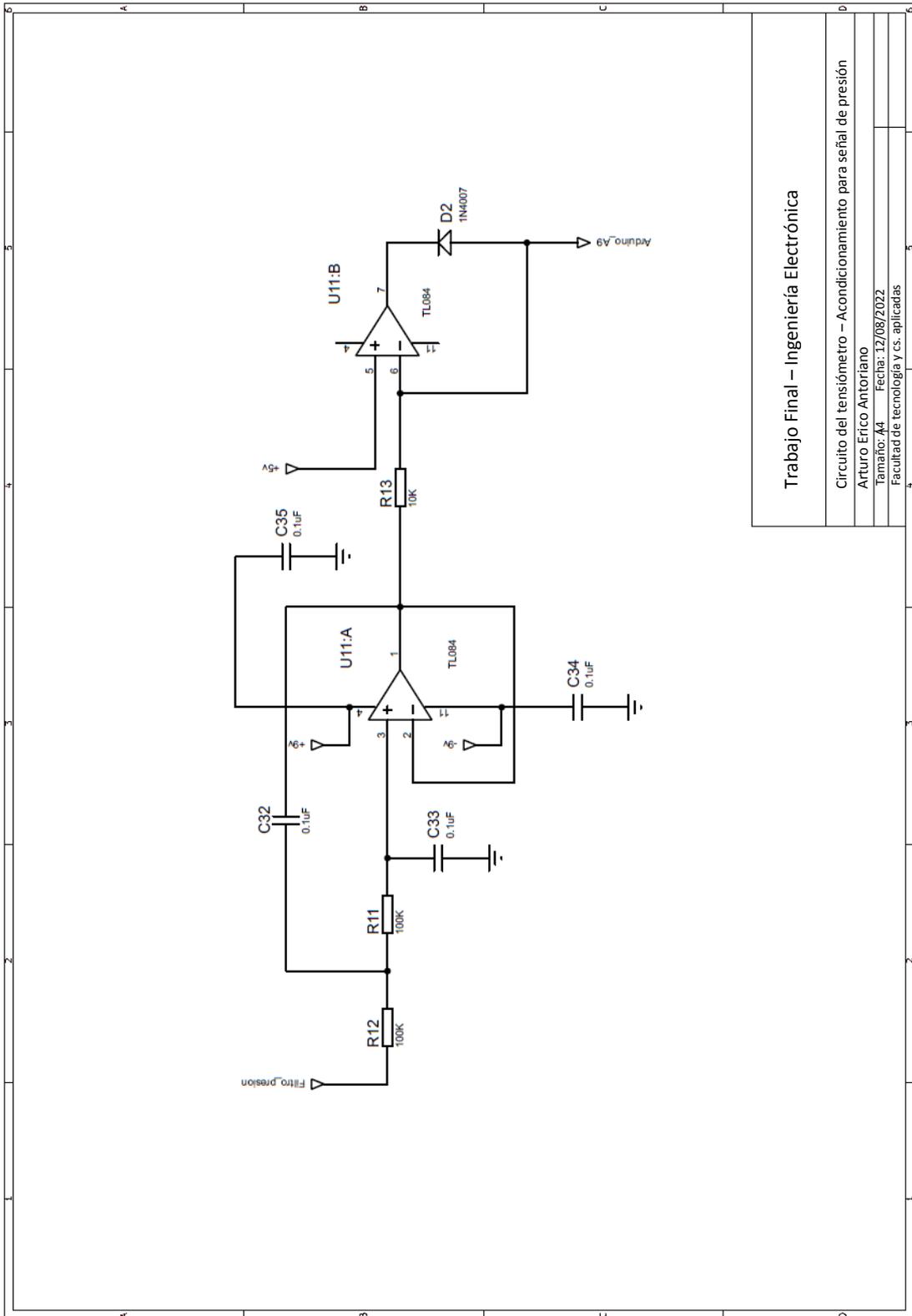
## B.2. Diseño esquemático





Trabajo Final – Ingeniería Electrónica

Circuito del tensiómetro – Acondicionamiento para señal oscilométrica  
 Arturo Erico Antoriano  
 Tamaño: A4 Fecha: 12/08/2022  
 Facultad de tecnología y cs. aplicadas



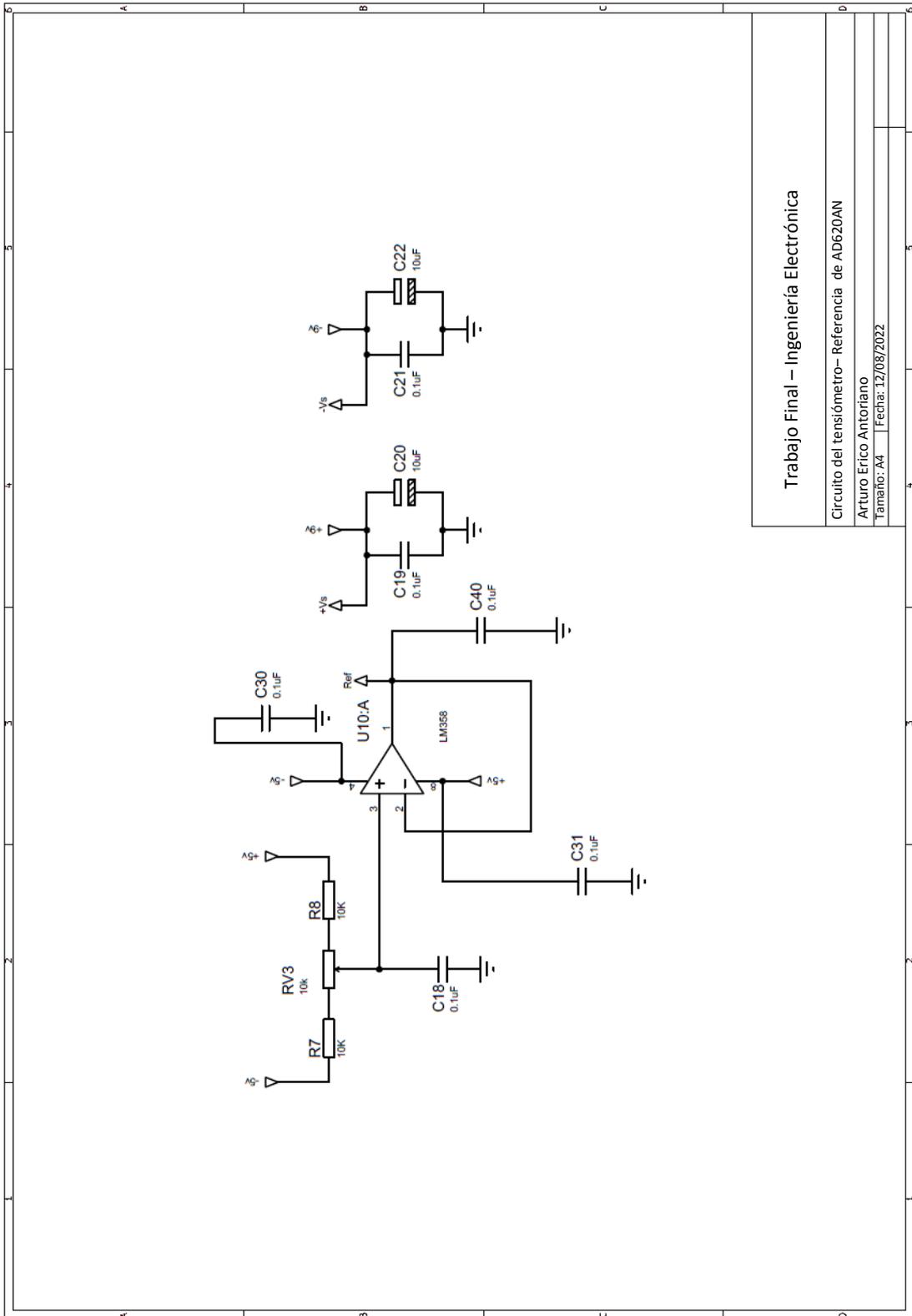
Trabajo Final – Ingeniería Electrónica

Circuito del tensiómetro – Acondicionamiento para señal de presión

Arturo Erico Antoriano

Tamaño: 44 Fecha: 12/08/2022

Facultad de tecnología y cs. aplicadas

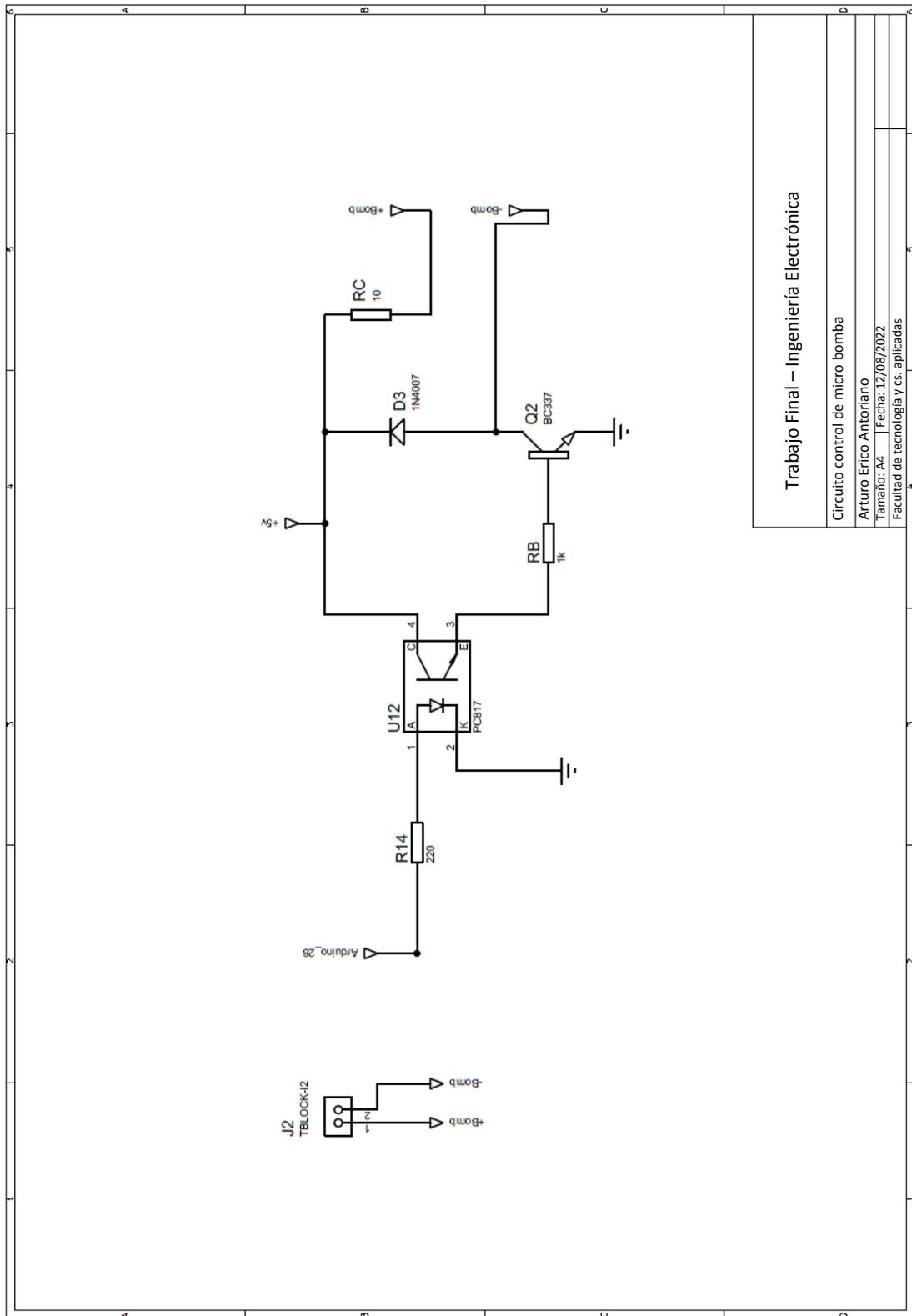


Trabajo Final – Ingeniería Electrónica

Circuito del tensiómetro – Referencia de AD620AN

Arturo Erico Antoriano

Tamaño: A4 | Fecha: 12/08/2022



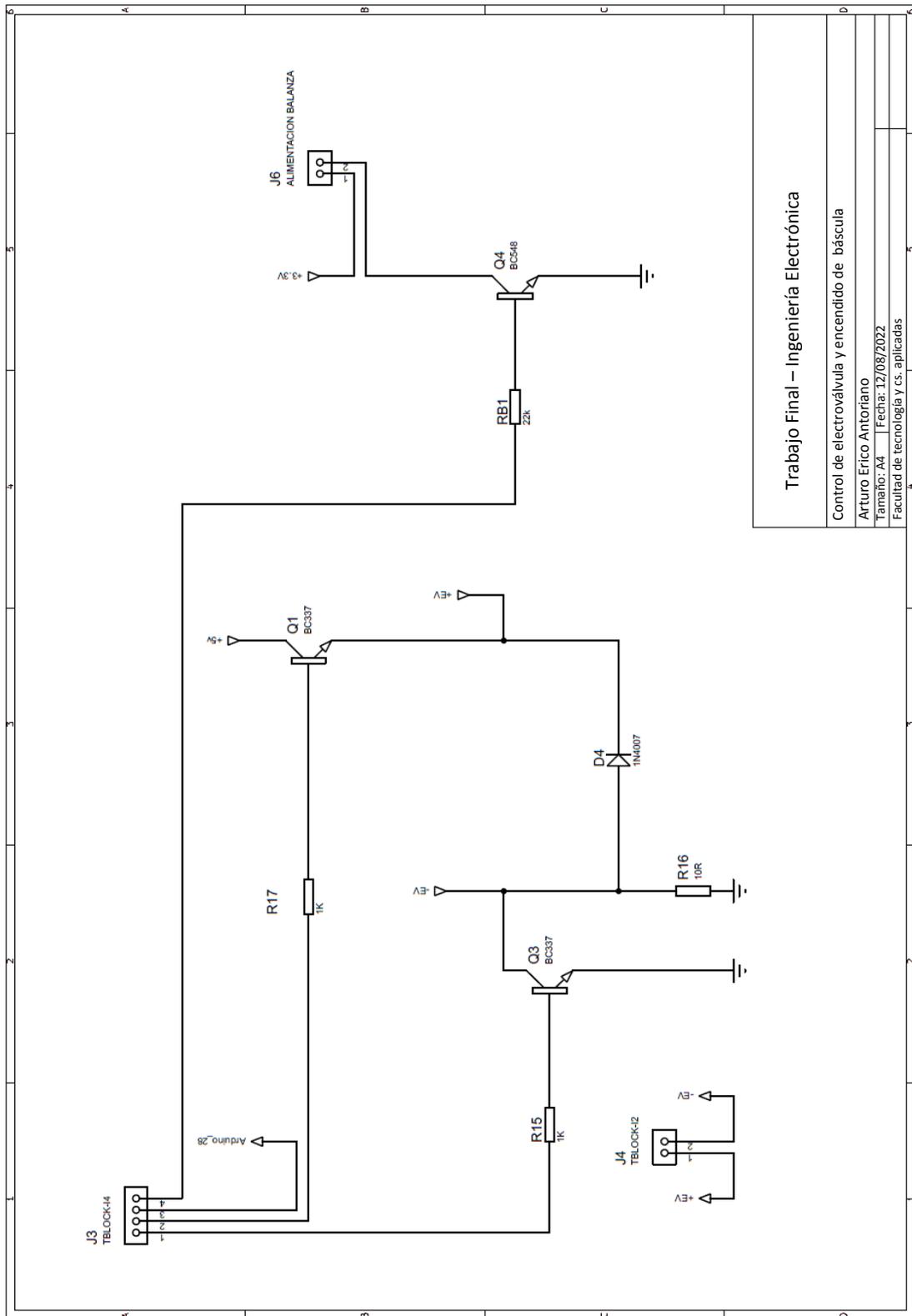
Trabajo Final – Ingeniería Electrónica

Circuito control de micro bomba

Arturo Erico Antoriano

Tamaño: A4 | Fecha: 12/08/2022

Facultad de tecnología y cs. aplicadas



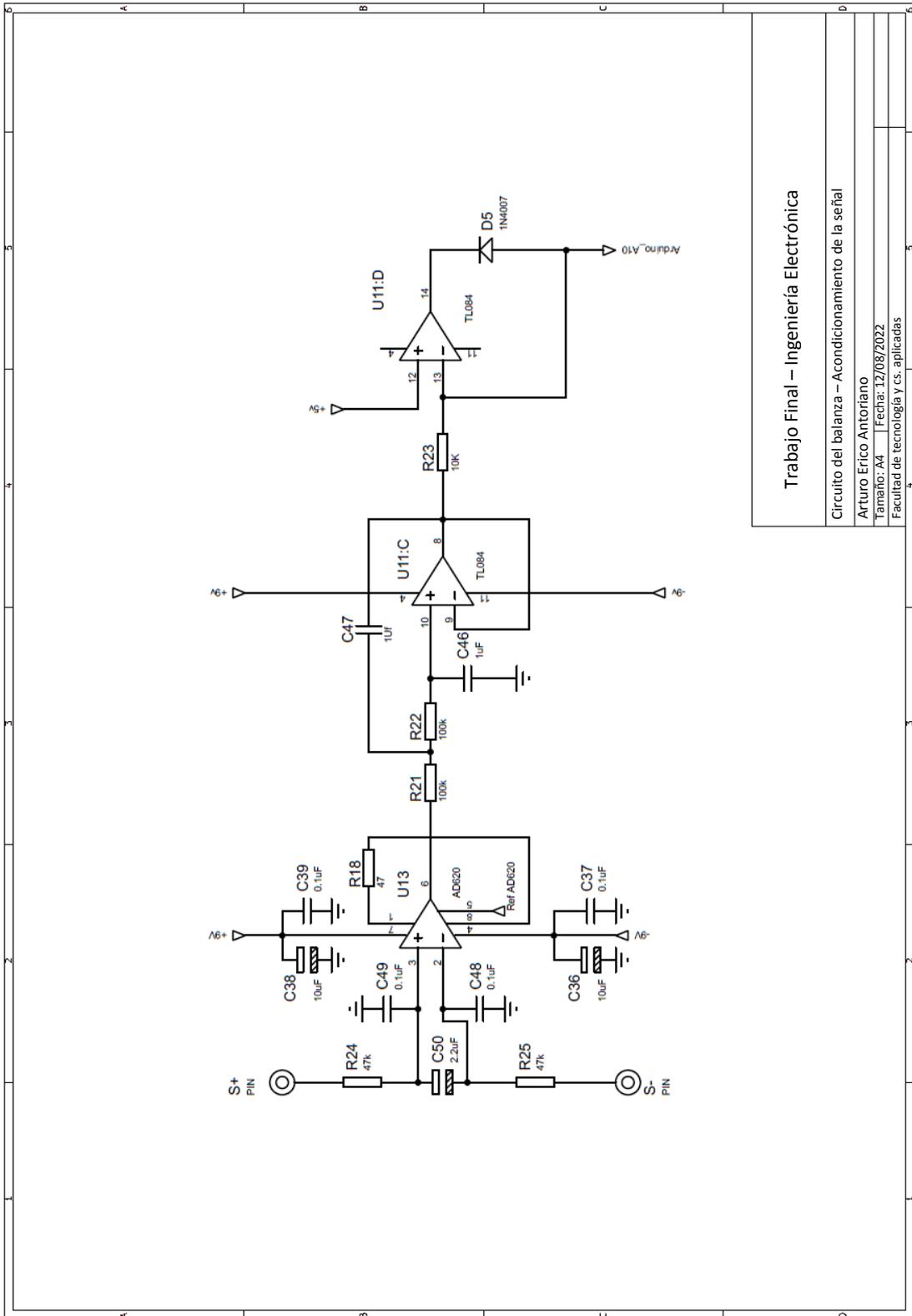
Trabajo Final – Ingeniería Electrónica

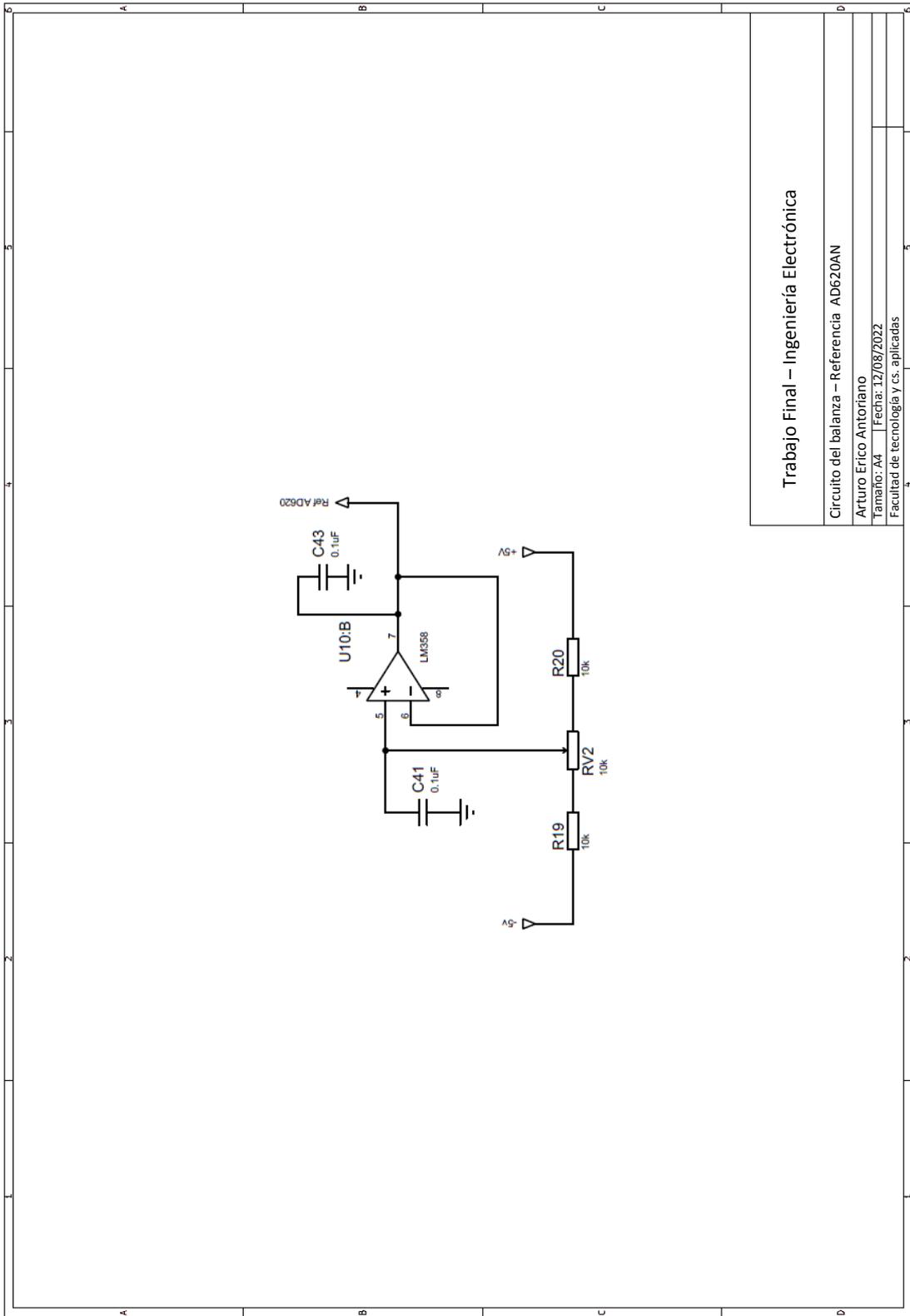
Control de electroválvula y encendido de báscula

Arturo Erico Antoriano

Tamaño: A4 | Fecha: 12/08/2022

Facultad de tecnología y cs. aplicadas





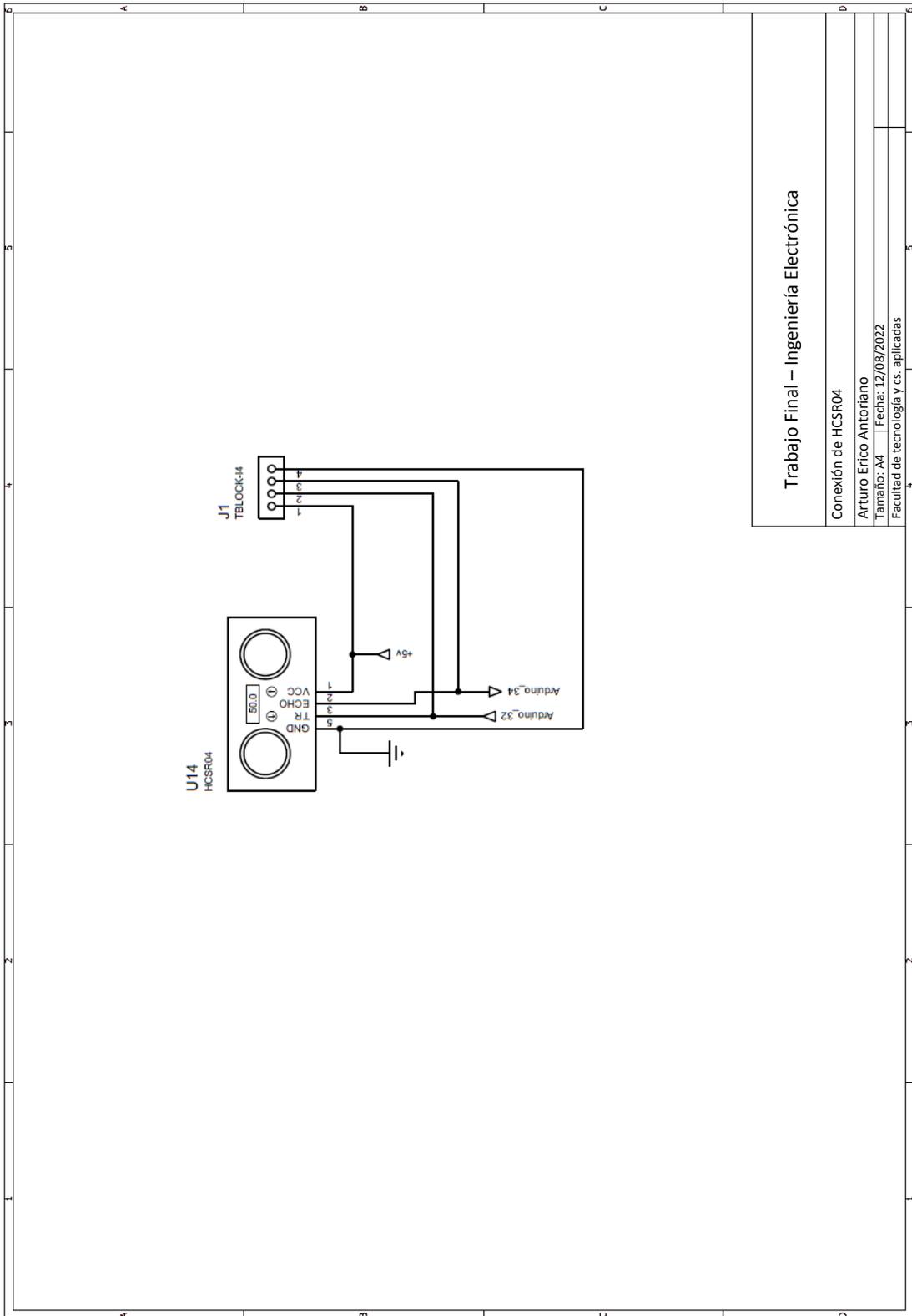
Trabajo Final – Ingeniería Electrónica

Circuito del balanza – Referencia AD620AN

Arturo Erico Antoriano

Tamaño: A4 | Fecha: 12/08/2022

Facultad de tecnología y cs. aplicadas



Trabajo Final – Ingeniería Electrónica

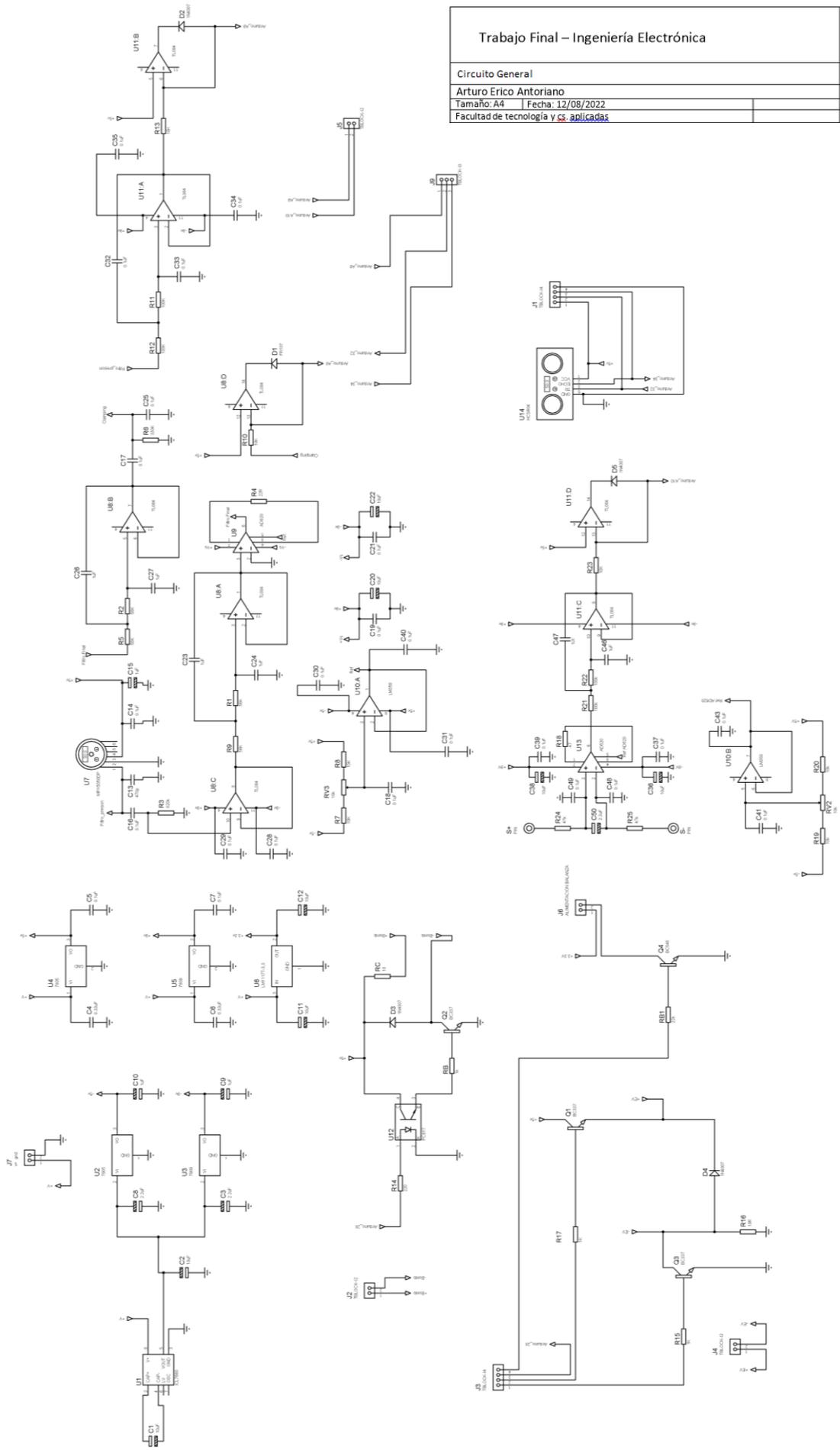
Conexión de HCSR04

Arturo Erico Antoriano

Tamaño: A4 | Fecha: 12/08/2022

Facultad de tecnología y cs. aplicadas

<b>Trabajo Final – Ingeniería Electrónica</b>	
Circuito General	
Arturo Erico Antoriano	
Tamaño: A4	Fecha: 12/08/2022
Facultad de tecnología y <a href="#">cs. aplicadas</a>	



## Apéndice C

### C. Costo de materiales

A continuación, se presenta en detalle, el costo total requerido para la fabricación de una unidad de prototipo.

Componente	Cantidad	Precio unitario	Subtotal
Capacitor electrolítico	13	0,07	0,91
Capacitor cerámico	27	0,08	2,16
Capacitor poliester	6	0,63	3,78
Resistencias	28	0,02	0,56
1N4007	4	0,04	0,16
FR107	1	0,17	0,17
Trimpot 134T	2	0,74	1,48
BC337	3	0,29	0,87
BC548B	1	0,7	0,7
4N29	1	0,84	0,84
AD620	2	11,98	23,96
LM358	1	1,03	1,03
TL084A	2	1,91	3,82
LM7805	1	0,95	0,95
LM7809	1	1,18	1,18
LM1117	1	1,85	1,85
LM7905	1	1,79	1,79
LM7909	1	2,27	2,27
TC7660S	1	4,1	4,1
HC-SR04	1	4,43	4,43
MPX5050DP	1	83,83	83,83
Arduino Mega 2560	1	51,35	51,35
Placa de cobre virgen 20x20	1	6,22	6,22
Capacitor de tantalio	1	0,071	0,071
Bornera 2 contactos	1	3,8	3,8
<b>TOTAL</b>			<b>u\$s 202,281</b>

Tabla C.1. Costo en materiales. Precios expresados en U\$S para futuras referencias.

Cabe destacar, que elementos como la electroválvula y las celdas de carga no se incluyen en la lista, ya que se recuperaron de artefactos que se encontraban inservibles.

## Apéndice D

### D. Código de programación

```
const int arpin=8;
const int pinmpx=9;
const int ev=24;
const int evd=26;
const int bomba=28;
const int encendido_balanza=30;
const int Trigger = 32; //Pin digital 2 para el Trigger del sensor
const int Echo = 34; //Pin digital 3 para el Echo del sensor
const int bal=10;
int cuenta=0;
int X; // Variables que almacenaran la coordenada
int Y; // X, Y donde presionemos y la variable Z
int Z; // almacenara la presion realizada
int h=0;
int tp;
int l;
int r;
int c=0;
int e;
int j;
int k=0;
int ppm;
int ritmo=0; // indicador para ppm normal, bradicardia o taquicardia
boolean pr=false; // indicador para resultado de tipo de pulso regular o irregular en la
pantalla
boolean positivo; //
```

```
boolean pulso_error=false;
boolean primerpulso=false;
boolean indicador2=false;
boolean indicador1=false;
boolean sis=false;
boolean dia=false;
int i;
int s1;
int ult;
int senalentera;
int senal30entera;
int dif=0;
int v[15];
int cuestionario [9];
int total_cuestionario;
float pulsomax=0.00;
float valor_actual;
float a[65];
float senal[65];
float suma;
float mmhg;
float cien;
float mant;
float senal30;
float senal100;
float senal30100;
float menor50;
float menor80;
float v1;
float num;
float ref=0.00;
```

```
float refb=0.00;
float pm[10];
float pmed;
float s;
float tprom;
float mpx;
float alpha=0.5;
float m=0.00;
float masa;
float imc=41;
float altura;
volatile float m0=0.00;
unsigned long tactualref=0;
volatile unsigned long tactual=0;
volatile unsigned long t1=0;
unsigned long tf=0;
volatile unsigned long t2=0;
volatile float terminar;

#include <Adafruit_GFX.h> // Libreria de graficos
#include <Adafruit_TFTLCD.h> // Libreria de LCD
#include <TouchScreen.h> // Libreria del panel tactil
// Pines necesarios para los 4 pines del panel tactil
#define YP A3
#define XM A2
#define YM 9
#define XP 8
// Definimos la presion máxima y minima que podemos realizar
#define MINPRESSURE 10
#define MAXPRESSURE 1000
```

```
TouchScreen ts = TouchScreen(XP, YP, XM, YM, 0);

#define TS_MINX 150
#define TS_MINY 120
#define TS_MAXX 920
#define TS_MAXY 940

#define LCD_CS A3
#define LCD_CD A2
#define LCD_WR A1
#define LCD_RD A0

#define LCD_RESET A4

#define BLACK 0x0000
#define BLUE 0x001F
#define RED 0xF800
#define GREEN 0x07E0
#define CYAN 0x07FF
#define MAGENTA 0xF81F
#define YELLOW 0xFFE0
#define WHITE 0xFFFF

Adafruit_TFTLCD tft(LCD_CS, LCD_CD, LCD_WR, LCD_RD, LCD_RESET);

#define CUADROX 60
#define CUADROY 55

void setup() {
  digitalWrite(encendido_balanza, LOW);
  pinMode(Trigger, OUTPUT); //pin como salida
  pinMode(Echo, INPUT); //pin como entrada
  digitalWrite(Trigger, LOW); //Inicializamos el pin con 0
  pinMode(ev, OUTPUT);
```

```
pinMode(evd,OUTPUT);
pinMode(bomba,OUTPUT);
analogReference(DEFAULT);
//Serial.begin(9600);
tft.begin(0x9341); // Especificamos el controlador de nuestro LCD.En este caso el ILI9341.

    tft.setRotation(0); // Se establece la pantalla Vertical u Horizontal

tft.setTextSize(4); // Definimos tamaño del texto.
tft.setTextColor(WHITE,BLUE); // Definimos el color del texto
tft.fillScreen(BLUE); //Se limpia pantalla
}
void inflar (void)
{
    while(mmhg<250)
    {
        if(primerpulso==true)
        tactual=millis()-tactualref;
        tf=tactual-t2;
        presion();
        pantalla_presion ();
        leer();
        mant=valor_actual;
        s=mant-m0;
        cien=100.00*s;
        s1=int(cien);
        if(s1<=0)
        mant=m0;
        leer();
        m0=valor_actual;//
        s=valor_actual-mant;
```

```
cien=100.00*s;
s1=int(cien);
if(positivo==true)
{

if(s1<0)
{
if(h>=1)
{
t2=millis()-tactualref;
senal[h]=mant;
tf=0.0;
pantalla_presion ();
if(indicador2==false)
{
if(indicador1==false)
{
if(senal[h]<senal[h-1])
{
pulsomax=senal[h-1];
indicador1=true;
}
}
else
{
if(pulsomax>=senal[h])
{
cuenta++;
if(cuenta==2)
{
indicador2=true;
```

```
        terminar=mmhg;
    }
}
else
{
    indicador1=false;
    cuenta=0;
}
}
}
else
{
if(pulsomax>=6*senal[h])
{
    terminar=mmhg+20.0;
    while(mmhg<terminar)
    {
        presion();
    }
    return;
}
}
}

positivo=false;
primerpulso=true;
h++;
}
if(s1==0)
{
```

```
    }  
  }  
  if(s1>0)  
  {  
    positivo=true;  
  }  
  if( tf>4000 && h==0 )  
  {  
    tft.fillScreen(BLUE);  
    tft.setCursor(110,120);  
    tft.setTextColor(WHITE);  
    tft.println("AJUSTE EL BRAZALETE Y REINICIE");  
    delay(600);  
    return;  
  }  
  if(h>1)  
  {  
    if(tf>=3000)  
    {  
      terminar=mmhg+10.0;  
      while(mmhg<terminar)  
      {  
        presion();  
      }  
      return;  
    }  
  }  
  }  
  tft.setCursor(10,100);  
  tft.println("Maxima presion de inflado");
```

```
delay(600);
h=1;
    }
void midiendo (void)
{
while(tf<=3000)
{
if(i<65)
{
if(i>2)
{
tactual=millis();
tf=tactual-t2;
dif=0;
}
presion();
pantalla_presion ();
leer();
mant=valor_actual;
s=mant-m0;
cien=100.00*s;
s1=int(cien);
if(s1<=0)
mant=m0;
leer();
s=valor_actual-mant;
cien=100.00*s;
s1=int(cien);
if(positivo==true)
{
if(s1<0)
```

```
{
  if(pulso_error==true)
  {
    senal[k]=mant;
    a[k]=mmhg;
    senal30=0.30*senal[k-1];
    senal100=100.00*senal[k];
    senal30100=100.00*senal30;
    senalentera=int(senal100);
    senal30entera=int(senal30100);
    dif=senalentera-senal30entera;
    if(dif>0)
    {
      if(h>=2)
      {

        t2=millis();
        tp=t2-t1;
        t1=t2;

        if(j<15)
        {
          v[j]=tp;
          delay(5);
          j++;
        }
      }
    }
    if (h==1) // para que empiece a guardar desde el segundo pulso los tiempos
    {
      t1=millis();
```

```
    }

    positivo=false;
    h++;
    i++;
    k++;
    delay(1);
    }
}

else
{
    pulso_error=true;
    positivo=false;
}

}

}

if(s1==0)
{

}

if(s1>0)
{
    positivo=true;
}
}
else
{
```

```
tf=3100; // supera el valor de 3000 para salir de la función

}
}
}
void leer(void)
{
    m=(float)analogRead(arpin);
    valor_actual=(alpha*m)+((1-alpha)*valor_actual);
}
void presion(void)
{
    mpx=(float)analogRead(pinmpx);
    v1 = 0.00488 * mpx;
    num = v1 - 0.2;
    mmhg = num / 0.012;
    mmhg=mmhg-ref;
}

    void desinflar(void)
    {
        while(1)
        {
            digitalWrite(ev,LOW);
            digitalWrite(bomba,LOW);
            digitalWrite(evd,LOW);
        }
    }

void arritmia (void) //compara los intervalos de tiempo para deteminar si hay pulso regular
{
    int t,p=0;
```

```
float tlim,tsup,tinf;
for(r=0;r<15;r++)
suma +=v[r];
tprom=suma/15;
tlim=0.25*tprom;
tsup=tprom+tlim;
tinf=tprom-tlim;
for(r=0;r<15;r++)
{
    t=v[r];
    if(tinf<t && t<tsup)
    {
        pr=true;
    }
    else
    {
        p++;
        pr=false;
    }
}
void pulsos(void)
{
    int mult;
    suma=suma/1000; //conversion a segundos

    mult=900;//15 pulsos*60segundos
    ppm=mult/suma;

    if(ppm>100)
```

```
{
    ritmo=1;
    tft.setCursor(80, 95);
    digitalWrite(ev,LOW);
    digitalWrite(bomba,LOW);
    digitalWrite(evd,LOW);

}

if(ppm<60) //while(ppm<=60)
{
    ritmo=2;
    digitalWrite(ev,LOW);
    digitalWrite(bomba,LOW);
    digitalWrite(evd,LOW);
}

if(ppm<=100 && ppm>=60) {
    ritmo=3;
    digitalWrite(ev,LOW);
    digitalWrite(bomba,LOW);
    digitalWrite(evd,LOW);
}

i=0;
}

void pmedia()
{
    i=1;
    c=0;
    do
    {
        if(senal[c]>=senal[i])
        {
```

```
    i++;
}
else
{
    c=i;
    i++;
}
}while(i<ult);
pmed=senal[c];
e=c;
return;
}
void sis_dias()
{
    float ks=0.45,kd=0.55,p_sis,p_dias,pd_sis[65],pd_dias[65],pd_dias_a[65];
    int n=0;
    int f;
    int u;
    int lim;
    p_sis=pmed*ks;
    Serial.print(" p_sis:");
    Serial.println( p_sis);
    p_dias=pmed*kd;
    Serial.print("p_dias:");
    Serial.println(p_dias);
    for(i=0;i<e;i++)
    {
        pd_sis[i]=senal[i]-p_sis;
        pd_sis[i]=abs(pd_sis[i]);
    }
    if(i>1) //para tener dos valores para comparar
```

```
{
if(senal[i]<=senal[i-1])
{
pd_sis[i]=100.00; // le asigno un valor grande, para que no sea comparado
}
}
f=i+1;
u=0;
for(i=f;i<ult;i++)
{
pd_dias[u]=senal[i]-p_dias;
pd_dias_a[u]=abs(pd_dias[u]);
u++;
if(i>(f+1)) //para tener dos valores para comparar
{
if(senal[i]>=senal[i-1])
{
pd_dias_a[i]=100.00; //le asigno un valor grande para que no pueda ser comparado
}
}
}
i=1;
c=0;
do
{
if(pd_sis[c]<=pd_sis[i])
{
i++;
}
else
{
```

```
    c=i;
    i++;
}
}while(i<e);
menor50=a[c];
i=1;
c=0;
lim=ult-f;
do
{
    if(pd_dias_a[c]<=pd_dias_a[i])
    {
        i++;
    }
    else
    {
        c=i;
        i++;
    }
}while(i<lim);

c=c+f;
menor80=a[c];
}
ult=ult-f;
void balanza ()
{
int muestras=50;
float beta=0.1;
float balanza;
float v_b[50];
```

```
delay(1500);

tprom=0;

suma=0.00;

i=0;

float filtro=0;

float tension;

float tensionfiltro;

float masafiltro;

float kg;

float cte=0.0380952381;

tft.setTextSize(2);

tft.setTextColor(WHITE);

tft.fillScreen(BLACK);

tft.fillRect(0, 0, 240, 44, BLUE);

tft.setCursor(0,6);

tft.println("Pararse en la Balanza, oprimir OK");

tft.fillRect(CUADROX, 150, CUADROX*2, 80, BLUE);

tft.setCursor(105,180);

tft.println("OK");

delay(10);

while(i==0)
{
digitalWrite(13, HIGH);

TSPoint p = ts.getPoint(); // Realizamos lectura de las coordenadas
digitalWrite(13, LOW);

// La librería utiliza estos pines como entrada y salida
pinMode(XM, OUTPUT); // por lo que es necesario declararlos
pinMode(YP, OUTPUT); // como salida justo despues de realizar una
if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {
X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);
```

```
Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);

if( X > 60 )
{
  if( X < 195 )

  {
    if(Y > 160)
    {
      if( Y < 240){
        i=1;
        tft.drawRect(CUADROX, 150, CUADROX*2, 80, WHITE);
        delay(300);

      }

    }

  }

}

i=0;
digitalWrite(encendido_balanza, HIGH);
delay(4000);
for(i=0;i<muestras;i++)
{
  balanza= (float)analogRead(bal);
  v_b[i]=balanza;
  delay(10);
}
```

```
}  
i=0;  
for(i=0;i<muestras;i++)  
suma+=v_b[i];  
tprom=suma/muestras;  
tension=5.0*tprom/1023.0;  
tft.fillScreen(BLACK);  
i=0;  
suma=0;  
tprom=0;  
digitalWrite(encendido_balanza, LOW);  
delay(100);  
tft.fillScreen(BLACK);  
}  
  
void estatura()  
{  
    long t; //tiempo que demora en llegar el eco  
    long d; //distancia en centímetros  
  
    digitalWrite(Tripwire, HIGH);  
    delayMicroseconds(10); //Se envía un pulso de 10us  
    digitalWrite(Tripwire, LOW);  
  
    t = pulseIn(Echo, HIGH); //Se obtiene el ancho del pulso  
    d = t/59; // Se escala el tiempo a una distancia en cm  
    altura=200.0-d;  
    altura=altura/100.00; // Convierto cm en metros  
    delay(100); //Hacemos una pausa de 100ms  
}  
void loop()
```

```
{
for(i=0;i<15;i++)
{
presion();
v[i]=mmhg;
delay(10);
}
for(i=0;i<15;i++)
suma+=v[i];
tprom=suma/15;
ref=tprom;
for(i=0;i<15;i++) // Se ponen a cero, las siguientes variables
v[i]=0;
i=0;
suma=0;
tprom=0;
digitalWrite(ev,HIGH);
digitalWrite(bomba,HIGH);
digitalWrite(evd,HIGH);
tactualref=millis();
inflar();
while(h==0);// si h==0 (no se registraron pulsos en inflar ()), bucle infinito mostrando
//"ajuste brazaletes y reinicie"
tft.fillScreen(BLUE);
for(i=0;i<65;i++)
senal[i]=0;
positivo=false;
tf=0;
h=0;
t2=0;
i=0;
```

```
tactual=0;
digitalWrite(ev,HIGH);
digitalWrite(bomba,LOW);
digitalWrite(evd,LOW);
Serial.print("mmhg: ");
Serial.println(mmhg);
delay(1);
midiendo();
tft.fillScreen(BLACK);
ult=i;
i=0;
positivo=false;
pmedia();
sis_dias();
tft.setCursor(50, 200);
tft.setTextSize(2); // Definimos tamaño del texto.
tft.setTextColor(BLACK); // Definimos el color del texto
arritmia();
pulsos();
//PANTALLA Y CUESTIONARIO//
tft.setCursor(40, 10); // Situamos el cursor
tft.setTextSize(2); // Definimos tamaño del texto.
tft.setTextColor(BLACK); // Definimos el color del texto
tft.fillScreen(BLACK); // "limpiamos pantalla"
r=1;
sexo();
if(i==1){
i=0;
edad_m();
cuestionario[0]=j;
tft.fillScreen(BLACK);
```

```
tft.setCursor(50,6);
}else{
  i=0;
  edad_f();
  cuestionario[0]=j;
}
i=0;
presion1();
almacena_puntaje1();
presion2();
almacena_puntaje2();
  colesterol_1();
  almacena_puntaje1();
  colesterol_2();
  almacena_puntaje1();
  glucemia_1();
  almacena_puntaje1();
  glucemia_2();
  almacena_puntaje1();
  antecedete_cv();
  almacena_puntaje2();
tabaco();
almacena_puntaje1();
total_cuestionario=0;
  for(i=0;i<9;i++)
total_cuestionario +=cuestionario[i];
tft.setTextColor(WHITE);
tft.setTextSize(3);
balanza ();
estatura();
imc=masa/altura;
```

```
imc=imc/altura;
while(true)
{
resultados_corazon();
resultados_IMC ();

tft.setTextSize(3);
if(total_cuestionario<=3)
{
tft.fillRect(0, 0, 240, 320, GREEN);
tft.setTextColor(BLACK);
tft.setCursor(210,6);
tft.print(">");
tft.setTextSize(3);
tft.setCursor(39,10);
tft.println("Factor de");
tft.println("Riesgo");
tft.setTextSize(4);
tft.setCursor(80,150);
tft.println("BAJO");
tft.setCursor(105,200);
tft.println(total_cuestionario,DEC);
delay(1000);
tactil();
}
if(total_cuestionario>=4 && total_cuestionario<=6)
{
tft.fillRect(0, 0, 240, 320, YELLOW);
tft.setTextColor(BLACK);
tft.setCursor(210,6);
tft.print(">");
```

```
tft.setTextSize(3);
tft.setCursor(39,10);
tft.println("Factor de");
tft.setCursor(74,50);
tft.println("Riesgo");
tft.setTextSize(4);
tft.setCursor(22,150);
tft.println("MODERADO");
tft.setCursor(105,200);
tft.println(total_cuestionario,DEC);
delay(1000);
tactil();
}
if(total_cuestionario>=7)
{
tft.fillRect(0, 0, 240, 320, RED);
tft.setTextColor(WHITE);
tft.setCursor(210,6);
tft.print(">");
tft.setTextSize(3);
tft.setCursor(39,10);
tft.println("Factor de");
tft.setCursor(74,50);
tft.println("Riesgo");
tft.setTextSize(4);
tft.setCursor(75,150);
tft.println("ALTO");
tft.setCursor(105,200);
tft.println(total_cuestionario,DEC);
delay(1000);
tactil();
```

```
}  
}  
}  
//FUNCIONES DE CUESTIONARIO Y PANTALLA//  
void tactil()  
{  
while(i==0)  
{  
digitalWrite(13, HIGH);  
TSPoint p = ts.getPoint(); // Lectura de las coordenadas  
digitalWrite(13, LOW);  
pinMode(XM, OUTPUT);  
pinMode(YP, OUTPUT);  
if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {  
X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);  
Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);  
if( X > 210 )  
{  
if( X < 240 )  
  
{  
if(Y > 0)  
{  
if( Y < 35){  
i=1;  
}  
}  
  
}  
}  
}
```

```
}  
i=0;  
  tft.fillScreen(BLACK);  
}  
  
void resultados_corazon()  
{  
  i=0;  
  tft.drawLine(0,245,240,245,WHITE);  
  tft.setTextSize(2); // Definimos tamaño del texto.  
  tft.setTextColor(WHITE,BLUE);  
  tft.fillRect(0,0,240,30,BLUE);  
  tft.setCursor(65,6);  
  tft.print("Resultados");  
  tft.setCursor(210,6);  
  tft.print(">>");  
  tft.setCursor(0,40);  
  tft.setTextColor(WHITE,BLACK);  
  tft.print("Sistolica Diastolica");  
  tft.setCursor(30,150);  
  tft.print("PPM");  
  tft.setCursor(150,150);  
  tft.print("Ritmo");  
  tft.setCursor(130,170);  
  tft.print("Cardiaco");  
  tft.setCursor(0,265);  
  tft.print("Sistolica:");  
  tft.setCursor(0,300);  
  tft.print("Diastolica:");  
  tft.setCursor(10,200);  
  tft.setTextColor(YELLOW);
```

```
switch(ritmo)
{
  case 1:
    tft.println("Taqui");
    tft.setCursor(10,226);
    tft.println("cardia");
    break;
  case 2:
    tft.println("Bradi");
    tft.setCursor(10,226);
    tft.println("cardia");
    break;
  case 3:
    tft.println("Normal");
    break;
}
tft.setCursor(130, 210);
if(pr==true)
{
  tft.println("Regular");
}
if(pr==false)
{
  tft.println("Irregular");
}

//PONDERACION DE PRESION//
tft.setCursor(130,265);
if(menor50<120)
{
  tft.print("Baja");
```

```
}  
if(menor50<=129.99 && menor50>=120)  
{  
    tft.print("Normal");  
}  
if(menor50<=139.99 && menor50>=130)  
{  
    tft.print("Pre HTA");  
}  
if(menor50<=159.99 && menor50>=140)  
{  
    tft.print("HTA I");  
}  
if(menor50<=179.99 && menor50>=160)  
{  
    tft.print("HTA II");  
}  
if(menor50>=180)  
{  
    tft.print("HTA III");  
}  
    //SISTOLICA//  
    tft.setCursor(130,300);  
if(menor80<80)  
{  
    tft.print("Baja");  
}  
if(menor80<=84.99 && menor80>=80)  
{  
    tft.print("Normal");  
}
```

```
if(menor80<=89.99 && menor80>=85)
{
    tft.print("Pre HTA");
}
if(menor80<=99.99 && menor80>=90)
{
    tft.print("HTA I");
}
if(menor80<=109.99 && menor80>=100)
{
    tft.print("HTA II");
}
if(menor80>=110)
{
    tft.print("HTA III");
}
tft.setTextColor(YELLOW,BLACK);
tft.setCursor(10,90);
tft.print(menor50);
tft.setCursor(133,90);
tft.print(menor80);
tft.setCursor(30,177);
tft.print(ppm);
tft.setTextSize(1);
tft.setCursor(85,95);
tft.print("mmhg");
tft.setCursor(205,95);
tft.print("mmhg");
while(i==0)
{
```

```
digitalWrite(13, HIGH);  
TSPoint p = ts.getPoint(); // Realizamos lectura de las coordenadas  
digitalWrite(13, LOW);  
// La librería utiliza estos pines como entrada y salida  
pinMode(XM, OUTPUT); // por lo que es necesario declararlos  
pinMode(YP, OUTPUT); // como salida justo despues de realizar una
```

```
if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {  
  X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);  
  Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);
```

```
if( X > 210 )
```

```
{
```

```
  if( X < 240 )
```

```
  {
```

```
    if(Y > 0)
```

```
    {
```

```
if( Y < 35){
```

```
  i=1;
```

```
}
```

```
  }
```

```
}
```

```
}
```

```
}
```

```
}
```

```
i=0;
```

```
tft.fillScreen(BLACK);
```

```
}  
void resultados_IMC ()  
{  
  tft.setTextSize(2);  
  tft.setTextColor(WHITE,BLUE);  
  tft.fillRect(0,0,240,30,BLUE);  
  tft.setCursor(65,6);  
  tft.print("Resultados");  
  tft.setCursor(210,6);  
  tft.print(">>");  
  tft.setCursor(30,40);  
  tft.setTextColor(WHITE,BLACK);  
  tft.print("Masa");  
  tft.setCursor(135,40);  
  tft.print("Altura");  
  tft.setCursor(30,170);  
  tft.print("IMC");  
  tft.setCursor(100,150);  
  tft.print("Ponderacion");  
  tft.setCursor(130,170);  
  tft.print("de IMC");  
  tft.setTextColor(YELLOW,BLACK);  
  tft.setCursor(15,90);  
  tft.print(masa);  
  tft.setCursor(125,90);  
  tft.print(altura);  
  tft.setCursor(20,210);  
  tft.print(imc);  
  
  //PONDERACIÓN IMC//  
  if(imc<18.50)
```

```
{
tft.setCursor(135,210);
tft.print("Peso");
tft.setCursor(95,240);
tft.print("Insuficiente");
}
if(18.50<=imc && imc<=24.99)
{
tft.setCursor(135,210);
tft.print("Peso");
tft.setCursor(95,240);
tft.print("Normal");
}
if(24.99<=imc && imc<=29.99)
{
tft.setCursor(95,240);
tft.print("Sobrepeso");
}
if(29.99<=imc && imc<=34.99)
{
tft.setCursor(135,210);
tft.print("Obesidad");
tft.setCursor(135,240);
tft.print("Clase 1");
}
if(34.99<=imc && imc<=39.99)
{
tft.setCursor(130,210);
tft.print("Obesidad");
tft.setCursor(135,240);
tft.print("Clase 2");
}
```

```
}

if(imc<=40.00)
{
  tft.setCursor(135,210);
  tft.print("Obesidad");
  tft.setCursor(135,240);
  tft.print("Clase 3");
}

//FIN PONDERACIÓN IMC//

tft.setTextSize(1);
tft.setCursor(90,97);
tft.print("Kg");
tft.setCursor(200,97); //tft.setCursor(190,97);
tft.print("metros");
while(i==0)
{
digitalWrite(13, HIGH);
TSPoint p = ts.getPoint(); // Realizamos lectura de las coordenadas
digitalWrite(13, LOW);
// La librería utiliza estos pines como entrada y salida
pinMode(XM, OUTPUT); // por lo que es necesario declararlos
pinMode(YP, OUTPUT); // como salida justo despues de realizar una

if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {
  X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);
  Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);
```

```
if( X > 210 )
{
  if( X < 240 )

  {
    if(Y > 0)
    {
      if( Y < 35){
        i=1;
      }

    }

  }

}

}

}

}

}

i=0;
tft.fillScreen(BLACK);
}

void pantalla_presion ()
{
  tft.setCursor(48,150);
  tft.println("mmhg");
  tft.setCursor(80, 95);
  tft.println("mmhg");
}

void almacena_puntaje1()
{
  if(i==1){
```

```
    cuestionario[r]=j;
  }else{
    cuestionario[r]=j;
  }
  r++;
  i=0;
  tft.fillScreen(BLACK);
}
```

```
void almacena_puntaje2()
```

```
{
  if(i==1){
    cuestionario[r]=j;
  }
  if(i==2)
  {
    cuestionario[r]=j;
  }
  if(i==3)
  {
    cuestionario[r]=j;
  }
  i=0;
  r++;
  tft.fillScreen(BLACK);
}
```

```
void sexo (){
```

```
tft.fillRect(0, 0, 240, 30, GREEN);
tft.setCursor(50,6);
tft.println("Indique sexo");
```

```
delay(20);
tft.fillRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, BLUE);
tft.setCursor(67,100);
tft.setTextColor(WHITE);
tft.println("Masculino");
delay(10);
tft.fillRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 110, MAGENTA);
tft.setCursor(73,230);
tft.println("Femenino");
delay(10);
while(i==0)
{
digitalWrite(13, HIGH);
TSPoint p = ts.getPoint();
digitalWrite(13, LOW);
pinMode(XM, OUTPUT);
pinMode(YP, OUTPUT);

if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {
  X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);
  Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);

if( X > 60 )
{
  if( X < 195 )

{
  if(Y > 80)
{
if( Y < 190){
  i=1;
```

```
tft.drawRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, WHITE);

} else if(Y > 200)
{
  if(Y<310){
    i=2;
    tft.drawRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 110, WHITE);
  }

}
}
}

}

}

return;
}

void edad_m ()
{
  tft.fillRect(0, 0, 240, 30, GREEN);
  tft.setCursor(95,6);
  tft.setTextColor(BLACK);
  tft.println("Edad");
  delay(20);
  tft.fillRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, BLUE);
  tft.setCursor(67,70);
  tft.setTextColor(WHITE);
  tft.println(" Menor\n\n igual a\n\n 45");
  delay(10);
```

```
tft.fillRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 110, RED);

tft.setCursor(73,230);

tft.println("Mayor de\n\n    45");

delay(10);

while(i==0)

{

digitalWrite(13, HIGH);

TSPoint p = ts.getPoint();

digitalWrite(13, LOW);

pinMode(XM, OUTPUT);

pinMode(YP, OUTPUT);

if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {

    X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);

    Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);

if( X > 60 )

{

    if( X < 195 )

{

        if(Y > 80)

        {

            if( Y < 190){

                i=1;

                j=0;

tft.drawRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, WHITE);

            } else if(Y > 200)

            {

                if(Y<310){

                    i=2;

                    j=1;
```

```
tft.drawRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 110, WHITE);
}

}
}
}

}
}
return;
}

void edad_f ()
{
tft.fillRect(0, 0, 240, 30, GREEN);
tft.setCursor(95,6);
tft.setTextColor(BLACK);
tft.println("Edad");
delay(20);
tft.fillRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, BLUE);
tft.setCursor(67,70);
tft.setTextColor(WHITE);
tft.println(" Menor\n\n igual a\n\n 55");
delay(10);
tft.fillRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 110, RED);
tft.setCursor(73,230);
tft.println("Mayor de\n\n 55");
delay(10);
while(i==0)
{
```

```
digitalWrite(13, HIGH);
TSPoint p = ts.getPoint();
digitalWrite(13, LOW);
pinMode(XM, OUTPUT);
pinMode(YP, OUTPUT);
if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {
  X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);
  Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);

  if( X > 60 )
  {
    if( X < 195 )
    {
      if(Y > 80)
      {
        if( Y < 190){
          i=1;
          j=0;
          tft.drawRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, WHITE);
        } else if(Y > 200)
        {
          if(Y<310){
            i=2;
            j=1;
            tft.drawRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 110, WHITE);
          }
        }
      }
    }
  }
}
```

```
}  
}  
    return;  
}  
void presion1(){  
#define CUADROX 60  
#define CUADROY 62  
    tft.fillRect(0, 0, 240, 60, GREEN);  
    tft.setCursor(10,6);  
    tft.setTextColor(BLACK);  
    tft.println("Midieron su presion en los ultimos 24 meses?");  
    delay(20);  
    tft.fillRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, BLUE);  
    tft.setCursor(110,120);  
    tft.setTextColor(WHITE);  
    tft.println("SI");  
    delay(10);  
    tft.fillRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 120, RED);  
    tft.setCursor(110,240);  
    tft.println("NO");  
    delay(10);  
    while(i==0)  
    {  
        digitalWrite(13, HIGH);  
        TSPoint p = ts.getPoint();  
        digitalWrite(13, LOW);  
        pinMode(XM, OUTPUT);  
        pinMode(YP, OUTPUT);  
        if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {  
            X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);
```

```
Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);
if( X > 60 )
{
  if( X < 195 )
  {
    if(Y > 100)
    {
      if( Y < 190){
        i=1;
        j=0;
        tft.drawRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, WHITE);

      } else if(Y > 200)
      {
        if(Y<310){
          i=2;
          j=1;
          tft.drawRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 120, WHITE);
        }

      }
    }
  }
}

return;
}

void presion2()
{
```

```
#define CUADROX 60
#define CUADROY 60
tft.fillRect(0, 0, 240, 60, GREEN);
tft.setCursor(10,6);
tft.setTextColor(BLACK);
tft.println("Cuantas veces tuvo \n presion alta?");
delay(20);
tft.fillRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, 80, BLUE);
tft.setCursor(80,90);
tft.setTextColor(WHITE);
tft.println("Ninguna");
delay(10);
tft.fillRect(CUADROX, 150, CUADROX*2, 80, MAGENTA);
tft.setCursor(105,180);
tft.println("Una");
delay(10);
tft.fillRect(CUADROX, 240, CUADROX*2, 80, RED);
tft.setCursor(70,270);
tft.println("Dos o mas");
delay(10);
while(i==0)
{
digitalWrite(13, HIGH);
TSPoint p = ts.getPoint();
digitalWrite(13, LOW);
pinMode(XM, OUTPUT);
pinMode(YP, OUTPUT);

if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {
  X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);
  Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);
```

```
if( X > 60 )
{
  if( X < 195 )

  {
    if(Y > 80)
    {
      if( Y < 150){
        i=1;
        j=0;
        tft.drawRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, 80, WHITE);

      } else if(Y > 160)
      {
        if(Y<240){
          i=2;
          j=1;
          tft.drawRect(CUADROX, 150, CUADROX*2, 80, WHITE);
        }

      }
    }
  }
  if(Y > 250)
  {
    if(Y<320){
      i=3;
      j=4;
      tft.drawRect(CUADROX, 240, CUADROX*2, 80, WHITE);
    }
  }
}
```

```
    }  
  }  
}  
  
}  
}  
return;  
}  
void colesterol_1()  
{  
#define CUADROX 60  
#define CUADROY 62  
tft.setTextColor(BLACK);  
tft.fillRect(0, 0, 240, 60, GREEN);  
tft.setCursor(10,6);  
tft.println("En los ultimos 5 periodos anuales midieron su colesterol ?");  
delay(20);  
tft.fillRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, BLUE);  
tft.setCursor(110,120);  
tft.setTextColor(WHITE);  
tft.println("SI");  
delay(10);  
tft.fillRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 120, RED);  
tft.setCursor(110,240);  
tft.println("NO");  
delay(10);  
while(i==0)  
{  
digitalWrite(13, HIGH);  
TSPoint p = ts.getPoint();
```

```
digitalWrite(13, LOW);
pinMode(XM, OUTPUT);
pinMode(YP, OUTPUT);

if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {
  X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);
  Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);
  if( X > 60 )
  {
    if( X < 195 )//if( X < 120 )

    {
      if(Y > 100)
      {
        if( Y < 190){
          i=1;
          j=0;
          tft.drawRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, WHITE);
        } else if(Y > 200)
        {
          if(Y<310){
            i=2;
            j=1;
            tft.drawRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 120, WHITE);
          }

        }
      }
    }
  }
}
```

```
}  
}  
return;  
}  
void colesterol_2()  
{  
tft.fillRect(0, 0, 240, 60, GREEN);  
tft.setCursor(10,6);  
tft.setTextColor(BLACK);  
tft.println("Alguna vez tuvo el colesterol alto ?");  
delay(20);  
tft.fillRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, BLUE);  
tft.setCursor(110,120);  
tft.setTextColor(WHITE);  
tft.println("SI");  
delay(10);  
tft.fillRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 120, RED);  
tft.setCursor(110,240);  
tft.println("NO");  
delay(10);  
while(i==0)  
{  
digitalWrite(13, HIGH);  
TSPoint p = ts.getPoint();  
digitalWrite(13, LOW);  
pinMode(XM, OUTPUT);  
pinMode(YP, OUTPUT);  
  
if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {  
X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);  
Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);
```

```
// tft.setCursor(150, 150);
if( X > 60 )
{
  if( X < 195 )//if( X < 120 )

  {
    if(Y > 100)
    {
      if( Y < 190){
        i=1;
        j=2;
        tft.drawRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, WHITE);
      } else if(Y > 200)
      {
        if(Y<310){
          i=2;
          j=0;
          tft.drawRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 120, WHITE);
        }

      }
    }
  }
}

return;
}

void glucemia_1()
{
```

```
tft.fillRect(0, 0, 240, 60, GREEN);  
tft.setCursor(10,6);  
tft.setTextColor(BLACK);  
tft.println("En los ultimos 3 periodos anuales midieron su glucemia ?");  
delay(20);  
tft.fillRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, BLUE);  
tft.setCursor(110,120);  
tft.setTextColor(WHITE);  
tft.println("SI");  
delay(10);  
tft.fillRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 120, RED);  
tft.setCursor(110,240);  
tft.println("NO");  
delay(10);  
while(i==0)  
{  
digitalWrite(13, HIGH);  
TSPoint p = ts.getPoint();  
digitalWrite(13, LOW);  
pinMode(XM, OUTPUT);  
pinMode(YP, OUTPUT);  
  
if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {  
X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);  
Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);  
  
if( X > 60 )  
{  
if( X < 195 )//if( X < 120 )  
  
{
```

```
if(Y > 100)
{
if( Y < 190){
i=1;
j=0;
tft.drawRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, WHITE);
} else if(Y > 200)
{
if(Y<310){
i=2;
j=1;
tft.drawRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 120, WHITE);
}
}
}
}
}
}
}
}
return;
}

void glucemia_2()
{
tft.fillRect(0, 0, 240, 60, GREEN);
tft.setCursor(10,6);
tft.setTextColor(BLACK);
tft.println("Alguna vez tuvo azucar alta en sangre?");
delay(20);
tft.fillRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, BLUE);
tft.setCursor(110,120);
```

```
tft.setTextColor(WHITE);
tft.println("SI");
delay(10);
tft.fillRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 120, RED);
tft.setCursor(110,240);
tft.println("NO");
delay(10);
while(i==0)
{
digitalWrite(13, HIGH);
TSPoint p = ts.getPoint();
digitalWrite(13, LOW);
pinMode(XM, OUTPUT);
pinMode(YP, OUTPUT);
if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {
  X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);
  Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);
if( X > 60 )
{
  if( X < 195 )

  {
    if(Y > 100)
    {
if( Y < 190){
  i=1;
  j=6;
tft.drawRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, WHITE);
} else if(Y > 200)
{
  if(Y<310){
```

```
i=2;
j=0;
tft.drawRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 120, WHITE);
}

}
}
}

}
}
return;
}
void antecendete_cv()
{
#define CUADROX 60
#define CUADROY 60
tft.fillRect(0, 0, 240, 60, GREEN);
tft.setCursor(60,6);
tft.setTextColor(BLACK);
tft.println("Antecedente \n cardiovascular?");
delay(20);
tft.fillRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, 80, BLUE);
tft.setCursor(105,90);
tft.setTextColor(WHITE);
tft.println("No");
delay(10);
tft.fillRect(CUADROX, 150, CUADROX*2, 80, MAGENTA);
tft.setCursor(105,180);
tft.println("Ud");
```

```
delay(10);
tft.fillRect(CUADROX, 240, CUADROX*2, 80, RED);
tft.setCursor(70,270);
tft.println("Familiar \n  Directo");
delay(10);
while(i==0)
{
digitalWrite(13, HIGH);
TSPoint p = ts.getPoint();
digitalWrite(13, LOW);
pinMode(XM, OUTPUT);
pinMode(YP, OUTPUT);

if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {
  X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);
  Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);

if( X > 60 )
{
  if( X < 195 )

  {
    if(Y > 80)
    {
if( Y < 150){
  i=1;
  j=0;
tft.drawRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, 80, WHITE);
delay(300);
} else if(Y > 160)
{
```

```
if(Y<240){
  i=2;
  j=6;
  tft.drawRect(CUADROX, 150, CUADROX*2, 80, WHITE);
  delay(300);
}

}

if(Y > 250)
{
  if(Y<320){
    i=3;
    j=1;
    tft.drawRect(CUADROX, 240, CUADROX*2, 80, WHITE);
    delay(300);
  }

}

}

}

}

}

}

return;
}

void tabaco()
{
  tft.fillRect(0, 0, 240, 60, GREEN);
  tft.setCursor(10,6);
```

```
tft.setTextColor(BLACK);
tft.println("Ud fumo algun cigarrillo en los ultimos 30 dias ?");
delay(20);
tft.fillRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, BLUE);
tft.setCursor(110,120);
tft.setTextColor(WHITE);
tft.println("SI");
delay(10);
tft.fillRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 120, RED);
tft.setCursor(110,240);
tft.println("NO");
delay(10);
while(i==0)
{
  digitalWrite(13, HIGH);
  TSPoint p = ts.getPoint();
  digitalWrite(13, LOW);
  pinMode(XM, OUTPUT);
  pinMode(YP, OUTPUT);
  if (p.z > MINPRESSURE && p.z < MAXPRESSURE) {
    X = map(p.x, TS_MINX, TS_MAXX, tft.width(), 0);
    Y = map(p.y, TS_MINY, TS_MAXY, tft.height(), 0);
    // tft.setCursor(150, 150);
  }
  if( X > 60 )
  {
    if( X < 195 )

    {
      if(Y > 100)
      {
        if( Y < 190){
```

```
i=1;
j=2;
tft.drawRect(CUADROX, CUADROY, CUADROX*2, CUADROY*2, WHITE);

} else if(Y > 200)
{
  if(Y<310){
    i=2;
    j=0;
    tft.drawRect(CUADROX, 190, CUADROX*2, 120, WHITE);
  }

}
}
}
}

}
}

return;

}
```

# Referencias

## Bibliografía

- [1] G.Gonzalez y S. Laspiur, «Redes de salud para el cuidado de personas con ECNT,» 24 Jun 2015. [En línea]. Disponible en: <https://bancos.salud.gob.ar>.
- [2] Infobae, «Consulta regional: prioridades para la salud cardiovascular en las Américas,» Sept 2016. [En línea]. Disponible en: [www.infobae.com](http://www.infobae.com).
- [3] E. Farma, «[www.etce.es](http://www.etce.es),» [En línea]. Disponible en: <https://etce.es/wp-content/uploads/2018/01/STAR1-LCD.pdf>.
- [4] Davicia, «"CARDIOPRIME LCD BÁSCULA MULTIFUNCIÓN", ficha técnica,» [En línea]. Disponible en: <http://dhh3yazwboecu.cloudfront.net/370/manuals/MA35-51.pdf>.
- [5] Keito, «Keito K6, Catálogo,» [En línea]. Disponible en: <https://www.keito.com/Keito/k6.aspxKEITO>.
- [6] P. Ordúñez García y C. Campillo Artero, «Consulta regional: prioridades para la salud cardiovascular en las Américas. Ministerio de Salud | [Argentina.gob.ar](http://Argentina.gob.ar),» 2011. [En línea]. Disponible en: [www.msal.gob.ar](http://www.msal.gob.ar).
- [7] Bupa, «Sistema cardiovascular,» 2020. [En línea]. Disponible en: <https://www.bupasalud.com/salud/sistema-cardiovascular>.
- [8] A. Tortosa i Moreno, «Sistema cardiovascular: Anatomía,» 07 May 2009. [En línea]. Disponible en: <https://www.infermeravirtual.com/files/media/file/100/>.
- [9] R. P. Puig, «Capas del corazón humano,» 21 Ene 2021. [En línea]. Disponible en: <https://www.lifeder.com/capas-del-corazon/>.
- [10] J. Sáez Hurtado, «Estructura y capas del corazón,» [En línea]. Disponible en: <https://paradigmia.com/curso/anatomia-humana/modulos/el-corazon/temas/capas-del-corazon/>.
- [11] Mayo Clinic, «Cavidades y válvulas del corazón,» [En línea]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/aortic-valve-repair-aortic-valve-replacement/multimedia/img-20305790>.
- [12] Comisión Honoraria para la Salud Cardiovascular, «Cómo funciona tu corazón,» [En línea]. Disponible en: <http://cardiosalud.org/corazon-y-salud/como-funciona-tu-corazon/>.
- [13] Universidad de Cantabria, «Tema 6. Circulación arterial. Presión arterial,» 12 Jun 2017. [En línea]. Disponible en: <https://ocw.unican.es/mod/page/view.php?id=538>.

- [14] Texas Heart Institute , «Factores de riesgo cardiovascular,» [En línea]. Disponible en: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/factores-de-riesgo-cardiovascular/>.
- [15] Fundación Española del Corazón, «Frecuencia Cardíaca,» [En línea]. Disponible en: [https://fundaciondelcorazon.com/prevencion/riesgo-cardiovascular/frecuencia-cardiaca.html#:~:text=La%20frecuencia%20cardiaca%20es%20el, minuto%20\(latidos%20por%20minuto\)..](https://fundaciondelcorazon.com/prevencion/riesgo-cardiovascular/frecuencia-cardiaca.html#:~:text=La%20frecuencia%20cardiaca%20es%20el, minuto%20(latidos%20por%20minuto)..)
- [16] Dr. Oscar Velázquez Monroy et al., «Manual de Procedimientos Toma de Medidas Clínicas y Antropométricas,» Abril 2002. [En línea]. Disponible en: <https://epifesz.files.wordpress.com/2016/08/6manual-de-procedimientos-toma-de-medidas-clinicas-y-antropometricas.pdf>.
- [17] D. E. Laskowski, «¿Cuál es la frecuencia cardíaca normal en reposo?,» [En línea]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/expert-biographies/edward-r-laskowski-m-d/bio-20025114>.
- [18] Facultad de Cs. Médicas. UNC, «Aparato Cardiovascular,» 2018. [En línea]. Disponible en: [http://semiologiahnc.webs.fcm.unc.edu.ar/files/2018/07/Aparato\\_Cardiovascular\\_te%C3%B3rico\\_2018.pdf](http://semiologiahnc.webs.fcm.unc.edu.ar/files/2018/07/Aparato_Cardiovascular_te%C3%B3rico_2018.pdf).
- [19] Omron, *Manual de instrucciones Monitor de Presión Arterial Automático*, China, 2014.
- [20] Dr R. Tagle, «Diagnóstico de hipertensión arterial,» 2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0716864018300099#bib0085>.
- [21] Dr. S. Casado Pérez, «Libro de la Salud Cardiovascular,» [En línea]. Disponible en: [https://www.fbbva.es/microsites/salud\\_cardio/mult/fbbva\\_libroCorazon\\_cap12.pdf](https://www.fbbva.es/microsites/salud_cardio/mult/fbbva_libroCorazon_cap12.pdf).
- [22] UNAM México, «Práctica: Fisiología de la presión arterial,» [En línea]. Disponible en: <http://paginas.facmed.unam.mx/deptos/fis/wp-content/uploads/2018/11/UT-II-Guia11.pdf>.
- [23] P. Verdecchia y F. Angeli, «Séptimo informe del Joint National Committee para la Prevención,,» Sep 2003. [En línea]. Disponible en: <https://www.revespcardiol.org/es-septimo-informe-del-joint-national-articulo-13051609>.
- [24] J. Cipullo, et al., Prevalência e fatores de risco para hipertensão em uma população urbana brasileira. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. Vol. 94. nº 4, Sao Pablo, 2010.
- [25] M. Costa, et al., «Comportamento em saúde entre idosos hipertensos. *Revista de Saúde Pública* supl.2. Sao Pablo,» vol. 43, 2009.
- [26] Moreno PLM, Lardoeyt FR, Iglesias RMB, et al., «La interacción del genoma y el ambiente en la hipertensión arterial.,» *Rev Ciencias Médicas*, Vols. %1 de %2<https://www.medigraphic.com/pdfs/pinar/rcm-2015/rcm155j.pdf>, 2015.

- [27] A. Ávila, et al. , «VI Diretrizes Brasileiras de Hipertensão, Conceituação, Epidemiologia e Prevenção Primária,» *Revista Brasileira de Hipertensão*, vol. 17, nº n.1, pp. 7-10, 2010.
- [28] e. a. S. Ferreira, «Frequência de Hipertensão Arterial e Fatores de Risco Associados: Brasil 2006,» *Revista de Saúde Pública*, vol. 43, 2009.
- [29] EM Fernández González , DA Figueroa Oliva , «Tabaquismo y su relación con las enfermedades cardiovasculares.,» *Revista Habanera de Ciencias Médicas. Disponible en: <http://www.revhabanera.sld.cu/index.php/rhab/article/view/2044>*, 2018.
- [30] V. Fernandez López, «EFICACIA DE UNA INTERVENCIÓN,» 2009. [En línea]. Disponible en: <https://eprints.ucm.es/id/eprint/9651/1/T31526.pdf>.
- [31] HG Calkins, DP Zipes, Hypotension and syncope. Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine. Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine. 11th ed, Philadelphia, 2019.
- [32] MedlinePlus en español , «Hipotensión,» 2019. [En línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007278.htm#:~:text=Sucedee%20cuando%20la%20presi%C3%B3n%20arterial,presi%C3%B3n%20arterial%20baja%20es%20hipotensi%C3%B3n..>
- [33] R Padwal, N.Campbell , A. Schutte ,et al., «Optimización del desempeño del observador al medir la presión arterial en el consultorio: declaración de posición de la Comisión Lancet de Hipertensión.,» 2020. [En línea]. Disponible en: <https://www.scielosp.org/pdf/rpsp/2020.v44/e88/es>.
- [34] mitensiometro, «Cómo funciona un tensiómetro,» [En línea]. Disponible en: <https://mitensiometro.com/como-funciona-un-tensiometro/>.
- [35] S. Rithalia, M. Sun, R. Jones, «Blood Pressure Measurement,» [En línea]. Disponible en: <http://www.autex.spb.su/download/wavelet/books/sensor/CH75.PDF>.
- [36] L. L. Meneses, «Especificaciones técnicas de la OMS para dispositivos automáticos para la medición de presión arterial no invasivos con brazaletes,» 2020. [En línea]. Disponible en: [https://iris.paho.org/bitstream/handle/10665.2/53145/9789275323052\\_spa.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://iris.paho.org/bitstream/handle/10665.2/53145/9789275323052_spa.pdf?sequence=1&isAllowed=y).
- [37] M. A. Pérez García, J. C. Álvarez Antón, Instrumentación Electrónica, Madrid España: Thomsom, 2005.
- [38] Instituto Nacional de Tecnologías Educativas y de Formación del Profesorado, «Muestreo digital,» [En línea]. Disponible en: <http://serbal.pntic.mec.es/srug0007/archivos/radiocomunicaciones/3%20SE%D1ALES%20DIGITALES/Muestreo%20digital.pdf>.

- [39] A. B. Medina, «Desarrollo de un sensor de presión piezorresistivo fabricado con tecnología SOI-MEMS,» 2017. [En línea]. Disponible en: <https://tesis.ipn.mx/handle/123456789/25256>.
- [40] Kistler, «Sensor de presión piezorresistivo,» [En línea]. Disponible en: <https://www.kistler.com/es/glosario/termino/sensor-de-presion-piezorresistivo/>.
- [41] V. M. Fuentes, «Introducción a la plataforma Arduino y al Sensor ultrasónico HC-SR04 : experimentado en una aplicación para medición de distancias,» 06 Mayo 2016. [En línea]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10016/22916>.
- [42] C. P. Vega, «Ruido, Dpto. de Comunicaciones, Universidad de Cantabria,» [En línea]. Disponible en: [https://personales.unican.es/perezvr/pdf/ch8st\\_web.pdf](https://personales.unican.es/perezvr/pdf/ch8st_web.pdf).
- [43] S. Franco, Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos, 2005.
- [44] N. Gonzalez, «Puente de Wheatstone Alimentado por Fuente de Tensión,» [En línea]. Disponible en: [https://noeliagonzaleztecnologia.files.wordpress.com/2010/04/puente\\_de.pdf](https://noeliagonzaleztecnologia.files.wordpress.com/2010/04/puente_de.pdf).
- [45] Arduino.cc, «Arduino Mega 2560 Rev3,» [En línea]. Disponible en: <https://store-usa.arduino.cc/products/arduino-mega-2560-rev3>.
- [46] B. Carlson, Circuitos, PARANINFO, 2001.
- [47] Fairchild Semiconductor, «Hoja de datos LM78XX,» [En línea]. Disponible en: Fig. <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/22634/STMICROELECTRONICS/L7805CV.html>.
- [48] Fairchild Semiconductor, «Hoja de datos de LM79XX,» [En línea]. Disponible en: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/53590/FAIRCHILD/LM79XX.html>.
- [49] TelCom Semiconductor, Inc., «Hoja de datos de TC7660S,» [En línea]. Disponible en: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/26057/TELCOM/TC7660S.html>.
- [50] ON Semiconductor, «Hoja de datos del LM1117,» [En línea]. Disponible en: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/1283792/ONSEMI/LM1117.html>.
- [51] Omron, «Manual de mango Omron HEM-RML31-B,» [En línea]. Disponible en: <https://omronhealthcare.com/wp-content/uploads/Wide-range-d-ring-cuff-hem-rml31-b-im-es.pdf>.
- [52] Freescale Semiconductor, «Hoja de datos de MPX5050DP,» 2010. [En línea]. Disponible en: <https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MPX5050.pdf>.

- [53] M. T. Portero, Circuitos integrales lineales: sus aplicaciones., Madrid: Séptima edición, 1996.
- [54] J. E. C. Rosero, «"Estudio de un sistema de posicionamiento para interiores", Universidad Politécnica de Valencia.,» 2018. [En línea]. Disponible en: <https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/110170/CARRANZA%20-%20Estudio%20de%20un%20sistema%20de%20posicionamiento%20para%20interiores.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.
- [55] Analog Devices, «Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620,» [En línea]. Disponible en: [www.analog.com](http://www.analog.com).
- [56] Cytron Technologies, «User's Manual",» Mayo 2013. [En línea]. Disponible en: [raspoid.com › download › datasheet › HCSR04](http://raspoid.com/download/datasheet/HCSR04).
- [57] naylampmechatronics, «Tutorial de Arduino y sensor ultrasónico HC-SR04,» [En línea]. Disponible en: [https://naylampmechatronics.com/blog/10\\_tutorial-de-arduino-y-sensor-ultrasonico-hc-sr04.html](https://naylampmechatronics.com/blog/10_tutorial-de-arduino-y-sensor-ultrasonico-hc-sr04.html).
- [58] Phillipj Fry, «2.4 inch TFT LCD Touch Screen Shield for Arduino UNO R3 Mega2560,» [En línea]. Disponible en: <https://phillipjry.com/products/2-4-inch-tft-lcd-touch-screen-shield-for-arduino-uno-r3-mega2560>.
- [59] Texas Instruments Incorporated, «TL084CN,» 2004. [En línea]. Disponible en: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/549703/TI1/TL084CN.html>.
- [60] STMicroelectronics, [En línea]. Disponible en: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/242111/STMICROELECTRONICS/LM358N.html>.
- [61] ElecFreaks, «HC-SR04,» [En línea]. Disponible en: [http://www.datasheet.es/PDF/779948/HC-SR04-pdf.html#google\\_vignette](http://www.datasheet.es/PDF/779948/HC-SR04-pdf.html#google_vignette).
- [62] Motorola, «BC548,» 1996. [En línea]. Disponible en: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/11557/ONSEMI/BC548B.html>.
- [63] KEC, «BC337,» 2000. [En línea]. Disponible en: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/422101/KEC/BC337.html>.
- [64] Fairchild Semiconductor, «4N29,» 25 Abril 2000. [En línea]. Disponible en: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/114898/FAIRCHILD/4N29.html>.
- [65] Analog Devices, «AD620,» 1999. [En línea]. Disponible en: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/48090/AD/AD620.html>.
- [66] Arduino, «Arduino MEGA 2560 Rev3,» 21 Septiembre 2022. [En línea]. Disponible en: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/1425035/ETC/MEGA-2560.html>.

- [67] Atmel, «Atmega 2560,» 2005. [En línea]. Disponible en:  
<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/107092/ATMEL/ATMEGA2560.html>.
  
- [68] INTELTRONIC INC., «2.4 inch TFT LCD with Touch Panel,» 21 Marzo 2021. [En línea].  
Disponible en: <http://www.inteltronicinc.com/files/driver/201411040007381.pdf>.
  
- [69] MAP-AM-265, «MAP-AM-265,» [En línea]. Disponible en:  
[https://www.mitsumi.co.jp/latest-M/Catalog/pdf/motorav\\_map\\_am\\_265\\_e.pdf](https://www.mitsumi.co.jp/latest-M/Catalog/pdf/motorav_map_am_265_e.pdf).
  
- [70] A. E. Antoriano, Escritor, *PCB*. [Performance]. 2022.