

**Universidad Tecnológica Nacional**

Proyecto Final

---

**Pulse**

**Dispositivo inteligente para el control de la salud  
y solicitud de asistencia**

---

*Autores:*

- Ayrton N. Patiño

*Proyecto final presentado para cumplimentar los requisitos académicos  
para acceder al título de Ingeniero Electrónico*

*en la*

**Facultad Regional Paraná**

Diciembre de 2017

## **Declaración de autoría:**

Yo declaro que el Proyecto Final "Pulse – Dispositivo inteligente para el control de la salud y solicitud de asistencia" y el trabajo realizado son propio. Declaro:

- Este trabajo fue realizado en su totalidad, o principalmente, para acceder al título de grado de Ingeniero Electrónico, en la Universidad Tecnológica Nacional, Regional Paraná.
- Se establece claramente que el desarrollo realizado y el informe que lo acompaña no han sido previamente utilizados para acceder a otro título de grado o pre-grado.
- Siempre que se ha utilizado trabajo de otros autores, el mismo ha sido correctamente citado. El resto del trabajo es de autoría propia.
- Se ha indicado y agradecido correctamente a todos aquellos que han colaborado con el presente trabajo.
- Cuando el trabajo forma parte de un trabajo de mayores dimensiones donde han participado otras personas, se ha indicado claramente el alcance del trabajo realizado.

Firma:

•

Fecha:

27/11/2017



## Agradecimientos:

En primer lugar, quiero agradecer a mis padres, por haberme formado como la persona que soy, inculcando valores tales como la responsabilidad y la dedicación. Gracias a ellos pude llegar hasta este punto de la carrera.

Ellos no son los únicos que me apoyaron en esta aventura, la de “estudiar ingeniería”, y por eso también quiero agradecer también, a toda mi familia en general.

Por último, pero no por eso menos importante, a la familia que elegimos, esos que llamamos amigos y que están para apoyarnos siempre que lo necesitamos. ¡A todos ellos, gracias por estar presentes en estos años!

Ayrton N. Patiño



Universidad Tecnológica Nacional

*Abstract*

Facultad Regional Paraná

Ingeniero en Electrónica

**PULSE**

**Dispositivo inteligente para el control de la salud  
y solicitud de asistencia**

Ayrton N. Patiño

**Abstract:**

The project consists of the research and development of an intelligent device that senses the user's pulse and his pressure variation to detect a possible decompensation. The developed bracelet can act as a "guardian angel" that, in case of detecting an abnormality in the pulse waveform, send an SMS (using GSM technology), to a previously programmed number, with information of the detected problem and the geographical location of the individual (obtained with GPS technology). In addition, the device have a S.O.S. button, which the user can press in any emergency situation. This development seeks to avoid possible loss of lives that could be saved if only the person affected could have requested assistance.

The result is a device capable of detecting among the following possible causes of decompensation:

- Sinus bradyarrhythmia
- Sinus tachycardia
- Auricular flutter
- Ventricular fibrillation
- Aortic stenosis
- Mitral stenosis
- Fainting from bleeding or dehydration
- Voiding fainting
- Increased pressure - Possibility of Stroke

**Keywords:**

- Pulse semiology
- Descompensation
- Elderly
- GSM
- GPS



**Resumen:**

El proyecto consiste en la investigación y desarrollo de un dispositivo inteligente capaz de sensar el pulso del usuario y su variación de presión, a fin de detectar posibles descompensaciones. La pulsera desarrollada puede actuar como un "ángel guardián" que, en caso de detectar una anomalía en la forma de onda del pulso, enviará un SMS (mediante tecnología GSM), a un número previamente programado, con información del problema detectado y la ubicación geográfica del individuo (obtenida con tecnología GPS). Además, se dispone en el dispositivo, de un botón anti pánico que el usuario podrá presionar ante cualquier situación de emergencia. Este desarrollo apunta a evitar posibles pérdidas de vidas que se podrían salvar si tan sólo el afectado hubiera podido solicitar asistencia.

Como resultado se obtiene un dispositivo capaz de detectar entre las siguientes posibles causas de descompensaciones:

- Bradiarritmia sinusal
- Taquicardia sinusal
- Flutter auricular
- Fibrilación ventricular
- Estenosis aórtica
- Estenosis mitral
- Desmayo por hemorragia o deshidratación
- Desmayo miccional
- Aumento de presión – Posibilidad de ACV

**Palabras Clave:**

- Semiología del pulso
- Descompensaciones
- Adultos mayores
- GSM
- GPS



### *Reconocimientos:*

En este apartado quiero hacer un reconocimiento muy especial a la institución que me formó como profesional, la Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Paraná. Ella me abrió las puertas a una nueva etapa de la vida y me brindó las herramientas para poder afrontar todo tipo de situaciones con gran capacidad de resolución.

Un reconocimiento a todos los profesores que a lo largo de estos años trabajaron duro, con sus diferentes métodos, para poder convertirnos en INGENIEROS.

Finalmente quiero reconocer a los compañeros y amigos que tuve la oportunidad de conocer en esta institución. Algunos fueron quedando en el camino y otros siguen hasta hoy; pero puedo asegurar que cada uno aportó su grano de arena en la construcción de esta carrera. Sin ellos, nada hubiera sido lo mismo.

# Índice:

<b>Capítulo 1: Introducción</b>	<b>1</b>
<b>Capítulo 2: Marco teórico</b>	<b>3</b>
<b>2.1 - Selección de enfermedades de interés</b>	<b>4</b>
<b>2.2 – Técnicas de diagnóstico</b>	<b>7</b>
2.2.1 – Semiología del pulso	9
2.2.2 – Presión	10
2.2.3 – Auscultación	11
2.2.4 – Electrocardiografía	12
<b>2.3 – Selección de técnica</b>	<b>13</b>
<b>Capítulo 3: Desarrollo</b>	<b>14</b>
<b>3.1 – Desarrollo</b>	<b>14</b>
3.1.1 – Sistema de sensado	14
3.1.1-A – Investigación	14
3.1.1-B – Propuesta de circuito	16
3.1.1-B-I – Pruebas y experiencia	16
3.1.1-B-II Problemas y soluciones	18
3.1.2 – Simulación de descompensaciones	21
3.1.2-A – Investigación	21
3.1.2-B – Propuesta de circuito	23
3.1.2-B-I Pruebas y experiencia	23
3.1.2-C – Funcionamiento	27
3.1.2-D – Firmware	27
3.1.3 – Etapa 1	28
3.1.3-A – Investigación de componentes	28
3.1.3-B – Propuesta de circuito	28
3.1.3-B-I Pruebas y experiencia	28
3.1.3-B-II Problemas y soluciones	29
3.1.3-C – Funcionamiento	30
3.1.3-D – Firmware	31

3.1.4 – Etapa 2.....	32
3.1.4-A – <i>Investigación de componentes</i> .....	32
3.1.4-B – <i>Propuesta de circuito</i> .....	34
3.1.4-B-I <i>Pruebas y experiencia</i> .....	34
3.1.4-B-II <i>Problemas y soluciones</i> .....	36
3.1.4-C – <i>Funcionamiento</i> .....	38
3.1.4-D – <i>Firmware</i> .....	39
<b>3.2– Diseño completo</b> .....	<b>40</b>
<b>Capítulo 4: Resultados</b> .....	<b>42</b>
<b>Capítulo 5: Análisis de Costos</b> .....	<b>43</b>
<b>Capítulo 6: Discusión y Conclusión</b> .....	<b>45</b>
<b>Capítulo 7: Literatura Citada</b> .....	<b>47</b>
<b>Anexo</b> .....	<b>48</b>

## Lista de Figuras:

Figura 1 – Lógica de funcionamiento.....	1
Figura 2 – Zonas para leer el pulso.....	9
Figura 3 – Forma de onda de presión.....	9
Figura 4 – Electrocardiografía.....	12
Figura 5 – Diagrama del dispositivo propuesto.....	14
Figura 6 – Esquemático de dispositivo con sensores de presión.....	15
Figura 7 – Niveles de absorción lumínica de la sangre.....	16
Figura 8 – Diagrama de conexión sensores IR.....	17
Figura 9 – Amplificador con ganancia 100.....	17
Figura 10 – Filtro Pasa Alto con frecuencia de corte 0.3 Hz.....	17
Figura 11 – Filtro Pasa Bajo de 4to orden con frecuencia de corte 10.6 Hz.....	18
Figura 12 – Características del APDS9008.....	18
Figura 13 – Conexión típica del APDS9008.....	19
Figura 14 – Circuito realizado con APDS9008.....	19
Figura 15 – Filtro pasa alto Sallen-Key con frecuencia de corte 0.08 Hz.....	20
Figura 16 – Sensor final.....	20
Figura 17 – Testeo Sensor final.....	21
Figura 18 – Forma de onda en estenosis mitral.....	22
Figura 19 – Forma de onda en estenosis aórtica.....	22
Figura 20 – Diagrama del simulador.....	23
Figura 21 – Circuito típico DAC0808.....	23
Figura 22 – PCB DAC0808.....	23
Figura 23 – Pulso muestreado con sensor diseñado.....	24
Figura 24 – Pulso reconstruido.....	24
Figura 25 – Bradiarritmia sinusal.....	25
Figura 26 – Taquicardia sinusal.....	25
Figura 27 – Flutter auricular.....	25
Figura 28 – Fibrilación ventricular.....	25
Figura 29 – Estenosis mitral.....	25
Figura 30 – Estenosis aórtica.....	26

Figura 31 – Desmayo por hemorragia o deshidratación.....	26
Figura 32 – Desmayo miccional.....	26
Figura 33 – Aumento de presión.....	26
Figura 34 – Diagrama de etapa de simulación y firmware.....	27
Figura 35 – Zoom de un sector de pulso simulado.....	29
Figura 36 – Puntos reconocidos con función descartada.....	30
Figura 37 – Diagrama de detección.....	31
Figura 38 – Módulo GPS NEO6MV2.....	32
Figura 39 – Esquemático NEO6MV2.....	33
Figura 40 – Módulo GSM A6 mini.....	34
Figura 41 – Diagrama bloques Etapa 2.....	35
Figura 42 – Diagrama de comunicación.....	39
Figura 43 – Esquemático final.....	40
Figura 44 – Circuitos terminados.....	40
Figura 45 – Simulador funcionando.....	41

## Lista de Tablas

Tabla 1 – Selección de enfermedades 1/5.....	4
Tabla 2 – Selección de enfermedades 2/5.....	5
Tabla 3 – Selección de enfermedades 3/5.....	6
Tabla 4 – Selección de enfermedades 4/5.....	6
Tabla 5 – Selección de enfermedades 5/5.....	7
Tabla 6 – Ruidos cardíacos.....	11
Tabla 7 – Características ATmega2560.....	24
Tabla 8 – Características ATmega328.....	28
Tabla 9 – Configuración ATmega328 etapa 1.....	28
Tabla 10– Configuración ATmega328 Etapa 2.....	35
Tabla 11 – Análisis de costos.....	43



## **Lista de Abreviaciones**

PWV:	Velocidad de onda de pulso
ACV:	Accidente cerebro-vascular
ECG:	Electrocardiograma
IR:	Infrarrojo
PPM:	Pulsaciones por minuto
TFT:	Thin Film Transistor-Liquid Cristal Display
S.O.S.:	Auxilio
GSM:	Sistema de comunicaciones Móviles Global
GPS:	Sistema de Posicionamiento Global
Bps:	Bits por segundo
TTL:	Lógica transistor a transistor

## Lista de Símbolos

V:	Tensión
A:	Ampere
$\Omega$ :	Ohm
F:	Faradios
Hz:	Hertz
D/A:	Digital a analógico
Vout:	Tensión de salida
Vref:	Tensión de referencia
Ax:	Entrada analógica número "x"
Dx:	Pin digital número "x"
Tx:	Transmisión
Rx:	Recepción
Vcc:	Alimentación
GND:	Masa
HIGH:	Estado lógico alto
LOW:	Estado lógico bajo

## **Dedicado a:**

### **A mi madre Liliana Machado.**

Por haberme apoyado en la carrera desde el principio y por estar siempre tratando de guiarme por el mejor camino.

### **A mi padre José Patiño.**

Que con su ejemplo enseña valores y que se esfuerza por ayudarme siempre en todo lo que sea posible.

### **A Noelia Machado.**

Una vida que quizás se hubiera podido salvar de haber existido algún dispositivo como el propuesto en este proyecto. Su caso inspiró el desarrollo de "Pulse".



## Capítulo 1: Introducción

Debido al avance de la ciencia y medicina se ha logrado aumentar la esperanza de vida y consecuentemente se produce un envejecimiento poblacional. Las personas que ingresan a la tercera edad muchas veces se sienten alejados de la sociedad a la que una vez pertenecieron. "La humanidad siempre ha mirado la vejez con un intento de negación: desde la juventud se piensa que anciano es el otro y que eso no tiene nada que ver con uno", afirma el médico psiquiatra Leopoldo Salvarezza.

En la vejez se da una reducción de la capacidad funcional del individuo. Por ejemplo, se pueden observar decaimientos en las funciones intelectuales (análisis, síntesis, razonamiento, etc) como así también en su salud (problemas cardíacos, musculares, articulares, entre otros).

Es por esto que los adultos mayores requieren de un cuidado particular; sin embargo, se hace necesario poder brindarles cierta autonomía, tanto para el propio individuo, como para su núcleo familiar.

Como solución a esta problemática, surge este proyecto, crear un dispositivo inteligente capaz de sensar ciertas variables cardíacas de interés, compararlas con parámetros normales, y en caso de detectar una anomalía, alertar tanto al usuario como a sus familiares, y que estos le puedan brindar la asistencia correspondiente.

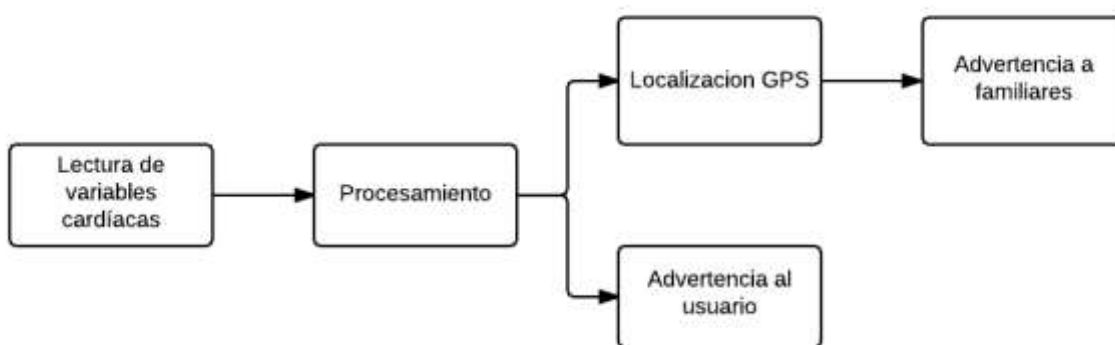


Figura 1 – Lógica de funcionamiento

El producto está enfocado en los adultos mayores de 65 años, aproximadamente un 11.1% de la población de Argentina.

Hoy en día hay 44.272.000 habitantes, lo que implica que la cantidad de personas en la tercera edad serían 4.914.192 personas.

Este dispositivo localizador funcionará como un "ángel guardián" para los adultos mayores, buscando mejorar su calidad de vida. Se busca llegar a un diseño sencillo y discreto que sea eficaz sin alterar la estética, evitando así afectar las relaciones sociales y la rutina diaria. Este proyecto salvaría vidas, sin dejar de brindar autonomía al usuario.

En la actualidad no se encuentran dispositivos similares al propuesto, con cierta inteligencia capaz de detectar automáticamente posibles casos de descompensación. Sin embargo, se pueden encontrar los siguientes desarrollos con propósitos similares:

- En la Universidad Nacional de Colombia se desarrolló un sistema capaz de sensar la presión arterial y su rigidez mediante técnicas de PWV. Con el mismo realizan un estudio poblacional y buscan reconocer posibles pacientes hipertensos.
- Relojes rastreadores, tales como Weki Watch o PT520, que cuentan con un botón anti pánico y un sistema GPS capaz de alertar a los familiares del usuario en caso de que este oprima el botón.
- En Argentina existe una empresa que brinda el servicio de “Teleasistencia Domiciliaria”, pensado para la seguridad y tranquilidad de los Adultos Mayores en su hogar. La empresa realiza la instalación de un Equipo de Teleasistencia en el domicilio del usuario. El mismo consta de un "Botón de Ayuda Personal" en forma de pulsera o colgante resistente al agua, que el usuario lleva siempre consigo y una Unidad Base conectada a la línea telefónica y la corriente eléctrica, que cuenta con un sistema de audio en “manos libres”. La asistencia se brinda desde el Centro de Atención Atempo, donde se reciben las alertas generadas por el Equipo de Teleasistencia del usuario, quien cuenta con la información de la “Red de contactos” del usuario (familiares, amigos, vecinos, servicios médicos y de emergencia, otros) para dar aviso de la emergencia.

Respecto al ciclo de vida del desarrollo vale destacar que, en muchas ocasiones, los productos no desaparecen en sí mismos, sino que son sustituidos por otros similares más evolucionados tecnológicamente, fabricados con menor coste económico y otra serie de ventajas que les hacen imponerse a los primeros.

En este caso, el producto propuesto sería similar a los existentes en el mercado, pero tecnológicamente más evolucionado, permitiendo su fácil inserción en el mercado. Si bien el costo para elaborar el primer prototipo seguramente resulta algo elevado en comparación con el precio de los productos existentes, una vez que este esté funcionando, los costos de producción se pueden reducir significativamente, permitiendo estar al alcance de todos.

## Capítulo 2: Marco teórico

Las enfermedades cardiovasculares son conocidas en todo el mundo por su alto grado de peligrosidad y el riesgo de muerte asociados a las mismas. Entre las enfermedades cardiovasculares más conocidas en la actualidad cabe destacar el accidente cerebrovascular, el infarto de miocardio, la hipertensión (con sus consecuencias) y la insuficiencia cardíaca.

A continuación, se listan las diferentes enfermedades cardiovasculares:

- Cardiopatía isquémica
- Insuficiencia cardíaca
- Miocardiopatías
- Valvulopatías
- Endocarditis infecciosa
- Arritmias
- Muerte súbita
- Síndrome de Wolff-Parkinson-White
- Cardiopatía congénita
- Amiloidosis
- Enfermedad de Kawasaki
- Coartación de aorta
- Foramen oval permeable
- Síndrome de Brugada
- Síndrome de Marfan
- Ductus arterioso persistente
- Transposición de los grandes vasos
- Problemas de presión:
  - Hipotensión
  - Hipertensión
- ACV

## 2.1 - Selección de enfermedades de interés

De acuerdo a las siguientes tablas, elaboradas a partir de una minuciosa investigación sobre cada enfermedad mencionada, se define cuáles son los problemas cardiovasculares que el dispositivo debería detectar. El criterio de selección establecido fue elegir las enfermedades que pueden causar un accidente al paciente sin previo aviso, mientras que éstas no sean consecuencia de otros problemas ya seleccionados. La causante de accidentes en general son los mareos, desmayos, vértigo o fatiga.

Tablas:

Nombre	Clasificación	Subtipo	Puede producir	¿Se asocia a otra enfermedad?/Causas	Puede aparecer sin aviso	El paciente puede tener accidente sin darse	¿Es de interés?
<b>Cardiopatía isquémica</b>	Infarto miocardio	-	Dolor, arritmia, mareos o muerte	No	Si	Si	Si
	Angina de pecho inestable	-					Si
	Angina de pecho estable	-					Si
<b>Insuficiencia cardíaca</b>	-	-	Confusión, mareos, mente en blanco, breves pérdidas de conciencia o muerte	Causada por Cardiopatía Isquémica, Miocardiopatía, Valvulopatía o Arritmia	Depende enfermedad causante	Depende	No
<b>Miocardiopatía</b>	Dilatada	-	Falta de aire, cansancio	Causada por infarto, consumo de alcohol, arritmias	Si	Si	Si
	Hipertrófica	-	Sin síntomas, descompensación por arritmias o muerte	No	No	Si	Si
	Restrictiva	-	Fatiga, tos, falta de apetito o falta de concentración	Enfermedades que infiltran el miocardio	No	No	No
<b>Valvulopatía</b>	Mitral	Estenosis	Disnea, arritmia (principalmente fibrilación auricular), formación de embolia	No	Si	Si	Si
		Insuficiencia	Disnea y arritmias	No	No	No	No
	Aortica	Estenosis	Disnea, síncope o muerte repentina	No	Si	Si	Si
		Insuficiencia	Fatiga, palpitaciones	No	No	No	No
	Pulmonar	Estenosis	Sin síntomas	Enfermedades de otras valvulas	No	No	No
		Insuficiencia	Sin síntomas	Infección, reuma o malformación congénita	No	No	No
	Tricúspide	Estenosis	Sin síntomas	Afección reumática o malformación congénita	No	No	No
		Insuficiencia	Sin síntomas	Afección reumática o malformación congénita	No	No	No
<b>Endocarditis infecciosa</b>	-	-	Fatiga, dolores, embolia	Infección	No	En general no	No

Tabla 1 – Selección de enfermedades 1/5



Nombre	Clasificación	Subtipo	Puede producir	¿Se asocia a otra enfermedad?/ Causas	Puede aparecer sin aviso	El paciente puede tener accidente sin darse cuenta	¿Es de interés?	
<b>Arritmias</b>	Bradiarritmia	Sinusal	Mareo, vertigo, fatiga, disnea o incapacidad mental	A veces es sintoma de otras enfermedades	No	Si	Si	
		Enfermedad del nodo sinusal y bloqueos sinoauriculares			No	Si	Si	
		Bloqueos auriculo-ventriculares			Si	Si	Si	
	Taquiarritmia supra-ventricular		Arritmia sinusal respiratoria	Sin síntomas	Varia con la respiración	No	No	No
			Taquicardia sinusal	Disnea, fatiga	Anciedad, ejercicio, alcohol, nicotina, anemia o insuficiencia cardíaca	Si	Si	Si
			Extrasistoles auriculares	Disnea, fatiga	Isquemia miocárdica, insuficiencia cardíaca o enfermedad pulmonar	No	No	No
			Taquicardia supraventricular auricular	Disnea, fatiga	Bronquitis crónica descompensada, hipertiroidismo	No	No	No
			Taquicardia supraventricular fibrilación auricular	Disnea, fatiga, mareo	Riesgo tromboembólico	Si	Si	Si
			Taquicardia supraventricular flutter auricular	Disnea, fatiga, mareo	Riesgo tromboembólico, cardiopatías crónicas o enfermedad pulmonar	Si	Si	Si
	<b>Arritmias</b>	Taquiarritmia ventricular	Extrasistoles ventriculares	Sin síntomas	Cardiopatías	Si	No	No
			Taquicardia ventricular no sostenida	Riesgo de muerte súbita	Cardiopatías	Si	Si	Si
			Taquicardia ventricular sostenida	Dolor torácico, mareo, síncope	Cardiopatías	Si	Si	Si
			Fibrilación ventricular	Ausencia de pulso, pérdida de conocimiento inmediata o muerte	Infarto de miocardio	Si	Si	Si
<b>Muerte súbita</b>	-	-	Muerte	Infarto, miocardiopatías	Si	Directamente la muerte	Si	

Tabla 2 – Selección de enfermedades 2/5

Nombre	Clasificación	Subtipo	Puede producir	¿Se asocia a otra enfermedad?/Causas	Puede aparecer sin aviso	El paciente puede tener accidente sin darse cuenta	¿Es de interés?
<b>Síndrome de Wolff-Parkinson-White</b>	-	-	Arritmias de inicio y fin bruscos	Anomalía en el sistema de conducción cardíaco	No	No	No
<b>Cardiopatía congénita</b>	CC izquierda / derecha	-	Sin síntomas, o muy variables	Alteraciones estructurales del corazón en la etapa embrionaria	No	No	No
	Obstructiva	-					
	Cianótica	-					
<b>Amiloidosis cardíaca</b>	Miocardopatía restrictiva	-	Fatiga, intolerancia al esfuerzo	Insuficiencia cardíaca	En general no	No	No
	Insuficiencia cardíaca congestiva sistólica	-	Fatiga, disnea	Puede presentar angina de pecho	En general no	No	No
	Hipotensión ortostática	-	Mareo, síncope	Esfuerzo físico, tensión emocional	Si	Si	Si
	Trastornos del sistema de conducción	-	Arritmias	No	No	Depende	Si

Tabla 3 – Selección de enfermedades 3/5

Nombre	Clasificación	Subtipo	Puede producir	¿Se asocia a otra enfermedad?/Causas	Puede aparecer sin aviso	El paciente puede tener accidente sin darse cuenta	¿Es de interés?
<b>Enfermedad de Kawasaki</b>	-	-	Cuadro febril, muerte	No	No	No	No
<b>Coartación de aorta</b>	-	-	Sin síntomas, cambios en la presión e intensidad de pulsos	No	No	No	No
<b>FOP</b>	-	-	Sin síntomas	No	No	No	No
<b>Síndrome de Brugada</b>	-	-	Arritmia, síncope, muerte súbita	Origen genético	No	Si	Si
<b>Síndrome de Marfan</b>	-	-	Baja esperanza de vida	Origen genético	No	Directamente la muerte	No
<b>Ductus arterioso persistente</b>	-	-	Cansancio, retraso en desarrollo	No	No	No	No
<b>Transposición de los grandes vasos</b>	-	-	Bebe azul, dificultad respiratoria	No	No	No	No

Tabla 4 – Selección de enfermedades 4/5

Nombre	Clasificación	Subtipo	Puede producir	¿Se asocia a otra enfermedad?/ Causas	Puede aparecer sin aviso	El paciente puede tener accidente sin darse cuenta	¿Es de interés ?
Presión	Hipotensión	Grave	Visión borrosa, confusión, vértigo, desmayo, mareo, debilidad	Shock, infección grave, ataque al corazón, anafilaxia	Si	Si	Si
		Ortostática		Cambio de posición brusco	No	No	No
		Ortostática posprandial		Después de comer	No	No	No
		Mediada neuralmente		Mucho tiempo de pie	No	No	No
	Hipertensión	Normotenso	-	-	No	No	Si
		Pre-hipertensos	Arritmia, muerte súbita, pérdida de visión, ACV, demencia	Insuficiencia cardíaca, infarto, ACV	Si	Si	Si
		Grado I					
		Grado II	-	Miedo al médico	Si	No	No
Bata blanca	-	Miedo al médico	Si	No	No		
ACV	Isquémico	-	Variado	Bloqueo de sangre al cerebro por coágulo de sangre	Si	Si	Si
	Hemorrágico	-		Ruptura de vaso sanguíneo del cerebro	Si	Si	Si

Tabla 5 – Selección de enfermedades 5/5

## 2.2 – Técnicas de diagnóstico

Ya definidas las enfermedades cardiovasculares de interés, se procede a identificar las diferentes técnicas que se utilizan para diagnosticarlas.

### Cardiopatía Isquémica:

- Pulso
- **Electrocardiografía**
- Ecocardiografía
- Análisis de sangre
- Angiografía

### Valvulopatía:

- Pulso
- Auscultación
- Electrocardiografía
- **Ecocardiografía**
- Angiografía

### Miocardopatía:

- Pulso
- Auscultación
- Electrocardiografía
- **Ecocardiografía**

Arritmias:

- Pulso
- **Electrocardiografía**
- Ecocardiografía
- Holter
- Angiografía
- Resonancia magnética
- Tomografía computarizada
- RX

Muerte súbita:

- **Pulso**

Amiloidosis cardíaca:

- **Biopsia**

Síndrome de Brugada:

- Pulso
- **Electrocardiografía**
- Ecocardiografía

Problemas de presión:

- **Presión**
- Pulso
- Análisis de sangre
- Ecocardiografía
- Tomografía computarizada
- Otros

ACV:

- **Tomografía computarizada**
- Resonancia magnética
- Angiografía
- Electroencefalograma
- Otros

Como se puede observar, en la mayoría de los casos se suelen emplear varios métodos diferentes que indican la posibilidad de padecer cierta enfermedad cardiovascular, pero solamente los resaltados en verde son los que confirman la misma.

Dentro de las técnicas nombradas, solamente es posible incluir en un dispositivo portátil, las siguientes:

- Pulso
- Presión
- Auscultación
- Electrocardiografía

### 2.2.1 – Semiología del pulso

En base al artículo escrito por Peña en el 2014, la sangre sale impulsada del corazón y se reparte por todo el sistema arterial del cuerpo. En algunas zonas, son lugares superficiales donde se puede detectar la onda de choque sanguíneo contra las paredes arteriales. Esas zonas se corresponden con las arterias que pasan por las mismas:

- Temporal
- Carotídeo
- Axilar
- Braquial
- Radial
- Cubital
- Femoral
- Poplíteo
- Pedio

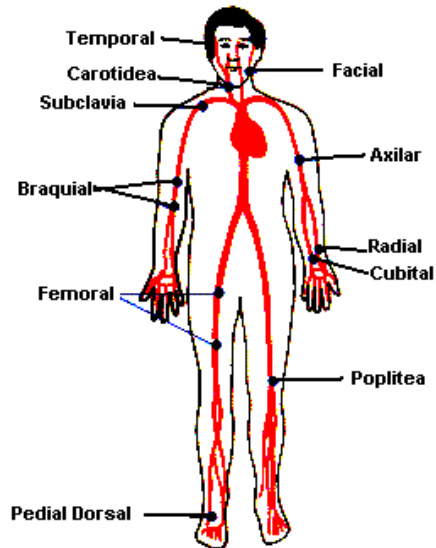


Figura 2 – Zonas para leer el pulso

El choque de la sangre contra las paredes se va a poder detectar en forma de una onda de presión. Dicha onda presión tendrá una parte sistólica (donde habrá más presión) y una diastólica (donde la presión irá disminuyendo). Esta onda de pulso se va a alterar según diferentes tipos de patologías que afecten a la hemodinámica y a la conducción de sangre. De forma lógica, si el corazón es el que impulsa la sangre hacia el cuerpo, si este se altera, la onda de pulso se alterará igualmente.

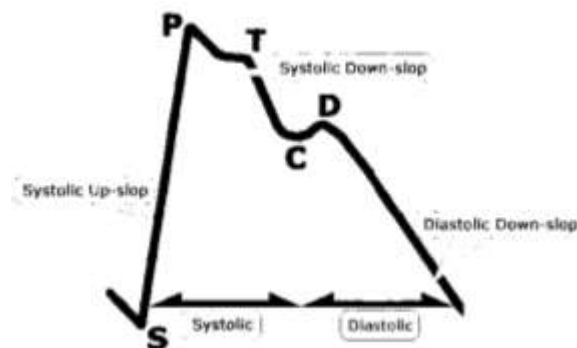


Figura 3 – Forma de onda de presión

### **2.2.2 – Presión**

La presión arterial es comúnmente hallada por medio de un esfigmomanómetro. La presión arterial es usualmente expresada en milímetro de mercurio, aunque los sistemas más modernos no contienen mercurio. También se puede medir de forma invasiva, penetrando la pared de las arterias para realizar la medición, este tipo de práctica es poco común y usualmente se utiliza únicamente en los hospitales.

A continuación, se explican las técnicas más comunes encontradas hoy en día para hallar la presión arterial.

#### Palpación

Se insufla el brazalete aplicado sobre el brazo o pierna, hasta que el pulso radial o pedio desaparece. Luego se deja salir aire poco a poco hasta que aquellos reaparecen, momento que señala la presión sistólica o máxima. Entonces, mediante palpación se toma el pulso y se continúa la descompresión del brazalete percibiéndose de esta forma un latido cada vez más intenso y vibrante hasta un máximo, a partir del cual desciende bruscamente. El punto en que se palpa el primer latido corresponde a la presión arterial sistólica. La presión diastólica no puede determinarse por palpación.

#### Auscultación

Para determinar la tensión se coloca se insufla el brazalete en un brazo o en un muslo hasta que desaparezca el latido del pulso en la humeral o en la femoral. Aplicando el estetoscopio a nivel de la región de la flexura del codo o de la región poplíteica, se ausculta mientras se deja escapar el aire lentamente. El momento en que se percibe el latido, marca la tensión máxima o sistólica, y cuando este desaparece corresponde con la tensión mínima o diastólica.

#### Velocidad de onda de pulso

Esta metodología se basa en la adquisición y el análisis de la señal de pulso que es transmitida por el corazón al realizar los procesos de sístole y diástole. Estos movimientos del corazón son utilizados para expulsar la sangre hacia el sistema circulatorio y crean un incremento en la presión que viaja a través de las paredes de las arterias y venas del paciente; este aumento de presión puede ser visto en forma de una onda. El análisis de esta señal halla la presión central del paciente, y por medio de varias derivaciones de la técnica PWV se pueden hallar distintas variables, tales como la rigidez arterial (índice de augumentación) y el tiempo del tránsito de la onda de una arteria a otra (usualmente las arterias carótida y femoral), lo cual entrega información útil del estado actual del sistema circulatorio del paciente. La forma de onda de pulso puede ser tomada mediante diferentes técnicas.

### 2.2.3 – Auscultación

Existen cuatro ruidos cardíacos básicos denominados S1 a S4 que se corresponden al cierre de las cuatro válvulas cardíacas.

Sonidos	Características	Sitio de auscultación	En que personas se escucha
S1	Causado por la sístole ventricular	Foco mitral aparece más intenso que en el tricuspídeo	En todas las personas
S2	-Es más breve y agudo que el primero. -Lo ocasionan el cierre aórtico y el sigmoideo pulmonar	Foco mitral	En todas las personas
S3	Se escucha en al diástole por difusión ventricular	Foco mitral	Habitual en la niñez, frecuente en adolescencia y en excepciones después de los 40.  Se considera patológico
S4	Ruido auricular debido a la tensión de las válvulas AV como del miocardio ventricular, debido a un llenado acelerado	Foco mitral	-En hipertensión arterial sistémica si la presión diastólica supera los 100 mmHg.  -Coartación aórtica

Tabla 6 – Ruidos cardíacos

Dado que todos los ruidos cardíacos son de frecuencia más bien baja y se mantienen en niveles difícilmente detectables por el oído humano, la auscultación se debe llevar a cabo en un ambiente lo más silencioso posible. Como los sonidos se transmiten en la dirección del flujo sanguíneo, los ruidos cardíacos se escuchan mejor sobre zonas a dónde va la sangre una vez que ha traspasado una válvula.

Existen cinco focos de auscultación tradicionales:

- Aórtico (zona de la válvula aórtica): segundo espacio intercostal derecho, en el borde esternal derecho
- Pulmonar (zona de la válvula pulmonar): segundo espacio intercostal izquierdo, en el borde esternal izquierdo
- Pulmonar secundario: tercer espacio intercostal izquierdo, en el borde esternal izquierdo.
- Tricúspide: cuarto espacio intercostal izquierdo, en la parte inferior del borde esternal izquierdo.
- Mitral o apical: en el apex cardíaco, en el quinto espacio intercostal izquierdo, línea medioclavicular.

### 2.2.4 – Electrocardiografía

En un electrocardiograma (ECG) se representa gráficamente la actividad de la corriente eléctrica que recorre el corazón en un latido cardíaco. La actividad de la corriente eléctrica se divide en diferentes partes y a cada una se le asigna una letra en el ECG.

Cada latido comienza con un impulso originado en el nódulo sinusal (nódulo sinoauricular). Este impulso activa las cavidades superiores del corazón (aurículas). La onda P representa la activación de las aurículas.

A continuación, la corriente eléctrica se propaga hacia abajo, hasta las cavidades inferiores del corazón (ventrículos). El complejo QRS representa la activación de los ventrículos.

Posteriormente, la corriente eléctrica se propaga a través de los ventrículos, pero en dirección opuesta. Esta actividad se denomina onda de recuperación, y está representada por la onda T.

En un ECG pueden observarse diferentes tipos de anomalías. Estas anomalías son: un infarto de miocardio previo, un ritmo cardíaco anómalo (arritmia), un aporte inadecuado de sangre y de oxígeno al corazón (isquemia) y un engrosamiento excesivo (hipertrofia) de las paredes del músculo cardíaco.

Ciertas anomalías detectadas en un ECG pueden también sugerir la presencia de bultos (aneurismas) que se desarrollan en zonas frágiles de las paredes del corazón. Los aneurismas pueden ser consecuencia de un infarto de miocardio. Si el ritmo es anómalo (demasiado rápido, demasiado lento o irregular), el ECG también indica en qué parte del corazón se inicia dicho ritmo anómalo.

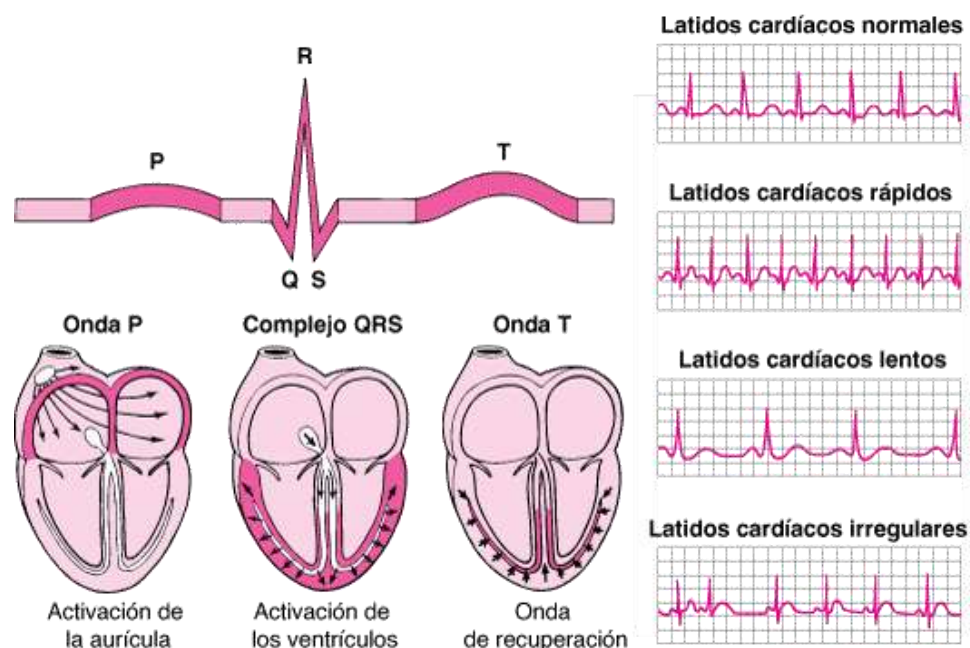


Figura 4 – Electrocardiografía (Sanchez G.M., 2014)



### 2.3 – Selección de técnica

Considerando que el objetivo principal del dispositivo a desarrollar es detectar una anomalía en el sistema cardiovascular del usuario a fin de solicitar asistencia a sus familiares, se decidió optar por un sistema de diagnóstico basado en el pulso y la presión. Si bien, mediante un electrocardiograma se puede especificar con exactitud el problema causante de la descompensación, la complejidad de montar dicho sistema en un dispositivo tipo pulsera no lo hace viable, se requeriría de una banda elástica con tres electrodos, situada en el pecho y de conectividad con el dispositivo de muñeca; en muchas ocasiones esto puede resultar incómodo para el usuario, motivo por el que también es descartado.

Un sistema de diagnóstico basado en el pulso y la presión quizás no es tan preciso a la hora de definir una enfermedad en particular, pero es suficiente para indicar que el usuario se puede encontrar en problemas y posiblemente requiera de asistencia. A partir de dicho sistema, el dispositivo debería ser capaz de detectar y discriminar descompensaciones causadas por:

- Arritmias:
  - Bradiarritmia Sinusal
  - Taquiarritmia:
    - Taquicardia sinusal
    - Flutter auricular
    - Fibrilación ventricular (Infarto, cardiopatía isquémica o muerte súbita)
- Valvulopatía:
  - Estenosis mitral
  - Estenosis aórtica
- Posible ACV
- Desmayo:
  - Hemorragia o deshidratación (No distingue entre ambos)
  - Síncope miccional (Generalmente en ancianos, causado por tos o micción)

Vale destacar que, en los casos de desmayo, el dispositivo va a informar que existe la posibilidad de que suceda cada problema. Esto no quiere decir que haya ocurrido, sino que el sistema cardiovascular del paciente está siendo propenso a dicha situación. En el caso de que no haya ocurrido, le serviría al usuario para tomar las precauciones necesarias y por ejemplo evitar golpearse por la caída provocada en el desmayo; mientras que en el caso de que realmente haya ocurrido, la alerta ya fue enviada a sus familiares para que ellos puedan asistirlo.

## Capítulo 3: Desarrollo

### 3.1 – Desarrollo

Ya definido el método de diagnóstico a utilizar, se procede a subdividir la realización del proyecto en diferentes bloques. Se decidió realizar la etapa de procesamiento y la de comunicación en etapas diferentes, considerándose que ambas son igual de importantes y no deben ser interrumpidas por estar llevándose a cabo una de ellas. Los bloques se encuentran ilustrados en el siguiente gráfico:

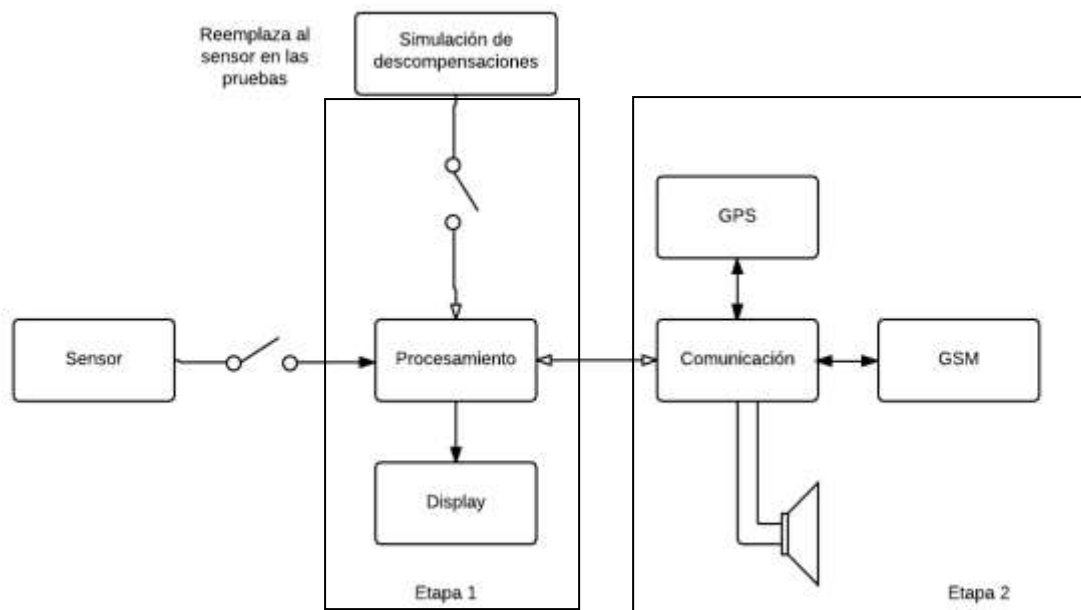


Figura 5 – Diagrama del dispositivo propuesto

#### 3.1.1 – Sistema de sensado

##### 3.1.1-A – Investigación

En base a la teoría descrita se proponen dos técnicas diferentes para la obtención de la señal de interés:

- Tonometría por aplanación
  - Sensores de presión
  - Laser
- Fotopletismografía
  - IR
  - Rojo
  - Verde

### Tonometría por aplanación

En principio se pretendía acondicionar la señal obtenida por sensores de presión diferencial MPX5010DP. Se utilizarían dos sensores, porque estos deben tener en cuenta la presión atmosférica, así que para cada sensor se obtiene la diferencia entre la presión manifestada por el examen y la presión atmosférica. Ambas señales deben ser restadas, ya que uno de estos sensores actuaría como punto de referencia. Finalmente, esta señal debería ser filtrada correctamente y adecuada a los valores de tensión que maneje el microcontrolador que la procese.

Este tipo de estudio también se podría realizar midiendo la variación de las paredes arteriales con un láser y un fotodetector, pero la disposición de este tipo de estructura resulta muy compleja y sensible a pequeñas variaciones en la posición del dispositivo.

En la tesis “Análisis de presión y rigidez arterial de forma no invasiva” de la Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Ingeniería y Arquitectura desarrollaron un sensor como el propuesto en el 2013, siendo el resultado el siguiente:

Explicar todo el desarrollo realizado. Comenzar con un diagrama de bloques general del proyecto o de funciones en caso de ser un trabajo de software. Luego ir analizando bloque a bloque realizando para cada uno el siguiente análisis:

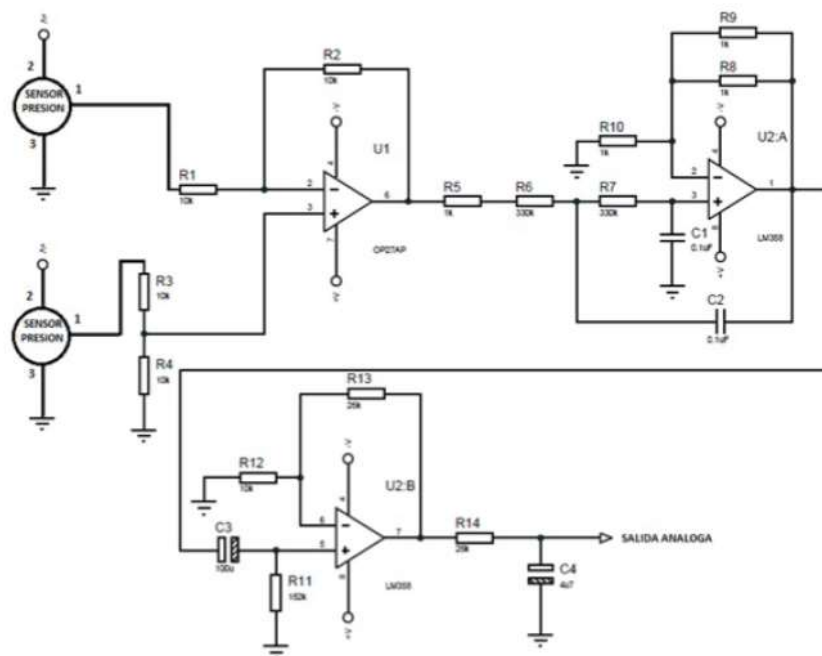


Figura 6 – Esquemático de dispositivo con sensores de presión (Marín S.A., 2013)

Analizando los resultados de dicha tesis, el sensor obtenido resulta voluminoso para incluir en un dispositivo tipo pulsera, y además el usuario debe estar inmóvil al momento de realizar la medida, ya que cualquier variación sobre la superficie del sensor repercute en la señal obtenida. Por lo tanto, este tipo de sensor no resulta adecuado para el proyecto propuesto.

### Fotoplestimografía

Según el artículo escrito por Victor Ventura en el 2015, cuando la sangre se oxigena al pasar por los pulmones, la hemoglobina (Hb) se transforma en oxihemoglobina (HbO<sub>2</sub>), de modo que puede transportar el oxígeno. Los dos compuestos, hemoglobina y oxihemoglobina, tienen diferentes niveles de absorción de las diferentes longitudes de onda de la luz.

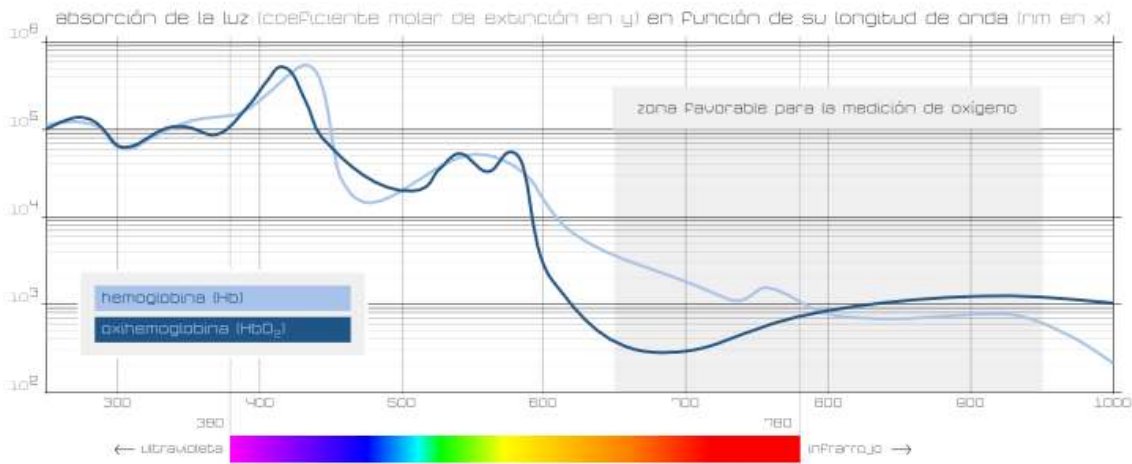


Figura 7 – Niveles de absorción lumínica de la sangre (Ventura V., 2015)

La sangre es roja porque refleja la luz roja y absorbe la luz verde. Cuando el corazón late, el flujo arterial en la muñeca, y por lo tanto la absorción de la luz, es mayor. Por el contrario, el flujo sanguíneo entre latido y latido es menor.

#### **3.1.1-B – Propuesta de circuito**

Luego de investigar la técnica “Fotoplestimografía”, se encontró que es la misma que utilizan algunos “SmartWatch” de reconocida marca para sus relojes de versiones para deportistas.

En principio se propone desarrollar el sensor en la zona infrarroja del espectro, debido a que, a estas longitudes de onda, la piel y el movimiento de la mano no afectarían demasiado a las mediciones obtenidas, sin embargo, queda como segunda opción utilizar luz verde, ya que, como se puede observar en la Figura 7, la sangre tiene un pico importante de absorción a la misma.

##### **3.1.1-B-I Pruebas y experiencia**

En primer lugar, se diseñaron circuitos de prueba para los sensores CNY70 y QRE1113gr con los diagramas encontrados en sus respectivos datasheets. Ambos sensores son ópticos reflectivos, tienen sus picos de trabajo en los 945 nm, y Vcc=5V. Se optó por estos sensores, ya que son los que se pudieron conseguir en el mercado actual de Argentina y que cuentan con las características cercanas a lo buscado.

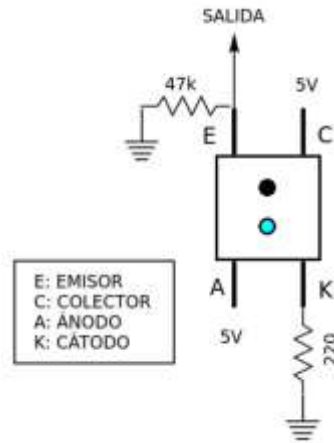


Figura 8 – Diagrama de conexión sensores IR

Considerando que un circuito tan simple como el indicado no era suficiente para la pequeña variación que se busca medir, se realizó además, un amplificador y diferentes filtros (tanto pasa bajos como pasa alto) que fueron utilizados con éxito en el paper “Mediciones fotoplestimográficas” elaborado por el CECYT de Guayaquil, Ecuador.

Siendo sus respectivos circuitos los siguientes:

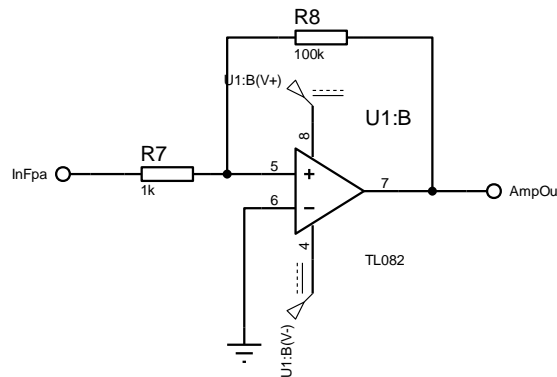


Figura 9 – Amplificador con ganancia 100

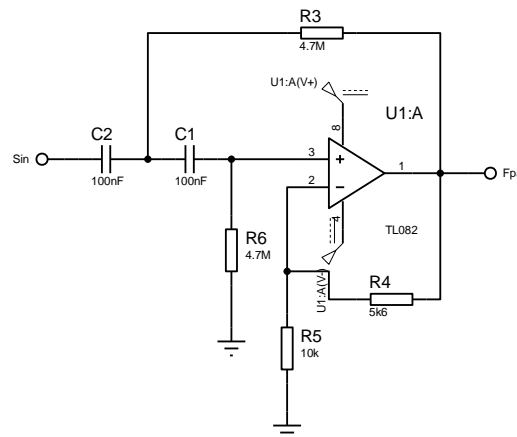


Figura 10 – Filtro Pasa Alto con frecuencia de corte 0.3 Hz

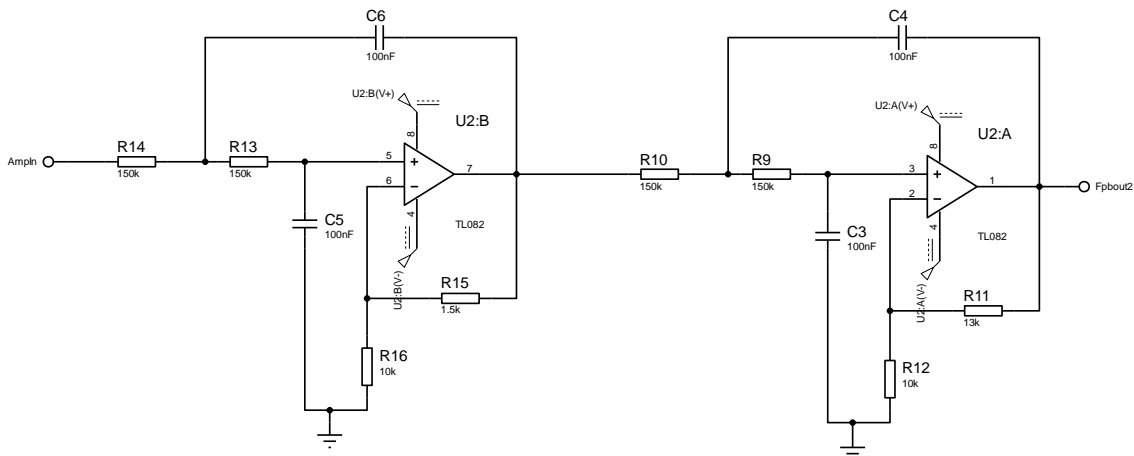
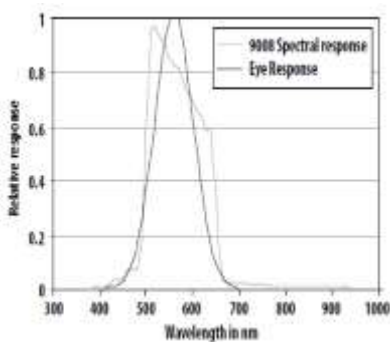


Figura 11 – Filtro Pasa Bajo de 4to orden con frecuencia de corte 10.6 Hz

3.1.1-B-II Problemas y soluciones

Al realizar pruebas con los sensores conseguidos y los circuitos mencionados, los resultados no fueron visibles a primera vista, por lo que se decidió aumentar la ganancia del amplificador a 300, logrando obtener una señal que se correlacionaba con las ondas de pulso. Sin embargo, el resultado era muy ruidoso y difícil de mejorar.

Consecuentemente se decidió pasar a la segunda opción, utilizar la luz verde para realizar las mediciones. Debido a que el fotodetector utilizado debe tener mayor sensibilidad en esta región del espectro. Se decidió utilizar el sensor APDS9008, comúnmente utilizado en teléfonos móviles o tablets para control del brillo de las pantallas.



Parameter	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Units	Conditions
Supply Current	ICC		42		µA	VCC = 1.8V, Lux = 100 (2)
Photo Current (I)	I <sub>PH(I)</sub>	28	40	52	µA	VCC = 1.8V, Lux = 100 (2)
Photo Current (R)	I <sub>PH(R)</sub>		44		µA	VCC = 1.8V, Lux = 100 (1)
Dark Current	I <sub>DARK</sub>		300		nA	VCC = 1.8V, Lux = 0
Light Current Ratio	I <sub>PH(I)</sub> /I <sub>PH(R)</sub>		1.1			Incandescent light / Fluorescent light
Rise Time	T <sub>r</sub>		5		ms	R1 = 1Kohm, Lux = 100
Fall Time	T <sub>f</sub>		5		ms	R1 = 1Kohm, Lux=100
Settling Time	T <sub>set</sub>		10		ms	R1=2.4Kohm, Lux=100
Peak sensitivity wavelength	λ		565		nm	
Propagation delay	T <sub>pd</sub>		5		ms	R1 = 1Kohm, Lux = 100
Storage delay	T <sub>s</sub>		5		ms	R1 = 1Kohm, Lux=100
Saturation voltage	V <sub>sat</sub>	1.5			V	R1 = 100Kohm, Lux = 100, VCC=1.8V

Figura 12 – Características del APDS9008

La cantidad de voltaje convertido,  $V_{out}$ , es proporcional a la intensidad de luz sobre el sensor y a la resistencia  $R_L$  utilizada. Aumentando el brillo del led y/o la resistencia de carga, aumentará el voltaje de salida.

La selección de la resistencia de carga  $R_L$  determinará la cantidad de la conversión de corriente a voltaje en el circuito. Se recomienda colocar un capacitor en paralelo con la resistencia de carga para reducir el ripple, y que actúe como un filtro pasa bajos, ya que la salida del APDS-9008 es de corriente.

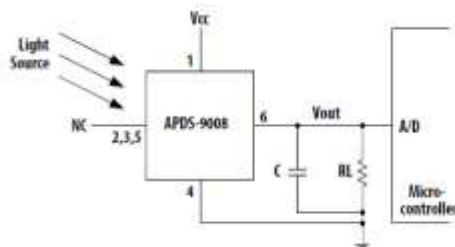


Figura 13 – Conexión típica del APDS9008

Se pretende eliminar frecuencias por encima de 3,33 Hz, correspondientes a 200 latidos por minuto, por lo que fijando el valor de  $R_L$  en 10 K $\Omega$ , se procede a calcular el valor de  $C_1$ . Como resultado se obtiene un valor de 3,9 $\mu$ F.

$$V_{out} = \frac{I_{in} * R_L}{1 + S * R_L * C}$$

Ecuación 1 – Tensión de salida

$$Frec[Hz] = \frac{1}{2 * \pi * R_L * C}$$

Ecuación 2 – Frecuencia de corte de filtro pasa alto

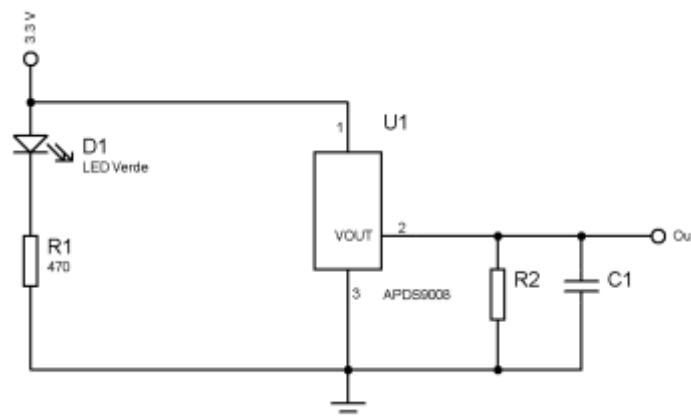


Figura 14 – Circuito realizado con APDS9008

Luego de leer sobre ciertos problemas que tienen los “SmartWatch” a la hora de realizar actividades deportivas, se procede a diseñar la etapa de filtrado que busque eliminar de variaciones del voltaje de salida. Las mismas son causadas por el movimiento del usuario, por ejemplo, cuando este se encuentra corriendo o andando en bicicleta, lo que genera ruido de baja frecuencia en las mediciones realizadas. Consecuentemente se calculó un filtro pasa alto cuya frecuencia de corte es 0.08 Hz, equivalente a 4,8 latidos por minuto y ganancia mayor a 300.

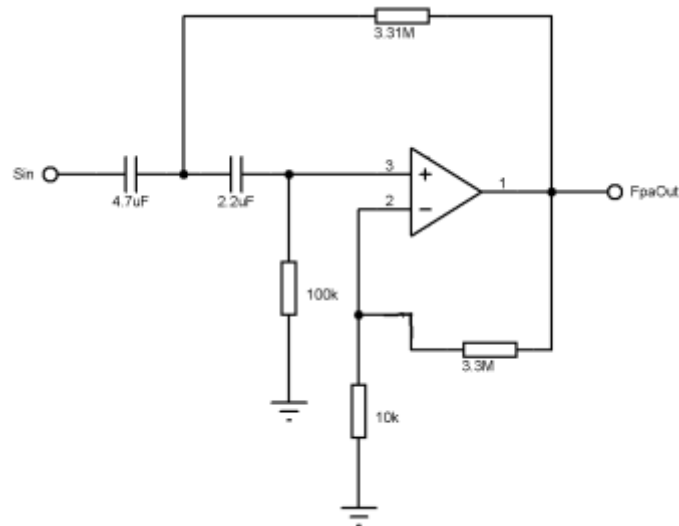


Figura 15 – Filtro pasa alto Sallen-Key con frecuencia de corte 0.08 Hz

Se realizó el diseño del PCB y construcción del mismo, donde además del circuito mencionado se agregó, a fin de protección, un diodo en serie a la entrada de alimentación, evitando que circule corriente en sentido contrario.

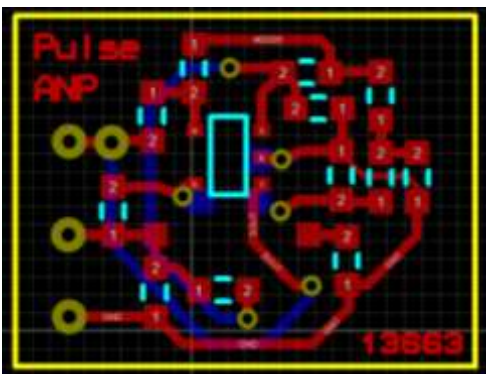


Figura 16 – Sensor final

Finalmente se testeó el sensor con tres individuos diferentes y se comparó los resultados con un tensiómetro OMRON modelo HEM-7200, observarse que las variables medidas se correlacionan con la forma de onda obtenida. Concluyendo, el sensor realizado cumple con las especificaciones deseadas.





Figura 17 – Testeo Sensor final

### 3.1.2 – Simulación de descompensaciones

#### 3.1.2-A – Investigación

Considerando que para probar el correcto funcionamiento del sistema de detección a implementar no se va a contar con un caso real de, por ejemplo, una persona que se desmaye justo en el instante que se desea testear. Se decidió simular estos tipos de problemas.

Luego de un extenso estudio sobre las variaciones en la forma de la presión del pulso en los casos de análisis, se obtuvieron las siguientes conclusiones

- Arritmias:
  - Bradiarritmia Sinusal
    - El ritmo cardíaco es menor a 60 PPM
  - Taquiarritmia:
    - Taquicardia sinusal
      - El ritmo cardíaco es mayor a 100 PPM

- Flutter auricular
  - El ritmo cardíaco es mayor a 140 PPM y ronda los 150 PPM
- Fibrilación ventricular (Infarto, cardiopatía isquémica o muerte súbita)
  - No existe latido efectivo

- Valvulopatía:

- Estenosis mitral

Se manifiesta como un cambio de forma de onda normal a pulso bigémico



Figura 18 – Forma de onda en estenosis mitral

- Estenosis aórtica

Se manifiesta como un cambio de forma de onda normal a pulso parvus



Figura 19 – Forma de onda en estenosis aórtica

- Posible ACV

El caso en que el pulso normal incrementa su magnitud en gran medida sobre sus valores normales (es decir aumenta la presión), representa un gran riesgo y aumento en las probabilidades de que el accidente ocurra.

- Desmayo:

- Hemorragia o deshidratación

Disminuye el volumen de sangre y consecuentemente la presión del pulso. El organismo, intentando compensar esta pérdida de volumen, acelera el ritmo cardíaco

- Síncope miccional

En este caso, si bien baja la presión, el ritmo permanece constante, a no requerir compensar el volumen sanguíneo

### 3.1.2-B – Propuesta de circuito

Para esta aplicación se decidió utilizar un convertor Digital/Analógico conectado a un microcontrolador que tenga cargado los diferentes casos a simular y conforme vaya pasando un cierto tiempo, vaya cambiando su salida digital a la correspondiente al nuevo punto de tensión requerido.

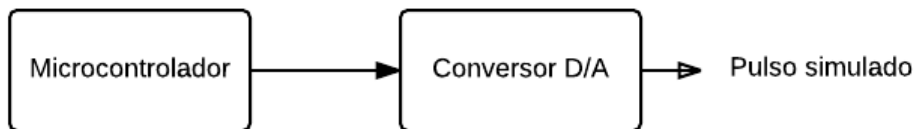


Figura 20 – Diagrama del simulador

### 3.1.2-B-I Pruebas y experiencia

En el mercado local solamente se pudo conseguir el convertor digital/analógico DAC0808, que es un convertor de 8bits de entrada.

Se procedió a realizar el circuito indicado en el datasheet, pero variando la tensión de referencia a 3.3V que es la correspondiente al sensor diseñado.

#### Typical Application

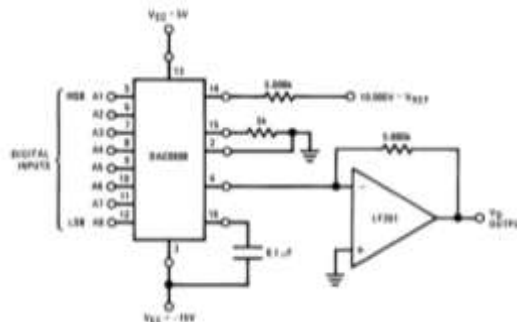


Figura 21 – Circuito típico DAC0808

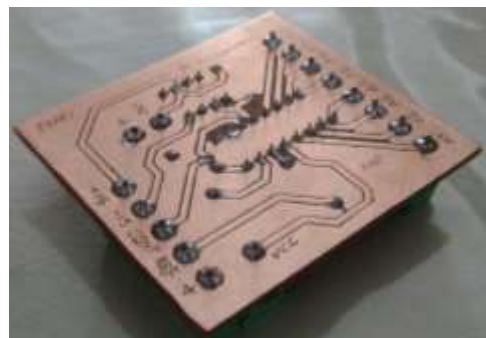
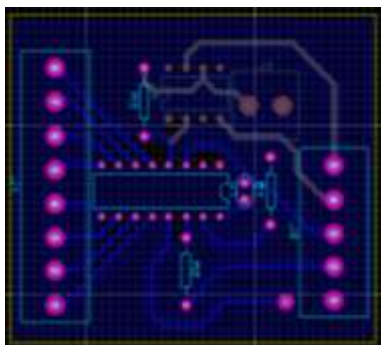


Figura 22 – PCB DAC0808

Con respecto al microcontrolador, se decidió utilizar una placa de prototipado Arduino Mega 2560, que cuenta con un ATmega2560 de la marca Atmel. El mismo tiene las siguientes características:

Device	Flash	EEPROM	RAM	General Purpose I/O pins	16 bits resolution PWM channels	Serial USARTs	ADC Channels
ATmega640	64KB	4KB	8KB	86	12	4	16
ATmega1280	128KB	4KB	8KB	86	12	4	16
ATmega1281	128KB	4KB	8KB	54	6	2	8
ATmega2560	256KB	4KB	8KB	86	12	4	16
ATmega2561	256KB	4KB	8KB	54	6	2	8

Tabla 7 – Características ATmega2560

En primer lugar, se realizaron pruebas, generando tensiones de interés a partir del código. Finalmente, logrando resultados deseados, se pasó a cargar las formas de onda de pulso tanto para casos normales como para posibles descompensaciones.

Para que la simulación sea más realista, se tomaron muestras de la forma de onda de pulso de una persona, con el sensor diseñado y un osciloscopio Owon Smart DS7102 conectado a una computadora. En la misma se guardó un listado de puntos correspondientes a las tensiones de cada punto muestreado (cada 2ms) y esos mismos puntos fueron los que se cargaron al firmware del ATmega2560.

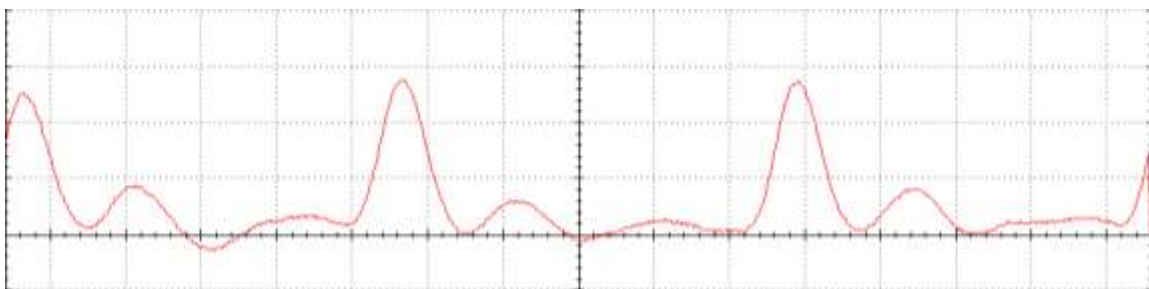


Figura 23 – Pulso muestreado con sensor diseñado

Finalmente se implementaron las diversas variaciones del pulso, ante cada descompensación, sobre el pulso muestreado y se cargaron al firmware mencionado. Los resultados obtenidos fueron satisfactorios.

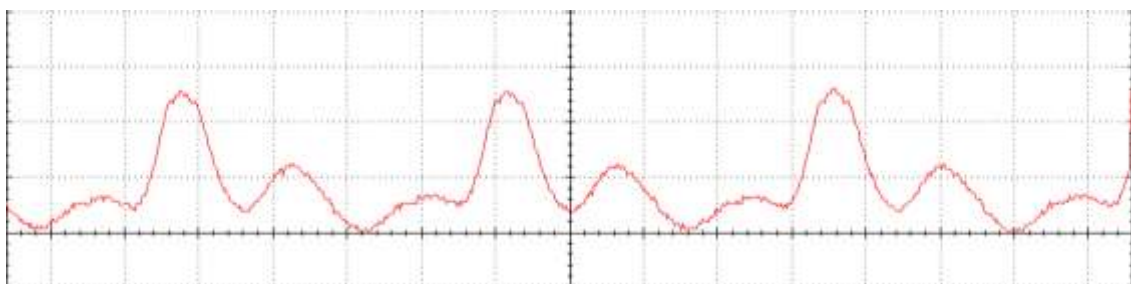


Figura 24 – Pulso reconstruido

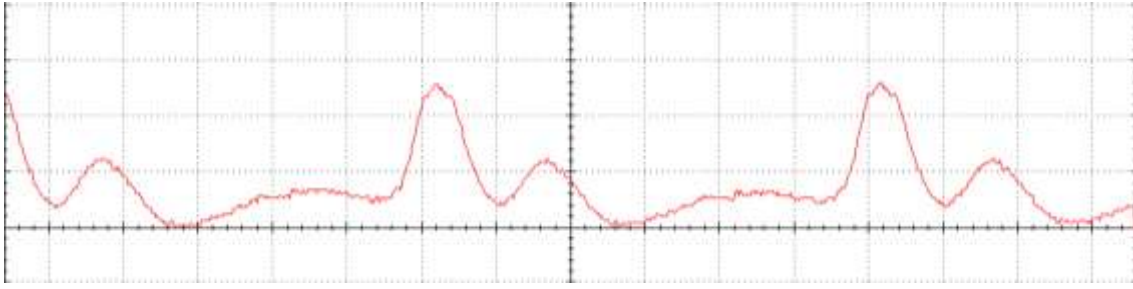


Figura 25 – Bradirritmia sinusal

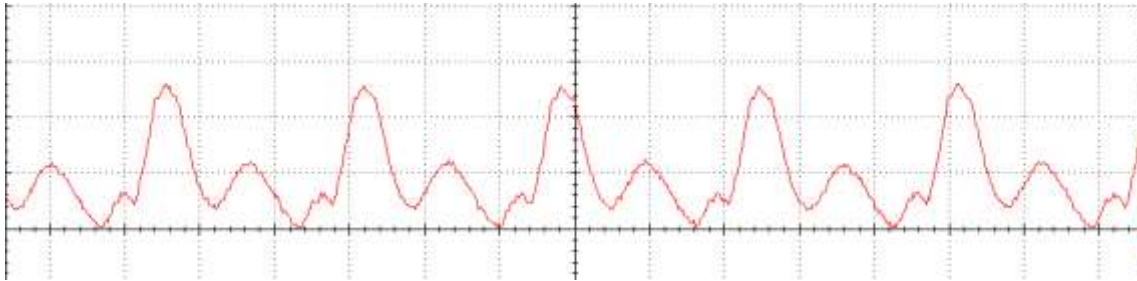


Figura 26 – Taquicardia sinusal

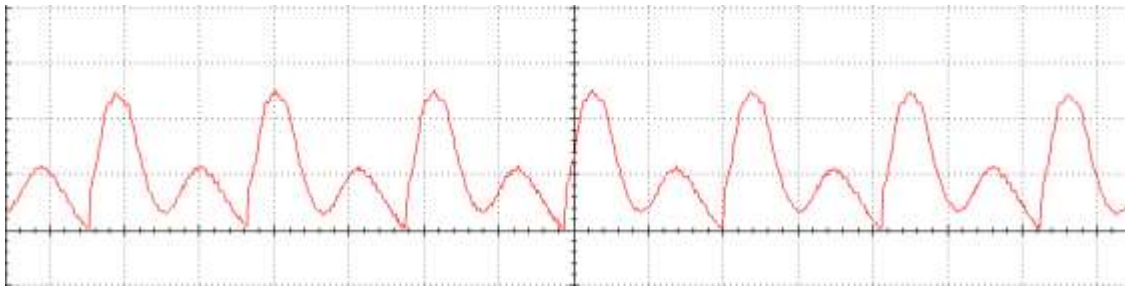


Figura 27 – Flutter auricular

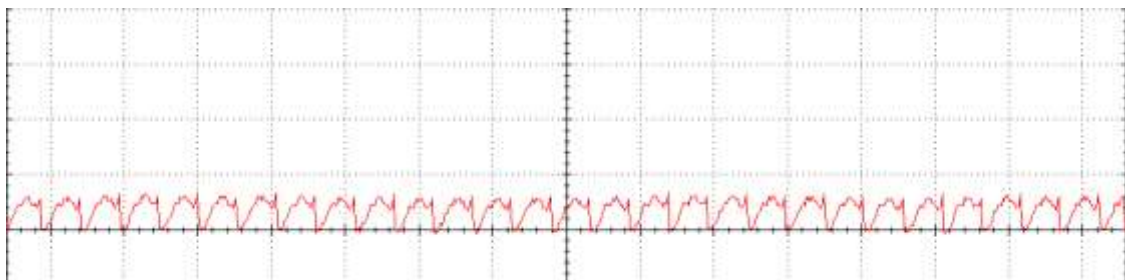


Figura 28 – Fibrilación ventricular

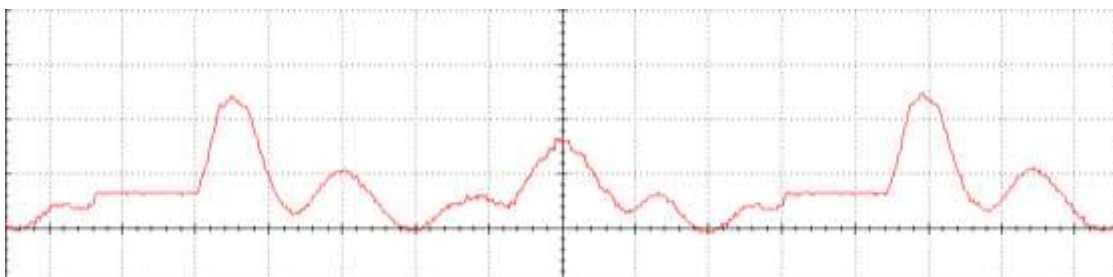


Figura 29 – Estenosis mitral

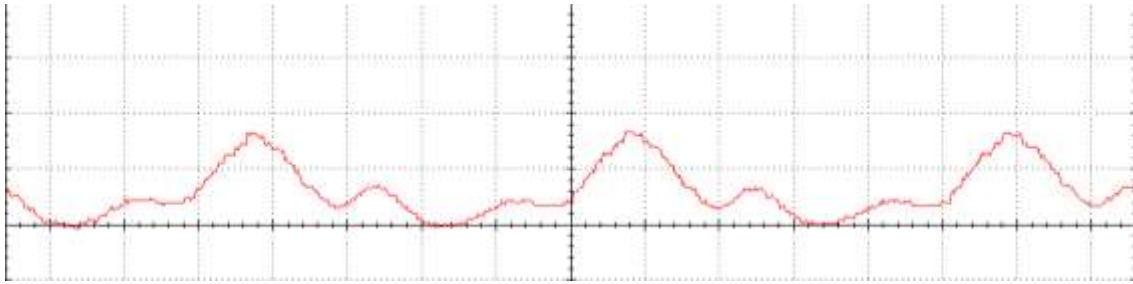


Figura 30 – Estenosis aórtica

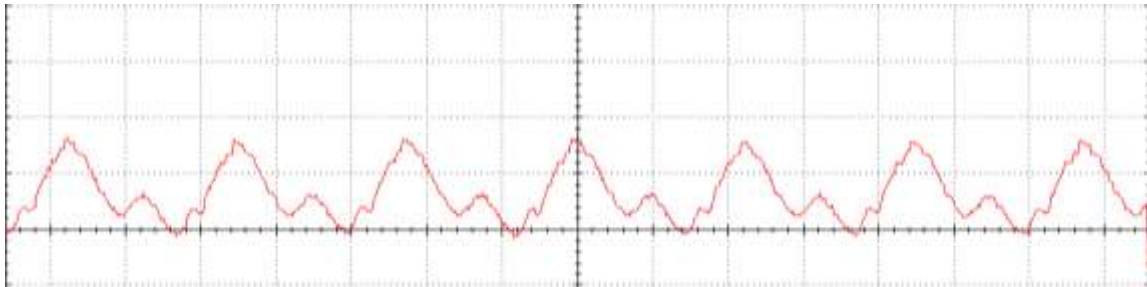


Figura 31 – Desmayo por hemorragia o deshidratación

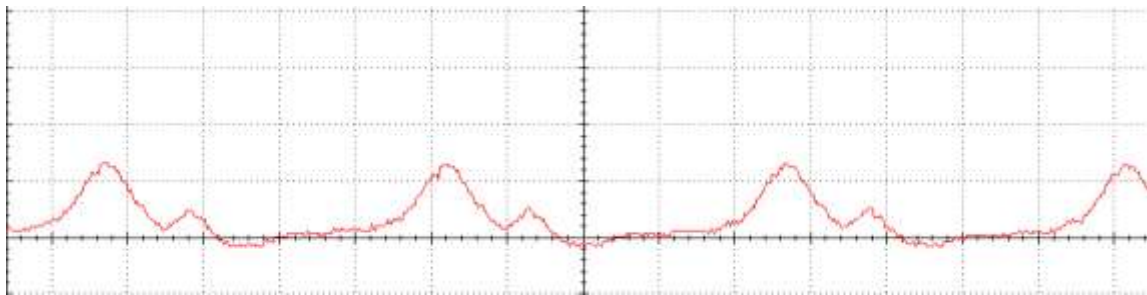


Figura 32 – Desmayo miccional

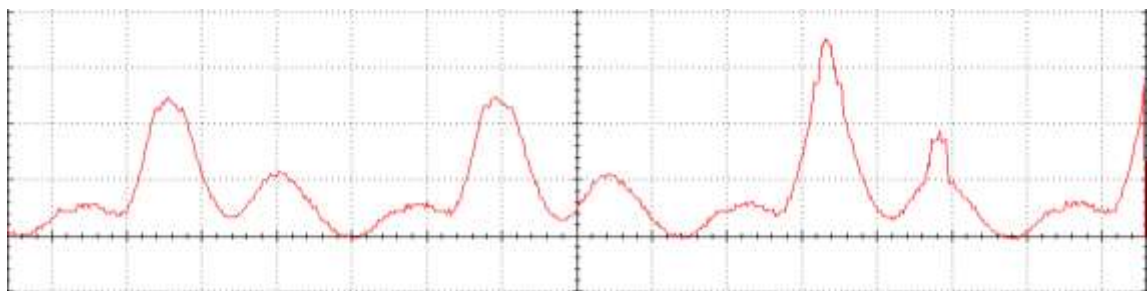


Figura 33 – Aumento de presión

### 3.1.2-C – Funcionamiento

El sistema de simulación funciona básicamente codificando cada tensión a un valor de 8 bits, el mismo está dado por la siguiente fórmula:

$$V_{out} = V_{ref} * \left( \frac{A1}{2} + \frac{A2}{4} + \frac{A3}{8} + \frac{A4}{16} + \frac{A5}{32} + \frac{A6}{64} + \frac{A7}{128} + \frac{A8}{256} \right)$$

Ecuación 3 – Tensión de salida DAC0808

Cada caso diferente tiene su forma de onda de pulso guardada y según el problema a simular se invoca a cada una y se la representa a través de salida digitales del ATmega2560, que son leídas por el conversor D/A y convertidas en su correspondiente tensión.

Por puerto serie se envía una letra que el firmware analiza y relaciona con uno de los problemas, que se encargará de llamar a la forma de onda correspondiente.

### 3.1.2-D – Firmware

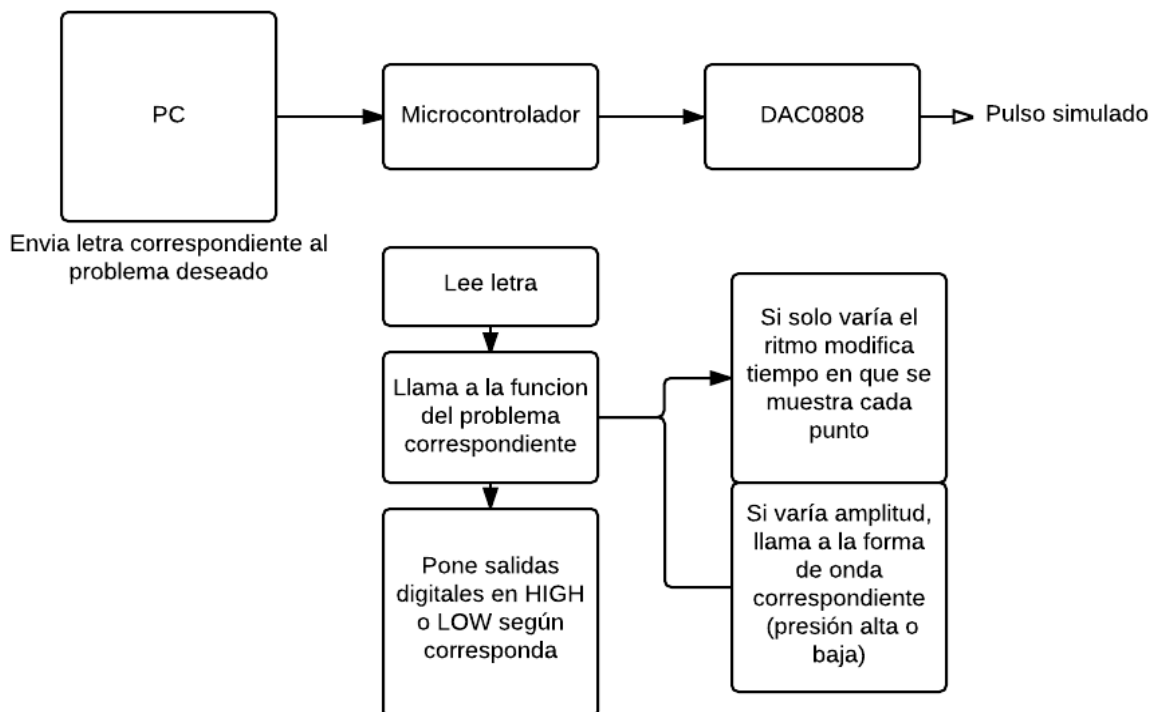


Figura 34 – Diagrama de etapa de simulación y firmware

### 3.1.3 – Etapa 1

#### 3.1.3-A – Investigación de componentes

Esta etapa consiste en el diseño de un firmware capaz de detectar cualquier posibilidad de descompensación de las anteriormente mencionadas.

En principio se planea hacer uso de una placa de prototipado Arduino Nano, cuyo núcleo es un microprocesador ATmega328 de la firma Atmel (Esquemático adjunto en ANEXO). El mismo cuenta con las siguientes características:

Features	ATmega328/P
Pin Count	28/32
Flash (Bytes)	32K
SRAM (Bytes)	2K
EEPROM (Bytes)	1K
General Purpose I/O Lines	23
SPI	2
TWI (I <sup>2</sup> C)	1
USART	1
ADC	10-bit 15kSPS
ADC Channels	8
8-bit Timer/Counters	2
16-bit Timer/Counters	1

Tabla 8 – Características ATmega328

Además, se pretende mostrar información de interés en un display TFT de 1,44" modelo ILI9163.

#### 3.1.3-B – Propuesta de circuito

##### 3.1.3-B-I Pruebas y experiencia

La configuración del microcontrolador se estableció de acuerdo a la siguiente tabla:

Pin	Función
A3	Entrada analógica – Lectura de sensor
D13	SCK display
D12	RST display
D11	SDA display
D10	Cs display
D9	A0 display
D2	Entrada digital – Botón “Ver pantalla”

Tabla 9 – Configuración ATmega328 etapa 1



En esta etapa, el software se divide en dos grandes bloques; en primer lugar, una función “Setup” donde se configuran todos los parámetros de inicialización del sistema, y en donde se toma la muestra del pulso NORMAL del individuo. Luego, en segundo lugar, una función cíclica que analiza constantemente el pulso del usuario y en caso de detectar una anomalía emite un comunicado por Tx.

### 3.1.3-B-II Problemas y soluciones

En primer lugar, se había planteado realizar un análisis de los puntos de interés, es decir ritmo cardíaco y amplitud de los picos máximos, mediante un análisis de segmentos más pequeños del vector “Muestra”.

La función funcionaba de la siguiente manera:

- Si el segmento tenía pendiente positiva, buscaba el máximo del segmento y si este era mayor que el principio y el final del segmento, era un punto máximo local.
- Si el segmento tenía pendiente positiva, buscaba el mínimo del segmento y si este era menor que el principio y final del segmento, era un mínimo local.
- Si el segmento tenía pendiente positiva, pero el anterior tenía negativa, y el mínimo del segmento actual era menor que el mínimo del anterior, era un mínimo local, en cambio, si era mayor que el anterior, el caso anterior era un mínimo local.
- Si el segmento tenía pendiente negativa, buscaba el máximo del segmento y si este era mayor que el principio y el final del segmento, era un punto máximo local.
- Si el segmento tenía pendiente negativa, buscaba el mínimo del segmento y si este era menor que el principio y final del segmento, era un mínimo local.
- Si el segmento tenía pendiente negativa, pero el anterior tenía positiva, y el máximo del segmento actual era mayor que el máximo del anterior, era un máximo local, en cambio, si era menor que el anterior, el caso anterior era un máximo local.
- Si el segmento tenía pendiente cero, y el máximo era mayor que el inicio o fin del segmento, entonces ese era un máximo local, mientras que, si el mínimo era menor que el inicio o fin del segmento, ese sería un mínimo local.

La función andaba muy bien, pero el problema radicaba en la forma del pulso simulada, que al no ser continuo, aparecían varios valores “incorrectos” para lo que se estaba buscando, pero verdaderos si lo que se quiere encontrar es máximos y mínimos locales.

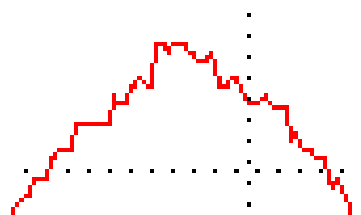


Figura 35 – Zoom de un sector de pulso simulado

Consecuentemente, los datos leídos eran incorrectos en primera instancia, o bien habría que hacer un segundo barrido de la función, con los nuevos valores; u otra opción era aumentar el tamaño del segmento que analiza la forma del pulso, pero en todos estos casos, no era suficiente la memoria o velocidad disponible en la placa de prototipado.

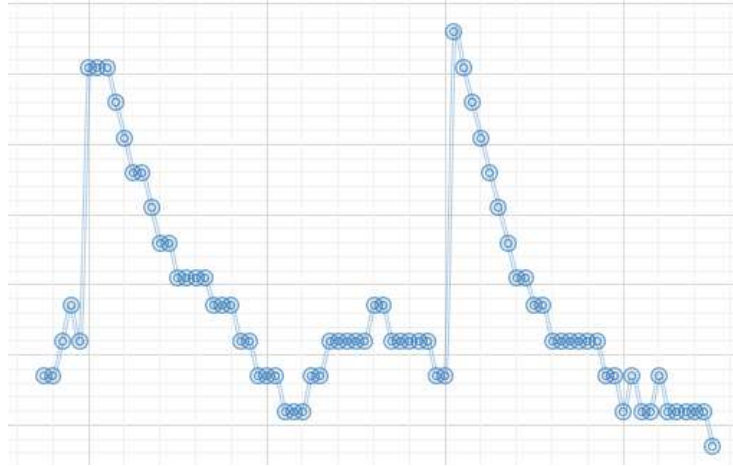


Figura 36 – Puntos reconocidos con función descartada

Finalmente se decidió cambiar la lógica de detección de los valores de interés, aumentando, haciendo más lenta la carga de valores al vector “Muestra”; más precisamente cada 12 ms, tiempo en que cualquiera de las descompensaciones entra al menos 2 pulsos enteros en cada análisis. Esta nueva lógica de funcionamiento se explica a continuación.

### 3.1.3-C – Funcionamiento

La muestra del pulso, tanto para la función inicial, como la cíclica, se realiza sobre un vector de valores enteros donde, cada 12 ms, se van cargando punto a punto los valores de tensión leídos en A3. En este caso no es necesario que la muestra sea más rápida, ya que no es necesario representar la señal tal cual fue ingresada, sino que lo importante es encontrar los puntos de interés para el análisis, es decir, ritmo cardíaco y amplitud de los picos máximos de la onda.

Una vez cargado el vector completo, se procede a analizar el máximo y el mínimo del mismo. Obtenidos estos valores, se asigna un margen dentro del cual la magnitud leída va a ser considerada máximo y se reemplaza el resto del vector por el valor del mínimo. En un nuevo recorrido del vector se eliminan los duplicados consecutivos (reemplazándolos por el mínimo), se guarda en otra variable un valor correspondiente al porcentaje de ese máximo dentro del cual la presión sigue siendo considerada normal y finalmente se calcula la separación entre los puntos máximos, que multiplicándolo por los 12ms que demora cada muestra nos da el tiempo transcurrido entre pulso y pulso.

Una vez encontrados los puntos de interés, se procede a evaluar si las variaciones respecto a los parámetros analizados, de idéntica forma en “Setup”, del pulso de referencia, representa alguna alerta de descompensación o no.

### 3.1.3-D – Firmware

El microcontrolador recibe los datos del sensor, y establece una lógica de funcionamiento acorde a detectar si el usuario sufrió una descompensación. Dicha lógica se esquematiza en el siguiente diagrama, donde el proceso se realiza cíclicamente y al detectar una descompensación envía una notificación por el pin Tx y luego enciende el display del dispositivo para que el usuario pueda observar el motivo de la alerta sonora (generada en la siguiente etapa). Al comienzo de cada ciclo, el firmware envía a la etapa 2 el estado del usuario; además, lee el estado del pin D2, y en caso de que el usuario ponga en “HIGH” el mismo, mediante un botón conectado a 5v, se muestra en el display el ritmo cardíaco almacenado de la lectura anterior.

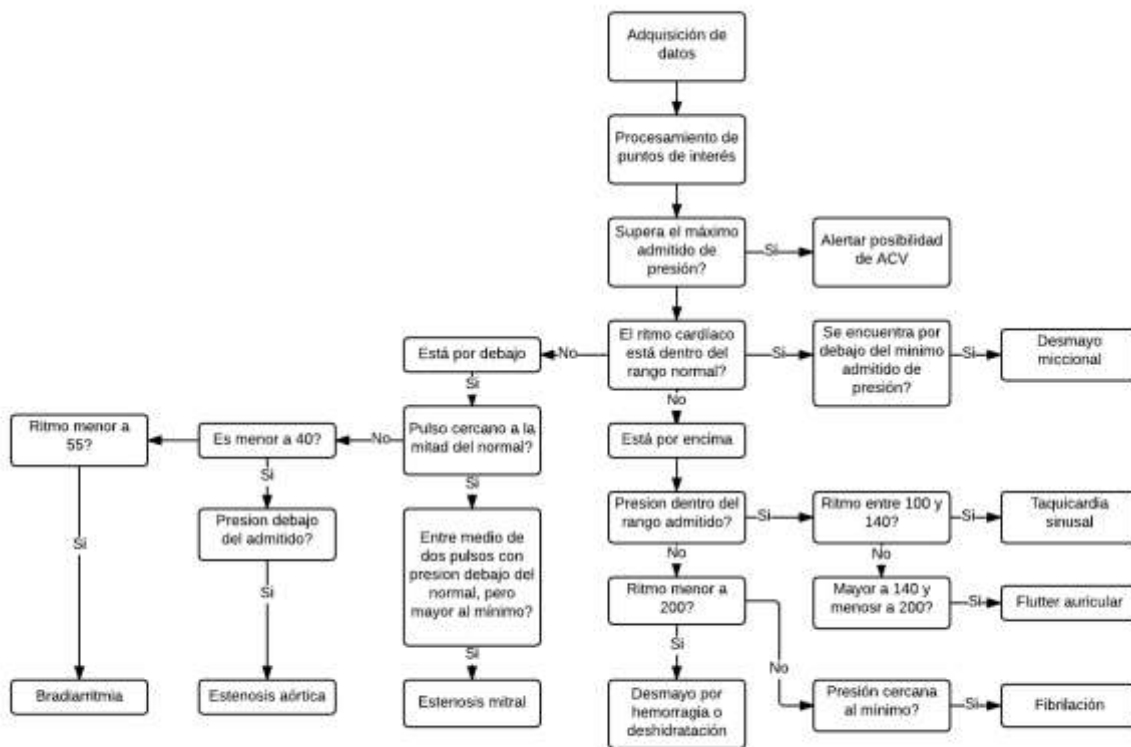


Figura 37 – Diagrama de detección

### 3.1.4 – Etapa 2

#### 3.1.4-A – Investigación de componentes

El dispositivo a diseñar no solamente busca detectar posibles descompensaciones del usuario, sino que también es de interés solicitar asistencia a los familiares del paciente. Las personas que reciban la solicitud deben saber el motivo de la descompensación, como así también la ubicación del usuario. Esta etapa va a ser la encargada de dicha comunicación.

En un principio se pretendía comprar los integrados correspondientes por unidad y luego elaborar los circuitos necesarios para sus correctos funcionamientos, pero en Argentina solamente se pudo conseguir módulos con la circuitería ya incluida. Si bien se podrían pedir los componentes individuales al exterior, el tiempo y complejidad de la transacción fue el factor determinante para decidir continuar con el diseño con los módulos completos.

Entre los módulos GPS que se consiguen, se pueden mencionar los siguientes:

- Quectel L10
- Ublox Neo6
- Ublox 7
- Ublox Neo M8n

Mientras que para la comunicación GSM no había demasiadas opciones:

- SIM800L
- SIM900
- A6 mini

Para este proyecto se decidió utilizar un módulo receptor GPS modelo NEO6MV2 de la empresa U-Blox. El mismo está equipado con un módulo 6 U-Blox NEO, memoria EEPROM para guardar los datos de configuración del módulo, incluso cuando está apagado, batería de respaldo y antena cerámica. También posee conectores Vcc, Rx, Tx y Gnd por donde se va a conectar al microcontrolador mediante una interfaz serial.



Figura 38 – Módulo GPS NEO6MV2

La serie de módulos NEO-6 es una familia de receptores GPS con el motor de posicionamiento u-blox 6 de alto rendimiento. Su arquitectura compacta y las opciones de alimentación y memoria hacen que los módulos NEO-6 sean ideales para dispositivos con estrictas limitaciones de consumo y espacio.

El motor de posicionamiento u-blox 6 de 50 canales cuenta con un TTFF (Time-To-First-Fix es el tiempo que tarda en estar operativo el receptor GPS) de menos de 1 segundo. El motor de adquisición dedicado le permite encontrar satélites al instante. El diseño y la tecnología utilizados suprimen las fuentes de interferencia y mitigan los efectos de trayectos múltiples, proporcionando a los receptores GPS NEO-6 un excelente rendimiento de navegación incluso en los entornos más difíciles.

El esquemático del módulo completo, brindado por el vendedor, se puede observar a continuación:

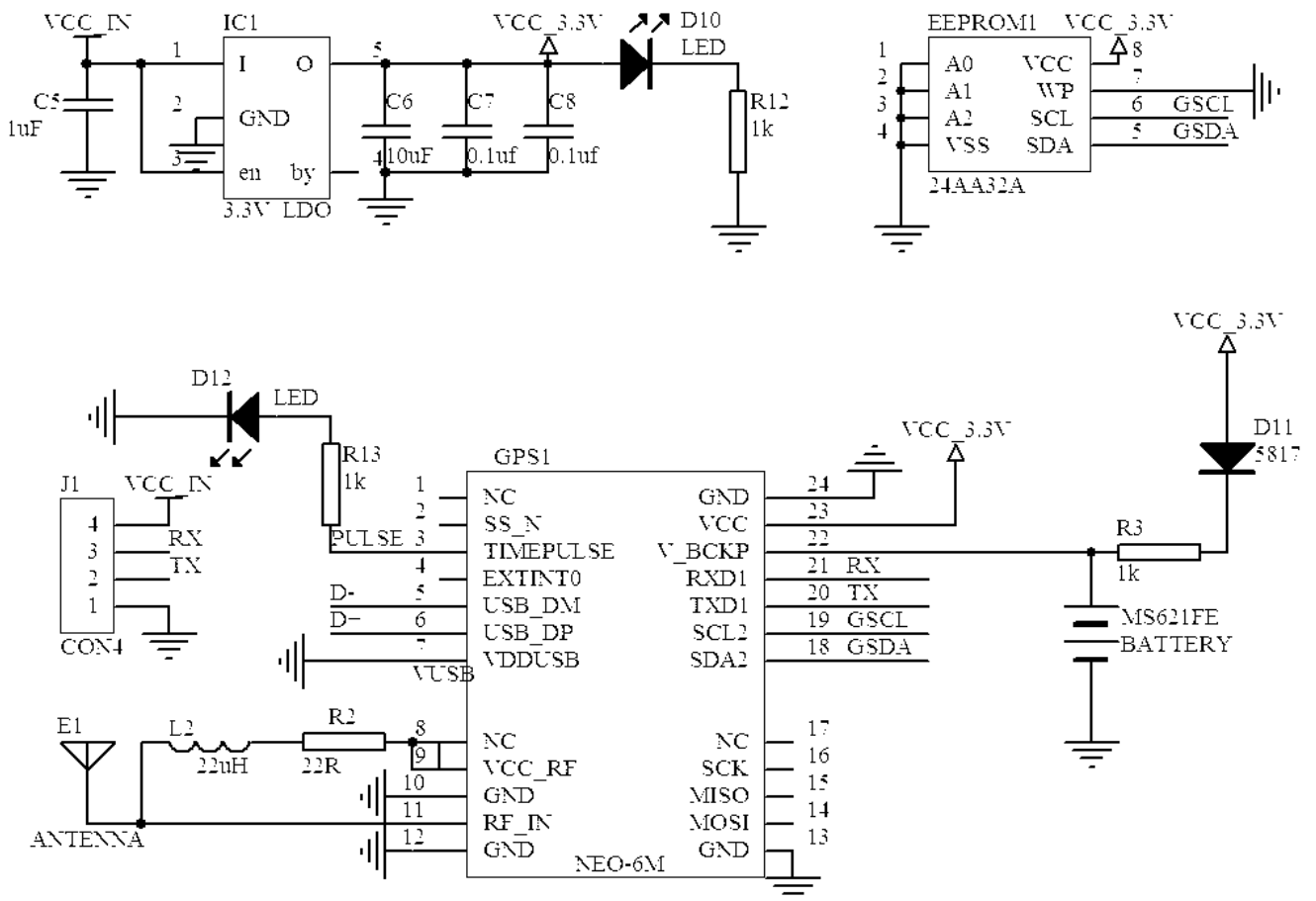


Figura 39 – Esquemático NEO6MV2

Respecto a la comunicación GSM, se decidió optar por el módulo A6 mini, que incluye zocalo para la tarjeta Micro-SIM, LEDs de estado, y un pin para soldar antena. Sus características son las siguientes:

- Frecuencia de trabajo: Cuatribanda, 850/900/1800/1900MHz
- Voltaje de funcionamiento: 4.5 a 5.5V (regulador de tensión onboard)
- Corriente del reposo: 3 a 5 mA
- Interfaz de comunicación: puerto serie TTL
- Velocidad de transmisión: 115200 bps que se puede ajustar mediante comandos AT GSM7.07,7.05



Figura 40 – Módulo GSM A6 mini

Con respecto al microcontrolador que se comunique con dichos módulos, nuevamente se planea utilizar la placa de prototipado Arduino Nano ya descrita en la etapa anterior.

### 3.1.4-B – Propuesta de circuito

#### 3.1.4-B-I Pruebas y experiencia

Para esta etapa, el microcontrolador requiere utilizar tres comunicaciones serie (GPS, GSM y Etapa anterior). Además, es en este bloque donde se añaden tanto los botones con el cual el usuario se puede comunicar con su familia, como el buzzer indicador de descompensación.

Respecto a los botones, se piensan colocar dos; uno de ellos cumple la función de solicitar asistencia (Botón de pánico \_ S.O.S.), mientras que el otro es para informar a sus familiares que se encuentra bien, y la alarma disparada pudo haber sido una falsa alarma. Estos botones van a ir conectados en entradas digitales, por lo que también se deben agregar resistencias de Pull-Down (1 K $\Omega$ ) para poder asegurar una correcta lectura de las mismas.

El diagrama de bloques del circuito propuesto se puede observar a continuación:

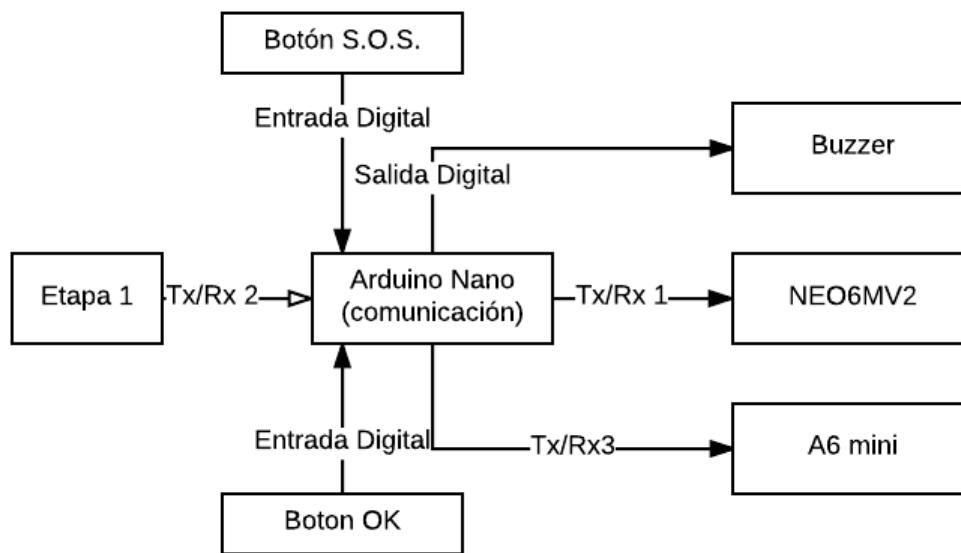


Figura 41 – Diagrama bloques Etapa 2

Se configuró al microcontrolador de la siguiente manera:

Pin	Función
Tx	Rx - GSM
Rx	Tx - GSM
D13	Salida - Buzzer
D5	Entrada – Botón “Estoy bien”
D6	Entrada – Botón “S.O.S.”
D9	SoftwareSerial 1 – Rx Etapa 1
D8	SoftwareSerial 1 – Tx Etapa 1
D4	SoftwareSerial 2 – Tx GPS
D5	SoftwareSerial 2 – Rx GPS

Tabla 10– Configuración ATmega328 Etapa 2

Una vez configurado el ATmega328, se procedió a realizar diferentes pruebas, en primer lugar, de los módulos por separado, para luego de confirmar su correcto funcionamiento poder conectar todo en conjunto.

### 3.1.4-B-II Problemas y soluciones

Al probar el módulo GPS, se pudo observar que brinda muchas tramas con diferentes tipos de información. Los fundamentos básicos de localización se basan en la determinación de la distancia entre un punto (el receptor), a otros de referencia (los satélites). Sabiendo la distancia que nos separa de 3 puntos podemos determinar nuestra posición relativa a esos mismos 3 mediante la triangulación. Los datos que recibimos en nuestro módulo GPS se corresponden con el protocolo NMEA (siglas de National Marine Electronics Association), las cuales son sentencias estándares para la recepción de datos GPS.

- AAM - Waypoint Arrival Alarm
- ALM - Almanac data
- APA - Auto Pilot A sentence
- APB - Auto Pilot B sentence
- BOD - Bearing Origin to Destination
- BWC - Bearing using Great Circle route
- DTM - Datum being used.
- GGA - Fix information
- GLL - Lat/Lon data
- GRS - GPS Range Residuals
- GSA - Overall Satellite data
- GST - GPS Pseudorange Noise Statistics
- GSV - Detailed Satellite data
- MSK - send control for a beacon receiver
- MSS - Beacon receiver status information.
- RMA - recommended Loran data
- RMB - recommended navigation data for gps
- RMC - recommended minimum data for gps
- RTE - route message
- TRF - Transit Fix Data
- STN - Multiple Data ID
- VBW - dual Ground / Water Speed
- VTG - Vector track and Speed over the Ground
- WCV - Waypoint closure velocity (Velocity Made Good)
- WPL - Waypoint Location information
- XTC - cross track error
- XTE - measured cross track error
- ZTG - Zulu (UTC) time and time to go (to destination)
- ZDA - Date and Time



Luego de leer sobre los mismos, se encontró que una de las sentencias más usada es la \$GPRMC, la cual tiene la siguiente estructura:

**\$GPRMC,044235.000,A,4322.0289,N,00824.5210,W,0.55,65.46,021117,,,A\*44**

De la misma se pueden determinar las siguientes variables:

- 044235.000 representa la hora GMT (04:42:35)
- “A” es la indicación de que el dato de posición está fijado y es correcto. “V” sería no válido
- 4322.0289 representa la longitud (43° 22.0289´)
- N representa el Norte
- 00824.5210 representa la latitud (8° 24.5210´)
- W representa el Oeste
- 0.55 representa la velocidad en nudos
- 65.46 representa la orientación en grados
- 021117 representa la fecha (2 de noviembre del 2017)

Otro nuevo problema se presenta al ver que su respuesta en ambientes cerrados no es rápida y que además su velocidad de ubicación depende del clima (si está muy nublado llega a demorar hasta 15 minutos en brindar datos validos).

En un principio se pensaba solicitar la ubicación al GPS solamente cuando se lo requiera, pero considerando las demoras, esto podría significar que la persona que requiere asistencia no pueda recibirla a tiempo. Por lo tanto, la solución fue solicitar sus datos al GPS al final de cada ciclo de programa, en caso de que ocurra una descompensación y este no esté brindando datos válidos, la ubicación enviada será la última registrada.

Con respecto al módulo GSM A6 mini se presentó un el problema respecto a la configuración inicial. El mismo no siempre se sincronizaba con el microcontrolador, y la causa era que éste estaba configurado en autobauding, por lo cual debería establecer por su cuenta la velocidad de transmisión de datos. Evidentemente, esto no siempre funcionaba, por lo que se conectó el módulo directamente a la PC con un conversor TTL/USB y mediante puerto serie y el comando “AT+IPR=115200 \r\nlf” + “AT&W \r\nlf” se estableció dicha velocidad por defecto y almacenó en la memoria para que ésta no varíe.

Con la solución implementada se logró que el módulo se sincronice siempre con el microcontrolador, pero ahora, no siempre se lograba realizar llamadas o enviar SMS. Esto se debe a que el módulo no responde instantáneamente a penas se conecta, por lo tanto, en el firmware se incluyó una función que ejecute el comando “AT \r\nlf” hasta que la respuesta sea “OK” y recién ahí se ejecutan los comandos correspondientes a la acción a ejecutar.

Por último, también apareció un error al querer correr todas las comunicaciones en el mismo microcontrolador. Si bien este tiene solo una conexión física disponible para tal fin, la librería “`softwareserial.h`” incluida en el IDE de Arduino permite utilizar pines digitales para tal fin. El puerto serie común puede convivir sin problemas con un par de estos pines convertidos para comunicación, sin embargo, al agregar un nuevo par de pines digitales para comunicación serial, la última declarada dejaba de funcionar. Esto se debía a que solo uno de los mismos puede funcionar a la vez y se debe indicar por código en qué momento se le permite escuchar a cada uno mediante el atributo “`listen()`” de la instancia creada.

### **3.1.4-C – Funcionamiento**

En el firmware desarrollado se incluyeron dos librerías, una correspondiente a la lectura de sentencias NMEA y la otra para generar comunicaciones seriales en pines digitales. Se declaran además las instancias correspondientes. Nuevamente, al igual que en la etapa anterior, el código se puede dividir en dos grandes funciones. La primera, por la cual se pasa una sola vez, destinada a la configuración del módulo GSM y en donde también se declaran los pines utilizados y velocidad de cada par de pines seriales establecidos. La segunda función, es una función cíclica, en donde en primer lugar se queda a la espera de que la placa de la etapa 1 le informe si están todos los parámetros normales o detectó algún problema. De detectar algún problema, se accede al sector de código que envía los mensajes correspondientes a cada caso; mientras que, si el estado del usuario es “normal”, se evalúa si el mismo apretó el alguno de los botones disponibles y de ser afirmativo se envía el mensaje correspondiente. Finalmente se pone a la escucha la comunicación con el GPS y se analiza si algunas de las sentencias leídas es válida mediante el atributo “`isValid()`” de la instancia “`gps`” creada. Si hay datos válidos lo guarda como última ubicación conocida.

En los casos de cada mensaje, los mismos se hacen mediante comandos AT, y se evalúa en cada caso si hay datos de ubicación válidos. Caso contrario, en el mensaje se informa que la ubicación será enviada cuando haya satélites disponibles.

### 3.1.4-D – Firmware

El firmware desarrollado sigue la lógica descrita en la siguiente imagen.

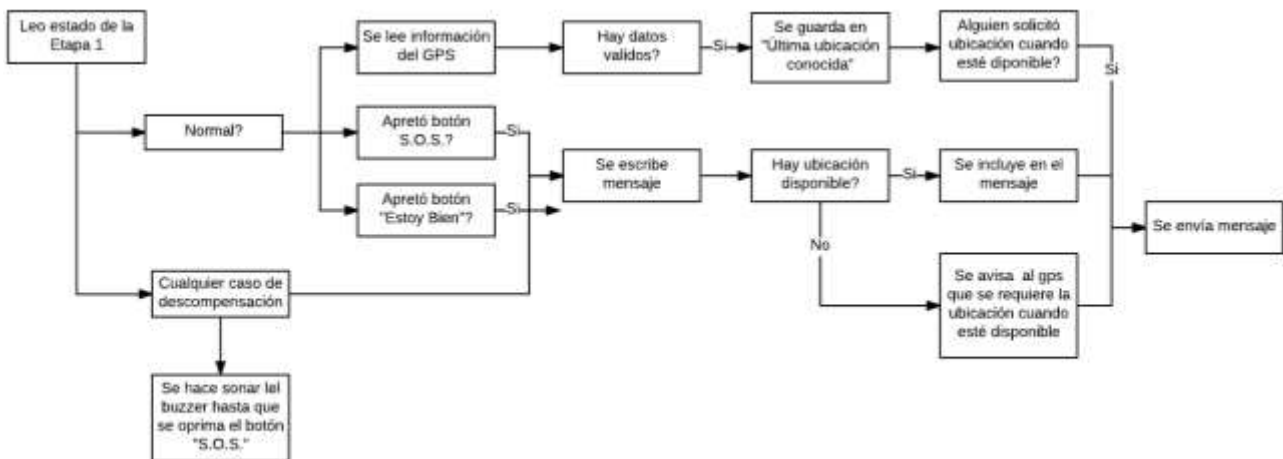


Figura 42 – Diagrama de comunicación

Cabe aclarar que en caso de esta etapa ser informada de una descompensación, lo primero que hace es enviar el SMS al número establecido, considerándose que es de mayor importancia informarle a quienes lo pueden asistir, que informarle al mismo usuario, quien por ejemplo puede estar desmayado y no notar el sonido de la alarma. Luego de enviados los comandos AT al módulo GSM, se procede a llamar a una función que varía el estado del pin digital 13 entre HIGH y LOW (haciendo sonar un buzzer) hasta que el usuario oprima el botón conectado al pin digital 6, es decir el botón de “S.O.S.”. En este caso, oprimir el botón no genera que se envíe ningún mensaje, simplemente detiene la alarma sonora. Si además, el usuario quiere informar que fue una falsa alarma y se encuentra en buen estado de salud, deberá oprimir el botón conectado al pin digital 5, siendo éste, el único caso en el que un SMS se envía sin ubicación.

### 3.2– Diseño completo

Para concluir este capítulo, se presenta a continuación el esquemático del diseño completo del dispositivo diseñado (El mismo se puede observar en mayor tamaño en el anexo).

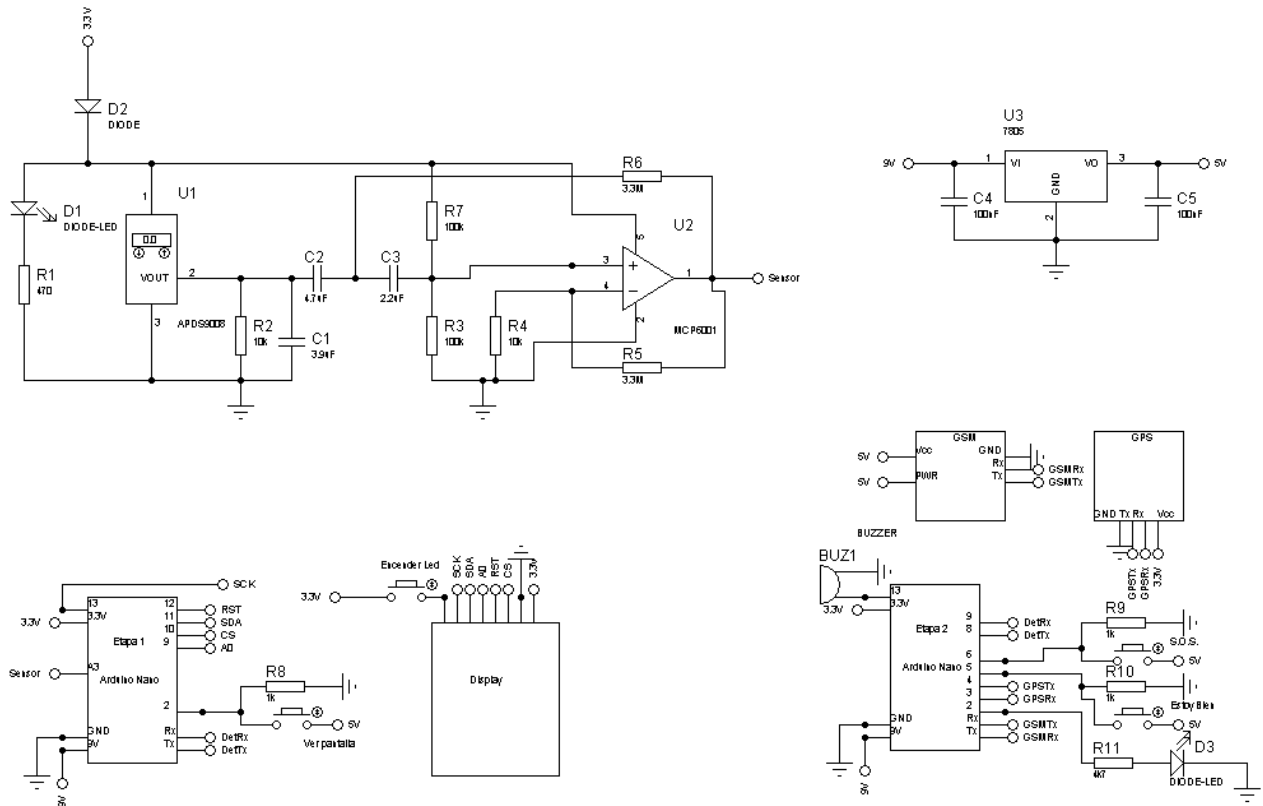


Figura 43 – Esquemático final

Se realizaron las conexiones indicadas y se montó el dispositivo final en una carcasa para protegerlo de agentes externos.

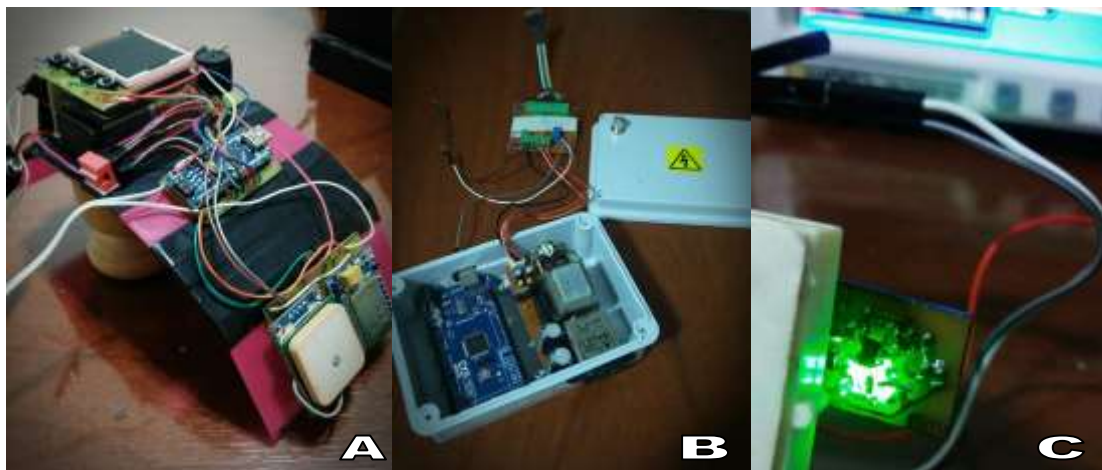


Figura 44 – Circuitos terminados (A: Dispositivo final – B: Simulador – C: Sensor)

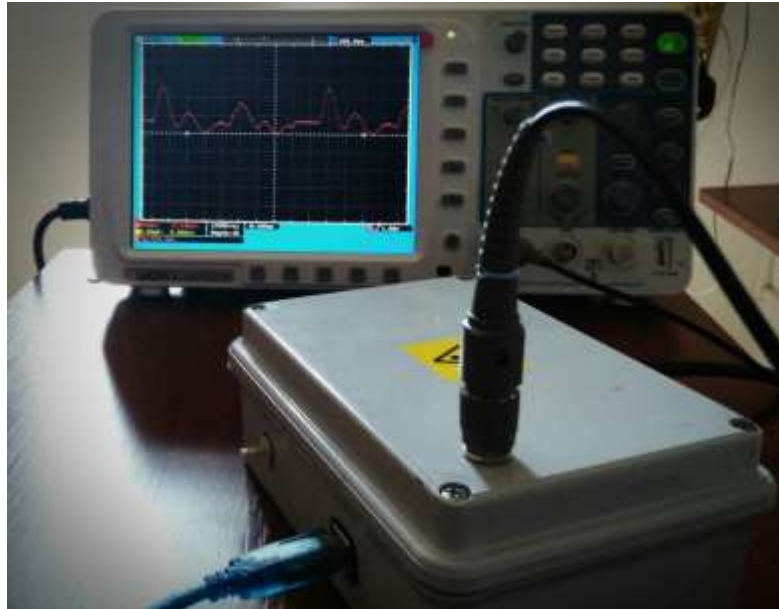


Figura 45 – Simulador funcionando

El dispositivo implementado es capaz de distinguir entre las siguientes descompensaciones:

- Bradiarritmia sinusal
- Taquicardia sinusal
- Flutter auricular
- Fibrilación ventricular
- Estenosis aórtica
- Estenosis mitral
- Desmayo por hemorragia o deshidratación
- Desmayo miccional
- Aumento de presión – Posibilidad de ACV

El tiempo de reconocimiento de las descompensaciones es de aproximadamente 4.5 segundos, momento en que se inicia el protocolo de comunicación, tardando 6.5 segundos en enviarse el mensaje para finalmente alertar al usuario de la descompensación. La variación temporal en la detección de una descompensación a otra es mínima, y es de solo apenas unos milisegundos.

## Capítulo 4: Resultados

Las prestaciones obtenidas lo hacen altamente competente en el mercado, siendo único en su clase por poder detectar descompensaciones de forma automática y emitiendo un pedido de auxilio sin la intervención del usuario.

Cabe destacar que además de advertir anomalías en el sistema cardiovascular, la incorporación de tecnología GPS y GSM en el proyecto hacen que se destaque del producto ofrecido actualmente en Argentina para el cuidado de adultos mayores; ya que le permite al usuario solicitar ayuda incluso fuera de su hogar y brindando su ubicación.

Si bien la detección de las descompensaciones se podría hacer en un menor tiempo, tomando una muestra de menor tamaño o incluso disminuyendo los tiempos en que se emiten los comandos AT hacia el módulo GSM, se considera que bajar dicho tiempo en, como mucho, 5 segundos, no hacen la diferencia; se prefiere tener un sistema unos segundos más lento, pero estable en el análisis de la forma de onda de cada latido y que asegure la correcta comunicación a los familiares del usuario. Bajando los tiempos como se mencionó anteriormente, el sistema podría fallar.

## Capítulo 5: Análisis de Costos

En la siguiente tabla se ilustran los costos de producción de un prototipo:

Detalle	Costo
Placas de prototipado Arduino Nano x 2	\$240
Display	\$300
Módulo GPS	\$450
Módulo GSM	\$350
Componentes electrónicos varios (resistencias, capacitores, ....)	\$300
Gastos de envío	\$500
Horas de trabajo en diseño (300hs)	\$15.000
Horas de trabajo en elaboración (40hs)	\$2.000
Total con diseño incluido	\$19.140
Total sin diseño (solo producción)	\$4.140

Tabla 11 – Análisis de costos

Si bien el proyecto está encarado para un mercado específico (adultos mayores), éste se puede ampliar a los deportistas amateurs, del running por ejemplo.

Lo más costoso de este proyecto es la realización de los primeros prototipos, con un costo aproximado de \$4140 cada uno. Una vez definido el diseño final se puede producir en serie, y de esta manera los costos se reducen significativamente. Pueden existir dos formas de comercializar el producto, la primera es presentándolo como un servicio, con un valor de \$300 por mes; mientras que la segunda es vendiendo el dispositivo a un valor de \$6000. La estrategia de comercializar el producto de dos formas diferentes tiene fundamentación en que no todas las personas van a tener el dinero suficiente para comprar el dispositivo, por lo que se buscaría no perder parte del mercado, permitiendo el alquiler del mismo. De esta forma, además, aquellas personas que no estén convencidas de comprar el mismo, van a poder realizar una prueba de éste, abonando su valor mensual.

El cálculo del ROI se realizó en primer lugar con los costos de fabricación a nivel prototipo, para luego evaluar el mismo con su valor correspondiente de fabricación serie, siendo éste el verdadero valor con el que debe estimar el retorno de la inversión. Se estimó una venta de 50 unidades en el primer año en todo el territorio argentino. Esto nos da, evaluando el caso para la venta de 50 unidades, la inversión total sería de: \$207.000.

Teniendo en cuenta los gastos anuales correspondientes a la comercialización del producto, más los gastos en publicidad e incluyendo un gasto único de diseño equivalente al primer prototipo:

- Diseño: \$19.140
- Publicidad: \$10.000
- Gastos de packaging y transporte: \$ 22.600

La inversión inicial para la producción, distribución y difusión del producto es de: \$258.740

Considerando que el valor de venta del producto va ser de \$6000, el ingreso por la venta de 50 unidades es de: \$300.000

La ganancia será entonces:

$$\$300.000 - \$258.740 = \$41.260$$

$$\text{ROI} = \text{Beneficios} / \text{Inversión} = \$41.260 / \$258.740 = 15,94\%$$

Cabe destacar que además de las ventas de los dispositivos también se van a tener ingresos por alquiler de los mismos. Aumentando un poco más el porcentaje del retorno de inversión.

Ahora bien, este cálculo fue realizado con los valores de elaboración de prototipo. Si se va a considerar el caso real, el mismo debe realizarse con los valores de producción en serie, donde no se utilizarían los módulos comerciales de posicionamiento y comunicación, sino que se comprarían directamente los chips correspondientes y se ensamblarían en una placa principal, conjuntamente con los microcontroladores Atmega; además, la compra de los componentes se va a realizar por cantidad reduciendo su valor en gran medida.



## Capítulo 6: Discusión y Conclusión

Finalmente se logró cumplir con la mayoría de los objetivos propuestos al principio del proyecto. Se pudo diseñar e implementar un dispositivo de muñeca, portátil y capaz de detectar anomalías en la forma de onda del pulso del usuario. Dichas anomalías se las comparan con los parámetros de diferentes problemas cardíacos o descompensaciones y en caso de corresponder con alguno, se informa al número de algún familiar (previamente programado) mediante un SMS con el informe de la detección y la ubicación geográfica del individuo. Además, en caso de que alguna descompensación no sea detectada, o que el usuario requiera asistencia por algún motivo no estipulado, se dispone de un botón de S.O.S., el cual también da aviso a sus familiares.

Puede darse el caso de que el dispositivo detecte alguna anomalía y la informe al número programado...pero que en realidad el usuario se encuentre en buen estado. Por tal motivo es que Pulse cuenta además con un botón denominado “Estoy bien”, para avisar al número programado que el mensaje recibido se trataba de una falsa alarma. Vale destacar que la alerta fue enviada; luego corresponde a sus familiares corroborar si en verdad el usuario se encuentra bien o no.

Si bien el valor de elaboración es elevado, hay que tener en cuenta que se trata de un primer prototipo y que el desarrollo de innovaciones requiere de una cierta inversión para poder obtener resultados. Aunque al precio actual, no es competencia para los producidos en serie, tales como los relojes Weki Watch y PT520 (productos de importación con botón antipánico), si se puede decir que es una buena alternativa a la de teleasistencia domiciliaria ofrecida por Atempo. Analizando el ROI para el caso presentado, la comercialización del producto sería viable y más, si es evaluando en el caso de una posible producción en grandes cantidades.

Conforme la propuesta presentada, no se logró conseguir un dispositivo de diseño sencillo y discreto. La causante principal del tamaño final del mismo se debe al uso de una batería de 9V, la cual podría ser reemplazada sin problemas por una de Li-ion de 4.7V, reduciendo de esta manera la altura en un 50%. Además, hay que aclarar que el proyecto está implementado con placas de prototipado y módulos individuales. En la elaboración de un producto final se debería diseñar una placa central, en la cual se incluirían todos los componentes utilizados (descartando la circuitería en desuso de las placas Arduino).

Como dificultad, se puede tener en cuenta que en primera instancia no se había considerado la simulación de descompensaciones para el testeado del dispositivo final. Sin embargo, se pudo dar una sencilla solución con mínimos elementos y logrando resultados de muy buena calidad. Esto abre las puertas a nuevos proyectos, en los cuales aumentando la cantidad de casos y tipo de representaciones (pulso, ECG, sonidos cardíacos, etc...) se pueden elaborar simuladores de entrenamiento para las universidades de medicina. *“Las dificultades preparan a personas comunes para destinos extraordinarios” (Lewis, C.S.)*

Finalmente, se proponen varias mejoras a implementar para futuras versiones de Pulse:

- Agregado de recepción de llamadas telefónicas (ya comprobada su posibilidad)
- Trasladar el sensor de la mano a la muñeca, lo cual se puede hacer mejorando el sensor mediante el agregado de otro par LED-Sensor e incrementando el brillo de la luz.
- Añadir al sensor un par LED-Sensor de otra longitud de onda. El motivo de este agregado sería poder utilizar la gráfica de la Figura 7 para evaluar el nivel de oxígeno en sangre y así poder quizás, detectar más descompensaciones.
- Identificación certera de problemas cardíacos mediante una derivación de ECG.

Concluyendo, Pulse fue un trabajo de investigación y desarrollo que apostó a la innovación en lo que respecta a salud, y que se llevó a cabo con éxito, sentando las bases para una nueva generación de instrumentos de uso personal que, en ocasiones, pueden salvar una vida.

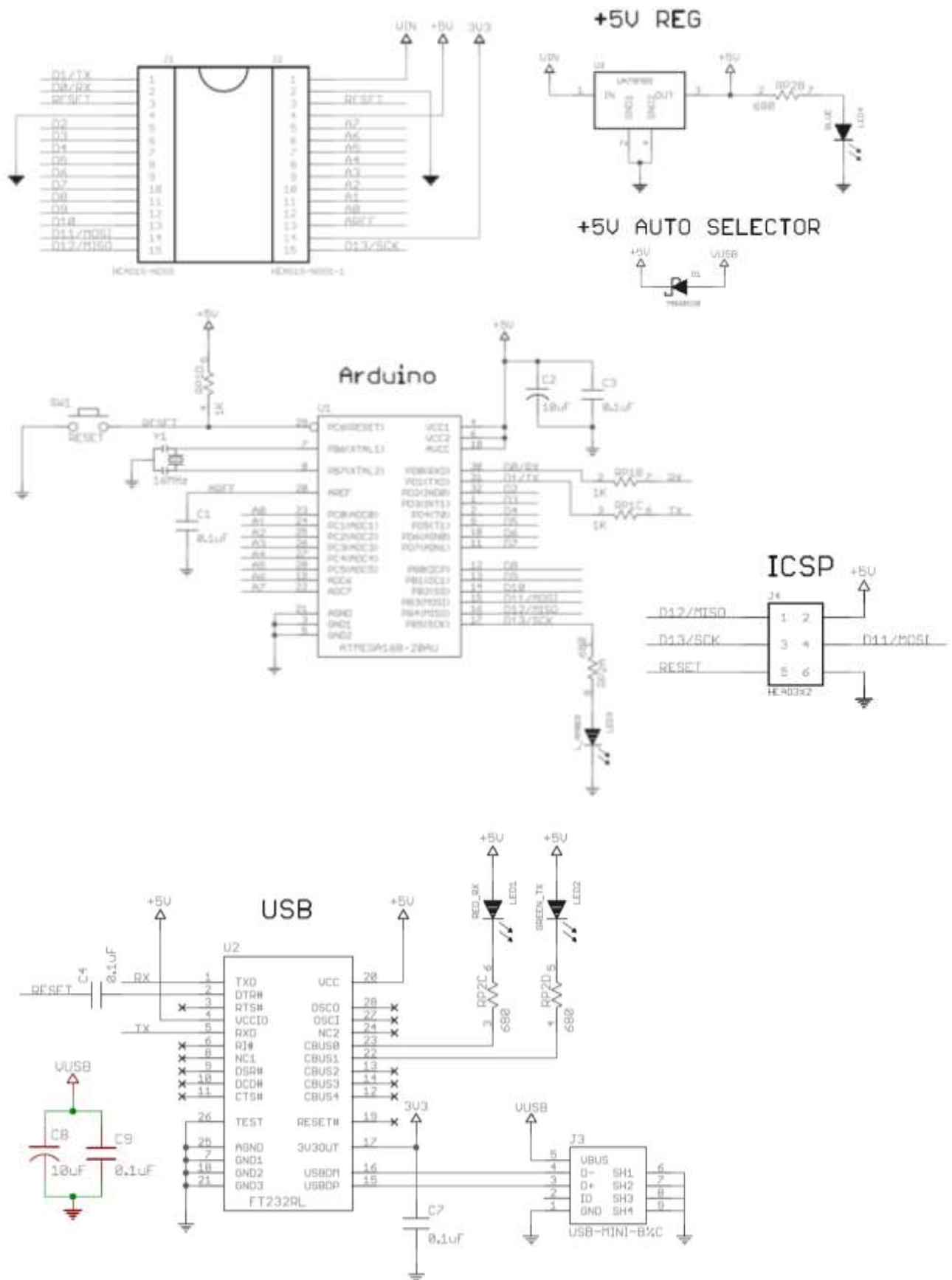
*“La diferencia entre lo que hacemos y lo que somos capaces de hacer, bastaría para solucionar la mayoría de los problemas del mundo”. (Gandhi, M.)*

## Capítulo 7: Literatura Citada

- Salvarezza, L. (2007, 21 julio). La problemática de la tercera edad. Recuperado de <http://www.lanacion.com.ar/926851-la-problematika-de-la-tercera-edad>
- Peña, D. (2014, 22 julio). Semiología del pulso arterial. Recuperado de <http://detrasdelaconsulta.blogspot.com.ar/2014/07/semiologia-del-pulso-arterial.html>
- Sanchez, G. M. (2012, 28 julio). La electrocardiografía. Recuperado de <https://grupo6modulo2.wordpress.com/2012/07/28/la-electrocardiografia/>
- Marín, S. A. (2013). *Análisis de presión y rigidez arterial de forma no invasiva*. Recuperado de <http://www.bdigital.unal.edu.co/39612/1/7111501.2014.pdf>
- Ventura, V. (2015, 7 marzo). Principio de funcionamiento del oxímetro para monitorización del pulso. Recuperado de <https://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca/>

# Anexo:

## Esquemático Arduino Nano



### Esquemático final Pulse

