



UNIVERSIDAD  
**NACIONAL**  
DE COLOMBIA

# **Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos.**

**Óscar Ricardo Muñoz Hoyos**

Universidad Nacional de Colombia  
Facultad de Ingeniería, Departamento de ingeniería eléctrica y electrónica  
Bogotá, Colombia

2021



# **Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos**

**Óscar Ricardo Muñoz Hoyos**

Tesis o trabajo de investigación presentada(o) como requisito parcial para optar al título  
de:

Magíster en Automatización Industrial

Director (a):

D.Sc., Leonardo Enrique Bermeo Clavijo

Línea de Investigación:

Emuladores ciencias de la salud

Grupo de Investigación:

GICIS

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ingeniería, Departamento de ingeniería eléctrica y electrónica

Bogotá, Colombia

2021



## Dedicatoria

*A mi familia, que pacientemente ha creído en mí y me ha apoyado en estos momentos difíciles para culminar este trabajo, Mis padres, mis hermanos, mis hijos y su madre, les estaré eternamente agradecidos.*

*A mis amigos, que siempre me han motivado a sacar este trabajo adelante, Richard, Jorge, César, Leonardo, Yurani, les agradezco sin su apoyo y ayuda, tal vez hubiese desistido.*

*Por último, para mi director de tesis profe Leonardo, gracias a usted este trabajo se pudo llevar a cabo, mil agradecimientos por su apoyo.*



## **Agradecimientos**

Mi mayor agradecimiento es con mi director de tesis, al profesor Leonardo Bermeo, quien depositó la confianza en mí, y me guió para desarrollar este trabajo de tesis.

Agradezco al SENA, Nodo tecno parque Cazucá, al Ingeniero y amigo César coronel, al Ing. Fayardo Hernández y a Diego Triana por su apoyo en el desarrollo del hardware y prototipo físico.

Al Ingeniero y amigo Jorge Rojas, por asesorarme y motivarme a seguir adelante.

A mi gran amigo Richard Ardila, quien siempre estuvo pendiente del avance de la tesis y recordándome la importancia de culminar el trabajo.

Y a toda mi familia, en especial a mi hermanita Laura, quien estaba dispuesta a ayudarme con lo que ella pudiera.

Por último, a todos mis demás amigos que han sido un gran apoyo para mí



## Resumen

### **Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos**

En este trabajo se describe, el desarrollo de un simulador HIL del sistema cardiovascular para neonatos, el cual permite monitorear 6 señales vitales: ECG, pulso cardíaco, volumen ventilatorio, presión arterial, saturación de oxígeno y nivel de CO<sub>2</sub> (Presión espiratoria de CO<sub>2</sub>).

Por medio de una tarjeta Arduino Due, se implementan las ecuaciones que describen las señales a monitorear. En el ECG se incluye el espectro de frecuencias del intervalo RR (Intervalo entre ciclos R de la señal ECG, proporcional al periodo de un ciclo cardíaco-un latido), en el cual se puede variar factores que básicamente afectan la variabilidad del ritmo cardíaco, las señales de ECG y pulso cardíaco.

Para simular las presiones arteriales, saturación de oxígeno y nivel de CO<sub>2</sub>, se utiliza un modelo circular hidráulico Modelo de Goodwin modificado (Goodwin et al, 2004), donde se representa el corazón, la circulación sistémica, la circulación pulmonar, el intercambio de gases alveolar, y la mecánica respiratoria.

Todas estas señales, además de parámetros de configuración son transmitidos vía WiFi, por medio de la tarjeta NodeMCUESP32, hacia un dispositivo móvil Android (Celular o Tablet), para el cual se desarrolló una aplicación que sirve como interfaz de usuario, donde se visualizan las señales indicadas y se cambian parámetros de simulación como frecuencia cardíaca, respiratoria, variabilidad cardíaca, entre otros.

**ECG(Electrocardiograma), HRV(Variabilidad del ritmo del cardíaco), Presión arterial, Saturación de Oxígeno, Presión espiratoria de CO<sub>2</sub>, Modelamiento, Arduino, WiFi, Android.**

## Abstract

### **Design and implementation of neonate's cardiovascular system simulator HIL (Hardware in the loop)**

This work describes the development for a Simulator HIL for neonate's cardiovascular system, which allows monitoring 6 vital signs: ECG, heart rate, ventilatory volume, blood pressure, oxygen saturation and CO<sub>2</sub> level (expiratory pressure of CO<sub>2</sub>).

Through an Arduino board (Arduino Due), the equations that describe the signals to be monitored are implemented, the ECG includes the frequency spectrum of the RR interval (Interval between cycles R of the ECG signal, proportional to the period of a cycle heartbeat), in which you can vary factors that basically affect heart rate variability, ECG signals and heart rate.

To simulate blood pressures, oxygen saturation and CO<sub>2</sub> level, a hydraulic circular model (Modified Goodwin's Model) is used, where the heart, systemic circulation, pulmonary circulation, alveolar gas exchange, and respiratory mechanics are represented.

All these signals, in addition to configuration parameters, are transmitted via WiFi, through the NodeMCUESP32 card, to an Android mobile device (Mobile or Tablet), for which an application was developed that serves as an user interface, where the indicated signals and simulation parameters such as heart rate, respiratory rate, cardiac variability, among others, are changed.

**ECG(Electrocardiogram), HRV (Heart rate variability), Blood pressure, Oxygen Saturation, Expiratory pressure of CO<sub>2</sub>, Modeling, Arduino, WiFi, Android.**

**Tabla de Contenido**

|   |           |
|---|-----------|
| <b>1. Modelamiento de señales fisiológicas.....</b>                   | <b>6</b>  |
| 1.1 Señal ECG .....   | 8         |
| 1.1.1 Funcionamiento fisiológico.....                                 | 8         |
| 1.1.2 Modelamiento ECG .....  | 10        |
| 1.2 Señal de pulso cardiaco .....                                     | 18        |
| 1.2.1 Modelamiento pulso cardiaco .....                               | 18        |
| 1.3 Señal Presión arterial .....                                      | 20        |
| 1.3.1 Funcionamiento fisiológico.....                                 | 21        |
| 1.3.2 Modelamiento presión arterial.....                              | 22        |
| 1.4 Intercambio de gases .....  | 27        |
| 1.4.1 Modelamiento intercambio de gases.....                          | 28        |
| 1.4.2 Intercambio de gases.....                                       | 30        |
| <b>2. Resultados de simulaciones de modelos.....</b>                  | <b>37</b> |
| 2.1 Dominio Circular.....   | 37        |
| 2.2 Señal ECG .....   | 38        |
| 2.3 Señal de pulso .....  | 41        |
| 2.4 Señal presión arterial .....                                      | 43        |
| 2.5 Señal de Saturación de Oxígeno y Presión de CO <sub>2</sub> ..... | 45        |
| <b>3. Implementación en Hardware.....</b>                             | <b>50</b> |
| 3.1 Estructura general de hardware .....                              | 51        |
| 3.1.1 Tarjeta de procesamiento principal – Arduino Due.....           | 51        |
| 3.1.2 Tarjeta de comunicación Wifi – NodeMCU V3.0 .....               | 52        |
| 3.1.3 Alimentación de voltaje y cargador .....                        | 52        |
| 3.1.4 Módulos y sensores de entradas y salidas.....                   | 53        |
| 3.2 Programación placa principal Arduino Due.....                     | 55        |
| 3.2.1 Estructura de programa: .....                                   | 55        |
| 3.3 Comunicación WiFi .....   | 61        |
| 3.3.1 Protocolo de comunicación UDP .....                             | 63        |
| 3.3.2 Desarrollo de programa Tarjeta interfaz WiFi:.....              | 63        |
| <b>4. Plataforma de interfaz de usuario .....</b>                     | <b>65</b> |
| 4.1 Arquitectura aplicación Android .....                             | 65        |
| 4.1.1 Diseño de aplicación.....                                       | 65        |
| 4.1.2 Estructura de programa: .....                                   | 66        |
| 4.2 Comunicación WiFi en Android .....                                | 69        |
| 4.2.1 Broadcast Receiver – Detección de red.....                      | 69        |
| 4.2.2 WiFiManager – Administrador WiFi.....                           | 70        |
| 4.2.3 Configuración UDP-Recepción y transmisión de datos.....         | 70        |
| 4.3 Panel de Inicio.....  | 71        |
| 4.4 Panel de cambio de parámetros.....                                | 72        |
| 4.4.1 Panel Parámetros de ECG .....                                   | 73        |
| 4.4.2 Panel Parámetros Mecánica Respiratoria .....                    | 74        |
| 4.4.3 Panel de parámetros modelo cardiovascular .....                 | 75        |
| 4.4.4 Panel de configuración Escenarios médicos.....                  | 76        |

|           |   |           |
|-----------|---|-----------|
| 4.5       | Panel de monitoreo.....                     | 76        |
| <b>5.</b> | <b>Prototipo físico.....</b>                | <b>78</b> |
| 5.1       | Estructura general del prototipo .....      | 78        |
| 5.2       | Interacción con el usuario .....            | 80        |
| 5.3       | Resultado .....                             | 80        |
| <b>6.</b> | <b>Conclusiones y recomendaciones .....</b> | <b>83</b> |
| 6.1       | Conclusiones .....                          | 83        |
| 6.2       | Recomendaciones y trabajo futuro.....       | 85        |

## Lista de Figuras

|                    |   |    |
|--------------------|---|----|
| <b>Figura 1-1</b>  | Despolarización y Repolarización en el corazón Fuente: Imagen tomada de Jones (2005).....   | 9  |
| <b>Figura 1-2</b>  | Dominio circular y señal ECG 3D .....   | 11 |
| <b>Figura 1-3</b>  | Ondas gaussianas ciclos ECG Fuente: Elaboración propia.....   | 12 |
| <b>Figura 1-4</b>  | Dominio angular en el tiempo ( $-\pi$ , $\pi$ ) azul, Señal ECG $f=5\text{Hz}$ naranja. Fuente: Elaboración propia .....  | 13 |
| <b>Figura 1-5</b>  | Análisis de señal ECG Real $f_c=100\text{lat}/\text{min}$ , detección de picos, Intervalo RR y espectro via transformada de Fourier y periodograma, base de datos physionet.org (Jezewski et al., 2012), (Goldberger et al., 2000)..... | 17 |
| <b>Figura 1-6</b>  | Espectro e Intervalo RR estimado con $f_c=100\text{lat}/\text{min}$ con $LF/HF=0.2$ , alta variabilidad Fuente: Elaboración propia. ....  | 18 |
| <b>Figura 1-7</b>  | Ciclos de pulso cardiaco Fuente: Elaboración propia .....   | 19 |
| <b>Figura 1-8</b>  | Señales Pulso azul, Señal ECG naranja Fuente; Elaboración propia .....  | 20 |
| <b>Figura 1-9</b>  | Diagrama de Wiggers Ciclo cardiaco (Tortora, 2006).....   | 21 |
| <b>Figura 1-10</b> | Modelo de sistema cardiovascular de Goodwin modificado. Imagen tomada de la tesis de Sepúlveda (2019).....  | 22 |
| <b>Figura 1-11</b> | Elastancias auriculares y ventriculares.....  | 26 |
| <b>Figura 1-12</b> | Diagrama de Wiggers del modelo .....  | 26 |
| <b>Figura 1-13</b> | Presiones arteriales simuladas.....   | 27 |
| <b>Figura 1-14</b> | Presiones venosas.....  | 27 |
| <b>Figura 1-15</b> | Volumen y flujo alveolar Fuente: Elaboración propia .....   | 30 |
| <b>Figura 1-16</b> | Modelo con alveolo y shunt pulmonar Imagen modificada tomada de la tesis de Sepúlveda (2019).....   | 31 |
| <b>Figura 1-17</b> | Saturación $O_2$ , $P_{\text{esp}}CO_2$ con $P_b:550\text{mmHg}$ Fuente: Elaboración propia.....  | 36 |
| <b>Figura 2-1</b>  | Dominio angular ECG, Pulso y frecuencia angular Fuente: Elaboración propia .....  | 37 |
| <b>Figura 2-2</b>  | Espectro de frecuencia, Intervalo RR y Frecuencias angulares $LF/HF=0.2$ y $LF/HF=20$ Fuente: Elaboración propia .....  | 38 |
| <b>Figura 2-3</b>  | Onda ECG con parámetros normales, desde tiempo 0 e intervalo intermedio $f_c=120\text{lat}/\text{min}$ Fuente: Elaboración propia .....   | 39 |
| <b>Figura 2-4</b>  | Parámetros patológicos ECG .....  | 39 |

|   |    |
|---|----|
| <b>Figura 2-5</b> Ondas ECG, simulación de patologías .....   | 40 |
| <b>Figura 2-6</b> (a) Señal ECG real infante pretérmino tomada del trabajo de Gee (2017), en el repositorio de PhysioNet,(Goldberger et al., 2000),(b) Señal ECG joven sano 30 años (Cedeño & Pendón, 2012), (c) Señal ECG normal (Kashou, s/f), (d) Señal ECG, producto del simulador..... | 41 |
| <b>Figura 2-7</b> Señales de pulsos, según parámetros Fuente: Elaboración propia .....  | 42 |
| <b>Figura 2-8</b> Señal ECG real filtrada tomada del trabajo de (Chowdhury et al., 2020) .....  | 42 |
| <b>Figura 2-9</b> Presiones arteriales.....   | 43 |
| <b>Figura 2-10</b> Flujos arteriales .....  | 44 |
| <b>Figura 2-11</b> Volúmenes arteriales.....  | 44 |
| <b>Figura 2-12</b> (a) Señal típica de presión arterial tomada de (Potkay, 2008), (b) señal de presión arterial producida por el simulador desarrollado.....  | 45 |
| <b>Figura 2-13</b> Presión alveolar de O <sub>2</sub> , Saturación de O <sub>2</sub> en ait, Presión espiratoria de CO <sub>2</sub> , P <sub>b</sub> :760mmHg .....   | 46 |
| <b>Figura 2-14</b> Saturaciones de oxígeno en compartimentos hasta 1200 segundos P <sub>b</sub> :760mmHg .....  | 47 |
| <b>Figura 2-15</b> Presión espiratoria de CO <sub>2</sub> hasta 1200 segundos P <sub>b</sub> :760mmHg .....   | 47 |
| <b>Figura 2-16</b> (a) Saturación de oxígeno tomada de (Sola, Chow, & Rogido, 2005), (b) Señal producida por el simulador. ....   | 48 |
| <b>Figura 2-17</b> (a) Curvas e información monitor Dash 3000 (Meneses et al., 2006), (b) Simulador cardiovascular desarrollado en este trabajo.....  | 49 |
| <b>Figura 3-1</b> Esquema de hardware.....  | 51 |
| <b>Figura 3-2</b> Módulo cargador 2 celdas de litio 3.7V .....  | 53 |
| <b>Figura 3-3</b> Módulo HX711- Diagrama de bloques IC (Avia Semiconductor, 2021) .....   | 54 |
| <b>Figura 3-4</b> AroNeopixel WS2812 .....  | 54 |
| <b>Figura 3-5</b> Estructura general de programa Arduino Due.....   | 56 |
| <b>Figura 3-6</b> Diagrama entradas-salidas módulo Mecánica respiratoria.....   | 58 |
| <b>Figura 3-7</b> Diagrama entradas-salidas DomCirc_Resp. ....  | 58 |
| <b>Figura 3-8</b> Diagrama entradas y salidas módulo Ecg.....   | 59 |
| <b>Figura 3-9</b> Diagrama de entradas y salidas módulo pulso .....   | 59 |
| <b>Figura 3-10</b> Diagrama de entradas y salidas de módulo HRV.....  | 59 |
| <b>Figura 3-11</b> Diagrama de entradas y salidas de módulo Cardiovascular_Gases .....  | 60 |
| <b>Figura 3-12</b> Estructura red WiFi Simulador CardioNeonatSim .....  | 61 |
| <b>Figura 3-13</b> Encabezado TCP vs UDP (Microchip, 2021) .....  | 63 |
| <b>Figura 3-14</b> Estructura de programa placa WiFi.....   | 64 |
| <b>Figura 4-1</b> Código XML pantalla Inicio .....  | 66 |
| <b>Figura 4-2</b> Estructura general de programa .....  | 66 |
| <b>Figura 4-3</b> Estructura de aplicación móvil .....  | 68 |
| <b>Figura 4-4</b> - Diagrama de solicitud para graficar .....   | 71 |
| <b>Figura 4-5</b> Pantalla de inicio desconecta y conectada al simulador .....  | 72 |
| <b>Figura 4-6</b> Panel parámetros simulador desconectado y conectado, selección de escenario médico .....  | 73 |
| <b>Figura 4-7</b> Panel de configuración ECG .....  | 74 |

|  |    |
|--|----|
| <b>Figura 4-8</b> Panel de parámetros Mecánica respiratoria .....        | 74 |
| <b>Figura 4-9</b> Panel de parámetros de modelo cardiovascular .....     | 75 |
| <b>Figura 4-10</b> Panel de configuración de escenarios médicos.....     | 76 |
| <b>Figura 4-11</b> Panel de monitoreo antes y después de activación..... | 77 |
| <b>Figura 6-1</b> – PCB de placa escudo.....                             | 87 |
| <b>Figura 6-2</b> Cálculo de derivada e integrales para señal ECG .....  | 95 |

## Lista de Tablas

|  |    |
|--|----|
| <b>Tabla 1-1</b> Fisiología del corazón (Jones, 2005). .....                 | 8  |
| <b>Tabla 1-2</b> Electrofisiología (Jones, 2005).....                        | 9  |
| <b>Tabla 1-3</b> Parámetros Onda ECG.....                                    | 12 |
| <b>Tabla 1-4</b> Parámetros para cálculo de variabilidad cardiaca HRV.....   | 16 |
| <b>Tabla 1-5</b> Ecuaciones modelo pulso cardiaco.....                       | 19 |
| <b>Tabla 1-6</b> Parámetros pulso cardiaco en dominio angular de pulso ..... | 20 |
| <b>Tabla 1-7</b> - Notación de variables modelo cardiovascular .....         | 23 |
| <b>Tabla 1-8</b> Nomenclatura de resistencias cardiovasculares .....         | 25 |
| <b>Tabla 1-9</b> Fracciones de consumos del consumo total .....              | 34 |
| <b>Tabla 2-1</b> Parámetros de simulación Presión Arterial .....             | 43 |
| <b>Tabla 2-2</b> Concentraciones de oxígeno iniciales.....                   | 45 |
| <b>Tabla 3-1</b> Datos de red Wi-fi del simulador modo AP.....               | 62 |
| <b>Tabla 6-1</b> - Identificación de envío de buffers serial.....            | 89 |
| <b>Tabla 6-2</b> - Identificación parámetros de entrada al Simulador .....   | 89 |

## Lista de Algoritmos

|   |    |
|---|----|
| <b>Algoritmo 1-1</b> Procedimiento de generación de vector de frecuencias angulares ..... | 16 |
| <b>Algoritmo 1-2</b> Proceso generación modelo Intercambio de gases .....                 | 28 |

## Lista de Códigos

|  |    |
|--|----|
| <b>Código 6-1</b> Definiciones WiFiManager .....                             | 92 |
| <b>Código 6-2</b> Broadcast Receiver - Detección WiFi.....                   | 93 |
| <b>Código 6-3</b> Envío de Fc frecuencia cardiaca y función enviar Send..... | 94 |

# Introducción

La simulación médica tiene como objetivo recrear escenarios clínicos con prototipos virtuales o modelos físicos que emulan situaciones de intervenciones médicas. Esto ocurre sin la necesidad de exponer la vida de un paciente en el proceso de aprendizaje. Así se genera la posibilidad de adquirir destrezas específicas, reduciendo el margen de error en el momento en que el profesional de la salud deba hacer una intervención en un paciente real (Kunkler, 2006).

La transición en el nacimiento de un recién nacido, del vientre de su madre vida intrauterina al mundo exterior o vida extrauterina, es una experiencia traumática donde el neonato se debe adaptar a procesos como la respiración y alimentación por sus propios medios (Cannizzaro & Paladino, 2011).

El ya traumático proceso del nacimiento presenta un reto para los profesionales que apenas están iniciando, esta falta de experiencia se convierte en un factor de riesgo. La enseñanza por medio de simulación ayuda a mitigar este riesgo (Al-Elq, 2010)

La simulación médica se ha incentivado a nivel educacional, ya que la comunidad médica ha reconocido que parte de los errores cometidos en el manejo de pacientes, son de origen humano (Institute of Medicine (US) Committee on Quality of Health Care in America, 2000). Así, como estrategia de reducir este factor de riesgo (inherente a nuestra naturaleza humana), se han venido desarrollando simuladores médicos, que permitan emular los errores procedimentales, y sus consecuencias. Con el método de enseñanza tradicional, sería imposible inducir los errores, ya que se reflejaría en riesgos o la muerte del paciente (Dávila-Cervantes, 2007).

## **Antecedentes Generales**

La simulación médica tiene orígenes antiguos, se han encontrado modelos en arcilla y piedra que exponen enfermedades y sus efectos en las personas (Koç Healthcare, 2017).

En el año 200 adC, Galeno, creó un modelo del cuerpo humano, el cual sirvió de base para el desarrollo del primer modelo preciso del sistema circulatorio en 1628 por William Harvey (Kunkler, 2006).

En el siglo XVIII se desarrollaron en Francia y en Italia dispositivos físicos que permitían describir el proceso de parto, con fines educativos (Neri-Vela, 2018).

En 1960 nace el primer simulador El *Resusci Annie* de la empresa *Laerdal*, este simulador permite entrenar la técnica de reanimación cardiopulmonar RCP, en un inicio la técnica de respiración boca a boca, y después añadió la posibilidad de entrenar el masaje torácico (Rosen, 2008).

En 1968 fue desarrollado por la universidad de Miami, el simulador cardíaco *Harvey*, que incluye auscultación, pulso cardíaco, entre otras, permitiendo simular patologías cardíacas.

A medida que fueron aumentando los simuladores médicos, fue creciendo el interés y aceptación de la comunidad médica en la simulación médica (Kunkler, 2006). En la actualidad, existen una serie de simuladores que han sido clasificados según su aplicación de la siguiente manera: Entrenadores de tareas de entrenamiento (*training task trainers*); Entrenadores de procedimientos completos (*full procedure trainers*); y, entrenador de maniquí de cuerpo completo (*full body mannequin trainer*) (Kunkler, 2006). A continuación, describimos estos simuladores.

Los *entrenadores de tareas* se usan para entrenar habilidades específicas, como cosido quirúrgico, intubación endotraqueal, torniquetes, etc.

Los *entrenadores de procedimientos completos* son sistemas más complejos y requieren de una fidelidad más alta, con retroalimentación sensorial (tacto, visión, sonido), que permita recrear procedimientos quirúrgicos y la adquisición de habilidades del personal médico, para intervenciones especializadas, como colonoscopias, manejo de las vías aéreas, entre otras (Kunkler, 2006).

El *entrenador de maniquí de cuerpo completo* permite simular el paciente completo (Adulto, niño, neonato), o una parte en específico (Ej. Cabeza, tórax), con un enfoque específico (Sistema circulatorio, sistema respiratorio), o múltiples enfoques en simultáneo.

---

El simulador cardiovascular para neonatos que presentamos en este trabajo está inscrito dentro de la categoría de entrenador de maniquí de cuerpo completo. Incluye enfoques cardíaco, respiratorio y cardiovascular, y simula un paciente neonato completo, permitiendo interactividad con el usuario a través de la aplicación del dispositivo móvil, para cambiar parámetros y escenarios médicos.

### **Antecedentes en la Universidad Nacional**

En la Universidad Nacional de Colombia, se viene dando un proceso de interacción del departamento de Perinatología y Neonatología con el departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica con el fin de desarrollar un simulador, que permita recrear escenarios clínicos de orden cardiovascular para neonatos, con fines educativos en profesionales y estudiantes del área de la salud.

Desde el año 2009, se inició con un simulador del sistema cardiovascular, que permitía simular cambios en la frecuencia cardíaca (Arrighi & Fonseca, 2009). Posteriormente se desarrolló un emulador del sistema respiratorio y aplicación de medicamentos para patologías como taquicardia, bradipnea y otros (Estepa, 2012).

En el 2010 se desarrolló una plataforma de simulación de manera interactiva para visualizar las variables cardiovasculares, como el ECG (Electrocardiograma); Además de otras variables como el pulso cardíaco, la presión arterial, Nivel de CO<sub>2</sub>, frecuencia respiratoria, temperatura y saturación de oxígeno, permitiendo recrear escenarios médicos patológicos (Cifuentes, 2011).

En 2019, se desarrolló una plataforma con comunicación de radiofrecuencia RFID, para integrar varios emuladores de entrenamiento neonatales con un solo módulo de control, donde una interfaz es manejada por el docente, y las demás interfaces junto con el maniquí son manejadas por los alumnos (Ramos, 2019).

En este mismo año se publicó un estudio del pinzamiento umbilical, donde se desarrolló el modelamiento del procedimiento de atención para neonatos y la creación de una herramienta de simulación del sistema cardiovascular en neonatos (Sepúlveda, 2019).

También se han generado una gran cantidad de trabajos de pregrado, entorno de los simuladores médicos, que no es posible citarlos porque no están en el repositorio de la universidad, trabajos de sonidos cardiovasculares, analogías del sistema respiratorio con sistema mecánicos y suministro de medicinas, entre otros.

Continuando con uno de los objetivos del grupo interdisciplinar GICIS de la Universidad Nacional en el sentido de desarrollar simuladores realistas con fines de entrenamiento para profesionales y estudiantes de perinatología y neonatología, el trabajo presentado en este documento, es el desarrollo de un simulador del sistema cardiovascular para neonatos con la metodología HIL (Hardware in the Loop).

Por medio de un kit de desarrollo Arduino Due y una tarjeta ESP32 Node MCU para la comunicación WiFi, se pueden simular las señales fisiológicas: ECG, pulso cardiaco, presión arterial, presión de CO<sub>2</sub>. Se pueden configurar parámetros del sistema cardiovascular cómo lo son frecuencias cardiaca y respiratoria, factores que influyen en la variabilidad del pulso cardiaco HRV (Hearth rate variability), parámetros que modifican la forma de onda para simular algunas patologías como: Isquemia, hiperpotasemia, hipopotasemia, hipercalcemia, hipocalcemia e hipotermia, entre otros.

La plataforma que permite variar y visualizar estos valores es una aplicación móvil desarrollada en Android que, por medio de comunicación WiFi, permite graficar las formas de onda de las señales simuladas. Además, indica los valores promedio en un panel numérico muy similar a un monitor de signos vitales comercial.

El simulador desarrollado cuenta con un prototipo físico, un maniquí, que contiene las tarjetas Arduino, plug de alimentación y permite simular un masaje torácico, indica la actividad del corazón y pulmones de manera física por medio de movimientos sincronizados con las frecuencias simuladas, presenta una variación de color en la zona del rostro según sea la presión cardiaca, y permite acoplar asistencia respiratoria por medio de un interruptor.

Este desarrollo se implementó con un hardware de propósito general y orientado hacia desarrollos modulares. Esto con el objetivo que sirva como base de futuras mejoras y ampliaciones del modelo, evitando, así, costos de reingeniería en cuanto a programación o acceso a tecnologías cerradas que limitan el posterior crecimiento de un proyecto como éste.

En la actualidad existen simuladores comerciales que, debido a su gran coste, dificultan su uso masivo para la enseñanza de la escuela de perinatología y neonatología de la Universidad Nacional (Pedraza (2015)). Atendiendo a esta necesidad, proponemos este simulador con su potencial mejora en tiempos de respuesta, facilidad de crecimiento y acceso.

### **Organización del documento**

Este documento está organizado de la siguiente forma: en el primer capítulo se presenta el funcionamiento fisiológico de cada una de las señales y su respectivo modelamiento matemático. El segundo capítulo presenta los resultados de las simulaciones de los modelos, para cada una de las señales y sus variaciones. En el tercer capítulo se explica la capacidad del Hardware, el desarrollo de los modelos dentro del mismo y el principio de funcionamiento. El cuarto capítulo presenta la plataforma de visualización, principio de funcionamiento y el desarrollo de la aplicación. En el quinto muestra el prototipo físico, forma de uso, alcances, y la interacción con los sensores y actuadores del maniquí.

Finalmente, en el sexto capítulo, se presentan las conclusiones de este trabajo y las recomendaciones para trabajos futuros.

# 1. Modelamiento de señales fisiológicas

En este capítulo se explican los modelos seleccionados para cada una de las señales a monitorear, también se realiza una explicación del funcionamiento fisiológico de cada una de las señales

Para la simulación de cualquier proceso es necesario conocer su modelo matemático subyacente. En este caso, el sistema a simular es el sistema cardiovascular para un neonato. El sistema cardiovascular hace referencia al proceso que realiza el cuerpo para transportar la sangre, la sangre es un fluido conformado por plasma, glóbulos blancos, glóbulos rojos entre otros elementos, cuyo objetivo es transportar oxígeno  $O_2$ ,  $CO_2$ , nutrientes y desechos a niveles de tejidos y por ende a nivel celular.

Comúnmente las señales registradas por los monitores de signos vitales son:

- Señal ECG (Electrocardiograma).
- Pulso cardiaco.
- Frecuencia respiratoria – Volumen respiratorio
- Presión Arterial.
- Saturación de  $O_2$ .
- Presión espiratoria de  $CO_2$ , Capnografía.

Para el modelamiento de estas señales vitales, se utilizaron modelos matemáticos usados en otros trabajos, que citamos a continuación

En el caso de la señal ECG se usó el modelo utilizado por McSharry et al. (Mcsharry, Clifford, Tarassenko, & Smith, 2003); para la señal de pulso se utilizó una modificación del

modelo ECG, modificado para 2 ondas encontrado en el trabajo de Cifuentes elaborado en el 2011

Para la frecuencia respiratoria, de acuerdo a la literatura, Borge (Borge, 2011) se realiza un modelo basado en el funcionamiento cíclico del pulmón, con una forma de onda de un diferencial de presión del cual se derivan los volúmenes respiratorios.

Para la presión arterial se utilizó el modelo circular propuesto por Goodwin et al. (2009) (Zijlmans, Sá-Couto, Van Meurs, Goodwin, & Andriessen, 2009), utilizado en los trabajos de modelamiento y simulación de Cifuentes (2011) y Sepúlveda (2019).

Cómo desarrollo complementario para el modelamiento del intercambio de gases, se realizó una adaptación al modelo de Goodwin (2004) modificado por Sepúlveda (2019), de este modelo derivan la saturación de Oxígeno y la Presión espiratoria de CO<sub>2</sub>.

A continuación, se explicará brevemente la fisiología correspondiente a cada una de estas señales vitales y posteriormente se explicará el modelamiento utilizado.

## 1.1 Señal ECG

El Electrocardiograma permite diagnosticar anomalías en el corazón, es un examen que por medio de las formas de onda puede detectar patologías en zonas del corazón específicas, enfermedades cardiovasculares, preinfartos, arritmias entre otras patologías.

### 1.1.1 Funcionamiento fisiológico

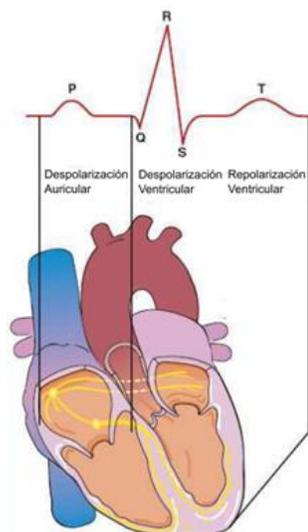
La sigla ECG significa Electrocardiograma, y cómo lo indica su nombre es el resultado gráfico de las señales eléctricas (Despolarización-Repolarización) que se detectan en unos puntos establecidos de la superficie corporal, donde por medio de electrodos se capturan estas diferencias de potencial de voltaje que describen la actividad muscular del corazón, para comprender mejor se expondrá algunas características del funcionamiento del corazón (Jones, 2005).

**Tabla 1-1** Fisiología del corazón (Jones, 2005).

| <b>Proceso</b>                                     | <b>Acción</b>   |
|--|---|
| Ciclo cardiaco                                     | Secuencia de eventos en 1 latido del corazón, la sangre es bombeada a través de todo el sistema cardiovascular. |
| Sístole  | Fase de contracción ventricular.  |
| Diástole   | Fase de relajación, se llenan los ventrículos y las aurículas de sangre. Este ciclo tarda más que la sístole.   |
| Volumen sistólico<br>( <i>Stroke Volume (SV)</i> ) | Cantidad de sangre impulsada desde un ventrículo en una simple contracción.                                     |
| Salida cardiaca<br>( <i>Cardiac Output (CO)</i> )  | Cantidad de sangre bombeada a través del sistema cardiovascular por minuto.                                     |

**Tabla 1-2** Electrofisiología (Jones, 2005).

|                 |   |
|-----------------|---|
| Despolarización | La carga eléctrica de una célula se ve alterada por un cambio de electrolitos a cada lado de la membrana celular. Este cambio estimula la contracción de la fibra muscular. |
| Repolarización  | El bombeo químico reestablece una carga negativa a medida que las células regresan a su estado inicial  |



**Figura 1-1** Despolarización y Repolarización en el corazón Fuente: Imagen tomada de Jones (2005)

**Variabilidad del ciclo cardiaco (HRV)**

El ritmo cardiaco está dominado por el sistema nervioso central, el cual permite rápidas o lentas reacciones dependiendo de las circunstancias presentadas. El sistema que se encarga de estimular los cambios súbitos en situaciones de alerta es el sistema simpático. El sistema que regula el ritmo en situaciones de calma es el sistema parasimpático. El sistema parasimpático está directamente relacionado con la frecuencia respiratoria. (Javorka et al., 2017).

## 10 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

---

La variabilidad del ritmo cardíaco, (HRV) es la desviación de la media que los latidos cardíacos dados en cierto periodo de tiempo, y representa una fina sintonía de los mecanismos de control del sistema nervioso autónomo del ritmo cardíaco latido a latido (Jeria, 2011).

El espectro de frecuencias de la señal ECG indica las componentes LF y HF, que son parámetros dentro del modelo utilizado.

### 1.1.2 Modelamiento ECG

El modelamiento de la señal ECG realizado incluye el efecto de variabilidad de ritmo cardíaco que se presenta constantemente debido al control ejercido por el sistema simpático y parasimpático del sistema nervioso central.

Para generar el comportamiento cíclico de la onda, el modelo de McSharry (2003) (estrategia usada en este trabajo) usa la siguiente metodología.

1. Establecer un dominio circular dinámico
2. Establecer parámetros de generación de onda ECG
3. Generación de variabilidad de ritmo cardíaco (HRV)
4. Generación de onda ECG

#### **Dominio Circular:**

Para describir el comportamiento cíclico de la onda ECG, se define un dominio circular que siempre está oscilando a razón de la frecuencia angular, dada por el periodo cardíaco instantáneo de la señal ECG. De esta manera, cada periodo presentará cambios en el intervalo  $[-\pi, \pi]$ . Se utiliza este intervalo para que la reconstrucción de las ondas gaussianas, tengan componente positivo y negativo.

Es importante este paso ya que dados algunos ángulos configurados previamente se desarrollará un evento o ciclo de la onda ECG.

|                       |                                 |       |
|-----------------------|---------------------------------|-------|
| Derivada coordenada x | $\dot{x} = \alpha x - wy$       | (1-1) |
| Derivada coordenada y | $\dot{y} = \alpha y + wx$       | (1-2) |
| Factor $\alpha$       | $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$ | (1-3) |

Las ecuaciones (1-1) y (1-2) describen la dinámica del ciclo circular. El valor de  $\alpha$  en ecuación (1-3), representa un factor de corrección ya que idealmente  $\sqrt{x^2 + y^2}$  sería equivalente a 1 según la ecuación del círculo.

Expresando  $x = \cos(wt)$ , tenemos  $\dot{x} = -w \sin(wt)$ , expresando  $y = \sin(wt)$ , tenemos  $\dot{y} = w \cos(wt)$ , entonces  $\dot{x} = -wy$ , y  $\dot{y} = wx$ .

En la figura 1-2, se indica la trayectoria circular en las coordenadas x, y en la parte alta, y en la parte baja se indica la señal ECG en el componente z

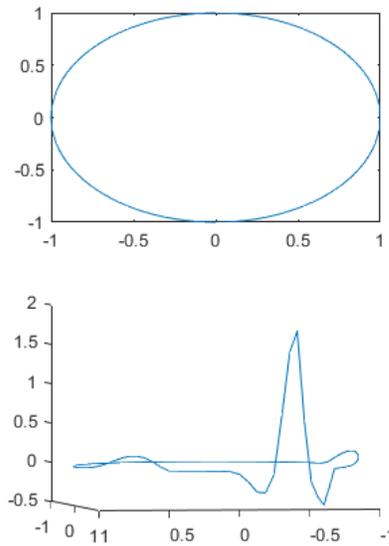


Figura 1-2 Dominio circular y señal ECG 3D

## 12 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

### 1.1.2.1 Parámetros ECG

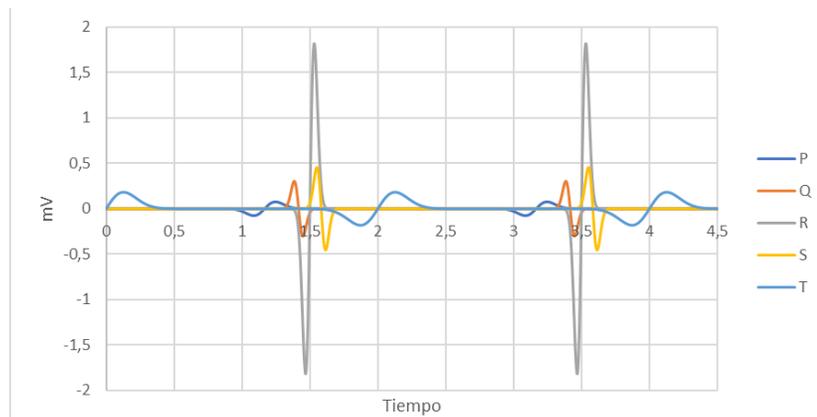
Para construir la onda ECG es necesario establecer unos parámetros que definan la conformación de la onda, estos parámetros son ángulos de disparo, amplitudes y periodos de señales parciales que llamaremos ciclos de onda ECG **Tabla 1-3** Parámetros Onda ECG

**Tabla 1-3** Parámetros Onda ECG

| Parámetro  | Ciclo P          | Ciclo Q           | Ciclo R | Ciclo S          | Ciclo T         |
|------------|------------------|-------------------|---------|------------------|-----------------|
| $\Theta_i$ | $-\frac{\pi}{3}$ | $-\frac{\pi}{12}$ | 0       | $\frac{\pi}{12}$ | $\frac{\pi}{3}$ |
| $a_i$      | 1.2              | -5                | 30      | -7.5             | 0.75            |
| $b_i$      | 0.25             | 0.1               | 0.1     | 0.1              | 0.4             |

Los eventos que conforman cada uno de los ciclos de la señal ECG, están dados por medio de la Ecuación (1-4).

En donde se hace una reconstrucción de la señal ECG por medio de una sumatoria de funciones gaussianas, cómo se indica en la **Figura 1-3**, las cuales van cambiando, los parámetros  $a_i$ ,  $b_i$ , **Tabla 1-3** según el ángulo en el cual se encuentre la trayectoria circular.



**Figura 1-3** Ondas gaussianas ciclos ECG Fuente: Elaboración propia

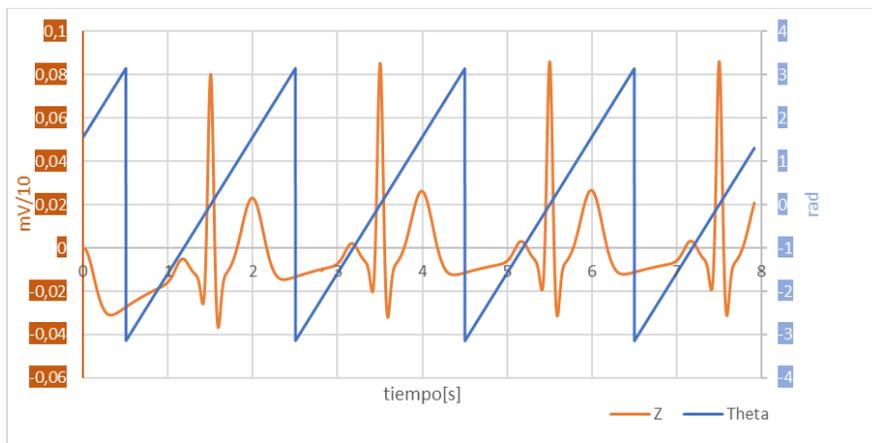
El ángulo se va calculando según cambien las coordenadas  $x, y$  cómo lo indica la Ecuación (1-5) ,obteniéndolo por medio de la función atan2

|  |       |
|--|-------|
| $\dot{z} = \sum_{i \in \{P,Q,R,S,T\}} a_i \Delta\theta_i e^{-\frac{(\Delta\theta_i)^2}{2b_i}} + (z - z_0)$ <p>Onda ECG</p> | (1-4) |
| $\theta = \text{atan2}(y, x)$ <p>Cálculo de ángulo</p>   | (1-5) |
| $\Delta\theta_i = \theta - \theta_i$ <p>Delta angular ciclos parciales</p>   | (1-6) |
| $z_0 = 0.00015 \sin(2\pi f_R t)$ <p>Acople frecuencia respiratoria</p>   | (1-7) |

En cada uno de los ciclos  $\Delta\theta_i$ , se irá modificando según sea el tramo del ciclo por su respectivo cambio en el ángulo  $\theta_i$ , **Ecuación** (1-6).

$Z_0$ , es el acople de la frecuencia respiratoria (1-7).

En la **Figura 1-4**, se indica en azul, el comportamiento cíclico del dominio angular, y la señal ECG obtenida por medio del modelo.



**Figura 1-4** Dominio angular en el tiempo ( $-\pi, \pi$ ) azul, Señal ECG  $f=5\text{Hz}$  naranja. Fuente: Elaboración propia

### 1.1.2.2 Generación de variabilidad del ritmo cardiaco (HRV)

La estrategia seleccionada del modelo de McSharry (2003) para representar las variaciones de la frecuencia cardiaca equivalente a la frecuencia del ECG es reconstruir el espectro de frecuencia del intervalo RR (éste es el intervalo entre ciclos R de la señal ECG), equivalente al número de pulsaciones en el tiempo; teniendo en cuenta 2 componentes frecuenciales:

- Onda Mayer LF (*Low frequency*): Esta frecuencia se encuentra en el rango 0.04Hz-0.15 Hz.
- Onda RSA (*Respiratory sinus arrhythmia*) HF (*High frequency*): Es sincrona con la frecuencia respiratoria (0.15Hz – 2Hz). En neonatos alcanza valores más altos que en adultos (En adultos la frecuencia respiratoria máxima en reposo es de 0.5 Hz-30 resp/min).

En la **Ecuación** (1-8), por medio de la sumatoria de las funciones gaussianas de cada una de estas frecuencias, se representa la estimación del espectro de frecuencia. Para posteriormente encontrar el intervalo RR (tiempos entre umbrales del ciclo R, de la señal ECG), por medio de la transformada inversa de Fourier.

|   |        |
|---|--------|
| $S(f) = \frac{\sigma_1^2}{\sqrt{2\pi c_1^2}} e^{-\frac{(f-f_1)^2}{2c_1^2}} + \frac{\sigma_2^2}{\sqrt{2\pi c_2^2}} e^{-\frac{(f-f_2)^2}{2c_2^2}}$ <p>Aproximación espectro unilateral de frecuencias</p> | (1-8)  |
| $ S(f)  = \sqrt{S(f)}$ <p>Magnitud del Espectro del intervalo RR</p>  | (1-9)  |
| $S_b(f)[0..fs] = \frac{[ S(f)  \left[0 \dots \frac{fs}{2}\right]  S(f)  \left[\frac{fs}{2} \dots 0\right]]}{2}$ <p>Aproximación de espectro bilateral de frecuencias</p>                                | (1-10) |
| $\phi = Rand(0 \dots 2\pi)$ <p>Vector aleatorio de fases</p>  | (1-11) |
| $IRR_{IFFT}[n] = IFFT(S_b(f) e^{j\phi})$ <p>Transformada inversa de Fourier</p>   | (1-12) |
| $\sigma_{irr} = \sqrt{\frac{\sum (IRR_{IFFT}[n] - \overline{IRR_{IFFT}[n]})^2}{n}}$ <p>Desviación estándar de Intervalo tras transformada inversa</p>   | (1-13) |
| $IntRR[n] = \overline{lps} + \frac{\overline{\sigma}_{lps}}{\sigma_{irr}} (IRR_{IFFT}[n] - \overline{IRR_{IFFT}})$ <p>Intervalo RR</p>  | (1-14) |
| $W[n]_{Tecg} = \frac{2\pi}{IntRR[n]}$ <p>Frecuencia angular</p>   | (1-15) |

Para poder reconstruir el intervalo RR, por medio de la transformada inversa de Fourier es necesario hallar las magnitudes **Ecuación** (1-9) y el vector de fases **Ecuación** (1-11), el cual se genera de manera aleatoria.

Los parámetros tenidos en cuenta se indican en la **Tabla 1-4**.

Es importante entender que por medio de esta estrategia se halla una variabilidad, la cual posteriormente se normaliza para que esté dentro de la desviación estándar de latidos que, junto con la frecuencia cardiaca media, debe ser establecidos dentro de los parámetros de simulación.

16 **Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos**

**Tabla 1-4** Parámetros para cálculo de variabilidad cardiaca HRV

|                            |  |
|----------------------------|--|
| $F_{max} = 5Hz$            | Frecuencia máxima de intervalo RR, (Las frecuencias oscilan entre 60 lpm y 180 lpm (latidos por minuto)), equivalentes a 1 lps y 3lps (Latidos por segundo o ciclos RR por segundo, equivalente a Hz). |
| $F_s = 512Hz$              | Frecuencia de muestreo   |
| $t_{fin} = 128 s$          | Tiempo de registro de intervalo RR en potencia de 2.   |
| $\Delta_f = \frac{1}{F_s}$ | Delta de frecuencia. Paso de frecuencia por muestra  |
| $\underline{lps}$          | Media de latidos por segundo   |
| $\underline{\sigma}_{lps}$ | Desviación en latidos por segundo  |
| $\sigma_{irr}$             | Desviación intervalo RR obtenido de IFFT   |
| $IRR_{IFFT}[n]$            | Intervalo RR obtenido de IFFT  |
| $\overline{IRR}_{IFFT}$    | Media de Intervalo RR obtenido de IFFT   |
| $IntRR[n]$                 | Intervalo RR   |

**Paso1:** Obtención de Espectro unilateral por medio de aproximación—Ecuación (1-9).

**Paso2:** Obtención aleatoria de vector de fases de 0 a 2pi – Ecuación (1-11).

**Paso3:** Obtención de Espectro bilateral reflejando en espejo el Espectro unilateral y vector de fases – Ecuación (1-10).

**Paso 4:** Transformada inversa de Fourier de espectro complejo (Parte real e imaginaria) – Ecuación (1-12).

**Paso 5:** Se halla desviación estándar de serie datos obtenida de IFFT – Ecuación (1-13).

**Paso 6:** Se halla Intervalo RR, se normalizan las variaciones con respecto a variación estándar establecida y las diferencias de las variaciones con la media del vector hallado tras la inversa - –Ecuación (1-14).

**Paso 7:** Obtención de  $W[n]$ , frecuencia angular por periodo de la señal ECG según intervalo RR –Ecuación (1-15).

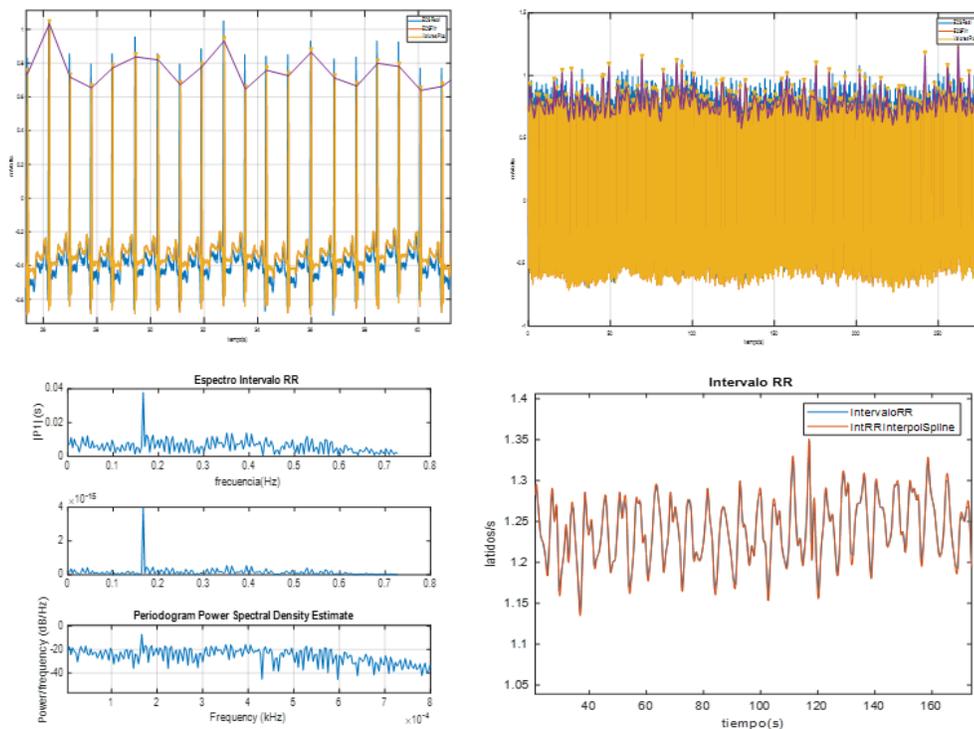
**Algoritmo 1-1** Procedimiento de generación de vector de frecuencias angulares

### 1.1.2.3 Generación de onda ECG

Con la obtención del vector de  $W[n]$ , se adecúa al ritmo cardiaco variante, el dominio circular por medio de las **Ecuaciones** (1-1) y (1-2) y de allí se obtiene la variación del ángulo  $\Theta$  de manera dinámica **Ecuación** (1-5).

La señal ECG, se determina por medio de la sumatoria de las funciones gaussianas que determinan cada uno de los ciclos, se expresa en la **Ecuación** (1-4), cada onda tiene un ángulo central, amplitud y ancho de campana, parámetros indicados en la **Tabla 1-3**.

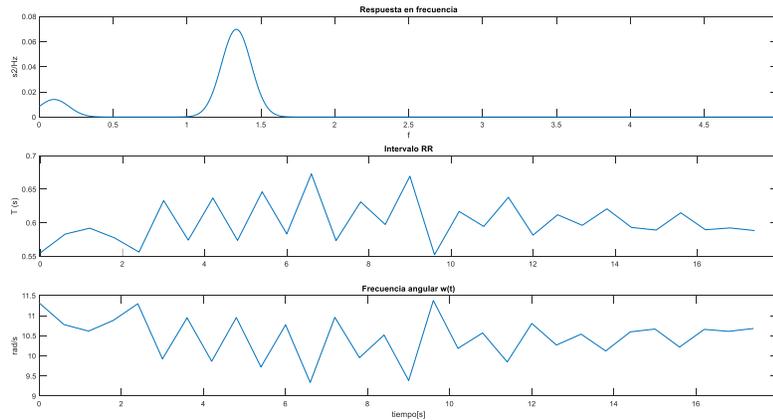
En la **Figura 1-5** se muestra un análisis de una señal ECG real del repositorio de PhysioNet (Jezewski, Matonia, Kupka, Roj, & Czabanski, 2012) con frecuencia de 100 lat/min. Se realiza una identificación de picos, para hallar el intervalo RR, y posteriormente por medio de un periodograma se muestra el espectro de frecuencias del Intervalo RR.



**Figura 1-5** Análisis de señal ECG Real  $f_c=100$ lat/min, detección de picos, Intervalo RR y espectro via transformada de Fourier y periodograma, base de datos physionet.org (Jezewski et al., 2012), (Goldberger et al., 2000)

## 18 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

En la **Figura 1-6**, se indican los resultados del espectro tras la estimación utilizada en el modelo, y su correspondiente intervalo RR, con frecuencia cardiaca media de 100 lat/min, Factor LF/HF=0.2, el cual indica una alta variabilidad



**Figura 1-6** Espectro e Intervalo RR estimado con  $f_c=100$ lat/min con LF/HF=0.2, alta variabilidad  
Fuente: Elaboración propia.

## 1.2 Señal de pulso cardiaco

El pulso cardiaco se puede tomar en varias partes del cuerpo, dependiendo del punto donde sea tomado la onda puede variar, el pulso cardiaco es el reflejo de la presión de la sangre en el punto tomado, básicamente se compone de dos ondas la onda incidente, que es la presión inicial recibida y la onda reflejada, que es producto del reflejo de la presión inicial en ese punto en los vasos sanguíneos

### 1.2.1 Modelamiento pulso cardiaco

La señal de pulso cardiaco indica la presión de sangre que ejerce el corazón sobre las arterias.

Básicamente, el modelo construye la forma de onda con dos componentes: (i) una componente proporcional a la detección de cambio de presión en la zona donde sea tomado el pulso (Onda Incidente OI) y, (ii) otra componente que indica la reflexión en las paredes arteriales de la primera componente (Onda Reflejada OR).

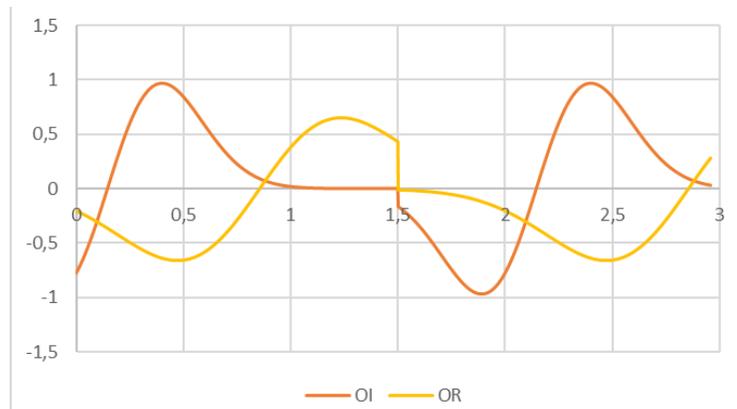
Las ecuaciones que describen el modelo del pulso están dadas en la **Tabla 1-5**.

**Tabla 1-5** Ecuaciones modelo pulso cardiaco

|  |        |
|--|--------|
| $\theta_P = \begin{cases} (\theta - \theta_R) - \pi & \theta \leq \pi \\ (\theta - \theta_R) + \pi & \theta > \pi \end{cases}$ <p>Dominio angular señal de pulso</p> | (1-16) |
| $z_p = \sum_{k \in \{OI, OR\}} a_k \Delta\theta_k e^{-\frac{(\Delta\theta_k)^2}{2b_k}} + (z - z_0)$ <p>Señal de pulso cardiaco</p>                                   | (1-17) |
| $\Delta\theta_k = \theta_P - \theta_k$ <p>Delta angular para pulso</p>   | (1-18) |

El dominio cíclico para la onda de pulso inicia en el ciclo R, hasta el siguiente ciclo R, por lo tanto, el dominio se desplaza para que según sea el ángulo  $\theta_R$ , se desplace el origen del dominio angular de la señal de pulso **Ecuación** (1-16), se mantiene el dominio de  $-\pi$  hasta  $\pi$ .

La forma de onda del pulso se obtiene por medio de una sumatoria de ondas gaussianas, expresadas en la Ecuación (1-17), y mostradas en la **Figura 1-7**, cuyos parámetros están dados en la **Tabla 1-6**.



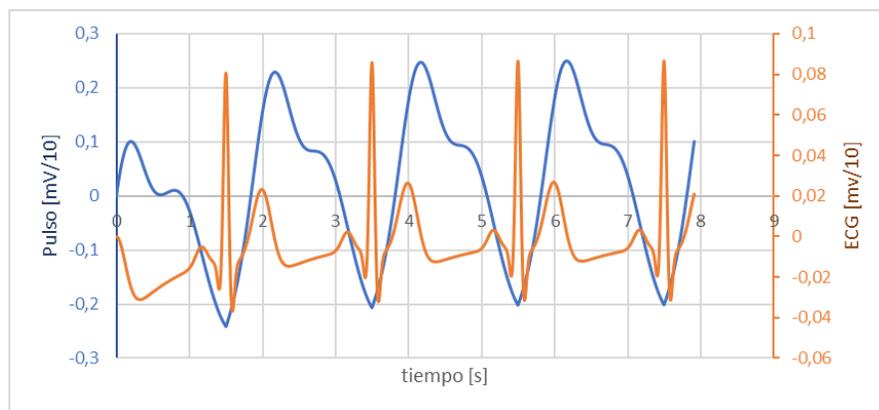
**Figura 1-7** Ciclos de pulso cardiaco Fuente: Elaboración propia

**Tabla 1-6** Parámetros pulso cardiaco en dominio angular de pulso

| Parámetro  | Ciclo OI            | Ciclo OR           |
|------------|---------------------|--------------------|
| $\Theta_k$ | $-\frac{17\pi}{48}$ | $\frac{17\pi}{48}$ |
| $a_k$      | 2                   | 0.9                |
| $b_k$      | 0.8                 | 1.2                |

El delta angular  $\Delta\theta_k$  de la señal de pulso está dado por la **Ecuación(1-18)**

En la **Figura 1-8**, se muestra la onda obtenida por medio del modelo del pulso cardiaco, junto con la señal ECG, para evidenciar sincronía entre las dos señales.



**Figura 1-8** Señales Pulso azul, Señal ECG naranja Fuente; Elaboración propia

### 1.3 Señal Presión arterial

Las presiones en las vías sanguíneas son el reflejo de las fuerzas que ejerce la sangre en las paredes elásticas de arterias y venas, por lo tanto, son consecuencia del ejercicio del corazón y están sincronizadas con la frecuencia y el ciclo cardiaco.

En la **Figura 1-9** se muestra el diagrama de Wiggers, el cual representa el ciclo cardiaco. En este diagrama, se puede analizar la correlación de presiones y volúmenes con respecto a la señal ECG.

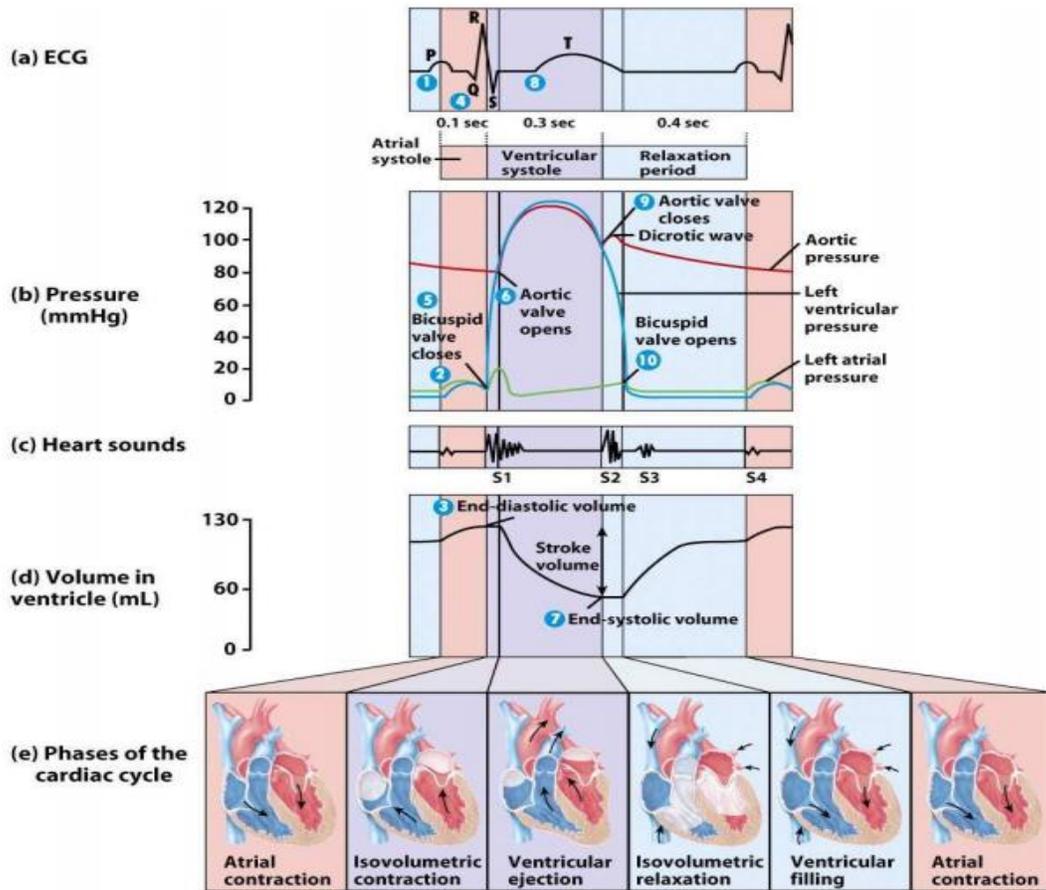


Figura 1-9 Diagrama de Wiggers Ciclo cardíaco (Tortora, 2006)

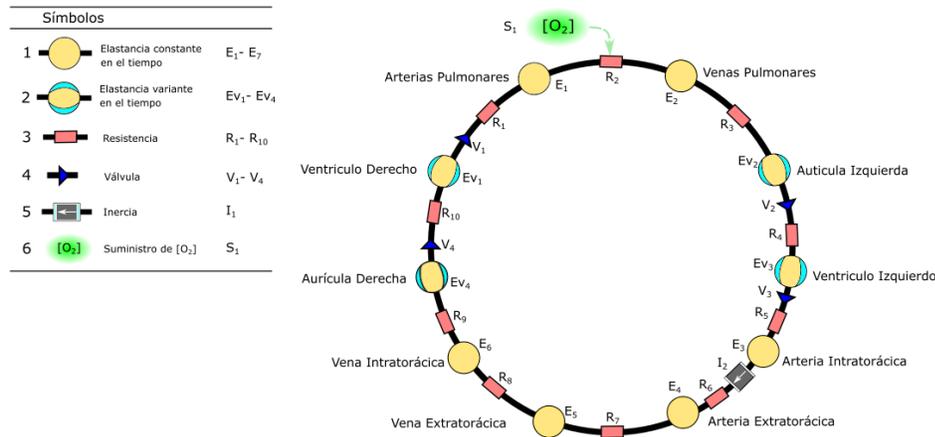
### 1.3.1 Funcionamiento fisiológico

Existen dos tipos de medidas de presión arterial: la presión sistólica, que es la presión de la sangre debida a la contracción de los ventrículos, es decir, la presión máxima; y la presión diastólica, que es la presión que queda cuando los ventrículos se relajan; ésta es la presión mínima. La Presión Arterial Media (PAM) se calcula con la siguiente ecuación:

$$\bar{P}_{art} = \frac{PSist + 2PDiast}{3} \tag{1-19}$$

La PA está determinada por el gasto cardiaco y la resistencia vascular periférica; por ello, la PA refleja tanto el volumen de eyección de la sangre como la elasticidad de las paredes arteriales (Penagos, 2011).

### 1.3.2 Modelamiento presión arterial



**Figura 1-10** Modelo de sistema cardiovascular de Goodwin modificado. Imagen tomada de la tesis de Sepúlveda (2019).

El modelo seleccionado para describir y simular las presiones cardiacas es una modificación del modelo planteado por *Goodwin et al* (2004), en la **Figura 1-10**, se representa gráficamente este modelo. Este es un modelo hidráulico que permite estimar el funcionamiento hemodinámico de los circuitos sistémico y pulmonares de la circulación. Como se muestra en la entrada  $[O_2]$  (en verde) de la **Figura 1-10**, el modelo modificado, permite también simular el intercambio de gases para la obtención de las presiones parciales de  $CO_2$ ,  $O_2$ , cambiando la presión atmosférica, tasa de consumo de oxígeno y otros parámetros concernientes al intercambio de gases.

Como se aprecia en la **Figura 1-10**, el modelo representa todos los compartimentos como cámaras elásticas. Las venas y arterias tienen una elastancia constante, mientras que el corazón tiene unas elastancias variables de cada uno de sus 4 compartimentos aurícula y ventrículo izquierdos (Circulación sistémica), aurícula y ventrículo derechos (Circulación pulmonar).

En la aurícula izquierda se encuentra la válvula mitral que permite el paso al ventrículo izquierdo de la sangre almacenada en la aurícula, a su vez el ventrículo izquierdo tiene la válvula aórtica que se activa cuando la sangre es impulsada hacia la aorta.

Estas válvulas también están representadas en el modelo **Figura 1-10**.

Por medio de este modelo se pueden determinar:

- Presiones arteriales y venosas [P, mmHg]
- Volúmenes en cada uno de los compartimentos [V, mL]
- Flujos de sangre [q,  $\frac{mL}{seg}$ ]
- Intercambio de Gases (Concentración de O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, Presiones parciales de O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, Saturación de Oxígeno) Este tema se atenderá con mayor profundidad en la sección de intercambio de gases.

La **Tabla 1-7** contiene las variables usadas en el modelo de presión arterial

**Tabla 1-7** - Notación de variables modelo cardiovascular

|          |  |
|----------|--|
| $P_c$    | <i>Presión de compartimento</i>                  |
| $E_c(t)$ | <i>Elastancia de compartimento</i>               |
| $V_c$    | <i>Volumen de compartimento</i>                  |
| $V_{uc}$ | <i>Volumen no forzado de compartimento</i>       |
| $R_c$    | <i>Resistencia a la salida del compartimento</i> |
| $Q_c$    | <i>Flujo de salida del compartimento</i>         |
| $P_{TH}$ | <i>Presión intratorácica promedio</i>            |

24 **Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos**

|   |        |
|---|--------|
| $P_c(t) = E_c(t)(V_c(t) - V_{uc})$ <p>Presión de compartimento</p>  | (1-20) |
| $Q_c = \frac{P_c - P_{c+1}}{R_c}$ <p>Flujo de salida de compartimento</p>   | (1-21) |
| $\frac{dV_c}{dt} = Q_{c-1} - Q_c$ <p>Cambio en el volumen de compartimento</p>  | (1-22) |
| $\frac{dQ_{ait}}{dt} = \frac{P_{ait} + P_{TH} - R_{ETHA}Q_{ait} - P_{aet}}{I_{sang}}$ <p>Derivada flujo arteria intratorácica</p>   | (1-23) |
| $\left\{ \begin{array}{l} \text{Intervalo sístole auricular} \quad \left[ \theta_P + \frac{\pi}{20} \quad \theta_R + \frac{\pi}{20} \right] \\ \text{Intervalo sístole ventricular} \quad \left[ \theta_P + \frac{\pi}{10} \quad \theta_T + \frac{\pi}{4} \right] \end{array} \right\}$ | (1-24) |

A continuación, se presentan las ecuaciones del modelo cardiovascular utilizado.

La ecuación (1-20) expresa las presiones, como producto de las elastancias por la diferencia de volumen del compartimento y de su volumen no forzado, las elastancias se expresan en  $\frac{mmHg}{mL}$ , por lo tanto, los valores de presión están dados en *mmHg*.

En la ecuación (1-21) se relaciona el flujo de la salida de cada compartimento, dado por la diferencia de presiones con el compartimento siguiente dividido entre la resistencia de salida del compartimento.

La ecuación (1-22) indica que el cambio o la derivada del volumen se determina por la diferencia entre el flujo de entrada al compartimento y su flujo de salida.

El comportamiento del flujo en la aorta está modelado por medio de la **Ecuación**(1-23), donde indica la influencia de la inercia, en el cambio del flujo de entrada a las arterias extratorácicas.

Las Elastancias variables están comandadas por el ciclo cardiaco, como se puede ver en la **Figura 1-9**.

Los periodos de sístole auricular y sístole ventricular, están expresados en la **Ecuación(1-24)**.

Según el modelo cardiovascular utilizado **Figura 1-10**, en la **Tabla 1-8**, se indica cada elemento del modelo y su correspondiente descripción.

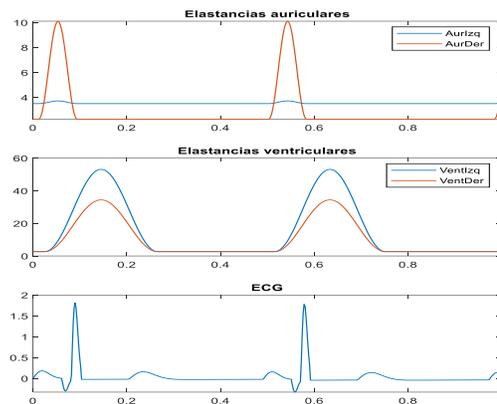
**Tabla 1-8** Nomenclatura de resistencias cardiovasculares

|                 |        |                        |
|-----------------|--------|------------------------|
| R <sub>1</sub>  | RRV    | Right Ventricle        |
| R <sub>2</sub>  | RPP    | Pulmonary periphery    |
| R <sub>3</sub>  | RLAIN  | Left atrium input      |
| R <sub>4</sub>  | RLAOUT | Left atrium output     |
| R <sub>5</sub>  | RLV    | Left ventricle         |
| R <sub>6</sub>  | RETHA  | Extrathoracic arteries |
| R <sub>7</sub>  | RSP    | Sistematic periphery   |
| R <sub>8</sub>  | RETHV  | Extrathoracic veins    |
| R <sub>9</sub>  | RRAIN  | Right atrium input     |
| R <sub>10</sub> | RRAOUT | Right atrium outpul    |

La definición de las elastancias variantes en el tiempo, elastancias auriculares y elastancias ventriculares están dadas por las siguientes **ecuaciones** (1-25), (1-26), (1-27), (1-28).

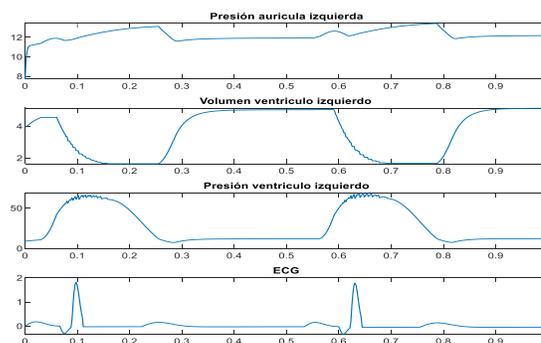
|  |        |
|--|--------|
| $E_{ai}(\theta) = \begin{cases} ELAMIN + (ELAMAX - ELAMIN)sen^2\left((\theta - \theta_{sa0})\frac{\pi}{\theta_{sa} - \theta_{sa0}}\right) & \theta_{sa0} \leq \theta \leq \theta_{sa} \\ ELAMIN & \text{En otro caso} \end{cases}$ <p>Elastancia auricular izquierda</p>   | (1-25) |
| $E_{ad}(\theta) = \begin{cases} ERAMIN + (ERAMAX - ERAMIN)sen^2\left((\theta - \theta_{sa0})\frac{\pi}{\theta_{sa} - \theta_{sa0}}\right) & \theta_{sa0} \leq \theta \leq \theta_{sa} \\ ERAMIN & \text{En otro caso} \end{cases}$ <p>Elastancia auricular derecha</p>     | (1-26) |
| $E_{vi}(\theta) = \begin{cases} ELVMIN + (ELVMAX - ELVMIN)sen^2\left((\theta - \theta_{sv0})\frac{\pi}{\theta_{sv} - \theta_{sv0}}\right) & \theta_{sv0} \leq \theta \leq \theta_{sv} \\ ELVMIN & \text{En otro caso} \end{cases}$ <p>Elastancia ventricular izquierda</p> | (1-27) |
| $E_{vd}(\theta) = \begin{cases} ERVMIN + (ERVMAX - ERVMIN)sen^2\left((\theta - \theta_{sv0})\frac{\pi}{\theta_{sv} - \theta_{sv0}}\right) & \theta_{sv0} \leq \theta \leq \theta_{sv} \\ ERVMIN & \text{En otro caso} \end{cases}$ <p>Elastancia ventricular derecha</p>   | (1-28) |

En la **Figura 1-11** se muestran las elastancias de las aurículas (fig 1-9 a) de los ventrículos (fig 1-12 b). Correspondientes a una señal ECG (fig 1-12 c).



**Figura 1-11** Elastancias auriculares y ventriculares

En la **Figura 1-12**, se indica el diagrama de Wiggers obtenido tras la utilización del modelo cardiovascular y el modelo ECG.



**Figura 1-12** Diagrama de Wiggers del modelo

En la **Figura 1-13**, se indican las ondas de presiones arteriales generadas por el modelo utilizado, note que la presión de las arterias intratorácicas tiene la forma de onda típica de la presión arterial, esta es la presión que se grafica en el monitor de señales vitales.

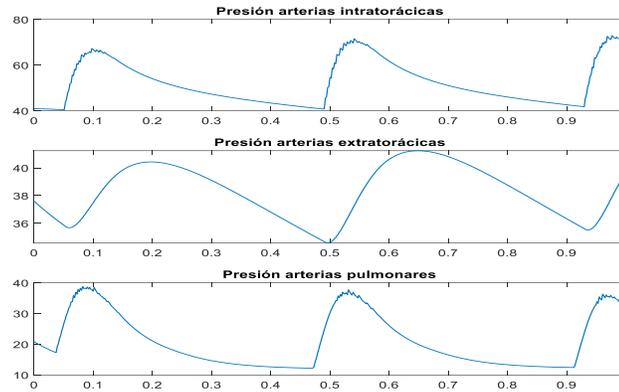


Figura 1-13 Presiones arteriales simuladas

En la **Figura 1-14** se indican las presiones venosas obtenidas tras la simulación del modelo.

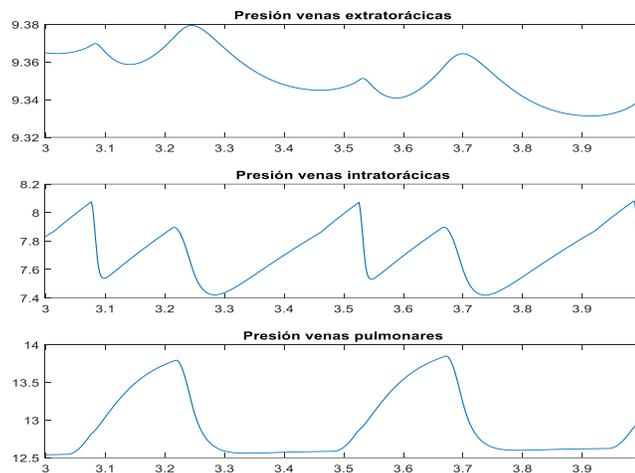


Figura 1-14 Presiones venosas

## 1.4 Intercambio de gases

El intercambio de gases es el proceso donde los pulmones captan oxígeno del ambiente hacia los alvéolos y en estos se transfiere oxígeno  $O_2$  a la sangre y se recibe  $CO_2$  desde la sangre para ser expulsado por las vías respiratorias.

### **1.4.1 Modelamiento intercambio de gases**

El modelo de intercambio de gases es una modificación del modelo anterior del sistema cardiovascular. Básicamente se debe añadir el alveolo, el cual se ubica en el modelo en las arterias pulmonares. En ese compartimento, es donde se realiza el intercambio de gases.

La presión alveolar se reproduce como 2 funciones sinusoidales la primera un semiciclo negativo en el periodo de inspiración. Y la segunda, un semiciclo positivo en el periodo de expiración. Los tiempos de inspiración y expiración corresponden al 30% y 70% del periodo respiratorio.

La estrategia para la generación del modelo está dada en el **Algoritmo 1-2**

#### **Mecánica pulmonar**

**Paso 1:** Generar un vector de tiempo cíclico con respecto al periodo respiratorio ecuación (1-29)

**Paso 2:** Generar la función de presión alveolar ecuación (1-30)

**Paso 3:** Generar la función de flujo alveolar ecuaciones (1-31), (1-35)

**Paso 4:** Generar la función de volumen corriente y alveolar ecuaciones (1-32), (1-33), (1-34).

#### **Intercambio de gases**

**Paso 1:** Generar la relación de concentración de entrada de  $O_2$  alveolar en el tiempo ecuaciones (1-36), (1-37).

**Paso 2:** Realizar ecuación de balance de masas entre sangre alveolo ecuación (1-38).

**Paso 3:** Hallar saturación de Oxígeno y presión espiratoria de  $CO_2$ , ecuaciones (1-43), (1-54).

**Algoritmo 1-2** Proceso generación modelo Intercambio de gases

1.4.1.1 Mecánica pulmonar

En esta parte del modelo se expresa matemáticamente la manera como ingresa el aire a los alveolos. La función maestra es la presión alveolar que debido a la acción mecánica del diafragma genera un diferencial de presión en los alveolos permitiendo un flujo de entrada de aire y por lo tanto un cambio en el volumen alveolar. El modelo está representado por las siguientes ecuaciones:

|   |        |
|---|--------|
| $t_{resp} = mod(t, T_{resp})$ <p>Vector cíclico de tiempos respiratorios</p>  | (1-29) |
| $\Delta P_A = \begin{cases} -\Delta P_{Amax} \operatorname{sen}\left(\frac{\pi}{0.3T_{resp}}t\right) & t_{resp} \leq 0.3T_{resp} \\ \frac{0.3 \Delta P_{Amax}}{0.7} \operatorname{sen}\left(\frac{\pi}{0.7T_{resp}}(t - 0.3T_{resp})\right) & t_{resp} > 0.3T_{resp} \end{cases}$ | (1-30) |
| $Q_T = \dot{V}_T = \frac{\Delta P_A}{R_{resp}}$   | (1-31) |
| $\Delta V_T = \int Q_T dt$  | (1-32) |
| $V_{Tmax} = \frac{\Delta P_{Amax}}{R_{esp}} \int_0^{0.3 T_{resp}} \operatorname{sen}\left(\frac{\pi}{0.3 T_{resp}} t\right) dt = 2 \frac{\Delta P_{Amax} 0.3 T_{resp}}{\pi R_{esp}}$  | (1-33) |
| $V_T = \frac{CP}{2} + \Delta V_T \quad V_A = \frac{CP}{2} + \Delta V_A$   | (1-34) |
| $Q_A = \dot{V}_A = 0.7 \dot{V}_T \quad V_A = 0.7 V_T$   | (1-35) |

La **ecuación** (1-30) describe la función de diferencial de presión alveolar es una función que depende de la capacidad pulmonar y del dominio de tiempo respiratorio  $t_{resp}$ , definido en la ecuación (1-29), según sea el caso se debe seleccionar un adecuado  $\Delta P_{Amax}$ .

En la **ecuación**(1-31), con la función de diferencial de presión se calcula el flujo de entrada (flujo corriente o flujo tidal), dividiendo el diferencial de presión entre la resistencia respiratoria de las vías aéreas.

En la **ecuación** (1-32), cómo el flujo es la derivada del volumen una vez hallado el flujo, por medio de la integral podemos hallar el cambio del volumen corriente

### 30 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

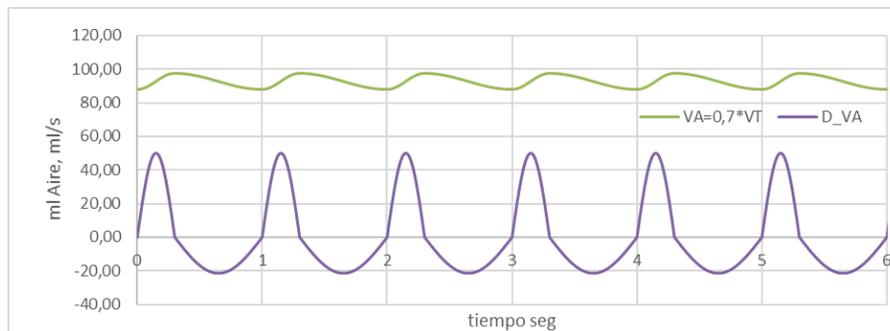
---

En la **ecuación** (1-33), se calcula el volumen máximo del volumen corriente o tidal, necesario para calcular el volumen del espacio muerto. Lo cual se realiza calculando la integral del flujo definida en uno de los semiciclos

En la **Ecuación** (1-34), se realiza el ajuste para que el volumen pulmonar (corriente y alveolar) esté centrado en la mitad de la capacidad pulmonar

En la **ecuación** (1-35), se describe el volumen alveolar, el volumen ocupado por las vías aéreas está estimado entre el 30 y 40% del volumen corriente, por lo tanto, el volumen alveolar tiene de un 60% a 70% de la amplitud del volumen tidal o corriente

En la **Figura 1-15**, se indica el volumen y flujo alveolar, obtenidos con el uso del modelo de mecánica respiratoria



**Figura 1-15** Volumen y flujo alveolar Fuente: Elaboración propia

#### 1.4.2 Intercambio de gases

En esta parte del modelamiento se expresa de manera matemática cómo se da el balance entre la inspiración y expiración del aire alveolar, el consumo de oxígeno, la producción de  $\text{CO}_2$  y el transporte de estos gases a través de la sangre.

##### Concentración alveolar de oxígeno

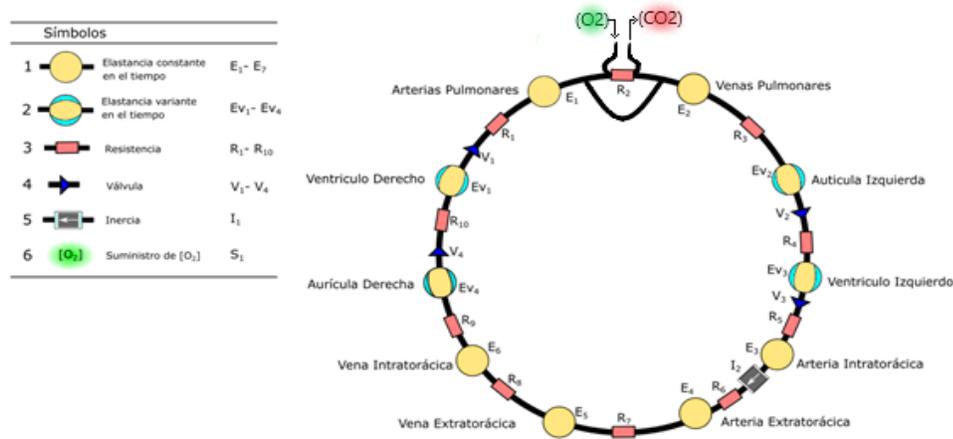
La concentración de oxígeno siempre es la misma en el ambiente (se asume el valor 0.21). la concentración de  $\text{CO}_2$  es muy baja (para el modelo se considera 0).

La presión atmosférica, presenta cambios dependiendo a la altitud que nos encontremos. A nivel del mar, la presión es de 760mmHg, mientras que la presión en Bogotá (ubicada a 2600m sobre el nivel del mar) es 550mmHg.

|  |        |
|--|--------|
| $ContO_{2in} = \frac{P_{atm} - 47mmHg}{760mmHg} 0.21\dot{V}_A$   | (1-36) |
| $\dot{V}_{inAO_2} = \begin{cases} ContO_{2in} & t_{cicl} \leq t_{insp} \\ Con_{AO_2} \dot{V}_A & En\ otro\ caso \end{cases}$ | (1-37) |
| $\dot{V}_{AO_2Dil} = \dot{V}_{ap}(P_{AO_2} - P_{apO_2}) 0.00003 \frac{mlO_2}{mmHg ml_{sang}}$                                | (1-38) |

En la ecuación (1-36) se describe la concentración de oxígeno inspirado. Como el volumen del aire es proporcional con la presión, se da esta relación como un cociente de la presión atmosférica menos la presión de vapor de agua de las vías respiratorias, con la presión atmosférica a nivel del mar.

En la **Figura 1-16**, se muestra el modelo cardiovascular modificado, con la acción del alveolo, en los vasos que transmiten la sangre desde las arterias pulmonares y las venas pulmonares, indicando en verde la entrada de oxígeno y en verde la salida de CO<sub>2</sub>.



**Figura 1-16** Modelo con alveolo y shunt pulmonar Imagen modificada tomada de la tesis de Sepúlveda (2019)

### 32 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

---

Se considera el alveolo como el elemento primario de entrada y salida de aire al sistema respiratorio, tras calcular el flujo alveolar que descarta el volumen del espacio muerto.

En el momento de inspiración ingresa aire ambiente humidificado en las vías aéreas, con la concentración de oxígeno, calculada según sea la presión atmosférica, y en el periodo de espiración se libera aire del alveolo con la concentración alveolar de oxígeno tras el intercambio gaseoso.

Por lo tanto, en la ecuación (1-37) se describe que la relación de flujo de oxígeno en el alveolo.

En la **ecuación** (1-40), se expresa que el cambio en la cantidad de oxígeno o volumen de  $O_2$  en el alveolo, está dado por el flujo que ingresa y el flujo consumido o difundido en la sangre. En la sangre el oxígeno se transporta de dos maneras: en la **ecuación** (1-38) se indica el oxígeno diluido en la sangre y en la **Ecuación** (1-39), el oxígeno asociado a la hemoglobina.

En cada mmHg se transportan 0.00003 ml $O_2$  por ml de sangre, por lo tanto, el consumo diluido corresponde al flujo de entrada de sangre a los alveolos  $q_{sangAin}$  por el diferencial de presión alveolar y arterial por 0.00003.

|   |        |
|---|--------|
| $\dot{V}_{AO_2Hem} = \dot{V}_{ap} 1.34mlO_2 Hb (Sat_{AO_2} - Sat_{AO_2})$     | (1-39) |
| $\dot{V}_{AO_2} = \dot{V}_{inAO_2} - (\dot{V}_{AO_2Dil} + \dot{V}_{AO_2Hem})$ | (1-40) |
| $Con_A O_2 = \frac{V_{AO_2}}{V_A}$  | (1-41) |
| $Con_{ap} O_2 = \frac{V_{apO_2}}{V_{ap}}$                                     | (1-42) |

La hemoglobina como máximo asocia 1.34ml $O_2$  por gramo de Hemoglobina, ya que el factor de hemoglobina en la sangre Hb, está dado en gr de hemoglobina por ml de sangre, en la **ecuación** (1-39), se expresará el consumo por asociación a la hemoglobina.

En las ecuaciones (1-41), (1-42), se indica, como las concentraciones se hallan tomando el volumen parcial del componente (sea oxígeno o CO<sub>2</sub>) y dividiéndolo en el volumen total donde esté.

El valor de la concentración de hemoglobina en la sangre para neonatos varía entre 0.14-0.24 gr por ml de sangre.

La saturación de oxígeno se expresa en la **ecuación** (1-43), en porcentaje e indica que tanta concentración de O<sub>2</sub> tiene la hemoglobina con respecto a su máximo (1.34 Hb)

La concentración de O<sub>2</sub>(ConO<sub>2</sub>) indicada en la **ecuación** (1-45) y la presión parcial de O<sub>2</sub>, indicada en la ecuación (1-44), se obtiene de la curva de disociación de oxígeno, la curva indica la presión de oxígeno en la hemoglobina dependiendo de la concentración de O<sub>2</sub> en la sangre, la presión está dada por la ecuación de Hill y la concentración por la función inversa de Hill.

|  |        |
|--|--------|
| $[SatO_2]\% = \left( \frac{ConO_2}{1.34 Hb} \right) 100\%$   | (1-43) |
| $PactO_2 = P_{50} \left( \frac{ConO_2}{1.34 Hb - ConO_2} \right)^{1/2.7}$  | (1-44) |
| $ConO_2 = \frac{1.34 Hb \left( \frac{PO_2}{P_{50}} \right)^{2.7}}{1 + \left( \frac{PO_2}{P_{50}} \right)^{2.7}}$ | (1-45) |
| $PO_2 = PactO_2 10^{(0.024(37-T)+0.4(pH-7.4)+0.06(\log_{10}(40)-\log_{10}(PCO_2)))}$                             | (1-46) |
| $q_{sangAin} = (1 - x) f_{ap}$   | (1-47) |
| $f_{ap} ConO_{2ap} = f_{ap} ConO_{2ASang} - x f_{vd} (ConO_{2ASang} - ConO_{2vd})$                               | (1-48) |
| $ConO_{2ASang} = Sat_A O_2 1.34 Hb + P_{AO_2} 0.00003$   | (1-49) |

Existen algunos factores que afectan la curva y la desplazan haciendo más o menos afín el oxígeno a la hemoglobina, estos factores son: el PH, la temperatura corporal T, la presión de CO<sub>2</sub>. Debido a ello, se utiliza la **ecuación** (1-46), desarrollada por Kelman (Varjavand, Kaye, Wang, & Primiano, 2000), que permite realizar estas

### 34 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

---

correcciones a la curva incluyendo las variables mencionadas, existen otros factores que también alteran la curva, pero no son tenidos en cuenta en el modelo.

Cuando algunos alveolos colapsan, no se presenta intercambio gaseoso en una fracción de la sangre. A este efecto se le denomina *shunt* fisiológico. Para describir esta patología en la ecuación (1-47), se incluye una fracción  $x$  que indica la proporción de sangre que pasa desde la arteria pulmonar hacia la vena pulmonar sin intercambio gaseoso.

En la ecuación (1-48), se describe el flujo de oxígeno a la salida de la arteria pulmonar, con el efecto *shunt*, que se da por la combinación de la fracción de sangre desoxigenada, con la que fue oxigenada o perfundida en el alveolo.

El consumo de oxígeno para neonatos varía entre 0.11-0.15 mlO<sub>2</sub> por Kg de peso. El consumo de oxígeno se da en las arterias, al igual la producción de CO<sub>2</sub>, ya que las arterias son las encargadas de realizar el intercambio gaseoso con órganos y tejidos. Las venas transportan la sangre sin intercambio de gases, a excepción de la circulación pulmonar, donde las venas pulmonares transportan la sangre oxigenada a la aurícula izquierda del corazón.

En la **Tabla 1-9**, según los flujos se distribuye el consumo de oxígeno en porcentajes del consumo total.

**Tabla 1-9** Fracciones de consumos del consumo total

|  |     |
|--|-----|
| Vena pulmonar $f_{MO_2V_p}$              | 3%  |
| Arterias intratorácicas $f_{MO_2a_{it}}$ | 32% |
| Arterias extratorácicas $f_{MO_2a_{et}}$ | 65% |

|  |        |
|--|--------|
| $(V_n \dot{C}onO_{2n}) = (f_{n-1} ConO_{2n-1} - f_n ConO_{2n}) - Cons_T O_2 f_{MO_2n}$                   | (1-50) |
| $Cons_n O_2 = Cons_T O_2 f_{MO_2n}$  | (1-51) |
| $r = \frac{\dot{V}_{CO_2}}{\dot{V}_{O_2}}$   | (1-52) |
| $P_A CO_2 = r((P_B - 47)0.021 - P_A O_2)$  | (1-53) |
| $P_{espCO_2} = \begin{cases} 0 & t_{cicl} \leq t_{insp} \\ P_A CO_2 & t_{cicl} \leq t_{esp} \end{cases}$ | (1-54) |

En la ecuación (1-50), se indica que el cambio en el consumo de cada compartimento n está dado por el balance de masas de los volúmenes parciales de oxígeno cuyo cambio está dado por el flujo de entrada de oxígeno menos el flujo de salida de oxígeno y el consumo correspondiente al compartimento.

La producción de CO<sub>2</sub>, es proporcional al consumo de oxígeno, en la ecuación (1-52) se indica, la relación r, llamada cociente respiratorio, el valor común en un individuo sano es de 0.8, obedece al mismo comportamiento de la concentración O<sub>2</sub>.

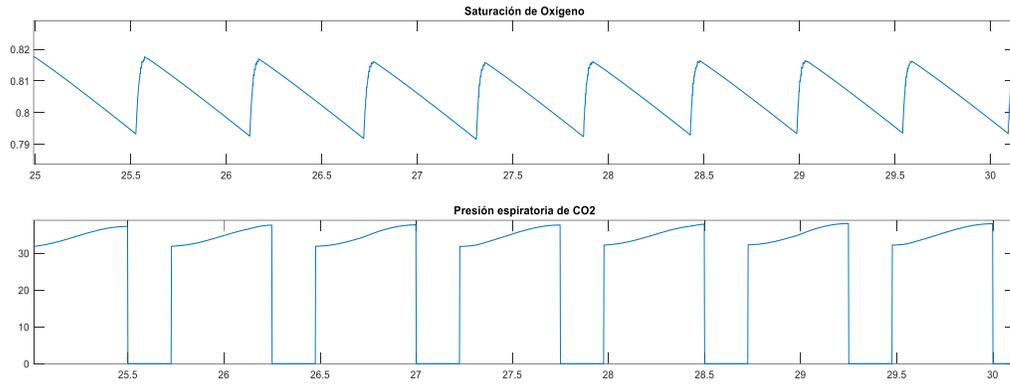
La presión alveolar está compuesta por la presión de O<sub>2</sub> que ingresa menos la presión de agua en las vías respiratorias más la presión de CO<sub>2</sub> dividido en el factor r, despejando la Presión de CO<sub>2</sub>, cómo se indica en la ecuación (1-53), obtenemos la presión alveolar de CO<sub>2</sub> en función de la presión alveolar de O<sub>2</sub>.

La presión espiratoria de CO<sub>2</sub> expresada en la ecuación (1-54), está dada por la presión alveolar parcial de CO<sub>2</sub> en tiempo de espiración, en tiempo de inspiración sería nula.

En la **Figura 1-17**, se indica el resultado de la saturación de oxígeno y la presión espiratoria de CO<sub>2</sub>, tras la simulación de los modelos matemáticos usados

### 36 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

---



**Figura 1-17** Saturación O<sub>2</sub>, PespCO<sub>2</sub> con Pb:550mmHg Fuente: Elaboración propia

## 2. Resultados de simulaciones de modelos

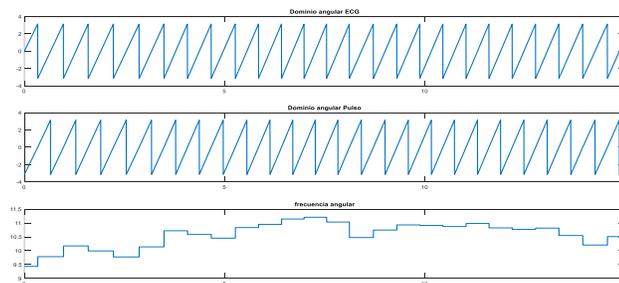
En este capítulo se mostrarán los resultados de la simulación de cada uno de los modelos seleccionados para recrear las señales vitales. La simulación se realizó teniendo en cuenta la ejecución realizada en el hardware, incluyendo factores como frecuencia de muestreo, estructuras de iteración y demás.

Así mismo, se realizará una comparación de las señales obtenidas, con señales reales, para determinar el grado de cercanía de los modelos matemáticos.

### 2.1 Dominio Circular

Para el control de eventos o ciclos en las señales vitales, la estrategia ya explicada en el capítulo anterior fue determinar un periodo variable según la variabilidad, y para cada periodo asignar un dominio angular de  $-\pi$  a  $\pi$ .

En la **Figura 2-1**, se indica la correlación entre el dominio angular y el cambio de la frecuencia angular.



**Figura 2-1** Dominio angular ECG, Pulso y frecuencia angular Fuente: Elaboración propia

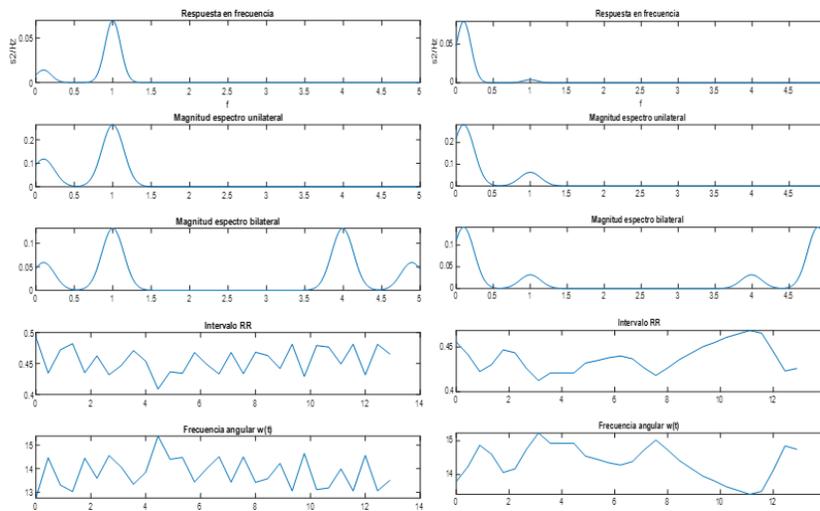
Los cambios de frecuencia angular, se dan cada cambio de ciclo ECG Variabilidad del ritmo cardiaco

La variabilidad se calcula directamente del espectro estimado, esta operación solo se realiza al inicio en el caso de la simulación; en el caso del hardware cada vez que se realice un cambio en los parámetros que afecten al espectro o en otras palabras a la variabilidad.

La gráfica **Figura 2-2** se indica el espectro de frecuencia, intervalo RR y frecuencia angular estimado como resultado de la simulación, según la aproximación gaussiana utilizada en el modelo.

La simulación fue realizada para una frecuencia cardiaca de 100 bpm, con frecuencia de onda Mayer Lf de 0.1Hz y una frecuencia de RSA (Arritmia respiratoria sinusal), coincidente a la frecuencia respiratoria simulada 50 resp/min, 0.83Hz.

En la **Figura 2-2**, se puede apreciar el efecto del espectro de frecuencia en la variabilidad, con un factor LF/HF=0.2, se aumenta la variabilidad y con LF/HF=20 se disminuye.

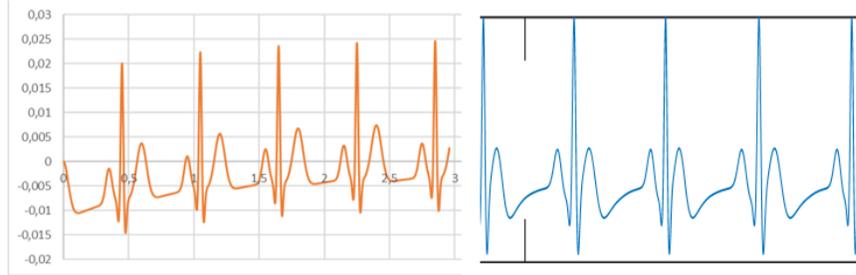


**Figura 2-2** Espectro de frecuencia, Intervalo RR y Frecuencias angulares LF/HF=0.2 y LF/HF=20

Fuente: Elaboración propia

## 2.2 Señal ECG

La forma de onda obtenida para el ECG normal se muestra en la **Figura 2-3**, a la izquierda se puede apreciar la simulación matemática y a la derecha la digitalizada implementada en hardware.



**Figura 2-3** Onda ECG con parámetros normales, desde tiempo 0 e intervalo intermedio  $f_c=120\text{lat}/\text{min}$

Fuente: Elaboración propia

Para recrear los escenarios médicos patológicos se varían los ángulos, amplitud y anchuras de las ondas de los ciclos ECG.

En las tablas de la **Figura 2-4** se indican los parámetros utilizados para reproducir las ondas ECG patológicas, y en la **Figura 2-5**, su muestran sus respectivas gráficas.

| ISQUEMIA     |       |        |      |      |      | HIPOPOTASEMIA |       |        |      |      |      |
|--------------|-------|--------|------|------|------|---------------|-------|--------|------|------|------|
| CICLO        | P     | Q      | R    | S    | T    | CICLO         | P     | Q      | R    | S    | T    |
| Theta/ $\pi$ | - 1/3 | - 1/12 | 0    | 1/12 | 1/2  | Theta/ $\pi$  | - 1/3 | - 1/12 | 0    | 1/12 | 1/2  |
| Theta        | -1,05 | -0,26  | 0,00 | 0,26 | 1,57 | Theta         | -1,05 | -0,26  | 0,00 | 0,26 | 1,57 |
| a            | 1,2   | -7     | 30   | -3   | -0,5 | a             | 1     | -5     | 30   | -7,5 | -0,2 |
| b            | 0,25  | 0,1    | 0,2  | 0,4  | 0,4  | b             | 0,25  | 0,1    | 0,1  | 0,1  | 0,8  |

| HIPERPOTASEMIA |       |        |      |      |      | HIPERCALCEMIA |       |        |      |      |      |
|----------------|-------|--------|------|------|------|---------------|-------|--------|------|------|------|
| CICLO          | P     | Q      | R    | S    | T    | CICLO         | P     | Q      | R    | S    | T    |
| Theta/ $\pi$   | - 1/3 | - 1/12 | 0    | 1/12 | 1/2  | Theta/ $\pi$  | - 1/3 | - 1/12 | 0    | 1/48 | 1/4  |
| Theta          | -1,05 | -0,26  | 0,00 | 0,26 | 1,57 | Theta         | -1,05 | -0,26  | 0,00 | 0,07 | 0,79 |
| a              | 1     | -5     | 30   | -7,5 | 0,7  | a             | 1     | -5     | 30   | -7,5 | 0,7  |
| b              | 0,25  | 0,1    | 0,1  | 0,1  | 0,4  | b             | 0,25  | 0,1    | 0,1  | 0,1  | 0,3  |

| HIPOCALCEMIA |       |        |      |      |      | HIPOTERMIA   |       |        |      |      |      |
|--------------|-------|--------|------|------|------|--------------|-------|--------|------|------|------|
| CICLO        | P     | Q      | R    | S    | T    | CICLO        | P     | Q      | R    | S    | T    |
| Theta/ $\pi$ | - 1/3 | - 1/12 | 0    | 1/8  | 7/8  | Theta/ $\pi$ | - 1/3 | - 1/12 | 0    | 1/6  | 3/4  |
| Theta        | -1,05 | -0,26  | 0,00 | 0,39 | 2,75 | Theta        | -1,05 | -0,26  | 0,00 | 0,52 | 2,36 |
| a            | 0,9   | -5     | 30   | 0    | 0,75 | a            | 1,5   | -5     | 25   | 2,8  | 0,3  |
| b            | 0,2   | 0,1    | 0,1  | 0,2  | 0,25 | b            | 0,15  | 0,1    | 0,12 | 0,25 | 0,4  |

**Figura 2-4** Parámetros patológicos ECG

Las formas de onda ECG, que simulan las patologías se indican en la **Figura 2-5**, las patologías que se simularon son:

Isquemia: Depresión en segmento ST y negativización onda T (Bastarrika, s/f)

Hipopotasemia: Descenso segmento ST y aplanamiento onda T (Amalfi, s/f-d)

## 40 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

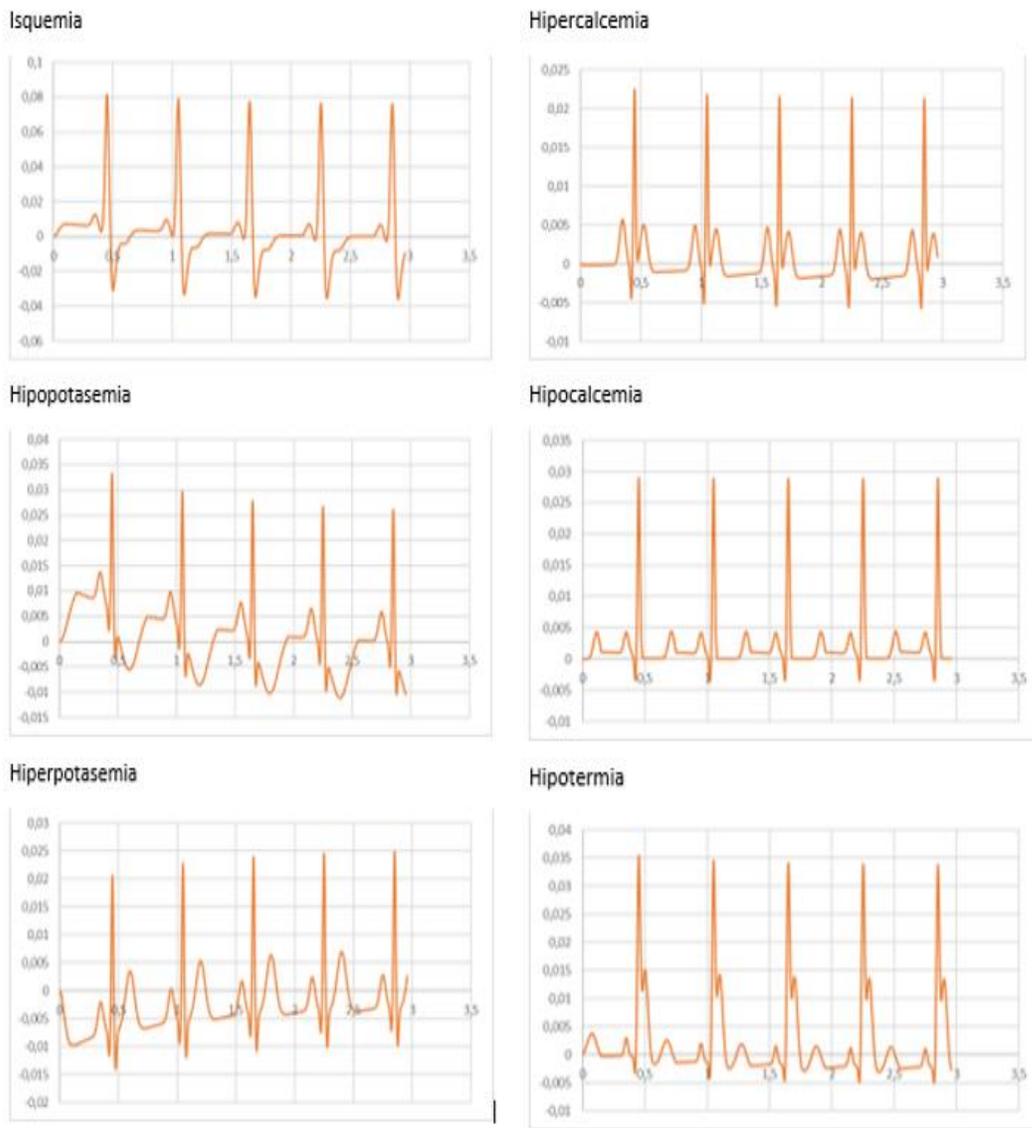
---

Hiperpotasemia: Incremento de amplitud onda T (Amalfi, s/f-b)

Hipercalcemia: Acortamiento del segmento ST (Amalfi, s/f-a)

Hipocalcemia: Alargamiento segmento ST (Amalfi, s/f-c)

Hipotermia: Elevamiento de segmento ST (Doshi & Giudici, 2015)



**Figura 2-5** Ondas ECG, simulación de patologías

En la **Figura 2-6**, podemos apreciar algunas señales ECG reales, en orden de arriba hacia abajo la primera señal (a), pertenece a un neonato pretérmino tomada del trabajo de Gee (2017). En la segunda (b), se muestra el registro de un joven sano deportista de 30 años tomada del artículo de Cedeño(2012). En la tercera (c), se muestra un ECG normal tomado del módulo web acerca de ECG de la Universidad de Queen (Kashou, s/f). Por último (d), se indica, la señal producida por el simulador desarrollado en este trabajo de tesis.

Se determina gran similitud con todas las señales, igual, si se requieren ajustes más personalizados de algún tipo de onda, se pueden modificar los parámetros que modifican la forma de onda de cada uno de los ciclos.



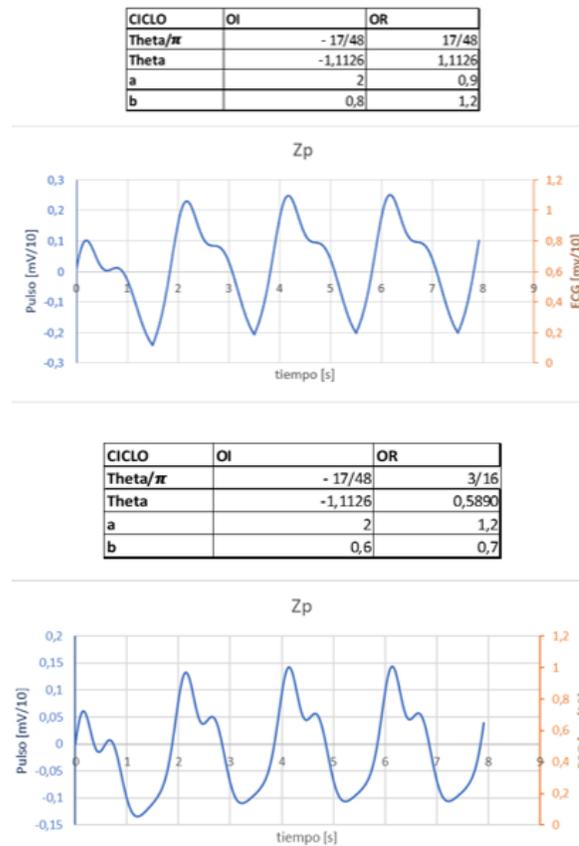
**Figura 2-6** (a) Señal ECG real infante pretérmino tomada del trabajo de Gee (2017), en el repositorio de PhysioNet,(Goldberger et al., 2000),(b) Señal ECG joven sano 30 años (Cedeño & Pendón, 2012), (c) Señal ECG normal (Kashou, s/f), (d) Señal ECG, producto del simulador

## 2.3 Señal de pulso

La señal de pulso obtenida, tiene gran similitud con las ondas de pulso reales. En la **Figura 2-8**, se muestra una señal de pulso cardiaco PPG tomada del trabajo de Chowdhury, (2020), la cual permite apreciar la semejanza, con la señal obtenida en el simulador, la cual

## 42 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

es mostrada en la **Figura 2-7**, en donde se indican 2 formas de onda, obtenidas por el simulador con sus respectivos parámetros.



**Figura 2-7** Señales de pulsos, según parámetros Fuente: Elaboración propia



**Figura 2-8** Señal ECG real filtrada tomada del trabajo de (Chowdhury et al., 2020)

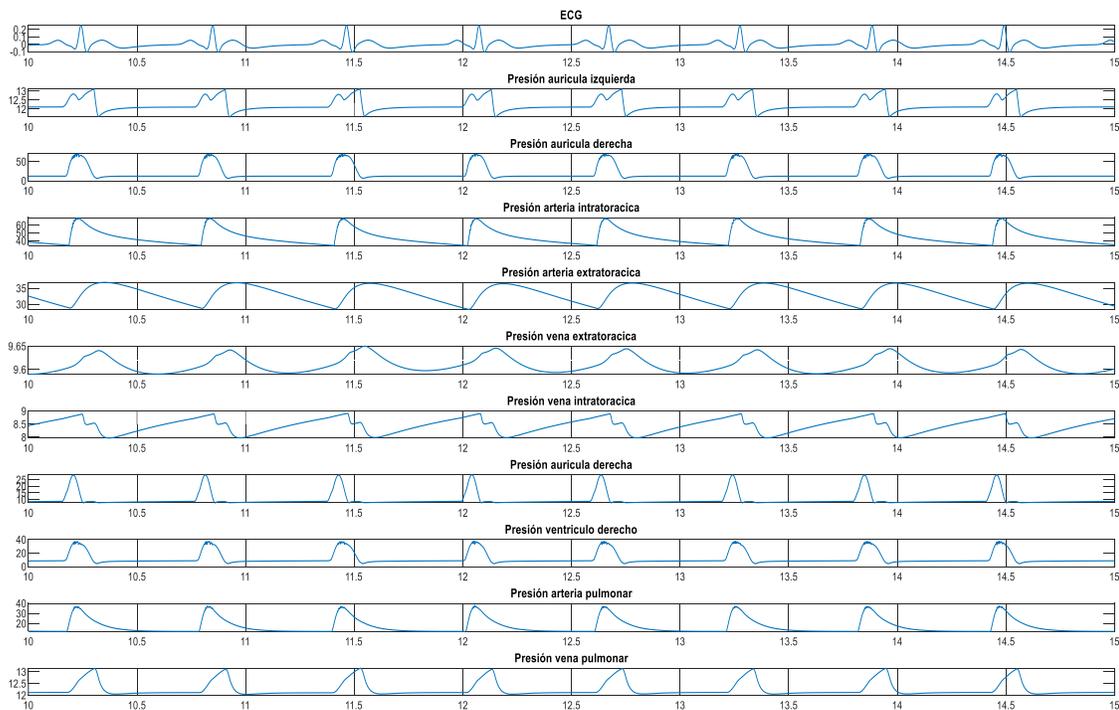
## 2.4 Señal presión arterial

La señal de presión arterial realmente contiene 10 Presiones, volúmenes y flujos sanguíneos de cada compartimento en el modelo, los compartimentos ya mencionados son, aurícula izquierda(ai), ventrículo izquierdo(vi), arteria intratorácica(ait), arteria extratorácica(aet), vena extratorácica(vet), vena intratorácica(vit), aurícula derecha(ad), ventrículo derecho(vd), arteria pulmonar(ap) y vena pulmonar(vp).

En la **Figura 2-9**, se muestran todas las presiones de los compartimentos, en la **Figura 2-10**, todos los flujos y en la **Figura 2-11**, todos los volúmenes, cuyos parámetros de simulación están dados en la **Tabla 2-1**.

**Tabla 2-1** Parámetros de simulación Presión Arterial

| Valores de simulación |                       |                        |       |       |       |       |                        |                         |       |       |
|-----------------------|-----------------------|------------------------|-------|-------|-------|-------|------------------------|-------------------------|-------|-------|
|                       | ai                    | vi                     | ait   | aet   | vet   | vit   | ad                     | vd                      | ap    | vp    |
| <b>E</b>              | Emax:3,72<br>Emin:3,5 | Emax:2,63<br>Emin:53,1 | 13,64 | 5,8   | 0,25  | 0,5   | Emax:2,26<br>Emin:10,1 | Emax:2,62<br>Emin:34,38 | 10,95 | 0,48  |
| <b>Vu</b>             | 0,25                  | 0,5                    | 9,16  | 24,2  | 65,4  | 77,83 | 0,25                   | 0,33                    | 3,27  | 22,89 |
| <b>R</b>              | 0,06                  | 0,025                  | 1,5   | 4,2   | 0,21  | 0,015 | 0,06                   | 0,018                   | 0,85  | 0,015 |
| Condiciones iniciales |                       |                        |       |       |       |       |                        |                         |       |       |
| <b>V</b>              | 3,74                  | 1,77                   | 13,98 | 29,75 | 104,2 | 95,76 | 3,09                   | 1,3                     | 6,41  | 49,09 |



**Figura 2-9** Presiones arteriales

## 44 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

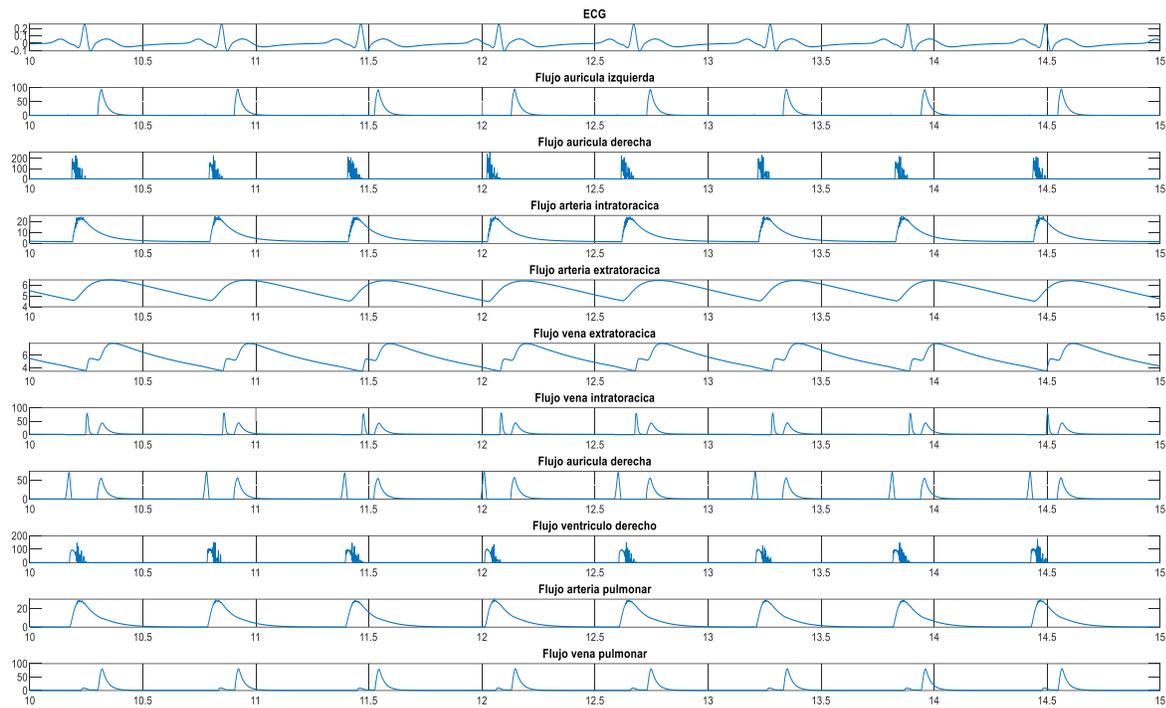


Figura 2-10 Flujos arteriales

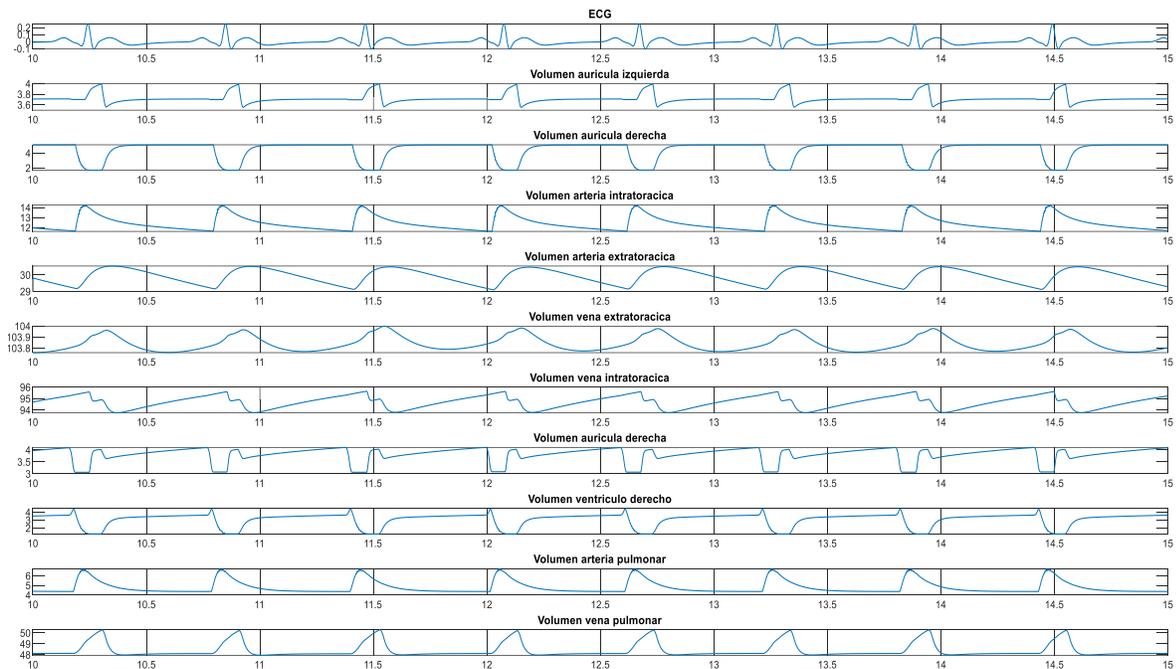
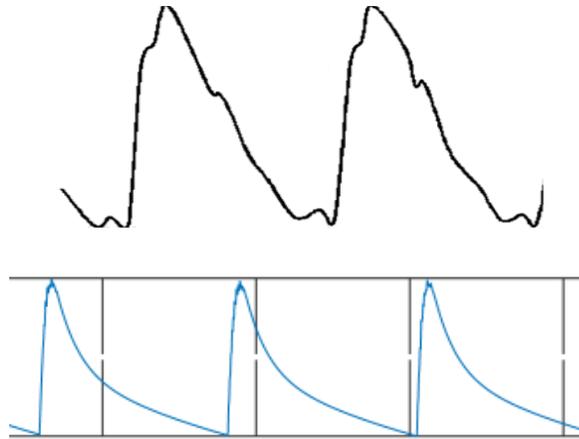


Figura 2-11 Volúmenes arteriales

En la **Figura 2-12**, se realiza una comparación de la señal típica de presión arterial tomada del trabajo de Potkay (2008) (a), con la señal producida por el simulador desarrollado (b), donde se puede determinar la similitud, entre las ondas .



**Figura 2-12** (a) Señal típica de presión arterial tomada de (Potkay, 2008), (b) señal de presión arterial producida por el simulador desarrollado.

## 2.5 Señal de Saturación de Oxígeno y Presión de CO<sub>2</sub>.

Las señales de saturación de oxígeno, capnografía y presión de CO<sub>2</sub> se derivan del modelo de intercambio de gases adicionando el alveolo modificado por Sepúlveda (2019), mostrado en la **Figura 1-10** Modelo de sistema cardiovascular de Goodwin modificado. Imagen tomada de la tesis de Sepúlveda (2019). **Figura 1-10**, y agregando las funciones de mecánica respiratoria.

En la **Tabla 2-2**, se muestran las concentraciones iniciales de oxígeno utilizadas por el simulador, de cada uno de los compartimentos del modelo.

**Tabla 2-2** Concentraciones de oxígeno iniciales

| Concentraciones iniciales de oxígeno |        |        |        |      |      |      |      |      |        |         |        |
|--------------------------------------|--------|--------|--------|------|------|------|------|------|--------|---------|--------|
|                                      | ai     | vi     | ait    | aet  | vet  | vit  | ad   | vd   | ap     | Alveolo | vp     |
| fO                                   | 0,1857 | 0,1857 | 0,1594 | 0,15 | 0,15 | 0,15 | 0,15 | 0,15 | 0,1875 | 0,14025 | 0,1857 |

## 46 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

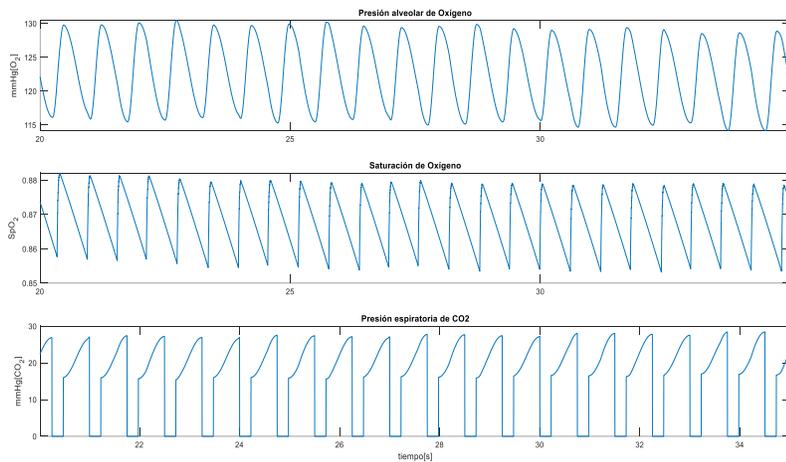
---

En este caso lo importante es establecer el intercambio alveolar de oxígeno con la sangre, y después de esto realizar el consumo de oxígeno en los compartimentos arteriales de la circulación sistémica *ait*, *aet*, y en la circulación pulmonar se asume un pequeño consumo en el compartimento de la vena pulmonar(*vp*), inmediatamente anterior a la aurícula izquierda.

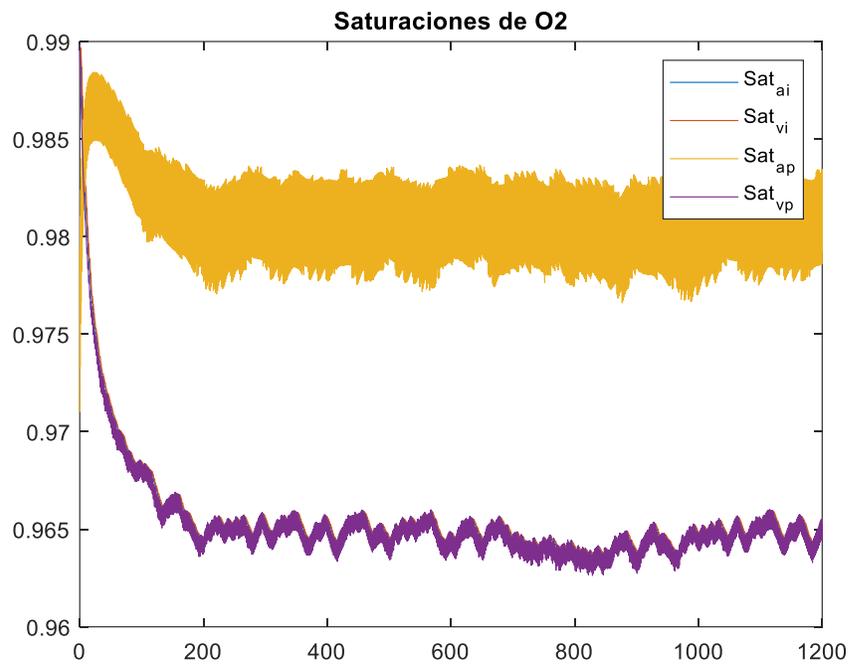
La clave está en hallar los volúmenes de  $O_2$  de cada compartimento, estos volúmenes están dados por el cambio, o la derivada de la concentración en cada compartimento, por el volumen sanguíneo previamente hallado.

El intercambio alveolar se asume completamente en la arteria pulmonar, que recibe una concentración del ventrículo derecho y entrega la concentración tras el intercambio gaseoso alveolar.

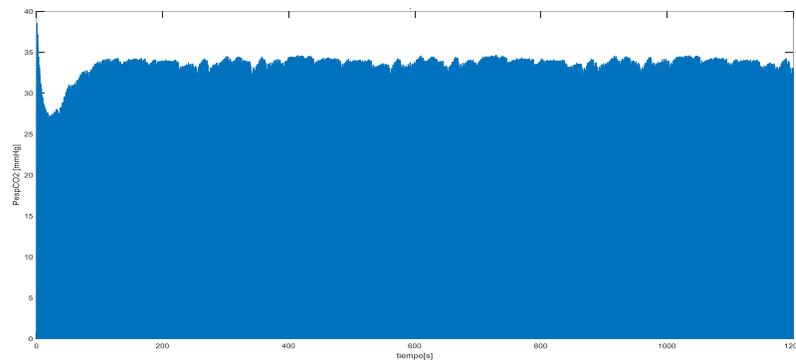
Las saturaciones son proporcionales a la concentración de  $O_2$  en la sangre, y la presión de  $CO_2$ , es proporcional al consumo de oxígeno, que en el alveolo es proporcional a la presión parcial de  $O_2$ .



**Figura 2-13** Presión alveolar de  $O_2$ , Saturación de  $O_2$  en *ait*, Presión espiratoria de  $CO_2$ ,  $P_b:760\text{mmHg}$



**Figura 2-14** Saturaciones de oxígeno en compartimentos hasta 1200 segundos Pb:760mmHg



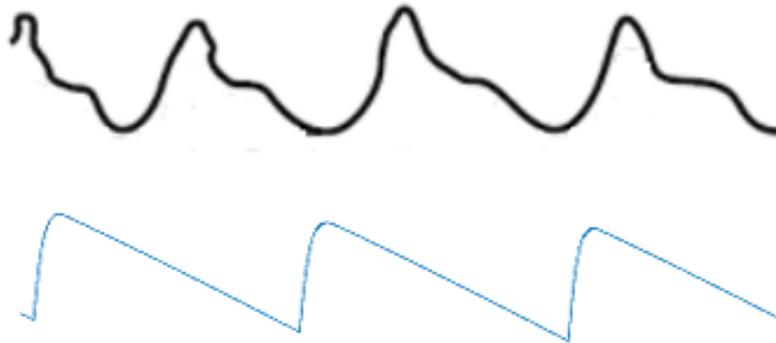
**Figura 2-15** Presión espiratoria de  $CO_2$  hasta 1200 segundos Pb:760mmHg

En la **Figura 2-13** se indica la saturación de oxígeno, la saturación utilizada para enviar al monitor de signos vitales es la saturación de la arteria intratorácica.

En la **Figura 2-14**, se pueden apreciar todas las saturaciones de oxígeno del modelo hasta 1200 segundos, con una presión atmosférica del nivel del mar 760 mmHg.

En la **Figura 2-15** se puede ver en el mismo tiempo, 1200 segundos, el comportamiento de la presión espiratoria de CO<sub>2</sub>, con presión atmosférica de 760 mmHg.

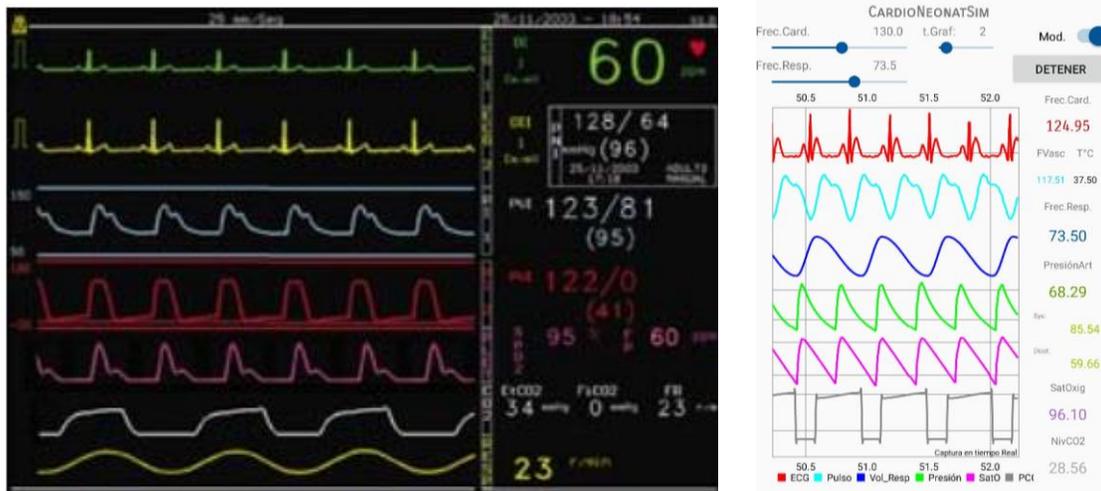
Este análisis con un tiempo prolongado se hace para verificar que los valores presenten una estabilidad en el tiempo



**Figura 2-16** (a) Saturación de oxígeno tomada de (Sola, Chow, & Rogido, 2005), (b) Señal producida por el simulador.

En la **Figura 2-16** (a), se indica una señal de saturación de oxígeno con buena perfusión tomada del trabajo de Sola (2005), en la **Figura 2-16** (b), se muestra la señal obtenida por el simulador, donde se determina un patrón de similitud, con la señal real.

En la **Figura 2-17** (a), se indica el registro de curvas e información del monitor Dash 3000, tomado del trabajo de Meneses (2006) y en (b), la pantalla de graficación del simulador desarrollado, donde se evidencian similitudes en las formas de onda y señales presentadas.



**Figura 2-17** (a) Curvas e información monitor Dash 3000 (Meneses et al., 2006), (b) Simulador cardiovascular desarrollado en este trabajo

## 3. Implementación en Hardware

En este capítulo se explicará, el hardware utilizado, la lógica de implementación de los modelos matemáticos en hardware, y la composición general de toda la implementación del hardware

El objetivo principal de la implementación en hardware es resolver todas las ecuaciones de los modelos de las señales vitales en tiempo real. Este proceso demanda una alta capacidad de procesamiento ya que deben resolverse:

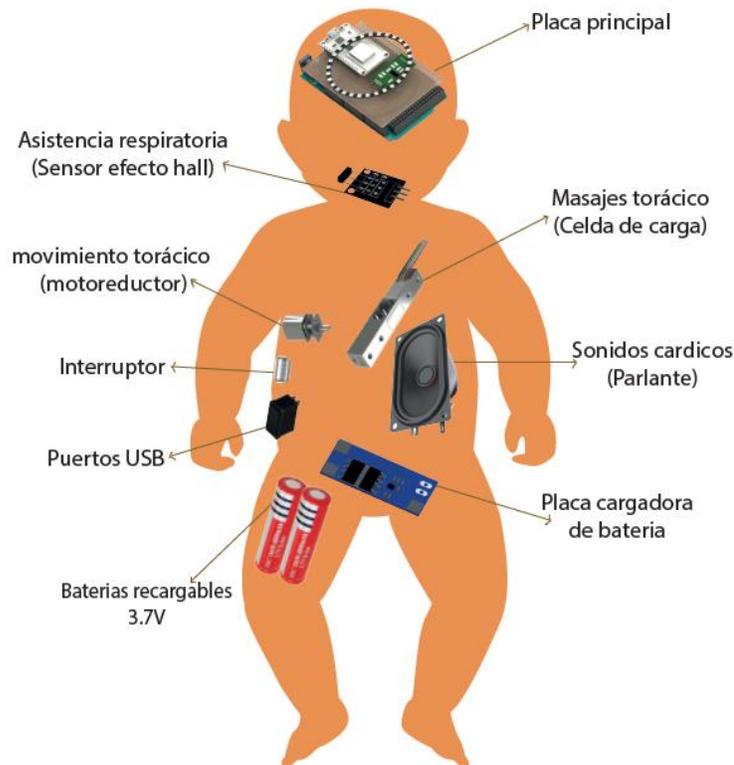
- 38 ecuaciones diferenciales más ecuaciones de escalización.
- Reproducción de sonidos cardiacos y respiratorios.
- Comunicación WiFi

Para esto se usó la plataforma de desarrollo Arduino Due, el cual está basado en un procesador de 32 bits con una velocidad máxima de 80MHz, además de funciones tales como: comunicación serial, conversores analógico-digitales (ADC), conversores digital-analógicos (DAC), salidas PWM, entre otros recursos. Esto permite un buen desempeño y posibilidades de crecimiento para el hardware.

Sin embargo, aún quedaba pendiente la comunicación Wifi. Para resolver la comunicación inalámbrica se usó una tarjeta NodeMCU, la cual permite transmitir vía Wifi, en diferentes configuraciones. La programación del hardware de las dos tarjetas se realizó mediante el IDE de Arduino en lenguaje C++, de manera modular. A continuación, describimos la estructura del Hardware.

### 3.1 Estructura general de hardware

El hardware en general se define por la tarjeta de procesamiento principal, tarjeta de comunicación Wifi, entradas (estímulos), salidas (sonidos, color facial y movimiento torácico), alimentación y puertos de comunicación. La **Figura 3-1** es un diagrama de los



**Figura 3-1** Esquema de hardware

#### 3.1.1 Tarjeta de procesamiento principal – Arduino Due

Esta tarjeta se encarga de la resolución en tiempo real de todos los cálculos necesarios para los diferentes procesos realizados por el simulador, recepción de instrucciones de inicio y detención de la simulación, modificación de parámetros de simulación, cálculo de señales vitales (ECG, Pulso, Temperatura, Volumen ventilatorio, Presión arterial, Saturación de O<sub>2</sub>, Nivel de CO<sub>2</sub>), envío serial de variables a módulo Wifi, reproducción de sonidos cardiacos y respiratorios, generación de señales para movimiento torácico y

cambios de color facial además de la recepción de señales de masaje torácico (Entrada analógica procedente de celda de carga) y detección de asistencia respiratoria.

Arduino es una plataforma de desarrollo de Hardware y Software libre. Esto hace que exista una comunidad que ha ido aportando tanto en desarrollo de hardware (Fabricantes de placas), como en software. Así, se pueden encontrar librerías de libre uso y modificación. Por lo tanto, una placa Arduino es favorable al proyecto de crecimiento del simulador, ya que se podrán añadir nuevas funcionalidades, como sistemas de control dependientes de otras variables fisiológicas o emulación de funciones nerviosas, etc.

### **3.1.2 Tarjeta de comunicación Wifi – NodeMCU V3.0**

Para realizar la comunicación de los datos vía Wifi, se utilizó la placa NodeMCU V3.0 del fabricante Lolin/Wemos, esta placa también se puede programar mediante el IDE de Arduino.

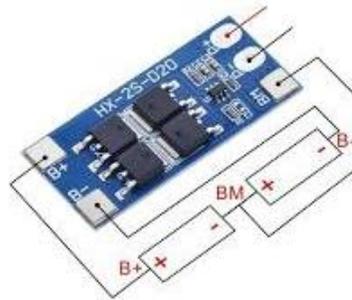
El NodeMCU permite recibir datos por el puerto serial y retransmitirlos vía Wifi, sea cómo cliente o cómo AP (Access point).

Se decide utilizar la tecnología Wifi, por su mayor alcance, ancho de banda y velocidad de transmisión.

Esta placa posee un SoC (System on Chip) ESP8266MOD del fabricante Espressif, el cual tiene embebido un transmisor y receptor de RF a 2.4GHz, para propósito Wifi, además de un microcontrolador de 32 bits, conversor analógico-digital, salidas PWM, entre otras utilidades. En el simulador solo cumple con la tarea de recibir y transmitir datos vía Wifi, desde y hacia el Arduino Due. Al prestar más utilidades la placa, se puede considerar utilizar estos recursos en futuros desarrollos.

### **3.1.3 Alimentación de voltaje y cargador**

El suministro de energía del simulador consta de un par de baterías de litio de 3.7V (Ref. 18650) en serie para un total de 7.4V, estas baterías son recargables cuya carga es administrada por el módulo HX-2S-D20



**Figura 3-2** Módulo cargador 2 celdas de litio 3.7V

La alimentación de entrada se recibe por medio de un adaptador DC con salida de 9-12V, y de la salida del módulo cargador alimenta el puerto Vin de la placa Arduino Due, la cual distribuye la alimentación para el resto del hardware.

### 3.1.4 Módulos y sensores de entradas y salidas

Para la recreación de estímulos y reacciones del simulador se utilizaron una serie de sensores y actuadores algunos con unos módulos especiales para su correcto funcionamiento. A continuación, describimos la función de cada sensor y actuador usado.

#### 3.1.4.1 Masaje torácico

Para esta función se incluyó una celda de carga de 1Kg con módulo HX711, este conjunto permite convertir una deformación en este caso el masaje torácico en un pulso que permite decodificar la conversión analógica digital hecha por el módulo, el módulo contiene un conversor analógico digital de 24 bits, con una salida serial, que para sea decodificada requiere un pulso de reloj.

**Módulo Amplificador-ADC-Salida Serial HX711:** Este módulo se encarga de amplificar la señal recibida de la celda de carga (según el voltaje de alimentación ajusta la ganancia del amplificador), realiza la conversión analógica digital con una resolución de 24 bits, con una frecuencia de muestreo por defecto de 10 Hz (se permite cambiar vía hardware a 80 Hz) y posteriormente envía los datos convertidos de manera serie de manera sincrónica con un pulso de reloj recibido (DelValle, 2021)



#### 3.1.4.4 Movimiento torácico

El movimiento torácico está comandado por la frecuencia respiratoria, este movimiento se genera por medio de un motorreductor con salida de 100 rpm a 6 V, referencia N20, la salida de este motor está gestionada por una salida PWM con un transistor, que sirve como etapa de potencia.

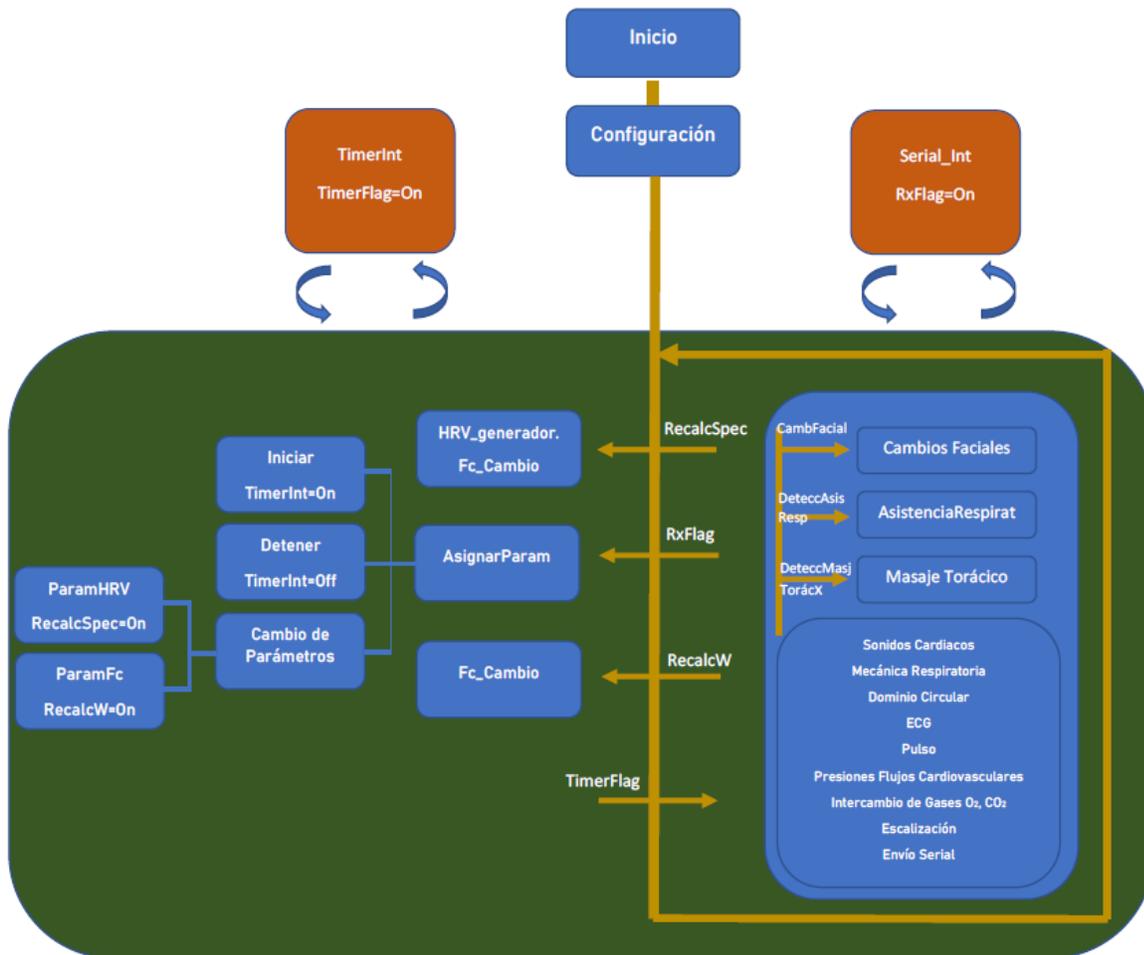
#### 3.1.4.5 Sonidos cardiacos

La reproducción de sonidos respiratorios y cardiacos se hace por medio de la salida digital analógica (DAC1 ArdDue), de la placa Arduino Due, esta señal pasa a la placa amplificadora de audio **LM386**, cuya salida se envía a un parlante de 8Ω y 2.5W.

## 3.2 Programación placa principal Arduino Due

### 3.2.1 Estructura de programa:

La estructura del programa está descrita en el diagrama de la **Figura 3-5**, el inicio es el momento de energización de la placa o cuando se oprime reset



**Figura 3-5** Estructura general de programa Arduino Due

A continuación, se explicará cada uno de las librerías indicadas en la Figura 3-5

### **Librerías descargadas:**

**DueTimer.h:** Esta librería administra los timer internos del microcontrolador, para el simulador se utiliza una interrupción de timer interno (Timer7) ajustado a una frecuencia de muestreo de 512 Hz, o un periodo de 1953µs.

**arduinoFFT.h:** Esta librería calcula la trasformada rápida de Fourier y la transformada inversa, en el simulador se utiliza para estimar la variabilidad del ritmo cardiaco.

Average.h: Esta librería permite calcular la media, desviación, entre otras funciones estadísticas, en el simulador es utilizada para hallar la media y las desviaciones de la variabilidad.

Adafruit\_NeoPixel.h: Esta librería permite controlar las matrices de leds RGB inteligentes, que son controlados de manera serial, en el simulador se utiliza para realizar cambio de color por medio de un AroNeopixel (Anillo de leds RGB inteligentes).

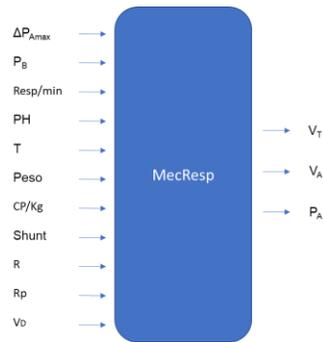
HX711.h: Esta librería permite controlar el amplificador de celda de carga HX711, el cuál recibe la señal de la celda y entrega su valor de manera serial, en el simulador es utilizado para detectar el masaje torácico.

### **Librerías específicas desarrolladas para este proyecto**

A continuación, se explican cada uno de los módulos desarrollados para el simulador, estos módulos permiten comprender y mejorar cada una de las secciones del código.

MecResp.h: Este módulo resuelve las ecuaciones correspondientes a la mecánica respiratoria, permitiendo hallar volumen corriente, volumen alveolar, calculando los cambios según sean los parámetros de mecánica respiratoria:

- $\Delta P_{Amax}$ , Amplitud de diferencial de presión alveolar máxima (mmHg)
- $P_B$ , Presión atmosférica (mmHg)
- Resp/min, frecuencia ventilatoria respiros por minuto
- PH, Potencial de hidrógeno en la sangre
- T, Temperatura corporal
- Peso del neonato
- Capacidad pulmonar por Kg
- Shunt, By pass fisiológico
- R, Índice respiratorio
- $R_p$ , Resistencia de las vías aéreas
- $V_D$ , Volumen de espacio muerto



**Figura 3-6** Diagrama entradas-salidas módulo Mecánica respiratoria

DomCirc\_Resp.h: Este módulo se encarga de calcular el dominio angular circular según sea la frecuencia cardíaca para la señal ECG, el dominio circular desfasado en el ángulo del ciclo R para la señal de pulso y el dominio temporal para las señales de mecánica respiratoria. El módulo calcula  $\Theta_{ecg}$ ,  $\Theta_{pulso}$ ,  $t_{resp}$ ; ángulo para onda ecg, pulso y tiempo para mecánica respiratoria, recibiendo los parámetros  $x$ ,  $y$ ,  $W[512]$ ; coordenadas  $x$  y  $y$  de movimiento circular con frecuencia angular  $W$ , que es un vector de 512 posiciones calculado por el módulo de variabilidad cardíaca HRV.

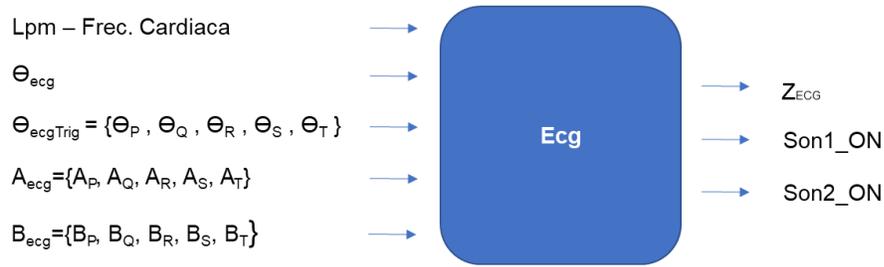


**Figura 3-7** Diagrama entradas-salidas DomCirc\_Resp.

Ecg.h: Este módulo se encarga de calcular la forma de onda ECG  $z$ , según sea la frecuencia cardíaca  $lpm$ , El ángulo dado por el dominio circular  $\Theta_{ecg}$ , el vector de ángulos de disparo de los diferentes ciclos ECG  $\Theta_{ecgTrig} = \{\Theta_P, \Theta_Q, \Theta_R, \Theta_S, \Theta_T\}$ ; el vector de amplitudes  $A_{ecg} = \{A_P, A_Q, A_R, A_S, A_T\}$  y el vector de anchura de ciclo  $B_{ecg} = \{B_P, B_Q, B_R, B_S, B_T\}$ .

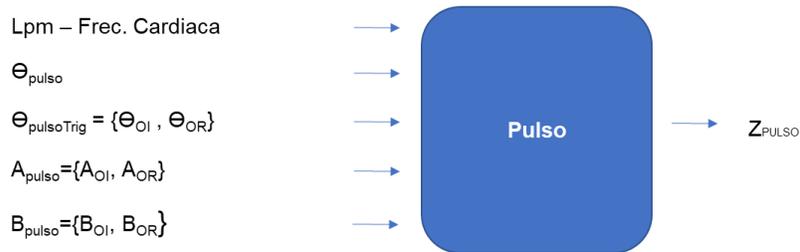
En esta librería también genera un indicador de ejecución de los sonidos cardiacos (Bandera de ejecución), la cual será consultada en el ciclo principal para reproducir los sonidos cardiacos, estos a su vez son activados según sean los vectores angulares para

$$\text{cada sonido } \Theta_{Son1ecg} = \left\{ \Theta_R + \frac{\pi}{24}, \Theta_R + \frac{\pi}{24} + \frac{\pi}{5} \right\}, \Theta_{Son2ecg} = \left\{ \Theta_T + \frac{\pi}{24}, \Theta_T + \frac{\pi}{24} + \frac{\pi}{10} \right\}.$$



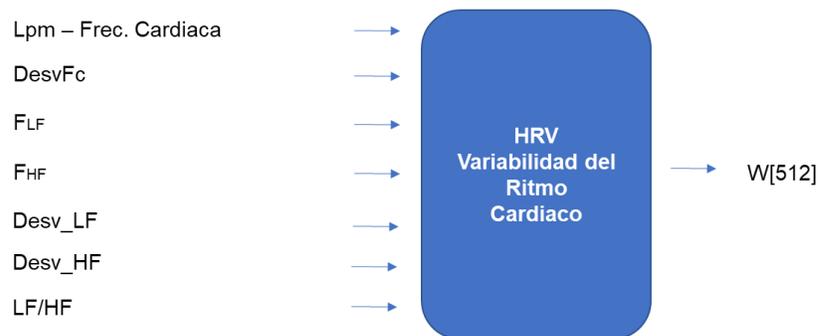
**Figura 3-8** Diagrama entradas y salidas módulo Ecg

pulso.h: En este módulo se calcula la forma de onda de pulso  $z_p$ , la cual depende de la frecuencia cardiaca  $lpm$ , El dominio angular para la señal de pulso  $\Theta_{pulso}$ , el vector de ángulos de disparo de los ciclos de pulso  $\Theta_{pulsoTrig} = \{\Theta_{OI}, \Theta_{OR}\}$ ; el vector de amplitudes  $A_{pulso} = \{A_{OI}, A_{OR}\}$  y el vector de anchura de ciclo  $B_{pulso} = \{B_{OI}, B_{OR}\}$ .



**Figura 3-9** Diagrama de entradas y salidas módulo pulso

HRV.h: En este módulo se calcula el vector de frecuencias angulares  $W[512]$ , el cual proporciona la variabilidad del ritmo cardiaco para el simulador, esta variabilidad depende de la frecuencia cardiaca  $lpm$ , la desviación de latidos por minuto  $DesvFc$ , la frecuencia LF  $F_{LF}$ , la frecuencia HF  $F_{HF}$ ; las desviaciones para cada banda de frecuencia  $Desv\_LF$ ,  $Desv\_HF$ , y la relación de las dos frecuencias el factor  $LF/HF$ .

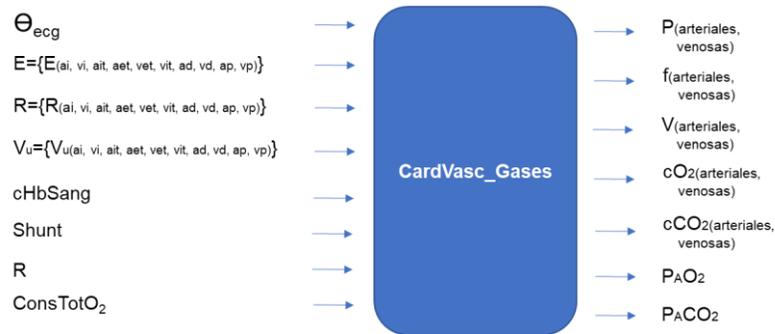


**Figura 3-10** Diagrama de entradas y salidas de módulo HRV

## 60 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

CardioVasc\_Gases.h: Este módulo se encarga de calcular, todas las presiones, volúmenes y flujos arteriales y venosos según el modelo circular utilizado. También calcula el consumo de  $O_2$ , producción de  $CO_2$ , con sus respectivas presiones parciales en el alveolo  $P_{AO_2}$ ,  $P_{ACO_2}$ .

Recibe el volumen ventilatorio alveolar  $V_A$ , el ángulo del dominio angular de la señal ECG  $\Theta_{ecg}$ ; todos los parámetros correspondientes al modelo, cómo los son las resistencias  $R$ , elastancias  $E$  y Volúmenes no forzados  $V_u$  para cada compartimento. También concentración de hemoglobina en la sangre  $cHbSang$ , factor de shunt respiratorio  $Sh$ , índice respiratorio  $R$  y la tasa de consumo total de  $O_2$  por ml de sangre por segundo  $ConsTotO_2$ .



**Figura 3-11** Diagrama de entradas y salidas de módulo Cardiovascular\_Gases

SerialEnvio.h: Este módulo se encarga de realizar el envío serial de cada una de las señales, asignando un código para la identificación de cada una de las señales, estos caracteres de identificación estarán al inicio de cada envío del buffer.

El tamaño del buffer es de 64 Bytes, de los cuales el primer Byte es identificación y el último Byte es de final de buffer, el resto son datos con una frecuencia de muestreo de 128 Hz de la señal a enviar o de los datos promedio que se visualizan en el panel derecho del monitor

La velocidad de transmisión es de 57600 Baudios; en el buffer de transmisión de los valores nominales, cada valor está separado por el carácter @, que permite la decodificación posterior en el software de visualización.

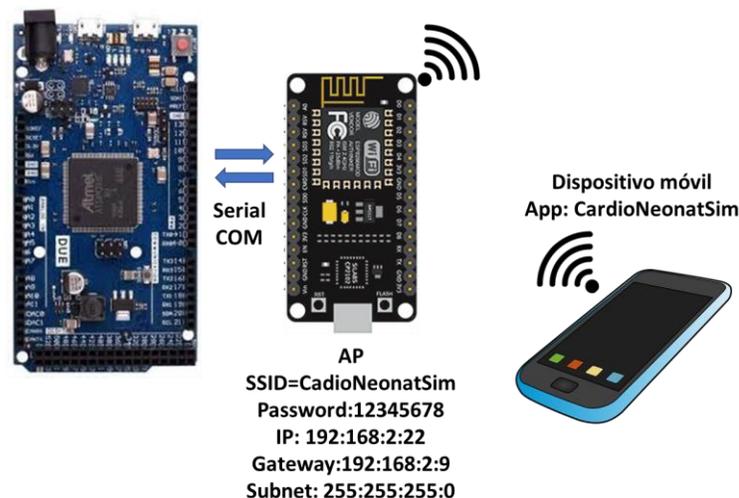
SerialRx\_asigParam.h: Este módulo se encarga de decodificar la información recibida por el puerto serial, esta información se decodifica cada vez que entra en la interrupción de recepción serial, dentro de las instrucciones recibidas está la orden de inicio y final de simulación, y la modificación de parámetros, estos parámetros son recibidos vía WiFi por la placa NodeMCU, la cual envía de manera serial a la placa de procesamiento principal (ArduinoDue).

Sonidos.h: En este módulo se genera la onda seno de la frecuencia a reproducir, en el caso de los sonidos cardiacos las frecuencias son de 35 Hz para el primer sonido y 70 Hz para el segundo sonido, la frecuencia de muestreo de estas señales es 512 Hz, la misma frecuencia de muestreo del ciclo principal del programa. Esta salida se envía al conversor analógico digital (Salida DAC1), para ser amplificada posteriormente.

### 3.3 Comunicación WiFi

La comunicación inalámbrica elegida fue la comunicación inalámbrica conocida como WiFi. Esto por su buen alcance en redes locales, facilidad de conexión por medio de dispositivos móviles y velocidad de transmisión

En la **Figura 3-12**, se describe la forma en que se realizan las comunicaciones entre placas, y la aplicación móvil.



**Figura 3-12** Estructura red WiFi Simulador CardioNeonatSim

## 62 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

---

Dentro de las redes inalámbricas existen varios tipos dependiendo de la cobertura a la cual es capaz de transmitir, la red que conocemos como WiFi es la red que nos proporciona un enrutador o router u otro dispositivo, para uso doméstico o empresarial, estas redes están en la clasificación WLAN (Wireless Local Area Network).

La comunicación WiFi se hace a través de la placa NodeMCU. Se elige la configuración de la comunicación del tipo punto de acceso AP (Access Point), permitiendo una conexión directa del dispositivo móvil con el simulador, sin necesidad de un enrutador o router.

En la comunicación WiFi, el dispositivo a comunicarse puede actuar como AP (Access Point - Punto de acceso)<sup>1</sup>, caso de los routers, que reciben la conexión de internet del proveedor de internet, y sirven como enlace inalámbrico para que otros dispositivos como, teléfonos móviles, computadores y otros; puedan tener acceso a internet, los Access Point poseen un SSID, o nombre de red, una dirección IP (Internet Protocol), que es una dirección que identifica a cada dispositivo en una red.

Esta fue la modalidad utilizada para la tarjeta NodeMCU o tarjeta de interfaz WiFi, la cual fue configurada de la manera mostrada en la **Tabla 3-1**.

**Tabla 3-1** Datos de red Wi-fi del simulador modo AP.

|                 |                 |
|-----------------|-----------------|
| <b>SSID</b>     | CardioNeonatSim |
| <b>Password</b> | 12345678        |
| <b>IP</b>       | 192.168.2.22    |
| <b>Gateway</b>  | 192.168.2.9     |
| <b>Subnet</b>   | 255.255.255.0   |

---

<sup>1</sup> Existen otras modalidades como lo son el modo estación o cliente STA (STATION), en este modo, el dispositivo se identifica con una dirección IP, en la red y se conecta a un punto de acceso (Salazar, s/f). El modo STA\_AP, el cual el dispositivo puede funcionar con los dos modos, estar conectado a un AP y a su vez servir como AP para otros dispositivos

### 3.3.1 Protocolo de comunicación UDP

Debido a que se están enviando continuamente datos, el principal requerimiento del simulador es la velocidad de transmisión. En la **Figura 3-13**, se muestra la comparación de los protocolos TCP y UDP, lo cual ayuda a comprender, porque el protocolo UDP, es más veloz que el TCP.

Por lo tanto, se eligió el protocolo UDP (*User Datagram Protocol*), ya que envía datos sin comprobación de recepción (no orientado a la conexión) lo cual ofrece una velocidad alta de transmisión, con respecto al protocolo TCP (*Transfer Control Protocol*).

| TCP Segment Header Format |                          |     |       |                  |                |    |    |    |
|---------------------------|--------------------------|-----|-------|------------------|----------------|----|----|----|
| Bit #                     | 0                        | 7   | 8     | 15               | 16             | 23 | 24 | 31 |
| 0                         | Source Port              |     |       | Destination Port |                |    |    |    |
| 32                        | Sequence Number          |     |       |                  |                |    |    |    |
| 64                        | Acknowledgment Number    |     |       |                  |                |    |    |    |
| 96                        | Data Offset              | Res | Flags |                  | Window Size    |    |    |    |
| 128                       | Header and Data Checksum |     |       |                  | Urgent Pointer |    |    |    |
| 160...                    | Options                  |     |       |                  |                |    |    |    |

| UDP Datagram Header Format |             |   |   |                          |    |    |    |    |
|----------------------------|-------------|---|---|--------------------------|----|----|----|----|
| Bit #                      | 0           | 7 | 8 | 15                       | 16 | 23 | 24 | 31 |
| 0                          | Source Port |   |   | Destination Port         |    |    |    |    |
| 32                         | Length      |   |   | Header and Data Checksum |    |    |    |    |

**Figura 3-13** Encabezado TCP vs UDP (Microchip, 2021)

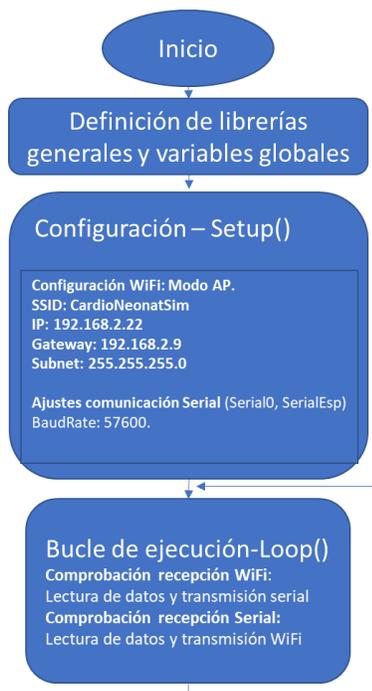
Para garantizar la visualización de las variables en tiempo real, se deben transmitir los datos de la manera más rápida posible, el protocolo UDP, es comúnmente usado en plataformas streaming usadas para transferencia de vídeo, sonido o jugar en línea.

### 3.3.2 Desarrollo de programa Tarjeta interfaz WiFi:

El propósito principal de la placa NodeMCU es servir cómo interfaz de comunicación de la placa principal y el dispositivo móvil, cómo se indica en la **Figura 3-12**. El dispositivo móvil se encargará de visualizar las señales vitales y configurar parámetros de funcionamiento del simulador. Este proceso se realiza de manera inalámbrica por medio de una red WiFi, configurada en la placa NodeMCU.

El principio de funcionamiento consiste en una comunicación serial entre la placa principal y la placa de comunicación WiFi. La placa WiFi se encarga de recibir instrucciones vía WiFi

y se las transmite vía serial a la placa principal. A su vez, desde la placa principal se transmiten los datos a la placa WiFi y esta se encarga de transmitirlos vía WiFi hacia el dispositivo móvil.



**Figura 3-14** Estructura de programa placa WiFi

En la **Figura 3-14**, se describe el proceso que realiza la placa WiFi, para servir como interface de comunicación entre la placa principal y la aplicación móvil, comunicándose de manera serial con la placa principal, y de manera inalámbrica con la aplicación móvil, por medio de la red WiFi, generada por la placa WiFi.

## 4. Plataforma de interfaz de usuario

En este capítulo, se explicará la plataforma de interfaz de usuario desarrollada, explicando la arquitectura del desarrollo del software, la comunicación WiFi, el protocolo utilizado y cada uno de los paneles que contiene la aplicación móvil desarrollada.

La aplicación para interactuar con el simulador neonatal la denominamos *CardioNeonatSim*—Desde la aplicación (via WiFi) pueden cambiar parámetros de simulación, visualizar el estado de la conexión con el simulador, iniciar o detener la simulación y visualizar las gráficas de las señales vitales.

### 4.1 Arquitectura aplicación Android

#### 4.1.1 Diseño de aplicación

La estructura gráfica consta de 3 pantallas: *Inicio*, *Parámetros* y *Monitor*, dentro de la pantalla de parámetros se derivan 4 subpantallas, donde se encuentran los menús personalizados para ECG, Mecánica respiratoria, Sistema Cardiovascular y configuración de escenarios médicos.

En la **Figura 4-1**, se indica, el asistente de diseño, por medio del cual, se ajusta apariencia e interactividad de cada elemento, el asistente realiza una conversión a código XML. En el código se puede apreciar cómo cada contenedor, tiene sus propiedades y también indica, como cada uno de los elementos contenidos en él se declaran de manera jerárquica, cada uno con sus propiedades.

## 66 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

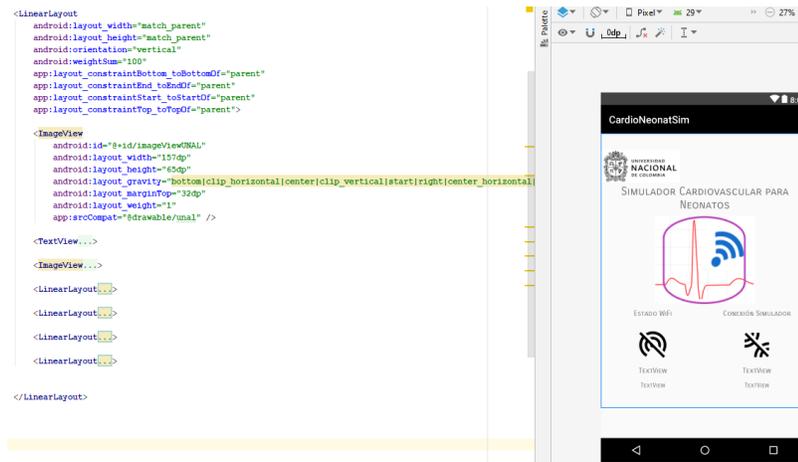


Figura 4-1 Código XML pantalla Inicio

El desarrollo de la aplicación se hizo por medio del entorno de desarrollo oficial de Android, el Android Studio. Android Studio proporciona dos lenguajes de programación Java y Kotlin. Este último es el lenguaje que está promoviendo Google y fue seleccionado para desarrollar la aplicación.

### 4.1.2 Estructura de programa:

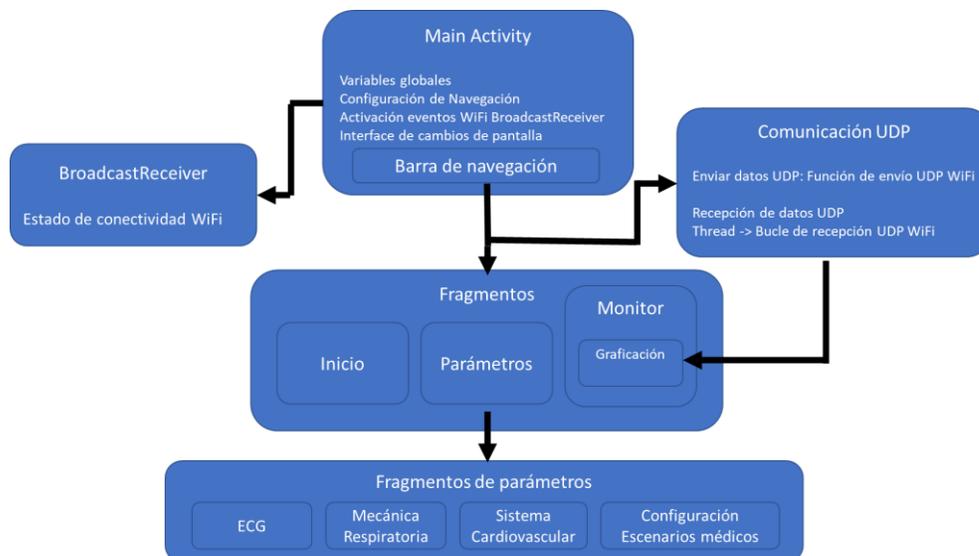


Figura 4-2 Estructura general de programa

En la **Figura 4-2**, se indica la estructura del programa. Dentro de la actividad principal se configura el panel de navegación, que permite activar los 3 Fragmentos principales, cada fragmento corresponde a una pantalla.

Las 3 pantallas principales son la de *Inicio o Home*, que es el fragmento que se ejecuta por defecto cuando se lanza la aplicación; la pantalla de *Parámetros*, en cuya pantalla se encuentran los parámetros principales o primarios y el acceso a 3 fragmentos más, que permiten una configuración más detallada de parámetros, *Parámetros ECG*, *Parámetros de Mecánica Respiratoria*, *Parámetros de Sistema Cardiovascular* y *Configuración de escenarios médicos*.

Por último, está la pantalla de *Monitor*, que es el fragmento donde se inicia y se detiene la simulación, donde se pueden ver las gráficas en tiempo real de las señales vitales y se puede modificar frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria y la escala de tiempo de la graficación.

El la **Figura 4-3**, se indica la estructura de los paneles de navegación en la aplicación, mostrando la relación entre pantallas

# 68 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

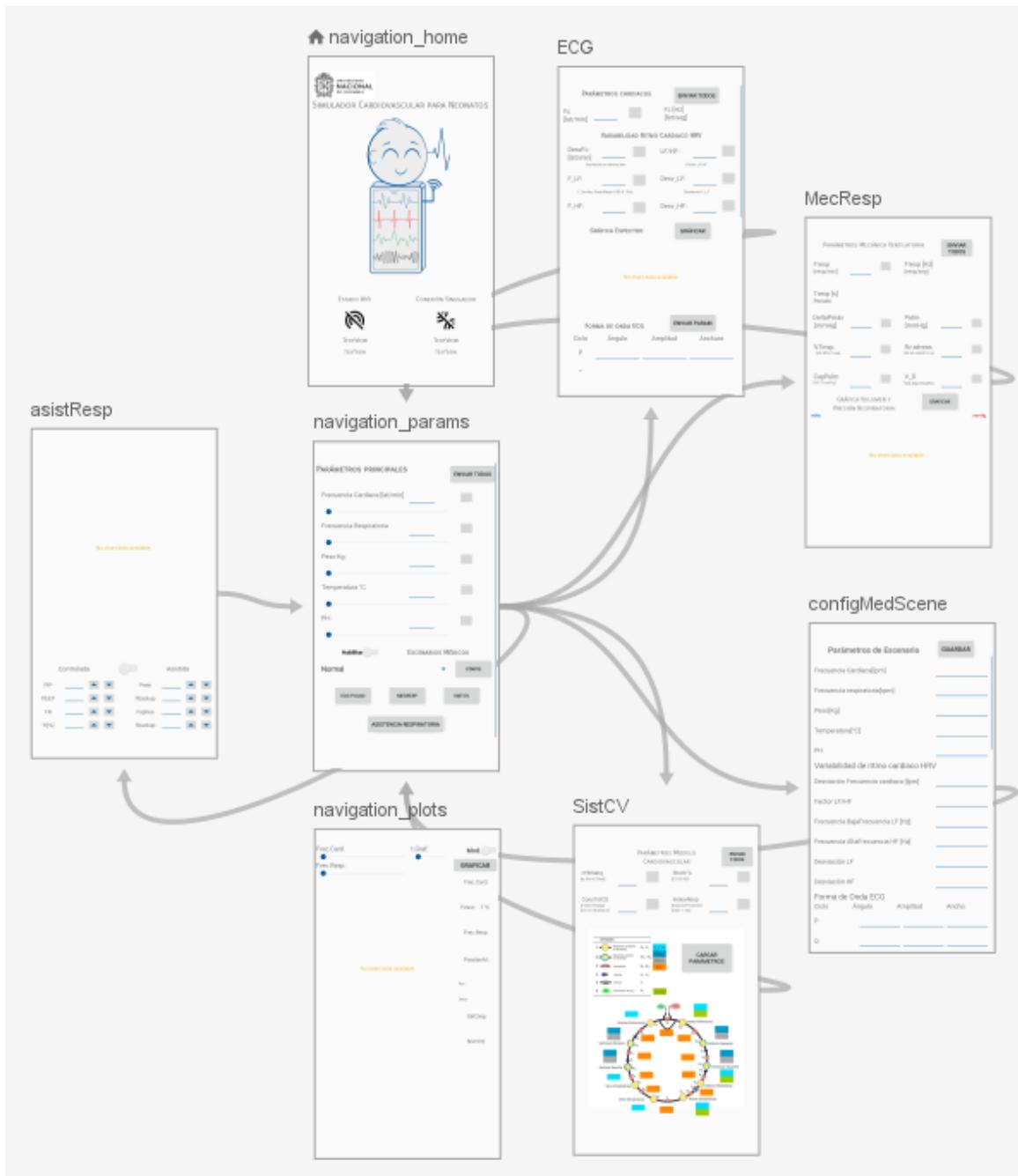


Figura 4-3 Estructura de aplicación móvil

## 4.2 Comunicación WiFi en Android

Los dispositivos Android tienen unas funcionalidades de comunicación como lo son Bluetooth, NFC y WiFi. El WiFi es una herramienta que nunca falta en un dispositivo Android, pues permite la conectividad a internet.

Para acceder a estas utilidades se deben conceder desde el programa los permisos respectivos, los permisos usados para la comunicación WiFi son: `CHANGE_WIFI_STATE`, `ACCESS_WIFI_STATE`.

La aplicación para interactuar con el simulador necesariamente debe estar conectada a la red WiFi del simulador, para verificar esta conexión se utilizó un `Broadcast`, un `Receiver` de intentos o interrupciones por eventos dados en el dispositivo.

Por medio de este `Receiver` la aplicación vigila eventos con la conexión WiFi, como la conexión, desconexión o cambio de red.

Posteriormente de la verificación de estar en la red del simulador, habilita la opción de iniciar la simulación, una vez que se inicia la simulación, el programa habilita la recepción de datos en un hilo (o *thread*) que se ejecuta de forma paralela adquiriendo datos, por medio de un socket UDP, en este hilo se clasifican los datos según el encabezamiento y procede la graficación de las señales adquiridas y la actualización del panel de información de tiene el monitor de datos cardiovascular.

### 4.2.1 Broadcast Receiver – Detección de red

La traducción rigurosa sería `Receiver` de transmisiones, efectivamente los dispositivos Android tienen la capacidad de asignar transmisiones a eventos específicos, como pueden ser conexión y desconexión del cargador (Android, 2021b).

En el caso de la app responde a los *intents* o eventos `WIFI_STATE_CHANGED_ACTION` que le permiten monitorear habilitación de conexión WiFi, y por medio de la captura de la

dirección IP, la identificación si la red a la cual está conectada pertenece al dominio del simulador.

En el **Anexo** [¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.](#) , se encuentra todo el código del programa para que el lector lo pueda consultar.

#### **4.2.2 WiFiManager – Administrador WiFi**

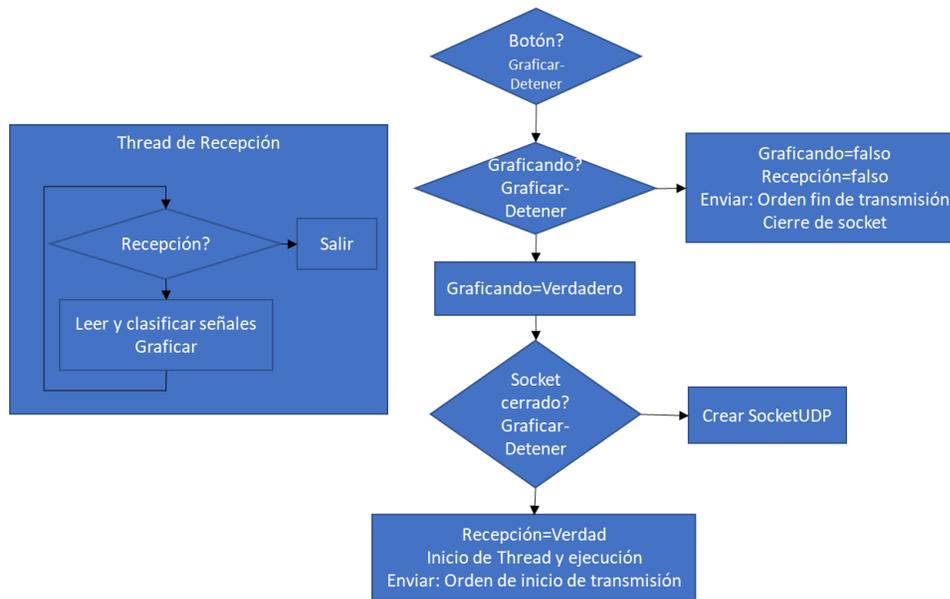
WiFiManager es la API(Application Program Interface), que permite administrar todos los aspectos de la conectividad WiFi, por medio de esta interface se pueden consultar las redes WiFi, la red a la cual se encuentra actualmente conectado, información dinámica de la red entre otras (Android, 2021c).

El WiFiManager es usado en la aplicación para verificar el estado de la red WiFi. Este retorna un estado que indica desconexión WiFi, conexión a red incorrecta y estado de conexión satisfactoria a la red del simulador.

#### **4.2.3 Configuración UDP-Recepción y transmisión de datos**

El protocolo utilizado para la comunicación de datos es el protocolo UDP, para utilizar este protocolo en Android Studio, se creó un *socket* (conector) UDP.

Un *socket* es un punto de comunicación donde se permite enviar y recibir datos (DelValle, 2021), el socket UDP (*DatagramSocket*) está preparado para enviar y recibir paquetes datagrama *Datagram packets* (Android, 2021a)



**Figura 4-4** - Diagrama de solicitud para graficar

En la **Figura 4-4**, se describe la lógica del funcionamiento de la comunicación en el programa. Comienza cuando se activa el evento del botón de *graficar* o *enviar parámetros*, en el caso de graficar, la recepción de datos se da hasta que se active el evento *detener* (ambos activados con el mismo botón). Cuando está en estado de graficación,

Para el caso de envío de parámetros, el proceso es más simple: una vez se activa el evento de envío de parámetros en cualquiera de las pantallas (o fragmentos de parámetros), se verifica si está abierto el *socket*, y si está graficando. Si está abierto sencillamente llama la función de envío datos, y si no, se crea el *socket*, se envían los datos, y se vuelve a cerrar el *socket*.

### 4.3 Panel de Inicio

En la **Figura 4-5** Se muestra el panel de inicio, en el cual se puede apreciar el estado de conexión WiFi y el estado de conexión con el simulador.

## 72 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

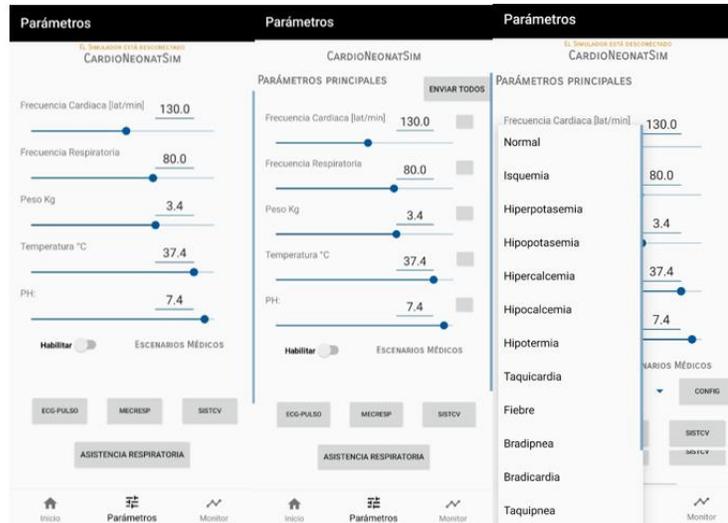
---



Figura 4-5 Pantalla de inicio desconecta y conectada al simulador

### 4.4 Panel de cambio de parámetros

En la **Figura 4-6**, se muestra el panel o fragmento de cambio de parámetros, es el único panel que permite el acceso a los fragmentos de configuración de parámetros avanzados. Parámetros ECG, Parámetros de mecánica respiratoria y Parámetros de modelo cardiovascular



**Figura 4-6** Panel parámetros simulador desconectado y conectado, selección de escenario médico

En este panel encontramos las variables generales para el modelo, o las principales se pueden cambiar en cualquier momento y para cargarlas en el simulador se debe activar el evento del botón al lado de cada variable, o el botón enviar todos, para enviar todos los parámetros de este panel.

Los botones solo se habilitarán cuando esté conectado el simulador

#### 4.4.1 Panel Parámetros de ECG

En este panel se encuentran todos los parámetros de ECG, frecuencia cardiaca, Parámetros de variabilidad de ritmo cardiaco cómo la desviación del ritmo cardiaco, las frecuencias del espectro del intervalo RR, sus potencias y relación entre la magnitud de las frecuencias LF/HF.

También están los parámetros de forma de onda, ángulos, amplitudes y anchuras de los ciclos ECG, P, Q, R, S, T **Figura 4-7**

## 74 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

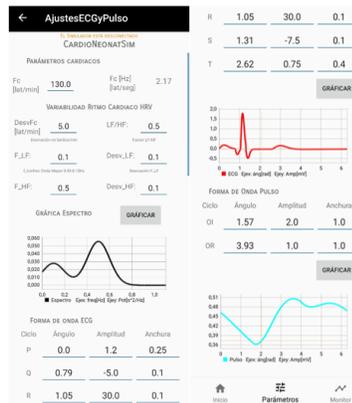


Figura 4-7 Panel de configuración ECG

Figura 4-7 Panel de configuración ECG

### 4.4.2 Panel Parámetros Mecánica Respiratoria

En este panel podemos modificar los parámetros referentes a la configuración de las ondas respiratorias, presión alveolar, y flujo corriente.

En la **Figura 4-8**, se muestra el panel, en este panel, podemos modificar la presión atmosférica, el porcentaje de inspiración/expiración y de espacio muerto de las vías aéreas



Figura 4-8 Panel de parámetros Mecánica respiratoria

### 4.4.3 Panel de parámetros modelo cardiovascular

En la **Figura 4-9**, se muestra el panel de parámetros del modelo cardiovascular, en este panel se encuentran todos los parámetros configurables del modelo circular cardiovascular, para hallar presión arterial, saturación de oxígeno y presión de CO<sub>2</sub>.

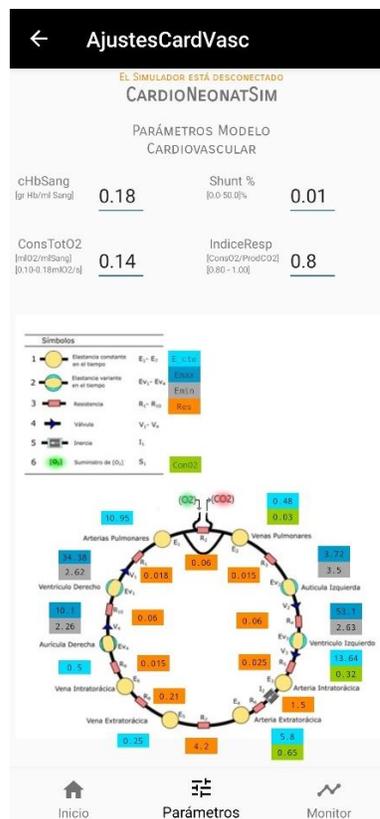
Los parámetros que se pueden variar desde este panel, son los siguientes:

La concentración de hemoglobina en la sangre.

El factor de porcentaje de bypass alveolar o factor shunt

Todas las elastancias, en el caso de los compartimentos del corazón que son elastancias variables, se cambian la elastancia mínima y máxima.

Resistencias del flujo sanguíneo entre compartimentos.



**Figura 4-9** Panel de parámetros de modelo cardiovascular

#### 4.4.4 Panel de configuración Escenarios médicos

En la **Figura 4-10**, se muestra el panel, en el cual se pueden cambiar parámetros de los escenarios médicos ya establecidos, para modificar según criterio del enseñante o estudiante

| Parámetros de Escenario              |        | Ciclo  | Ángulo | Amplitud   | Ancho | Shunt (By pass Alveolar) %           |                             |                 |
|--------------------------------------|--------|--|--------|--|-------|--------------------------------------|-----------------------------|-----------------|
| Frecuencia Cardíaca [rpm]            | 130.0  | P  | 0.0    | 1.2  | 0.25  | 0.01                                 |                             |                 |
| Frecuencia respiratoria [rpm]        | 80.0   | Q  | 0.79   | -5.0   | 0.1   | Consumo total de O2 [mlO2/seg] 0.14  |                             |                 |
| Peso [kg]                            | 3.4    | R  | 1.05   | 30.0   | 0.1   | Índice Respiratorio R [CO2/cCO2] 0.8 |                             |                 |
| Temperatura [°C]                     | 37.4   | S  | 1.31   | -7.5   | 0.1   | EaImax                               | 3.72 EaImIn 3.5             |                 |
| PH                                   | 7.4    | T  | 2.62   | 0.75   | 0.4   | EviMax                               | 53.1 EviMin 2.63            |                 |
| Variabilidad de ritmo cardíaco HRV   | 5.0    | Forma de Onda de Pulso                       |        |  |       | EaIt                                 | 13.64 EaEt 5.8              |                 |
| Desviación Frecuencia cardíaca [rpm] | 5.0    | Ciclo  | Ángulo | Amplitud   | Ancho | Evet                                 | 0.25 EvIt 0.5               |                 |
| Factor LF/HF                         | 0.5    | OI   | 1.57   | 2.0  | 1.0   | Eadmax                               | 10.1 EadMin 2.26            |                 |
| Frecuencia Baja Frecuencia LF [Hz]   | 0.1    | OR   | 3.93   | 1.0  | 1.0   | Evdmax                               | 34.38 EvdMin 2.62           |                 |
| Frecuencia Alta Frecuencia HF [Hz]   | 0.5    | Parámetros de Mecánica Respiratoria          |        |  |       | Eap                                  | 10.95 Evp 0.48              |                 |
| Desviación LF                        | 0.1    | DeltaPmax                                    | 1.0    |  |       | MaitO2                               | 0.32 MaetO2 0.65 MvpO2 0.03 |                 |
| Desviación HF                        | 0.1    | Presión atmosférica [mmHg]                   | 760.0  |  |       | Rai                                  | 0.06 Rvi 0.025              |                 |
| Forma de Onda ECG                    |        | Tiempo de inspiración % Período respiratorio | 0.3    |  |       | Rait                                 | 1.5 Raet 4.2                |                 |
| Ciclo                                | Ángulo | Amplitud                                     | Ancho  | Resistencia vías aéreas [mlSang/mmHg] 0.014              |       |                                      | Rvet                        | 0.21 Rvit 0.015 |
| P                                    | 0.0    | 1.2  | 0.25   | Capacidad Pulmonar [ml/kg] 65.0                          |       |                                      | Rad                         | 0.06 Rvd 0.018  |
| Q                                    | 0.79   | -5.0   | 0.1    | Volumen espacio muerto VD % 0.3                          |       |                                      | Rap                         | 0.06 Rvp 0.015  |
|                                      |        |  |        | Parámetros Cardio Vasculares                             |       |                                      |                             |                 |
|                                      |        |  |        | Concentración de Hemoglobina en la Sero (ar/mlSang) 0.18 |       |                                      |                             |                 |
|                                      |        |  |        | Shunt (By pass Alveolar) % 0.01                          |       |                                      |                             |                 |

**Figura 4-10** Panel de configuración de escenarios médicos

#### 4.5 Panel de monitoreo

En la **Figura 4-11**, se muestra el panel monitor. El panel de monitoreo se encarga de graficar las señales vitales del simulador, una vez se active el evento del botón de graficación, también se pueden hacer modificaciones de las frecuencias cardíaca y respiratoria, y ajustar la escala de tiempo de la graficación.

Para realizar la graficación, se utilizó la librería de graficación MPAndroidChart, creada por Philippe Jahoda, (2019).

En el panel de datos, se encuentra, la frecuencia cardíaca, la frecuencia vascular asociada la pulso, que es la frecuencia cardíaca en el ciclo inmediatamente anterior, la frecuencia respiratoria o ventilatoria, la presión arterial media, la presión sistólica, la presión diastólica, la saturación de oxígeno y la presión espiratoria de CO<sub>2</sub>.

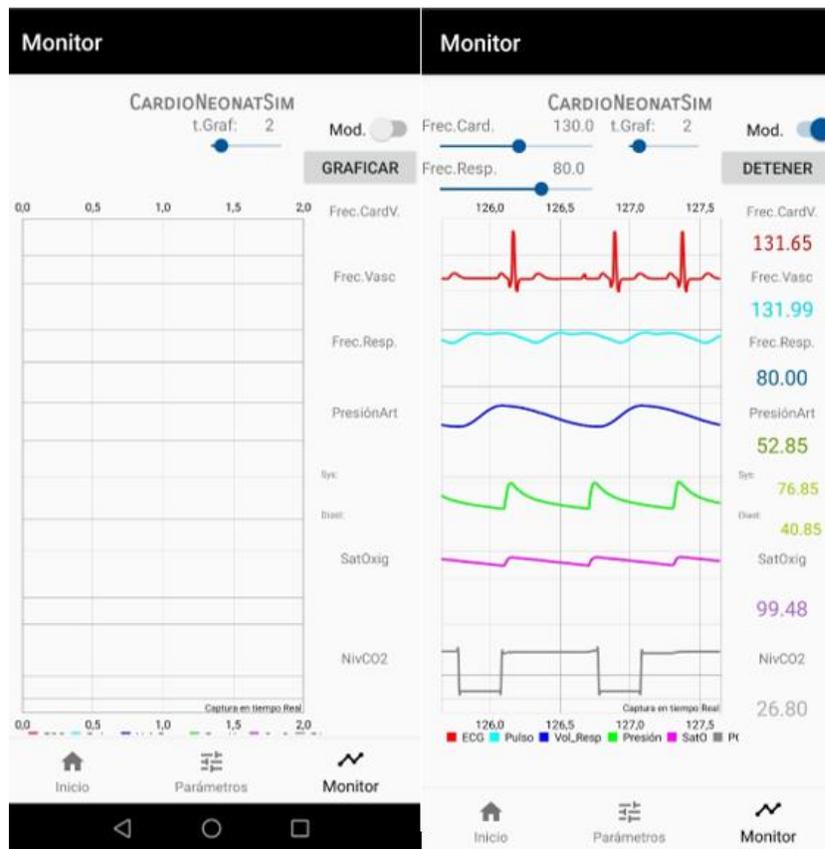


Figura 4-11 Panel de monitoreo antes y después de activación

## 5. Prototipo físico

En este capítulo, se explicará la composición, funcionamiento e interacción con el prototipo físico desarrollado para el simulador

El prototipo físico es un maniquí del neonato donde se encuentran las placas electrónicas, sensores y actuadores, que permiten identificar comportamientos del simulador.

La constitución del prototipo consta de dos secciones, las cuales se denominan, según la perspectiva del prototipo en: unidad de procesamiento y comunicación, y periféricos; dentro de la unidad de procesamiento se encuentran: la placa escudo diseñada que contiene las dos placas Arduino Due y NodeMCU, y está la etapa de alimentación de energía.

En los periféricos están: el parlante reproductor de sonidos cardíaco y respiratorios, está la detección de masaje torácico, está el aro led que cambia el color facial, el motor que genera el movimiento torácico y la detección de asistencia respiratoria.

A continuación, describimos estas secciones, estructura general del prototipo, interacción con el usuario y resultados.

### 5.1 Estructura general del prototipo

La parte externa y anatómica del prototipo proviene de un muñeco comercial, cuyo cuerpo está fabricado en vinil PVC. Consta de un interruptor de encendido, led indicador, dos baterías recargables de 3.7V, puertos USB para conexión a las tarjetas Arduino Due y NodeMCU, y puerto de alimentación DC (Jack 5.5).

En la **Figura 5-1**, se muestra la cabeza del prototipo, En la cabeza se encuentra la tarjeta escudo con las tarjetas Arduino Due, NodeMCU, Amplificador de audio y el aro neopíxel para cambio de color facial.



**Figura 5-1** Cabeza prototipo físico

En el tórax, se encuentra el parlante reproductor de los sonidos cardiacos. El motor que realiza el movimiento torácico a causa de la respiración, la celda de carga que detecta el masaje torácico y las tarjetas de regulación y carga de las baterías, las baterías se encuentran dentro de la pierna derecha **Figura 5-2**.



**Figura 5-2** (a) Prototipo completo, (b) Accionamiento movimiento torácico y celda de carga

## 5.2 Interacción con el usuario

El prototipo tiene un interruptor de encendido en el costado izquierdo del tórax, con un led indicador, este dispositivo interrumpe la alimentación sea de las baterías o de la salida del regulador, hacia la tarjeta escudo, que energiza las tarjetas.

Permite alimentación DC, hasta 20V, por el Jack de alimentación, cuando se conecta alimentación externa se inicia el proceso de carga de las baterías, y se alimenta el interruptor con la salida del regulador de voltaje DC.

En el costado derecho del tórax se encuentra el conector de alimentación y dos puertos USB, el puerto más alto permite conexión con la tarjeta Arduino Due, para alimentación, programación o monitoreo, y el puerto más bajo permite la conexión con el NodeMCU para programación o monitoreo.

Cuando se presiona en el punto marcado en el tórax se presiona la celda de carga, recibiendo un estímulo de masaje torácico.

Una vez el prototipo está activado, interruptor encendido, por medio de la aplicación desarrollada se debe conectar a la red WiFi CardioNeonatSim, y en la pantalla monitor activar el botón graficar; una vez se de este evento se verá cómo se inicia el movimiento del tórax según sea la frecuencia respiratoria, el color facial según sea la temperatura y saturación de oxígeno y se escucharán los sonidos cardiacos y respiratorios (según los cálculos en tiempo real de los modelos de las frecuencias cardiaca y respiratoria)

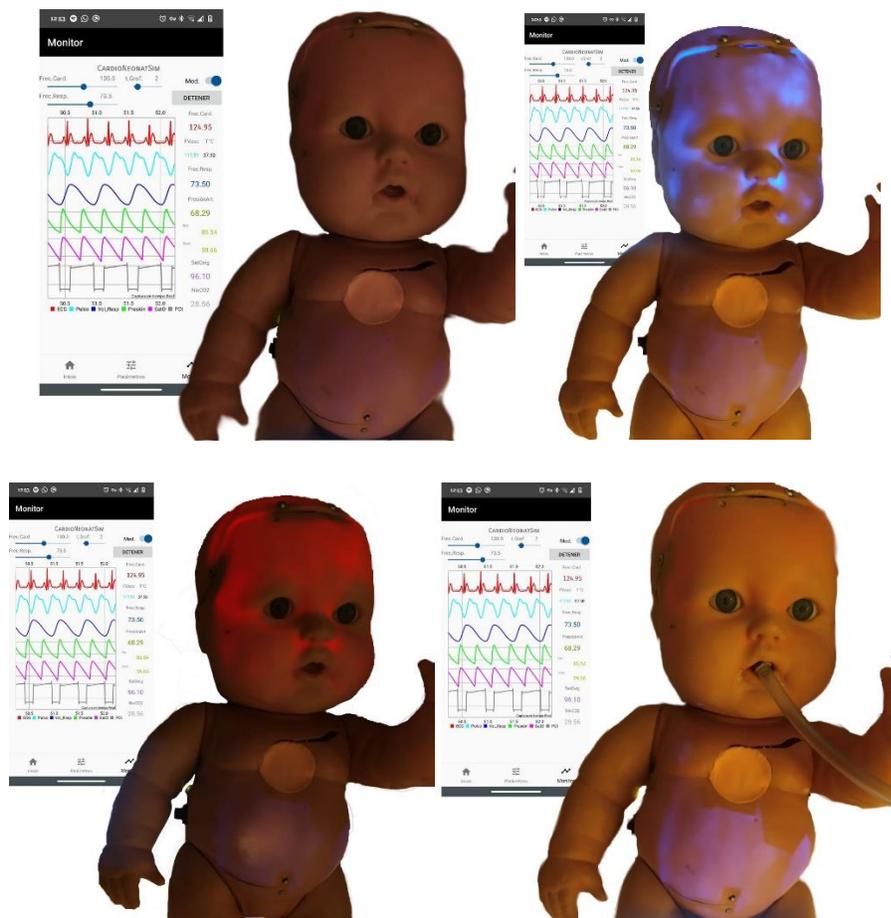


**Figura 5-3** Conector de carga para baterías, Puertos USB, Interruptor de encendido

## 5.3 Resultado

El resultado obtenido es un prototipo con la capacidad de indicar cambios en el color del rostro, realizar movimientos torácicos según sea la frecuencia respiratoria, reproducir los sonidos cardiacos según sea la frecuencia cardiaca, recibir estímulos, cómo el masaje torácico, y simular asistencia respiratoria.

Es un prototipo que funciona con baterías o con conexión externa de alimentación DC, que debe ser mayor a 9V y sirve para cargar las baterías



**Figura 5-4** - Prototipo físico en simulación, situación normal, cianosis, asistencia respiratoria, fiebre



# 6. Conclusiones y recomendaciones

## 6.1 Conclusiones

En este trabajo de tesis se diseñó e implementó un emulador neonatal híbrido basado en una plataforma y software abierto. El simulador logró recrear, en tiempo real, las señales vitales por medio de la aplicación de los modelos matemáticos propuestos, ejecutarlo en hardware en tiempo real, y visualizarlo por medio de una aplicación móvil, comunicada de manera inalámbrica vía WiFi, creando un prototipo físico, que permite, interactuar con el simulador, visualizando efectos fisiológicos. El simulador también recibe diferentes estímulos.

Los resultados principales de esta tesis se pueden ver desde 5 perspectivas: resultados en modelos matemáticos, resultados en simulación HIL, resultados en software, resultados en hardware y resultados en integración del simulador neonatal completo.

- ***Resultados en modelos matemáticos***

El modelamiento de las señales fisiológicas permitió reproducir los signos vitales con formas de onda que se acercan a las señales reales y sincronizadas entre sí, permitiendo reflejar efectos como la variabilidad del ritmo cardiaco, tiempos de activación, amplitudes y duración de los ciclos de la onda ECG.

Por medio del modelamiento cardiovascular, se logra integrar la mecánica respiratoria, la función cardiaca, con los modelos de vasos de transporte sanguíneo, que permiten modificar características de cada vaso, y de las cámaras del corazón, como la elastancia, la resistencia, y el consumo de oxígeno. Produciendo señales de presiones vasculares, flujos y volúmenes sanguíneos, también incluye la concentración de hemoglobina en la sangre, la cual permite, conjunto con el consumo de oxígeno y el cálculo del ingreso de oxígeno, calcular la saturación de oxígeno, y su correspondiente presión de CO<sub>2</sub>, por medio de la relación de eficiencia respiratoria R, que también es un parámetro modificable.

- ***Resultados en simulación HIL***

Las simulaciones de los modelos matemáticos de las señales vitales fueron realizadas en Matlab, la universidad tiene licencia para el uso de este software, y es ampliamente utilizado por la comunidad universitaria y académica, lo cual permite continuar con el

desarrollo del simulador neonatal por parte del grupo de investigación y la comunidad universitaria y académica en general.

Por medio de la simulación realizada en Matlab, se logran recrear diferentes escenarios, verificar las formas de onda generadas, y estructurar la lógica de programación del hardware, también permite verificar la similitud de las señales generadas con las señales reales.

- **Resultados en Software**

El software permite navegar entre menús de parámetros y configuraciones, con gráficos previos de las formas de ondas según la configuración establecida, lo cual permite al usuario recrear muchas situaciones, y analizar el comportamiento de cada una de las variables contenidas en el simulador

La aplicación, permite escoger escenarios médicos, los cuales envían un set de parámetros al hardware, y reproducir formas de onda de signos vitales de algunas patologías. También existe un menú de configuración, donde se permite variar los parámetros de cada uno de los escenarios médicos a escoger.

- **Resultados en Hardware**

Se implementa el modelamiento, y la interactividad del software desarrollado (aplicación de Android) en hardware, por medio de dos placas soportadas en la plataforma Arduino, Arduino Due y ESP32, generando independencia en cada placa, El Arduino Due encargándose de todo el procesamiento y lógica de control del simulador, y el ESP32 a cargo de la comunicación inalámbrica WiFi, y la comunicación serial entre placas.

De esta manera, queda un hardware con gran facilidad de modificación, para realizar mejoras y añadir nuevas funcionalidades, el cuál servirá, para continuar con el desarrollo del campo de investigación de simuladores médicos.

El hardware proporciona un punto de acceso de conexión WiFi, al cual un dispositivo Android puede conectarse y por medio de la aplicación desarrollada, permite control y manejo del simulador. El hardware desarrollado contempla una placa de conexión donde se pueden acceder a las conexiones a los pines de cada una de las tarjetas por medio de bornes, para futuros desarrollos o mejoras

- **Resultados en integración del simulador neonatal completo**

Este simulador es una herramienta importante para la enseñanza al personal médico, ya que permite recrear un escenario de asistencia neonatal, El simulador logra reproducir los signos vitales, ECG, pulso, volumen respiratorio, presión arterial, saturación de oxígeno y presión de CO<sub>2</sub>. Los signos inalámbrica WiFi, por medio de un dispositivo móvil Android.

Este simulador refleja algunos estímulos que dependen de las señales vitales, cómo lo son, los sonidos cardiacos, el color facial y el movimiento torácico según sea la frecuencia respiratoria; por medio de un prototipo físico, que funciona con baterías recargables, y posee puertos usb, para continuar con el desarrollo o diagnóstico de las placas electrónicas que realizan el procesamiento de los modelos matemáticos, y controlan el envío de las señales vitales, y características de los estímulos en el prototipo físico.

## 6.2 Recomendaciones y trabajo futuro

Este simulador tiene un gran potencial de mejora, se pueden generar relaciones más detalladas entre la función cardiaca y el sistema cardiovascular, una forma para que la señal ECG, tenga una directa relación con las elastancias variables del corazón.

También se pueden añadir cuadros virales que afecten la temperatura, la concentración de hemoglobina y la saturación de oxígeno.

Se pueden modelar otros órganos, cómo el control cerebral del sistema cardiovascular, efectos del sistema simpático, parasimpático, ante circunstancias de atención neonatal.

Se pueden añadir otros órganos cómo riñones e hígado que influyen en la regulación del balance de  $\text{CO}_2$  y  $\text{O}_2$ , en el sistema cardiovascular.

Control de impulsos eléctricos desde el cerebro para las fases de activación del corazón, retroalimentación de saturación de oxígeno con el ritmo cardiaco, en escenarios de esfuerzo físico, o patologías respiratorias.

Incorporar otros lazos de control, como comandar la frecuencia respiratoria, con la demanda de oxígeno del neonato, entre otros sistemas de control que se dan en el cuerpo humano.

86 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

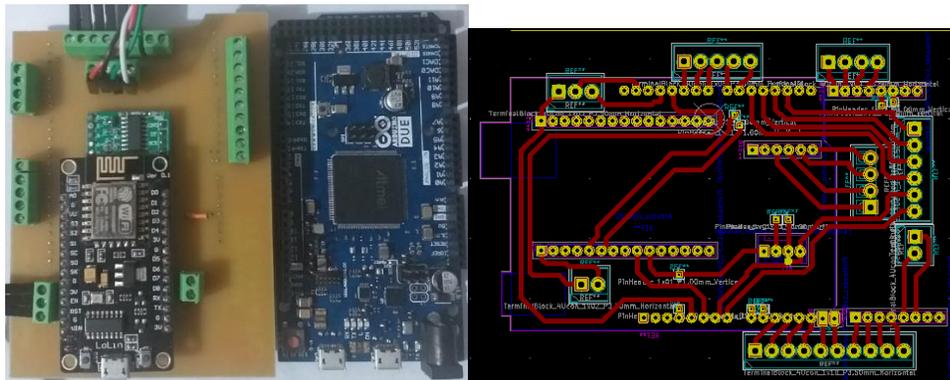
---

Mejoras en el prototipo físico añadiendo efectos corporales, movimientos de extremidades y cabeza, entre otros, que generará un simulador cada vez más completo, y acertado para el entrenamiento médico.

## A. Anexo: Placa escudo de acople de placas

Para lograr acoplar las dos placas, se realizó una placa escudo, donde la placa WiFi, ESP32, queda soldada a la placa escudo, y la conexión a la placa principal, se realiza de modo enchufable, por medio de pines.

En la **Figura 6-1**, se muestra en (a) Placa escudo con placa principal arduino Due, y en (b) Diseño PCB de placa escudo.



**Figura 6-1** – PCB de placa escudo

A continuación, se enuncian las entradas y salidas utilizadas de la tarjeta:

Alimentación de voltaje: Pin Vin (7V), Pin GND (0V)

Programación y diagnóstico: Puerto Serial0 TX0 (Pin 1), RX0 (Pin 0)

Comunicación: Puerto Serial1 TX1 (Pin 18), RX1 (Pin 19)

Entradas digitales:

Asistencia respiratoria: Pin 11 (Conmuta 3.3V, voltaje permitido en Arduino Due)

## **88      Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos**

---

Entradas analógicas:

Masaje torácico: Pin A0 y Pin A1 (Procedente de tarjeta HX711-Celda de carga 1Kg)

Salidas digitales:

Cambio de giro motor movimiento torácico: Pin 3 y Pin 4

Salida PWM, velocidad movimiento torácico: Pin 5

Salida serial, aro neopixel color facial: Pin 12

## B. Anexo: Protocolo de envío serial de datos.

Para el proceso de la comunicación serial, el cambio de parámetros, y las ordenes de inicio y detención, se utilizó un byte de identificación, al inicio del buffer de envío de parámetros y el carácter correspondiente al byte de finalización es @.

En la **Tabla 6-1** y en la **Tabla 6-2**, se muestran los caracteres de identificación, de cada parámetro.

**Tabla 6-1** - Identificación de envío de buffers serial

| Señal de buffer                     | Caracter de Identificación |
|-------------------------------------|----------------------------|
| ECG                                 | A                          |
| Pulso                               | B                          |
| Volumen Respiratorio                | C                          |
| Presión                             | D                          |
| Saturación de Oxígeno               | E                          |
| Presión Espiratoria CO <sub>2</sub> | F                          |
| Intervalo RR                        | G                          |
| Valores nominales                   | H                          |

**Tabla 6-2** - Identificación parámetros de entrada al Simulador

| Instrucción                 | Caracter inicio de buffer |
|-----------------------------|---------------------------|
| Inicio de simulación        | i                         |
| Fin de simulación           | f                         |
| <b>Parámetros generales</b> |                           |
| lpm- Frecuencia Cardiaca    | a                         |

## 90 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

---

|                                   |   |
|-----------------------------------|---|
| rpm- Frecuencia Respiratoria      | b |
| Peso                              | c |
| T - Temperatura                   | d |
| PH                                | e |
| <b>ECG y HRV</b>                  |   |
| StdIpm -Desviación Frec. Cardíaca | A |
| LF_HF                             | B |
| F <sub>LF</sub>                   | C |
| StdF <sub>LF</sub>                | D |
| F <sub>HF</sub>                   | E |
| StdF <sub>HF</sub>                | F |
| Θ <sub>P</sub>                    | G |
| Θ <sub>Q</sub>                    | H |
| Θ <sub>R</sub>                    | I |
| Θ <sub>S</sub>                    | J |
| Θ <sub>T</sub>                    | K |
| A <sub>P</sub>                    | L |
| A <sub>Q</sub>                    | M |
| A <sub>R</sub>                    | N |
| A <sub>S</sub>                    | - |
| A <sub>T</sub>                    | O |
| B <sub>P</sub>                    | P |
| B <sub>Q</sub>                    | Q |
| B <sub>R</sub>                    | R |
| B <sub>S</sub>                    | S |
| B <sub>T</sub>                    | T |
| <b>Pulso</b>                      |   |
| Θ <sub>OI</sub>                   | U |
| Θ <sub>OR</sub>                   | V |
| A <sub>OI</sub>                   | W |
| A <sub>OR</sub>                   | X |
| B <sub>OI</sub>                   | Y |
| B <sub>OR</sub>                   | Z |
| <b>Mecánica Respiratoria</b>      |   |
| DeltaPa_max                       | g |
| Pb                                | h |
| T <sub>insp</sub>                 | j |
| R <sub>p</sub>                    | k |

|                               |    |
|-------------------------------|----|
| CP/Kg                         |    |
| V <sub>D</sub>                | m  |
| <b>Sistema Cardiovascular</b> |    |
| Hb                            | n  |
| Sh                            | >  |
| MOtot                         | o  |
| R                             | p  |
| EaiMax                        | 1  |
| EaiMin                        | 2  |
| EviMax                        | 3  |
| EviMin                        | 4  |
| Eait                          | 5  |
| Eaet                          | 6  |
| Evet                          | 7  |
| Evit                          | 8  |
| EadMax                        | 9  |
| EadMin                        | 0  |
| EvdMax                        | !  |
| EvdMin                        | #  |
| Eap                           | \$ |
| Evp                           | %  |
| c_Oait                        | (  |
| c_Oaet                        | )  |
| c_Ovp                         | *  |
| Rai                           | &  |
| Rvi                           | ,  |
| Rait                          | +  |
| Raet                          | -  |
| Rvet                          | .  |
| Rvit                          | /  |
| Rad                           | [  |
| Rvd                           | ]  |
| Rap                           | :  |
| Rvp                           | ;  |

## C. Anexo: Código de programa en Android aplicación móvil.

En este anexo, mostraremos fragmentos del código de la aplicación desarrollada.

En el **Código 6-1**, se indican, las definiciones necesarias para usar el administrador Wifi, en la aplicación.

```
val c:Context= contextMainActivity
val wifiManager:WifiManager=c.getSystemService(Context.WIFI_SERVICE) asWifiManager
val wifiInfo=wifiManager.connectionInfo
val StatusConected:Int=0//StatusConnected 0:Wifioff 1:Wifi on - Sim_off 2:Wifi on-Sim on
val intentFilter:IntentFilter=IntentFilter(WifiManager.WIFI_STATE_CHANGED_ACTION)

val wifi_isConnected: Boolean= wifiManager.isWifiEnabled
wifiInfo=wifiManager.connectionInfo
val ipaddressscap=wifiInfo.ipAddress
```

### Código 6-1 Definiciones WiFiManager

En el **Código 6-2**, se muestra el código utilizado para configurar el escuchador de eventos, el *BroadcastReceiver*, el cual detecta los eventos relacionados con la conexión WiFi, para detectar si el WiFi, está habilitado, y si se logró conexión con la red del simulador.

```

class LiveData_broadcastReceiverWifi():LiveData<Int>() {
    val c:Context= contextMainActivity
    val wifiManager:WifiManager=c.getSystemService(Context.WIFI_SERVICE) as
WifiManager
    var wifiInfo=wifiManager.connectionInfo
    var StatusConected:Int=0 //Status Connected 0:Wifi off 1:Wifi on - Sim_off
                                2:Wifi on - Sim on
    var
    intentFilter:IntentFilter=IntentFilter(WifiManager.WIFI_STATE_CHANGED_ACTION)

    val wifi_Receiver = object : BroadcastReceiver() {
        override fun onReceive(context: Context, intent: Intent) {
            var ipAddressInt:IntArray= IntArray(4)
            val wifi_isConnected: Boolean= wifiManager.isWifiEnabled
            if (wifi_isConnected) {
                wifiInfo=wifiManager.connectionInfo
                val ipaddressscap=wifiInfo.ipAddress
                val
                ipByteArray:ByteArray=BigInteger.valueOf(ipaddressscap.toLong()).toByteArray()

                if (ipByteArray.size==4){
                    for (n in 0..3){
                        ipAddressInt[n]=ipByteArray[n].toInt()
                        if (ipAddressInt[n]<0){ ipAddressInt[n]=ipAddressInt[n]+256 }
                    }
                    val C=ipAddressInt[1]
                    val B=ipAddressInt[2]
                    val A=ipAddressInt[3]
                    if (A==192 && B==168 && C==2) { //MAC Address of Simulator
                                                    "DE:4F:22:19:9B:71"
                                                    //Ip Address in range
                                                    192.168.2...

                        StatusConected=2
                    } else {
                        StatusConected=1
                    }
                } else{StatusConected=1}
            }
            else{StatusConected=0}

            postValue(StatusConected)
        }
    }

    override fun onActive() {
        super.onActive()
        intentFilter.addAction(WifiManager.SUPPLICANT_STATE_CHANGED_ACTION)
        intentFilter.addAction(WifiManager.NETWORK_STATE_CHANGED_ACTION)
        c.registerReceiver(
            wifi_Receiver,
            intentFilter
        )
    }

    override fun onInactive() {
        super.onInactive()
        try {
            c.unregisterReceiver(wifi_Receiver)
        } catch (e: Exception) {
        }
    }
}

```

## Código 6-2 Broadcast Receiver - Detección WiFi

En el **Código 6-3**, se muestra la fracción de código, donde se realiza el envío de los cambios de la frecuencia cardíaca, y la función de envío de datos UDP-WiFi

## 94 Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

---

```
buttonEnv_Fc.setOnClickListener { //Boton enviar frecuencia
cardiaca
    FreqCard=editTextFreqCard.text.toString().toFloat()
    if (socket.isClosed){ socket= DatagramSocket(simPort) }
    UDPComm().sendUDP("a${FreqCard.toString()}${(64).toChar()}")
    if (!graficando){ socket.close() }
    Toast.makeText(this.context, "FreqCard
enviada", Toast.LENGTH_SHORT).show()
}

fun sendUDP(msg: String){
    // Hack Prevent crash (sending should be done using an async task)
    val policy = StrictMode.ThreadPolicy.Builder().permitAll().build()
    StrictMode.setThreadPolicy(policy)
    try {
        socket.broadcast = true
        val sendData = msg.toByteArray()
        val sendPacket = DatagramPacket(
            sendData,
            sendData.size,
            InetAddress.getByName(simipaddr),
            simPort)
        socket.send(sendPacket)
        println("fun sendBroadcast: packet sent to: " +
InetAddress.getByName(simipaddr) + ":" + simPort)
    } catch (e: IOException) {
        println("open fun SendUDP catch exception." + e.toString())
        e.printStackTrace()
    }
}
```

**Código 6-3** Envío de Fc frecuencia cardiaca y función enviar Send.

En el siguiente repositorio: <https://github.com/Oscar0507/CardioNeonatSim.git>, se encuentra el código completo de la aplicación

## D. Anexo: Código de programa en Arduino.

En la **Figura 6-2**, se muestra un fragmento del código desarrollado en la placa principal, que calcula la derivada y la integral para la señal ECG

```
//Cálculo de derivada ECG
float D_Z(float ThetZ,float Z,float Z0, float thetaecg[],float Aecg[], float Becg[]) {

    float DThetaP,DThetaQ, DThetaR, DThetaS, DThetaT;
    float DZ_P, DZ_Q, DZ_R, DZ_S, DZ_T;
    DThetaP=ThetZ-thetaecg[0];
    DThetaQ=ThetZ-thetaecg[1];
    DThetaR=ThetZ-thetaecg[2];
    DThetaS=ThetZ-thetaecg[3];
    DThetaT=ThetZ-thetaecg[4];

    DZ_P=Aecg[0]*DThetaP*exp(-pow(DThetaP,2)/(2*pow(Becg[0],2)));
    DZ_Q=Aecg[1]*DThetaQ*exp(-pow(DThetaQ,2)/(2*pow(Becg[1],2)));
    DZ_R=Aecg[2]*DThetaR*exp(-pow(DThetaR,2)/(2*pow(Becg[2],2)));
    DZ_S=Aecg[3]*DThetaS*exp(-pow(DThetaS,2)/(2*pow(Becg[3],2)));
    DZ_T=Aecg[4]*DThetaT*exp(-pow(DThetaT,2)/(2*pow(Becg[4],2)));

    return -(DZ_P+DZ_Q+DZ_R+DZ_S+DZ_T)-(Z-Z0);
}

//Cálculo de la Integral método RungeKutta Orden 4
float integralECG(float z, float z0,float Thet,float ThetE[],float aE[],float bE[],float dt){
    float K1,K2,K3,K4;
    K1=D_Z(Thet,z,z0,ThetE,aE,bE);
    K2=D_Z(Thet+dt/2,z+dt/2*K1,z0,ThetE,aE,bE);
    K3=D_Z(Thet+dt/2,z+dt/2*K2,z0,ThetE,aE,bE);
    K4=D_Z(Thet+dt,z+dt*K3,z0,ThetE,aE,bE);
    return z+dt/6*(K1+K2+K3+K4);
}
```

**Figura 6-2** Cálculo de derivada e integrales para señal ECG

En el siguiente repositorio:

<https://github.com/Oscar0507/CardioNeonatSimArduinoESP32.git>, se encuentra el código completo del desarrollo de software para las dos placas utilizadas.



## Bibliografía

- Al-Elq, A. (2010). Simulation-based medical teaching and learning. *Journal of Family and Community Medicine*, 17(1), 35. <https://doi.org/10.4103/1319-1683.68787>
- Amalfi, E. (s/f-a). Hipercalcemia en el Electrocardiograma. Recuperado el 6 de mayo de 2021, de <https://www.my-ekg.com/metabolicas-drogas/hipercalcemia-ekg.html>
- Amalfi, E. (s/f-b). Hiperpotasemia en el Electrocardiograma. Recuperado el 6 de mayo de 2021, de <https://www.my-ekg.com/metabolicas-drogas/hiperpotasemia-ekg.html>
- Amalfi, E. (s/f-c). Hipocalcemia en el Electrocardiograma. Recuperado el 6 de mayo de 2021, de <https://www.my-ekg.com/metabolicas-drogas/hipocalcemia-ekg.html>
- Amalfi, E. (s/f-d). Hipopotasemia en el Electrocardiograma. Recuperado el 6 de mayo de 2021, de <https://www.my-ekg.com/metabolicas-drogas/hipopotasemia-ekg.html>
- Android. (2021a). DatagramPacket | Desarrolladores de Android | Android Developers. Recuperado el 10 de mayo de 2021, de <https://developer.android.com/reference/java/net/DatagramPacket>
- Android. (2021b). Descripción general de las transmisiones | Desarrolladores de Android. Recuperado el 7 de mayo de 2021, de <https://developer.android.com/guide/components/broadcasts?hl=es-419>
- Android. (2021c). WifiManager | Desarrolladores de Android | Desarrolladores de Android. Recuperado el 7 de mayo de 2021, de <https://developer.android.com/reference/android/net/wifi/WifiManager>
- Arrighi, L., & Fonseca, D. (2009). Development of a Neonatal Interactive Simulator by Using an RFID Module for Healthcare Professionals Training. *Deploying RFID - Challenges, Solutions, and Open Issues*. <https://doi.org/10.5772/17477>
- Avia Semiconductor. (2021). HX711 Datasheet. Recuperado el 29 de agosto de 2021, de <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1132222/AVIA/HX711.html>
- Bastarrika, G. (s/f). ¿Cuáles son los patrones ECG que se producen en la cardiopatía isquémica? Recuperado el 6 de mayo de 2021, de <https://ecocardio.com/documentos/biblioteca-preguntas-basicas/preguntas-al-cardiologo/1061-patrones-ecg-que-se-producen-en-cardiopatia-isquemica.html>

- Borge, M. J. (2011). G367: Tema 2. Mecánica respiratoria. Recuperado el 5 de mayo de 2021, de Universidad de Cantabria website:  
<https://ocw.unican.es/mod/page/view.php?id=552>
- Cannizzaro, C. M., & Paladino. (2011). *Fisiología y fisiopatología de la adaptación neonatal*. Dres. *Fisiología y fisiopatología de la adaptación neonatal*.
- Cedeño, T., & Pendón, S. (2012). Electrocardiograma en paciente sano y joven (AMF 2012) El reto de la imagen. *Actualización en Medicina de Familia*. Recuperado de [https://amf-semfyc.com/web/article\\_ver.php?id=1692](https://amf-semfyc.com/web/article_ver.php?id=1692)
- Chowdhury, M. H., Shuzan, M. N. I., Chowdhury, M. E. H., Mahbub, Z. B., Monir Uddin, M., Khandakar, A., & Reaz, M. B. I. (2020). Estimating blood pressure from the photoplethysmogram signal and demographic features using machine learning techniques. *Sensors (Switzerland)*, 20(11). <https://doi.org/10.3390/s20113127>
- Cifuentes, J. A. (2011). *Desarrollo de un Sistema de Simulación Interactivo de un Paciente Neonato para Entrenamiento Médico*. Universidad Nacional.
- Dávila-Cervantes, A. (2007). Simulación en Educación Médica. | Revista Investigación en Educación Médica. *Investigación en Educación médica*. Recuperado de <http://riem.facmed.unam.mx/node/254>
- DelValle, L. (2021). El interfaz socket. Recuperado el 10 de mayo de 2021, de [http://www.lcc.uma.es/~eat/services/i\\_socket/i\\_socket.html#link2](http://www.lcc.uma.es/~eat/services/i_socket/i_socket.html#link2)
- Doshi, H. H., & Giudici, M. C. (2015, marzo 1). The EKG in hypothermia and hyperthermia. *Journal of Electrocardiology*, Vol. 48, pp. 203–209.  
<https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2014.12.001>
- Estepa, Y. (2012). *Diseño e implementación de un sistema electromecánica para emular escenarios médicos del sistema respiratorio de pacientes neonatales*.
- Gee, A. H., Barbieri, R., Paydarfar, D., & Indic, P. (2017). Predicting Bradycardia in Preterm Infants Using Point Process Analysis of Heart Rate. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(9), 2300–2308.  
<https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2632746>
- GitHub - PhilJay/MPAndroidChart: A powerful  Android chart view / graph view library, supporting line- bar- pie- radar- bubble- and candlestick charts as well as scaling, panning and animations. (s/f). Recuperado el 10 de mayo de 2021, de

- <https://github.com/PhilJay/MPAndroidChart>
- Goldberger, A., Amaral, L., Glass, L., Hausdorff, J., Ivanov, P. C., Mark, R., & Stanley, H. E. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet:
- Goodwin, J. A., Van Meurs, W. L., Sá Couto, C. D., Beneken, J. E. W., & Graves, S. A. (2004). A model for educational simulation of infant cardiovascular physiology. *Anesthesia and Analgesia*, 99(6), 1655–1664.  
<https://doi.org/10.1213/01.ANE.0000134797.52793.AF>
- Institute of Medicine (US) Committee on Quality of Health Care in America. (2000). *To Err Is Human*. <https://doi.org/10.17226/9728>
- Javorka, K., Lehotska, Z., Kozar, M., Uhríkova, Z., Kolarovszki, B., Javorka, M., & Zibolen, M. (2017). Heart Rate Variability in Newborns. *Physiol. Res*, 66, 203–214.  
<https://doi.org/10.33549/physiolres.933676>
- Jeria, C., Hernández, R., & Benn, C. (2011). Alteración de la variabilidad del ritmo cardíaco en pacientes con síndrome coronario agudo sin supradesnivel del segmento ST: Experiencia preliminar. *Revista chilena de cardiología*, 30(2), 104–112. <https://doi.org/10.4067/s0718-85602011000200003>
- Jezewski, J., Matonia, A., Kupka, T., Roj, D., & Czabanski, R. (2012). Abdominal and Direct Fetal ECG Database v1.0.0. Recuperado el 6 de mayo de 2021, de Determination of the fetal heart rate from abdominal signals: evaluation of beat-to-beat accuracy in relation to the direct fetal electrocardiogram. Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik website:  
<https://physionet.org/content/adfecgdb/1.0.0/>
- Jones, S. A. (2005). *ECG Notes*. Recuperado de [www.fadavis.com](http://www.fadavis.com)
- Kashou, A. (EKG M. (s/f). Normal ECG – The Premier EKG Resource for Medical Professionals – EKG MD – Dr. Anthony Kashou. Recuperado el 1 de julio de 2021, de <https://ekg.md/content/normal-ecg/>
- Kunkler, K. (2006). The role of medical simulation: an overview. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2(3), 203–210.  
<https://doi.org/10.1002/rcs.101>
- Mcsharry, P. E., Clifford, G. D., Tarassenko, L., & Smith, L. A. (2003). A Dynamical Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 50(3). <https://doi.org/10.1109/TBME.2003.808805>

## 10 | Diseño e implementación de simulador HIL (Hardware in the loop) de sistema cardiovascular para neonatos

---

- Meneses, A., Daissy, A., & Cano, C. T. (2006). *Proyecto de Investigación y Desarrollo Diseño y Construcción de un Monitor de Signos Vitales basado en un Computador Portátil*.
- Microchip. (2021). TCP vs. UDP - Developer Help. Recuperado el 29 de agosto de 2021, de <https://microchipdeveloper.com/tcpip:tcp-vs-udp>
- Neri-Vela, R. (2018). El origen del uso de simuladores en Medicina. En *Revista de la Facultad de Medicina UNAM* (Vol. 60).
- Pedraza, D. P. (2015). *Evaluación de un sistema de emulación de sonidos cardíacos y respiratorios en el contexto de la adaptación neonatal y escenarios clínicos básicos en la atención del recién nacido*.
- Penagos, S. P. (2011). *Control de signos vitales*.
- Potkay, J. A. (2008, junio). Long term, implantable blood pressure monitoring systems. *Biomedical Microdevices*, Vol. 10, pp. 379–392. <https://doi.org/10.1007/s10544-007-9146-3>
- Rosen, K. R. (2008). The history of medical simulation. *Journal of Critical Care*, 23(2), 157–166. <https://doi.org/10.1016/j.jcrc.2007.12.004>
- Salazar, J. (s/f). *REDES INALÁMBRICAS*. Recuperado de <http://www.techpedia.eu>
- Sepúlveda, E. H. (2019). *Estudio de la práctica del pinzamiento del cordón umbilical usando análisis bibliográfica, modelos de eventos computacional de la información discretos y modelos dinámicos*.
- Sola, A., Chow, L., & Rogido, M. (2005). Pulse oxymetry in neonatal care in 2005. A comprehensive state of the art review. *Anales de Pediatría*, 62(3), 266–281. <https://doi.org/10.1157/13071843>
- Tortora, G. J. (2006). *Principles of anatomy and physiology* (11a ed.; J. Wiley, Ed.). Recuperado de <https://cmc.marmot.org/Record/.b27071509>
- Varjavand, N., Kaye, J., Wang, S., & Primiano, F. (2000). The Interactive Oxyhemoglobin Dissociation Curve. Recuperado el 5 de mayo de 2021, de Amethyst Research website: <http://www.ventworld.com/resources/oxydisso/dissoc.html>
- WorldSemi. (2021). WS2812 datasheet. Recuperado el 29 de agosto de 2021, de <https://pdf1.alldatasheet.es/datasheet-pdf/view/553088/ETC2/WS2812.html>
- Zijlmans, M., Sá-Couto, C. D., Van Meurs, W. L., Goodwin, J. A., & Andriessen, P. (2009).

Corrected and improved model for educational simulation of neonatal cardiovascular pathophysiology. *Simulation in Healthcare*, 4(1), 49–53.

<https://doi.org/10.1097/SIH.0b013e31818b27a8>