





# Desarrollo de un Sistema de Simulación Interactivo de un Paciente Neonato para Entrenamiento Médico.

Jenny Alexandra Cifuentes Quintero  
02-280229

Dirigido por:  
Carlos Perilla Rozo

Universidad Nacional de Colombia  
Facultad de Ingeniería  
Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica

1 de febrero de 2011





Aprobada por la Facultad de Ingeniería en cumplimiento de los requisitos exigidos para otorgar el título de: **Maestría en Ingeniería - Automatización Industrial**

---

CARLOS ANDRÉS PERILLA.  
Director de la Tesis

---

FLAVIO AUGUSTO PRIETO.  
Codirector de la Tesis

---

LUIS CARLOS MÉNDEZ CÓRDOBA.  
Codirector de la Tesis

---

Jurado

---

Jurado

Universidad Nacional de Colombia  
Bogotá D.C. Octubre de 2010



# *Agradecimientos*

---

Le doy gracias a mi familia, a mis amigos y a mi novio Juan Carlos por el apoyo brindado durante este proceso. Además agradezco al ingeniero Flavio Prieto, Leonardo Bermeo, y al doctor Luis Carlos Méndez y en general a todos los docentes que contribuyeron en mi formación profesional.





# Contenido

---

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente</b>	<b>7</b>
2.1. Monitoreo de los Signos vitales	7
2.1.1. Señal ECG y Frecuencia Cardiaca	8
2.1.2. Pulso	10
2.1.3. Presión arterial	12
2.1.4. Nivel de $CO_2$ y Frecuencia Respiratoria	14
2.1.5. Otras Variables	14
2.2. Reconstrucción de objetos a partir de imágenes de rango	17
2.2.1. Imágenes de Rango	18
2.2.2. Adquisición	18
2.2.3. Registro	18
2.2.4. Integración	19
2.3. Resumen	19
<b>3. Modelado de las patologías</b>	<b>21</b>
3.1. ECG	21
3.1.1. Modelo dinámico	21
3.1.2. Validación	24
3.1.3. Variación del modelo para la obtención de patologías	25
3.2. Presión Arterial Sistémica y Pulmonar	28
3.2.1. Modelo Dinámico	28
3.3. Señal de pulso	31
3.3.1. Modelo Dinámico	33
3.3.2. Validación	33
3.4. Nivel de $CO_2$	34
3.4.1. Modelo Dinámico	35
3.4.2. Validación	36
3.4.3. Variación del modelo	36
3.5. Otras Variables	39

<b>4. Interfaz Gráfica</b>	<b>41</b>
4.1. ECG	42
4.2. Señal de pulso	42
4.3. Nivel de CO2	43
4.4. Otras Variables	43
4.4.1. Frecuencia Cardíaca y Frecuencia Respiratoria	43
4.4.2. Temperatura cutánea y Temperatura Rectal	43
4.4.3. Presión Arterial	44
4.4.4. Saturación de Oxígeno	45
4.4.5. Nivel de CO2	45
4.4.6. Gasto cardíaco	45
4.5. Modelo Tridimensional de Paciente Neonato	45
4.6. Simulador de Paciente Neonato	46
4.6.1. Ejemplo de funcionamiento	49
<b>5. Evaluación Médica</b>	<b>51</b>
<b>6. Conclusiones y trabajo futuro</b>	<b>53</b>
<b>A. Simulador NeoSim</b>	<b>55</b>
A.1. Productos requeridos	56
A.2. Descripción de los productos requeridos	57
A.3. Instalación de Python	59
A.3.1. LINUX	59
A.3.2. WINDOWS	59
A.4. Instalación de wxPython	63
A.4.1. LINUX	63
A.4.2. WINDOWS	63
A.5. Instalación de numPy	66
A.5.1. LINUX	66
A.5.2. WINDOWS	66
A.6. Instalación de matplotlib	68
A.6.1. LINUX	68
A.6.2. WINDOWS	68
<b>B. Escenarios Propuestos</b>	<b>71</b>
B.1. Señal ECG	71
B.2. Señal Nivel de CO2	72
B.2.1. Escenario 1	72
B.2.2. Escenario 2	72
B.2.3. Escenario 3	72
B.3. Escenario Completo	73

B.3.1. Escenario 1 . . . . .	73
B.3.2. Escenario 2 . . . . .	73
<b>C. Prueba Realizada</b>	<b>75</b>



## Índice de figuras

---

1.1. Proceso de Aprendizaje [1] . . . . .	2
2.1. Anatomía del Corazón [2] . . . . .	8
2.2. Activación eléctrica del corazón [3] . . . . .	9
2.3. Despolarización y Repolarización del corazón [2] . . . . .	9
2.4. Derivaciones de miembros bipolares [2] . . . . .	10
2.5. Derivaciones de miembros unipolares [2] . . . . .	10
2.6. Derivaciones Precordiales [2] . . . . .	10
2.7. Características de la señal ECG [4] . . . . .	10
2.8. Características de la señal de pulso . . . . .	11
2.9. Composición de la señal de pulso [5] . . . . .	11
2.10. Diferencias en la señal de pulso [5] . . . . .	11
2.11. Componentes de la onda de presión arterial [6] . . . . .	12
2.12. Uso de un esfigmomanómetro [6] . . . . .	13
2.13. Puntos importantes en la medición de la presión arterial [6] . . . . .	13
2.14. Capnograma normal [7] . . . . .	14
2.15. Ubicación del hipotálamo [8] . . . . .	14
2.16. Proceso de reconstrucción tridimensional. . . . .	18
3.1. Trayectoria típica del modelo dinámico . . . . .	22
3.2. ECG obtenida por simulación empleando Runge_ Kutta . . . . .	23
3.3. Comparación Señal Real y Señal Sintética . . . . .	23
3.4. ECG obtenidas de la Base de datos del MIT . . . . .	24
3.5. Puntos seleccionados sobre la señal ECG . . . . .	24
3.6. Depresión ST. Escaneada EKG real. . . . .	25
3.7. Señal ECG con Isquemia . . . . .	25
3.8. Características de la señal con hiperpotasemia. Escaneada EKG real. . . . .	26
3.9. Modelo de la señal ECG con Hiperpotasemia . . . . .	26
3.10. Características de la señal con hipopotasemia. Escaneada EKG real. . . . .	27
3.11. Señal ECG con distintos grados de Hipopotasemia . . . . .	27
3.12. Cambio en QT. Escaneada EKG real. . . . .	27

3.13. Señal ECG con hipercalcemia y con hipocalcemia . . . . .	27
3.14. Características de la señal ECG con Hipotermia. Escaneada EKG real. . . . .	28
3.15. Señal ECG con hipotermia . . . . .	28
3.16. Modelo Hidráulico análogo para el modelo cardiovascular [9] . . . . .	29
3.17. Presión arterial sistémica sintética . . . . .	31
3.18. Señal de pulso sintética . . . . .	33
3.19. Puntos elegidos para la señal de pulso . . . . .	34
3.20. Señal de CO <sub>2</sub> sintética . . . . .	35
3.21. Capnogramas reales . . . . .	36
3.22. Puntos elegidos para la señal de CO <sub>2</sub> . . . . .	36
3.23. Bajo Nivel de CO <sub>2</sub> [10] . . . . .	37
3.24. Alto Nivel de CO <sub>2</sub> [10] . . . . .	37
3.25. Alto Nivel y Bajo Nivel de CO <sub>2</sub> . . . . .	37
3.26. Capnograma con hendiduras [11] . . . . .	37
3.27. Señal Sintética - Nivel de CO <sub>2</sub> con hendiduras . . . . .	38
3.28. Capnograma con incremento de la pendiente en la fase C-D [12] . . . . .	38
3.29. Señal Sintética - Incremento de la pendiente. . . . .	38
3.30. Capnograma con fase B-C y fase C-D prolongadas [12] . . . . .	38
3.31. Señal Sintética - Fase B-C y Fase C-D prolongadas . . . . .	38
3.32. Función Sigmoide . . . . .	40
4.1. Interfaz Gráfica para la generación de señales ECG . . . . .	42
4.2. Interfaz Gráfica para la generación de señales de pulso . . . . .	42
4.3. Interfaz Gráfica para la generación de capnogramas . . . . .	43
4.4. Interfaz Frecuencia Cardíaca y Frecuencia Respiratoria . . . . .	43
4.5. Interfaz Temperatura cutánea y Temperatura Rectal . . . . .	44
4.6. Interfaz Presión Arterial . . . . .	45
4.7. Interfaz Saturación de Oxígeno . . . . .	45
4.8. Interfaz Nivel de CO <sub>2</sub> . . . . .	45
4.9. Interfaz Gasto cardíaco . . . . .	45
4.10. Modelo decimado al 50% . . . . .	46
4.11. Modelo decimado al 100% . . . . .	46
4.12. Simulador de paciente neonato . . . . .	47
4.13. Simulador de paciente neonato . . . . .	47
4.14. Simulador de paciente neonato . . . . .	47
4.15. Simulador de paciente neonato . . . . .	48
4.16. Simulador de paciente neonato . . . . .	49
4.17. Fiebre y Taquicardia . . . . .	50
A.1. Selección de python en el Administrador de paquetes OpenSUSE 11.1 (YaST) . . . . .	59
A.2. Instalador de python para windows. . . . .	59
A.3. Instalador de python para windows, paso 1. . . . .	59

A.4. Instalador de python para windows, paso 2. . . . .	60
A.5. Instalador de python para windows, paso 3. . . . .	60
A.6. Instalador de python para windows, paso 4. . . . .	61
A.7. Instalador de python para windows, paso 5. . . . .	61
A.8. Instalador de python para windows, paso 6. . . . .	62
A.9. Selección de wxPython en el Administrador de paquetes OpenSUSE 11.1 (YaST)	63
A.10. Instalador de WxPython para windows. . . . .	63
A.11. Instalador de wxPython para windows, paso 1. . . . .	63
A.12. Instalador de wxPython para windows, paso 2. . . . .	64
A.13. Instalador de wxPython para windows, paso 3. . . . .	64
A.14. Instalador de wxPython para windows, paso 4. . . . .	65
A.15. Instalador de wxPython para windows, paso 5. . . . .	65
A.16. Instalador de wxPython para windows, paso 6. . . . .	66
A.17. Instalador de wxPython para windows, paso 7. . . . .	66
A.18. Selección de numPy en el Administrador de paquetes OpenSUSE 11.1 (YaST)	66
A.19. Instalador de numPy para windows. . . . .	66
A.20. Instalador de numPy para windows, paso 1. . . . .	67
A.21. Instalador de numPy para windows, paso 2. . . . .	67
A.22. Instalador de numPy para windows, paso 3. . . . .	67
A.23. Instalador de numPy para windows, paso 4. . . . .	68
A.24. Instalador de numPy para windows, paso 5. . . . .	68
A.25. Selección de matplotlib en el Administrador de paquetes OpenSUSE 11.1 (YaST)	68
A.26. Instalador de matplotlib para windows. . . . .	68
A.27. Instalador de matplotlib para windows, paso 1. . . . .	69
A.28. Instalador de matplotlib para windows, paso 2. . . . .	69
A.29. Instalador de matplotlib para windows, paso 3. . . . .	69
A.30. Instalador de matplotlib para windows, paso 4. . . . .	70
A.31. Instalador de matplotlib para windows, paso 5. . . . .	70





## *Lista de Tablas*

---

1.1. Limitaciones de los métodos Tradicionales[13, 14] . . . . .	1
2.1. Variables Biomédicas incluidas en el simulador . . . . .	8
3.1. Parámetros del modelo ECG . . . . .	22
3.2. Parámetros del modelo ECG con Isquemia . . . . .	25
3.3. Parámetros del modelo ECG con Hiperpotasemia . . . . .	26
3.4. Parámetros del modelo ECG con Hipopotasemia . . . . .	27
3.5. Parámetros del modelo ECG con Hipercalcemia e Hipocalcemia . . . . .	27
3.6. Parámetros del modelo ECG con Hipotermia . . . . .	28
3.7. Parámetros de paciente neonato usados en el modelo de presiones . . . . .	32
5.1. Resultados Señal ECG . . . . .	51
5.2. Resultados Capnograma 1 . . . . .	52
5.3. Resultados Capnograma 2 . . . . .	52
5.4. Resultados Capnograma 3 . . . . .	52
5.5. Resultados Escenario 1 . . . . .	52
5.6. Resultados Escenario 2 . . . . .	52



## *List of Algorithms*

---

- 3.1. Función odeecg, define 3 ODEs acopladas que caracterizan la onda ECG . . . 23
- 3.2. Función runge\_kutta\_4, soluciona 3 ODEs acopladas con Runge- Kutta 4 orden 24
- 3.3. Función odepulso, define 3 ODEs acopladas que caracterizan la onda de pulso 34
- 3.4. Función odeCO2, define 2 ODEs acopladas que caracterizan la onda de pulso . 35



# 1

## Introducción

---

Alrededor de 100 millones de bebés nacen en el mundo cada año, de ellos aproximadamente el 10 % necesitan alguna asistencia al iniciar su respiración y el 1 % requiere esfuerzos intensivos de resucitación como intubación endotraqueal y masajes torácicos [15]. Debido a esta razón el aprendizaje y el entrenamiento que reciba el personal médico se convierte en un factor decisivo al momento de salvar vidas y garantizarles un pronóstico adecuado. El método tradicional de aprendizaje contiene dos etapas: el conocimiento teórico y la experiencia clínica. El problema radica en cómo debe orientarse este entrenamiento, pues aunque en algún punto el aprendiz debe perfeccionar sus habilidades con pacientes vivos, también existe una obligación para proveer un tratamiento óptimo y asegurar la seguridad y el bienestar de los pacientes [16, 17, 18, 19, 20, 21]. Balancear estas 2 necesidades, entre otras limitaciones (ver Tabla 1), representa una tensión ética fundamental en la educación médica que ha conducido a una nueva forma de enseñanza basada en la **Simulación Médica** [22, 23, 1, 15, 14]

<b>Ambiente de Clases</b>
Caracterizado por ser pasivo en las oportunidades de aprendizaje. Puede ser enfocado en su mayoría al enseñar en lugar del aprender. Carencia de señales realísticas, distracciones y presiones. Incapaz de preparar adecuadamente para un ambiente real.
<b>Ambiente Clínico</b>
Coloca a los pacientes en algún grado de riesgo. Las oportunidades de aprendizaje se presentan aleatoriamente. El aprendizaje es limitado por la rapidez del ritmo, la presión y el alto costo inherente.

Tabla 1.1: Limitaciones de los métodos Tradicionales[13, 14]

Se define **Simulación Médica** como la imitación de una cosa, situación o proceso médico real para la práctica de habilidades y la solución de problemas [24, 13] sin el riesgo o costo de hacerlo en la realidad. Este nuevo método (Ver Fig. 1.1) reduce la brecha entre las habilidades cognitivas y la experiencia clínica, disminuyendo las probabilidades de errores médicos en seres humanos [1, 25, 26, 27].

## 1. Introducción

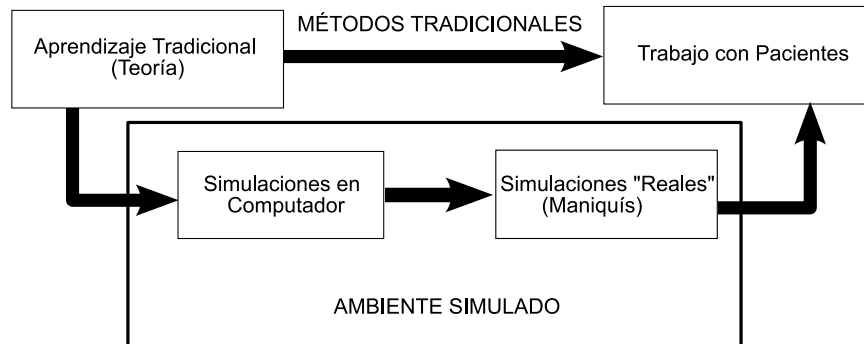


Figura 1.1: Proceso de Aprendizaje [1]

Por su parte, **un simulador** es una representación artificial del mundo real con la fidelidad necesaria para alcanzar un objetivo particular en el proceso de aprendizaje [22, 28, 14].

Entre las principales ventajas de este enfoque se encuentran [29, 13, 15, 30, 31, 14, 32, 23]:

- No crea riesgo para pacientes humanos.
- Provee oportunidades de aprendizaje estructurado con objetivos de aprendizaje definidos.
- Permite la práctica sin interrupción ni interferencia.
- Facilita la realimentación.
- Las simulaciones pueden ser organizadas en tiempos convenientes para aprendices e instructores.
- Fácilmente hecho a la medida de las necesidades de los aprendices individuales.
- Puede ser escalada en intensidad para conocer las necesidades de los aprendices en todos los niveles de experiencia.
- Permite la práctica de rutinas y situaciones raras.
- Fomenta la integración de habilidades cognitivas, técnicas y de comportamiento.
- Facilita el entrenamiento de equipo multidisciplinario.
- Permite la integración de diferentes áreas del currículo.
- Fomenta el uso de múltiples estrategias de aprendizaje.
- Facilita una evaluación individual objetiva para cada estudiante.

## 1. *Introducción*

En general, se ha estructurado la simulación en 5 categorías de acuerdo al esquema propuesto por David Gaba [33]: verbal, pacientes estandarizados, entrenadores por partes, pacientes computarizados y pacientes electrónicos. La simulación verbal se basa en la divulgación de los conocimientos en un juego de rol. Los pacientes estandarizados son actores usados para educar y evaluar la obtención de la historia clínica, habilidades al realizar exámenes físicos, comunicación y profesionalismo. Los entrenadores por partes pueden ser simplemente modelos anatómicos de partes del cuerpo en su estado normal o representando alguna enfermedad. Los pacientes computarizados son interactivos y pueden ser basados en software o ser parte de un mundo virtual basado en Internet. Por último, los pacientes electrónicos están contruidos en software de realidad virtual ó maniquís y la réplica del ambiente clínico es integral [34].

Aunque en el aprendizaje médico, la simulación es una herramienta que formalmente ha sido trabajada hace unas pocas décadas, su uso se remonta desde la construcción del juego de ajedrez en el siglo VI [35]. La representación de signos y síntomas médicos en la literatura o en el teatro pueden imaginarse como los precursores de la simulación no técnica. Posteriormente, en 1929 este enfoque fue utilizado por Edwin Link, quién patentó un prototipo para un entrenador de vuelo, creyendo que era la forma más fácil, segura y económica para aprender a volar. Las fundaciones de Realidad Virtual moderna empezaron en el año 1950 incorporando el término de ambientes inmersivos [34].

El área de la medicina retardó la aplicación de la simulacion por un gran número de razones, incluyendo costos, falta de pruebas rigurosas que generaban escepticismo y principalmente la resistencia al cambio [23, 36]. Así, hasta 1960 se inició la simulación computarizada, en el área de la medicina, con un sistema de comunicación gráfica [37], y se realizó la patente de maniquís para enseñar habilidades obstétricas y reducir las altas cifras de mortalidad infantil [36].

En particular, Resusci Annie, producto insignia de Laerdal nació en 1960 [38, 39, 40]. Este producto fue uno de los primeros eventos significativos en la historia de la simulación médica. Fue inicialmente diseñado para la respiración boca a boca y posteriormente evolucionó para incorporar un resorte en su pecho y permitir la práctica de resucitación cardiopulmonar. El simulador de cardiología, Harvey, debutó en la Universidad de Miami pocos años después.

Los computadores facilitaron la descripción matemática de la fisiología y la farmacología humana, la comunicación alrededor del mundo y el diseño de mundos virtuales [41, 42]. Lo que hizo posible el desarrollo de un prototipo en realidad virtual de un sistema para entrenamiento médico, en el cual el usuario era representado como un avatar y era capaz de manipular sus instrumentos virtuales y realizar procedimientos médicos. Esta plataforma permitía varios usuarios y múltiples módulos de simulación que permitían crear un ambiente virtual compartido [43].

N T y Smith y los colegas de la Universidad de California usaron su experiencia en fisiología cardiovascular y anestesia para desarrollar Sleeper, quien fue el precursor del actual BodySim diseñado para la práctica de la resucitación [44, 45, 46, 47]. Años después saldría al mercado Microsim, un CDrom de Laerdal el cual provee entrenamiento estructurado en emergencias médicas [29].

## 1. *Introducción*

Actualmente, todas las ramas de la cirugía, incluyendo la cirugía general [48, 49], urología [50, 51, 52], neurocirugía [53], ginecología [54], y cirugía ortopédica [55] han hecho uso de la realidad virtual en una u otra forma. Además, la anestesiología [56, 57] y las subespecialidades de la medicina que se orientan a procedimientos, como la gastroenterología, la pulmonología [58] y la cardiología [59] han sido introducidas en el área de la realidad virtual [60, 61].

El primer simulador paciente a escala real humano fue construido en la universidad de California [62, 63]. Las características de Sim1 incluyen parpadeo de ojos, pupilas que pueden cambiar de tamaño, una mandíbula abierta, movimiento respiratorio y el latido del corazón sincronizado con los pulsos temporal y carótido [44, 64]. En 1986, Gaba construyó el prototipo CASE (Comprehensive Anesthesia Simulation Environment) en Stanford [65]. De forma similar a otras innovaciones en tecnología, el costo de esas nuevas modalidades limitó la adquisición de esos maniqués a solo una pequeña porción de los centros médicos. Varios centros Europeos desarrollaron su propio maniqué de simulación computarizado. Los simuladores ACCESS, sophus and Leiden son 3 ejemplos de diseños económicos realizados alrededor del mundo [20, 66, 67].

Posteriormente, el simulador KISMET (1993) incorporó la telecirugía, inicialmente con poco realismo en las simulaciones quirúrgicas pero mejoró rápidamente en paralelo con los avances en elementos técnicos y potencia en el computador [68]. El maniqué parcial Simulador-K fue desarrollado para evaluar las habilidades cardiacas (1990) [69]. Por su parte, Ultrasim replicó la patología abdominal relevante en obstetricia y ginecología. Luego, evolucionaría el sistema de entrenamiento oftálmico en realidad virtual con EYESI producido por VRMagic, el cual inicialmente se diseñó como un simulador de cirugía vitreoretinal y luego se convertiría en la herramienta de aprendizaje de un procedimiento quirúrgico oftálmico más profundo [37].

El primer programa de entrenamiento basado en simulación de la resucitación neonatal fue desarrollado en la Universidad de Stanford a mediados de los 90 [14]. Luego aparecería el simulador de la Gaumard Scientific Company, un maniqué de un paciente recién nacido capaz de presentar cianosis. Años después se desarrollaría un programa de computador que permitía la observación y el control remoto de las señales más importantes en la evaluación precisa del neonato (Frecuencia cardiaca y color de la piel) [14] y se implementaría un modelo virtual del paciente, en el que los signos vitales podían controlarse desde una aplicación de java externa [1]. En el 2000 Laerdal presentaría el primer maniqué Sim Man, un simulador a escala real y portable, diseñado para la práctica de habilidades y escenarios de resucitación. El maniqué también genera sonidos del corazón, respiración y presión de la sangre y permite al instructor desarrollar y editar sus propios escenarios o usar los escenarios preprogramados [29]. Posteriormente, SIMA adoptó un nuevo enfoque e incorporó un computador personal, software, un monitor y 8 escenarios de entrenamiento [34]. Actualmente el simulador utilizado para el entrenamiento de la reanimación neonatal es SimBaby<sup>®</sup>, el cual incluye el software y un maniqué tecnológicamente avanzado e interactivo.

Estos simuladores comerciales son de excelente calidad pero presentan algunas desventajas. En primer lugar el costo de adquisición es muy elevado [13, 70] y se necesitan centros especiales de capacitación con instrumentos, monitores, maniqués y un equipo habilitado para controlar y supervisar el entrenamiento [1]. La razón anterior impide la compra de una cantidad que



## 1. Introducción

satisfaga las necesidades de la enseñanza médica en las diversas instituciones del país. En segundo lugar, y la principal justificación para la realización de este proyecto, es que la escuela de enseñanza de adaptación o reanimación neonatal propuesta por la Universidad Nacional de Colombia requiere una personalización no disponible en los modelos comerciales, causando confusiones al momento de ejercer las técnicas médicas sobre el simulador.

A partir de estas restricciones, surge la necesidad de desarrollar el ambiente virtual de un simulador neonatal adecuado a la historia, enfoque, metodología, razonamiento y procedimientos de la Escuela de Perinatología y Neonatología de la Universidad Nacional de Colombia [71]. Esta herramienta le brindará a los profesores del área de la salud la oportunidad de generar diferentes escenarios en un monitor simulado, lo que permitirá a los estudiantes, la práctica del diagnóstico médico.

El documento se estructura así, en el segundo capítulo se describirán las señales biomédicas incluidas en el simulador y se detallará la forma en que se obtuvo la reconstrucción tridimensional del paciente. En el tercer capítulo se explicarán los modelos utilizados para cada señal y sus respectivas modificaciones para la obtención de los modelos de cada patología. En el siguiente capítulo se observarán los resultados obtenidos, la interfaz gráfica y su funcionamiento en la elaboración de escenarios propios de la enseñanza médica. Finalmente se concluirá y se explicarán las premisas para trabajos futuros.

*El más grande poder de la simulación es la habilidad de tratar y fallar sin consecuencias en animales o pacientes. Es solo a través del error- y la aprehensión de la causa del error-que se observa el verdadero camino hacia el éxito [72].*

## ***1. Introducción***

# *Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente*

---

En el presente capítulo se describirá la fisiología de las señales biomédicas involucradas en la observación y monitoreo de los signos vitales, así como el proceso de reconstrucción 3D del modelo de paciente neonato que se incluirá en la interfaz.

## *2.1 Monitoreo de los Signos vitales*

Las unidades de cuidados intensivos se crearon ante la necesidad de una vigilancia exhaustiva y estricta de pacientes con patología de riesgo vital. Mediante la observación y el registro continuo de los parámetros fisiológicos se valora el estado actual del paciente, su evolución y la repercusión de la terapéutica en su hemodinámica. Hoy en día, la observación de los pacientes es una parte importante de todos los cuidados médicos porque permite monitorizar el progreso del paciente y garantizar una temprana detección de sucesos adversos o recuperación retardada.

Adquirir la habilidad de interpretar adecuada y oportunamente estos parámetros fisiológicos (signos vitales) es fundamental en el entrenamiento médico, pues ayuda tanto a profesionales de la salud como al equipo de primeros auxilios en la elección de variadas conductas de manejo. La determinación y análisis de los signos vitales es de suma importancia en los servicios de urgencia, donde llegan pacientes con gran variedad de cuadros clínicos, algunos en estado crítico y sobretodo en pacientes neonatos, en los cuáles la sintomatología no puede describirse con gran profundidad.

Generalmente, los **Signos vitales** se definen como indicadores que reflejan el estado fisiológico de los organos vitales (cerebro, corazón, pulmones) y expresan de manera inmediata los cambios funcionales que suceden en el organismo. Este término es usado para hacer referencia a la medición de la temperatura, frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, pulso y

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

presión sanguínea. Sin embargo, en la literatura existen sugerencias de que estos parámetros podrían complementarse con otras mediciones útiles.

En el simulador virtual implementado, se pretende ilustrar las variables mencionadas anteriormente junto con otras constantes vitales de utilidad en el diagnóstico médico, como el gasto cardiaco y el nivel de  $CO_2$  del paciente (ver Tabla 2.1). Veamos la descripción fisiológica de cada una de ellas.

<b>Variables Biomédicas incluidas en el simulador</b>
Señal ECG.
Señal de pulso.
Nivel de $CO_2$ .
Presión arterial.
Frecuencia Cardiaca.
Frecuencia Respiratoria.
Temperatura Rectal
Temperatura Cutánea.
Saturación de Oxígeno.
Gasto Cardiaco.

Tabla 2.1: Variables Biomédicas incluidas en el simulador

### 2.1.1 Señal ECG y Frecuencia Cardiaca

El corazón es la estructura central del sistema cardiovascular. Está protegido por la estructura ósea del esternón en su parte anterior, por la columna espinal en su parte posterior y por la caja torácica (ver Figura 2.1) [2]. La contracción de cualquier músculo está asociado con cambios eléctricos llamados “despolarización”, estos cambios pueden ser detectados por electrodos ubicados en la superficie del cuerpo. Aunque el corazón tiene 4 cámaras, desde el punto de vista eléctrico tiene sólo dos, pues las dos aurículas se contraen juntas al igual que los dos ventrículos [73].

La descarga eléctrica para cada ciclo cardiaco normalmente inicia en un área especial de la aurícula derecha llamada el “nodo sinoauricular”. La despolarización se extiende a través de las fibras musculares auriculares, luego sufre un retardo causado mientras se extiende a través de otra área especial en la aurícula llamada el “nodo auriculoventricular”. Desde allí, la descarga eléctrica viaja muy rápidamente: primero en un solo camino llamado el “haz de His”, luego se divide entre los ventrículos derecho e izquierdo. Dentro de la masa del músculo ventricular, la conducción se extiende más lentamente a través de un tejido especial llamado “Fibras Purkinje” (Ver figura 2.2). El ritmo cardiaco normal, con activación eléctrica desde el nodo SA, es llamado “Ritmo Sinusal” [73].

La masa muscular de la aurícula es pequeña comparada con los ventrículos, el cambio eléctrico que produce la contracción de la aurícula también es pequeño. La contracción de la

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

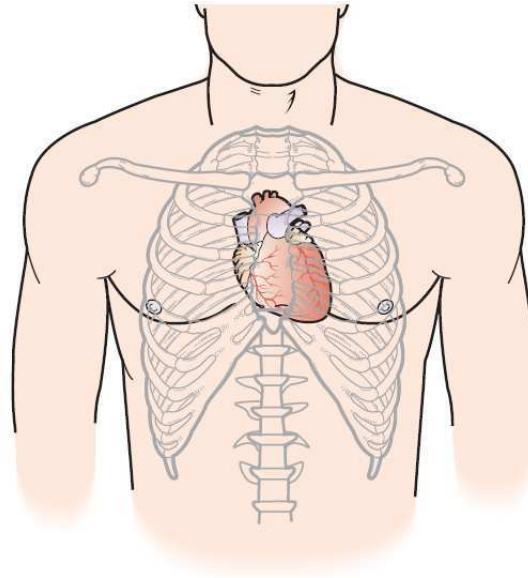


Figura 2.1: Anatomía del Corazón [2]

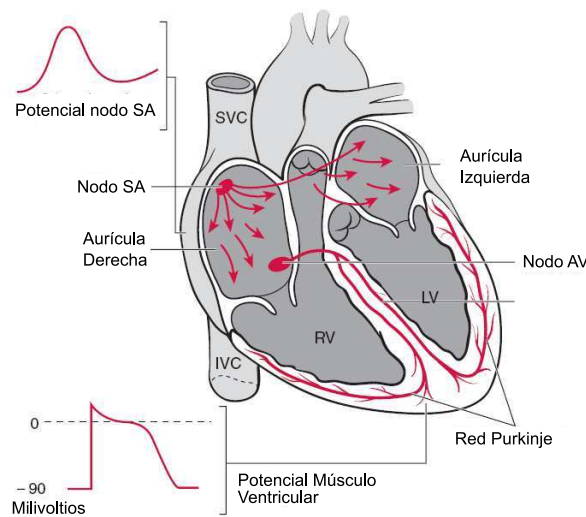


Figura 2.2: Activación eléctrica del corazón [3]

aurícula está asociada con la onda “P” de la señal ECG. La masa ventricular es grande, lo que genera una gran deflexión de la señal ECG cuando los ventrículos están despolarizados. Esta onda es llamada el complejo QRS. La onda T de la señal ECG está asociada con el regreso de la masa ventricular a su estado eléctrico (Repolarización) (ver Figura 2.3).

La señal ECG se obtiene por medio de ciertas derivaciones que actúan como circuitos eléctricos configurados, los cuales permiten obtener el espectro eléctrico del corazón en la

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

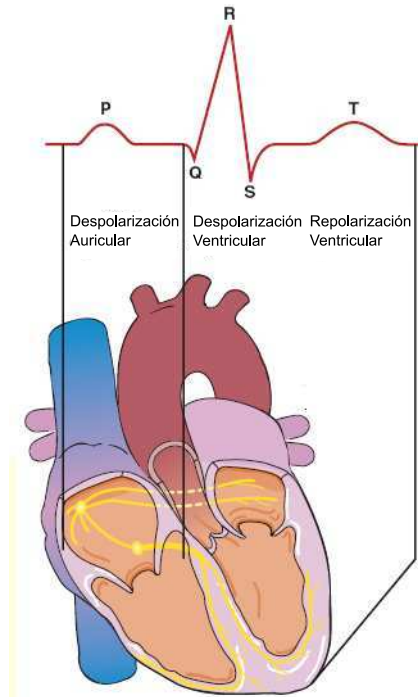


Figura 2.3: Despolarización y Repolarización del corazón [2]

superficie del cuerpo. Por lo general se emplean diversas derivaciones para el registro del electrocardiograma: de miembros y precordiales. Las primeras son derivaciones en las que los electrodos se colocan en los miembros del paciente para registrar aquellos eventos eléctricos que se producen en el plano frontal. Las derivaciones de miembros a su vez se clasifican en dos grupos: bipolares y unipolares. Las derivaciones bipolares, registran la diferencia de potencial existente entre dos miembros, por ello en cada miembro se coloca un electrodo de polaridad opuesta (positivo o negativo).

Dentro de esta clasificación se encuentran las derivaciones estándar (ver Figura 2.4):

- **D1**: Diferencia de potencial entre el brazo izquierdo y el derecho.
- **D2**: Diferencia de potencial entre el brazo derecho y la pierna izquierda
- **D3**: Diferencia de potencial entre la pierna izquierda y el brazo izquierdo.

Las derivaciones unipolares, por el contrario, registran solamente el potencial eléctrico que se genera en un miembro. En este tipo de derivaciones el circuito eléctrico implica también dos electrodos, pero solo uno de ellos es polarizado, el otro va a un punto de referencia (con potencial eléctrico 0) que permanece en el centro del campo eléctrico del corazón.

Dentro de esta clasificación se encuentran las derivaciones aumentadas (ver Figura 2.5):

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

- **AVR**: Diferencia de potencial desde el brazo derecho.
- **AVL**: Diferencia de potencial desde el brazo izquierdo.
- **AVF**: Diferencia de potencial desde la pierna izquierda.

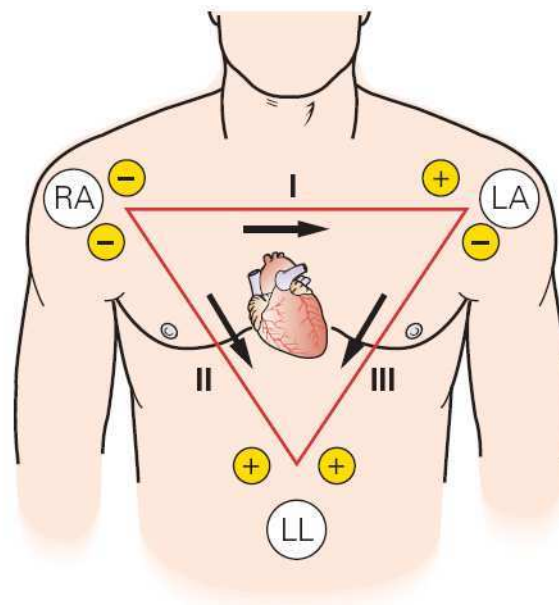


Figura 2.4: Derivaciones de miembros bipolares [2]

En las derivaciones precordiales, los electrodos se colocan en el precordio del paciente, con el fin de registrar aquellos eventos eléctricos que se producen en el plano horizontal. En la práctica, estas derivaciones requieren que 6 electrodos sean ubicados alrededor del torso y la ECG representa la diferencia entre cada uno de los electrodos (V1-6) y el centro del campo eléctrico del corazón (ver Figura 2.6) [4].

El diagnóstico de las diversas patologías se hace con base en el análisis de las siguientes características de la señal ECG (ver Figura 2.7) [4]:

1. **Frecuencia Cardíaca**: El número de latidos del corazón o pulsaciones es comúnmente la frecuencia ventricular. El rango normal para un adulto es aproximadamente 60-120 lpm; para un paciente neonato varía desde 100 hasta 160 lpm.
2. **Regularidad**: Se observan los intervalos R-R y P-P en busca de anomalías.
3. **Ondas P**: Se analiza tamaño, forma y posición.
4. **Ondas T**: Se analiza tamaño, forma y posición.

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

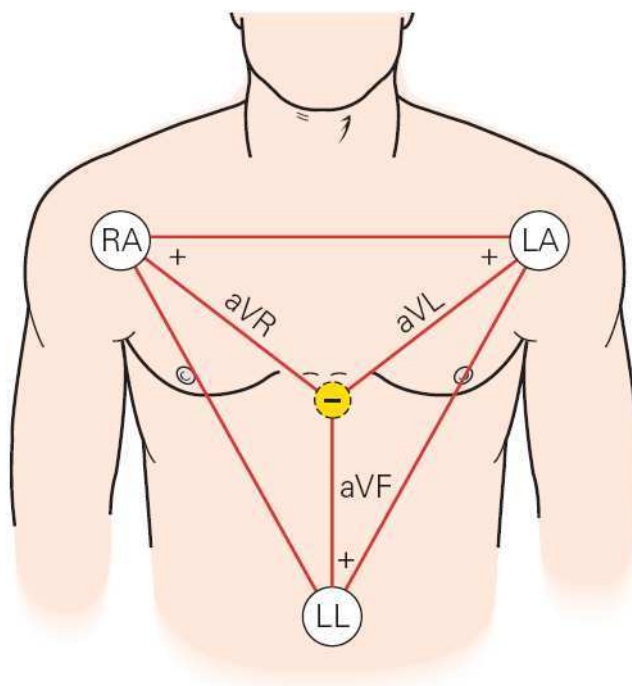


Figura 2.5: Derivaciones de miembros unipolares [2]

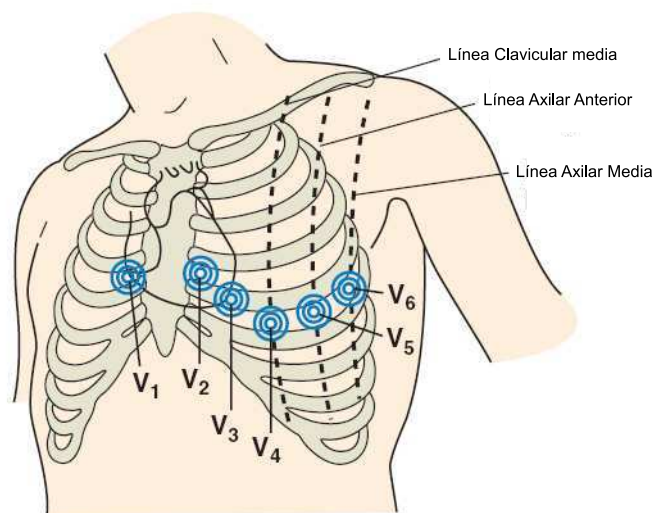


Figura 2.6: Derivaciones Precordiales [2]

5. **Intervalos PR, QRS y QT:** Se analizan y se comparan con los rangos estándar.
6. **Ondas U:** Normalmente es invisible, su presencia es un factor de anomalía.



## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

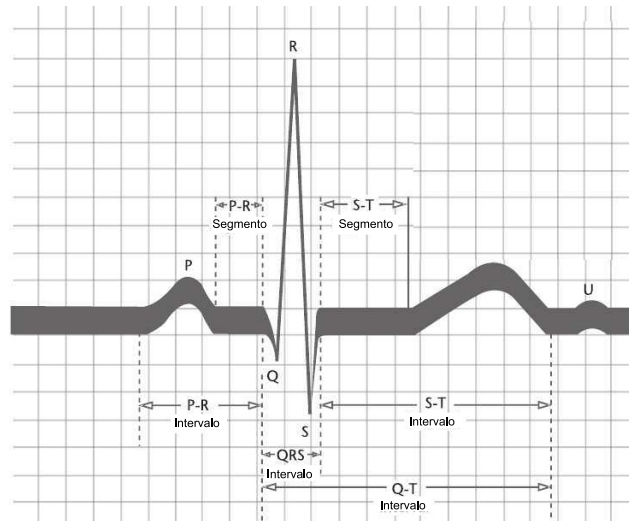


Figura 2.7: Características de la señal ECG [4]

### 2.1.2 Pulso

Cuando el corazón late, éste genera una onda de pulso provocada por la expansión de las arterias al circular la sangre. En esta onda se observa un pico inicial redondeado que desciende suavemente hasta una depresión aguda llamada “incisura dicrota” que sucede como consecuencia del cierre brusco de la válvula aórtica, finalmente desciende hasta la diástole (ver Figura 2.8). Esta particular forma de onda se debe a la superposición entre una onda de presión, que parte desde el corazón hacia la periferia y otra, que se refleja en la bifurcación de la aorta descendente (Ver figura 2.9).

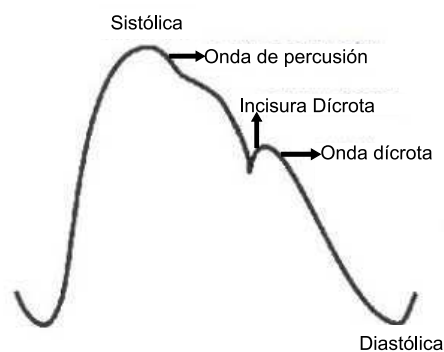


Figura 2.8: Características de la señal de pulso

Varios autores han demostrado previamente que la ubicación temporal de las ondas incidente y reflejada, así como las amplitudes de las mismas, caracterizan el estado de la arteria

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

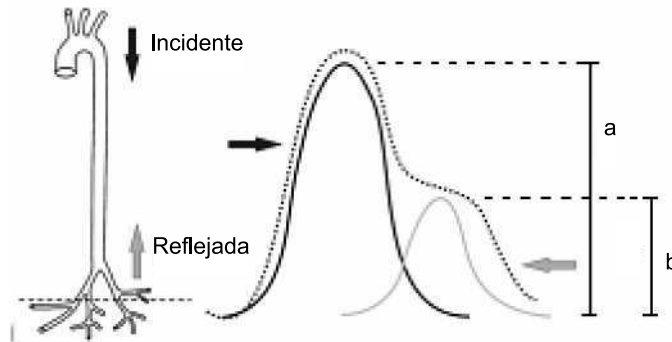


Figura 2.9: Composición de la señal de pulso [5]

registrada [74, 75]. La Figura 2.9 presenta los parámetros característicos de cada pulso arterial; amplitud de la onda incidente (a) y amplitud de la onda reflejada (b).

Esta onda se obtiene por lo general en partes del cuerpo donde las arterias se encuentran más próximas a la piel. Los puntos de pulso más comunes son:

- **Pulso Radial:** Situado en el lado de la muñeca más cercano al pulgar.
- **Pulso Ulnar:** Situado en el lado de la muñeca más cercano al meñique.
- **Pulso Carótido:** Situado en el cuello.
- **Pulso Braquial:** Situado entre el bíceps y el tríceps, en el lado medial de la cavidad del codo.
- **Pulso Femoral:** Situado en la a región inguinal.
- **Pulso Poplíteo:** Situado bajo la rodilla en la fosa poplítea.
- **Pulso Dorsal del pie:** Situado en el empeine del pie.
- **Pulso Tibial posterior:** Situado detrás del tobillo bajo el maléolo medial.
- **Pulso Temporal:** Situado sobre la región temporal.

La elasticidad y salubridad de las paredes arteriales determinan el tamaño y forma de estas ondas (ver Figura 2.10). La onda de pulso mide la velocidad con que la sangre viaja a través del sistema vascular. Un movimiento suave u obstruido del flujo de sangre significa una transferencia lenta de nutrientes hacia las células. Esta condición puede, entre otras cosas, resultar en alta presión sanguínea, falta de energía, bajo metabolismo, pérdida de la memoria y puede afectar negativamente el sistema inmune.

En general, examinando las características de la señal de pulso se puede identificar:

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

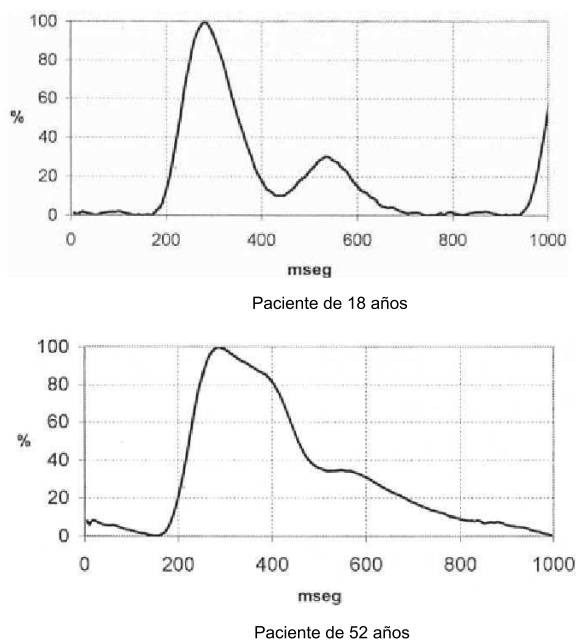


Figura 2.10: Diferencias en la señal de pulso [5]

1. Niveles prematuros de envejecimiento y estrés del sistema vascular.
2. La eficiencia de bombeo del corazón
3. Elasticidad arterial y niveles de obstrucción de arterias grandes y pequeñas.
4. Signos tempranos de estrés cardiaco.

### 2.1.3 Presión arterial

La presión arterial es la fuerza que ejerce la sangre contra las paredes de las arterias. Esta variable depende del volumen de sangre contenida en los vasos y de la distensibilidad de las paredes de los mismos.

Si el volumen de sangre que entra a las arterias es igual al volumen de salida en un periodo de tiempo, la presión arterial permanece constante. Sin embargo, durante la sístole ventricular (contracción de los ventriculos) un gran volumen de sangre entra a las arterias, mientras sólo se expulsa una tercera parte para entrar a los arteriolas. Durante la diástole (relajación del corazón luego de una contracción) no hay entrada de sangre a las arterias aunque existe una continua salida de sangre causada por el retroceso elástico de las paredes de los vasos. La máxima presión ejercida en las arterias, mientras la sangre es expulsada durante la sistole, se llama “Presión Sistólica”. La mínima presión en las arterias cuando la sangre es drenada al resto de los vasos durante la diástole se llama “Presión Diastólica”. La presión de pulso es la

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

diferencia entre la presión sistólica y la presión diastólica y por último la presión media es el promedio de presión durante todo el ciclo cardiaco [6] (ver Figura 2.11).

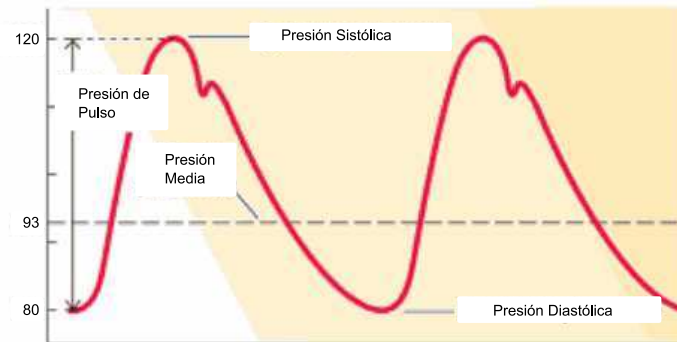


Figura 2.11: Componentes de la onda de presión arterial [6]

La presión arterial depende de los siguientes factores:

- **Volumen de eyección:** Volumen de sangre que expulsa el ventrículo izquierdo del corazón durante la sístole del latido cardiaco.
- **Distensibilidad de las arterias:** Capacidad de aumentar el diámetro sobre todo el de la aorta y de las grandes arterias cuando reciben el volumen sistólico o de eyección. Una disminución en la distensibilidad arterial se verá reflejada en un aumento de la presión arterial y viceversa.
- **Resistencia vascular:** Fuerza que se opone al flujo sanguíneo al disminuir el diámetro sobre todo de las arteriolas y que está controlada por el sistema nervioso autónomo. Un aumento en la resistencia vascular, periférica, aumentará la presión en las arterias y viceversa.
- **Volemia:** Volumen de sangre de todo el aparato circulatorio.
- **Gasto Cardiaco:** Determinado por el volumen sistólico y la frecuencia cardiaca.

Para obtener el valor de presión arterial, se coloca un estetoscopio sobre la arteria braquial en la curva interior del codo, justo debajo de un brazalete inflable (ver Figura 2.12). Con este elemento, ningún sonido es escuchado si la sangre fluye suavemente, en contraste con un flujo turbulento que crea vibraciones que pueden ser percibidas. Los sonidos escuchados al obtener la presión arterial se denominan “Sonidos de Korotkoff” [6].

Luego, se infla el brazalete con el fin de crear una presión mayor que la sistólica, de modo que la arteria braquial colapse. Dado que la presión aplicada externamente es mayor que la presión interna máxima, la arteria permanece completamente cerrada durante el ciclo cardiaco

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente



Figura 2.12: Uso de un esfigmomanómetro [6]

completo. En este momento ningún sonido es percibido pues no hay flujo de sangre (Punto 1 Figura 2.13).

Cuando el aire en el brazalete se libera lentamente, la presión se reduce hasta alcanzar un valor menor que el de la presión sistólica máxima, momento en el cual la arteria se abre ligeramente. En este momento, la sangre escapa a través de la arteria parcialmente bloqueada antes que la presión arterial caiga de nuevo por debajo de la presión del brazalete y la arteria colapse una vez más. El flujo en este momento es turbulento lo que permite escucharlo. Así, la presión del brazalete más alta en el cual el primer sonido es percibido indica la presión sistólica (punto 2 Figura 2.13).

Como la presión del brazalete continúa cayendo, un flujo intermitente de sangre fluye a través de la arteria y produce un sonido con cada ciclo cardíaco, mientras la presión arterial supera la presión del brazalete (punto 3 Figura 2.13).

Cuando la presión del brazalete finalmente cae por debajo de la presión diastólica, la arteria braquial ya no está cerrada para ningún momento del ciclo cardíaco, y la sangre puede fluir sin interrupciones (punto 5 Figura 2.13).

Con el retorno del flujo de sangre no turbulento, ningún sonido puede escucharse. Así, la

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

presión del brazalete más alta para el cuál el último sonido puede ser escuchado indica la presión diastólica (punto 4 Figura 2.13) [6].

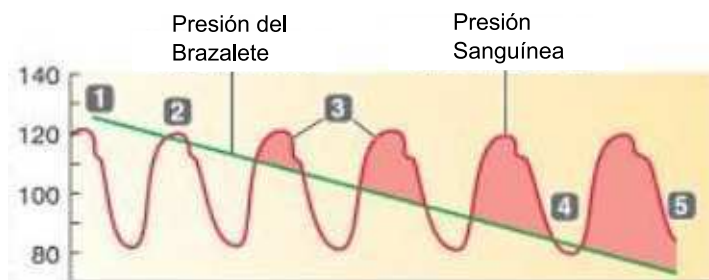


Figura 2.13: Puntos importantes en la medición de la presión arterial [6]

En la práctica clínica, la presión arterial es expresada como presión sistólica sobre presión diastólica. Los valores que pueden arrojar estas mediciones y sus límites (para hablar de hiper o hipotensión), es relativo y depende de cada paciente y de sus factores inherentes, pero se suele establecer que una lectura normal podría llegar hasta 135/90. Mientras que entre 140/90 y 160/110 ya estaríamos en presencia de una hipertensión ligera. Si el resultado es superior a estas cifras ya indicaría una hipertensión grave. Por el contrario, valores inferiores a 100/60 estarían significando una hipotensión o tensión arterial baja.

### 2.1.4 Nivel de $CO_2$ y Frecuencia Respiratoria

La concentración de  $CO_2$  de los gases expirados guarda una estrecha relación con el metabolismo de los tejidos, con la circulación sistémica y con la ventilación [76].

La capnografía es el registro gráfico de las concentraciones instantaneas de  $CO_2$  en los gases respirados durante un ciclo respiratorio [77]. El capnograma se divide en 4 fases fundamentales (ver Figura 2.14).

**La primera Fase (A-B)** representa la etapa inicial de la espiración. En esta fase, el gas ocupa el espacio muerto, normalmente provisto de  $CO_2$ . En el punto B, un fuerte movimiento se presenta en el capnograma como la **fase(B-C)**. La pendiente de estemovimiento se determina por la uniformidad de la ventilación alveolar y el vaciado espiratorio. **La Fase (C-D)** representa la meseta alveolar o espiratoria. Normalmente esta parte de la onda es casi horizontal. El punto D es el valor de  $CO_2$  más alto al final de la espiración. Cuando un paciente inicia la inspiración, gas fresco ingresa y ocurre una bajada empinada hasta la línea base. A menos que exista una reinhalación de  $CO_2$  la línea base se aproxima a cero [7].

La frecuencia de este gráfico se conoce como **Frecuencia respiratoria**, y equivale al número de respiraciones (inhalación y exhalación) en un lapso de tiempo.

La capnografía se usa en varias situaciones clínicas en urgencias. Permite confirmar la posición de una sonda endotraqueal y controlar la eficacia de la reanimación cardiorrespiratoria, la ventilación mecánica y la sedación inconsciente. La capnometría permite confirmar que la sonda se encuentra en la tráquea y el edema pulmonar grave [78].

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

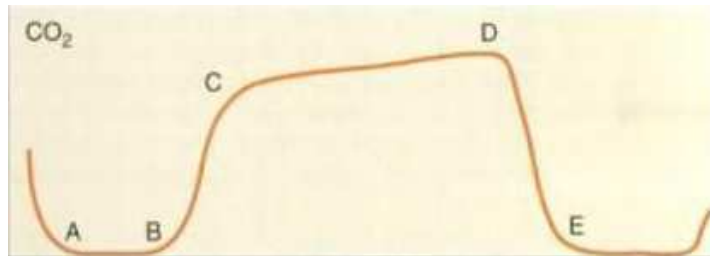


Figura 2.14: Capnograma normal [7]

### 2.1.5 Otras Variables

#### Temperatura

Los seres humanos junto con otras aves y mamíferos son considerados especies de sangre caliente u homeotérmicos, lo que significa que aunque estén expuestos a una variedad de temperaturas el cuerpo se mantiene en una sola. Las células del cuerpo funcionan óptimamente con un rango de temperaturas de 35 a 38 grados centígrados [8].

El centro de regulación de temperatura de los seres humanos es el hipotálamo, un área del cerebro por encima de la glándula pituitaria (ver Figura 2.15) que actúa como un termostato, para mantener la temperatura interna del cuerpo en un rango de 36.1-37.7 grados centígrados.

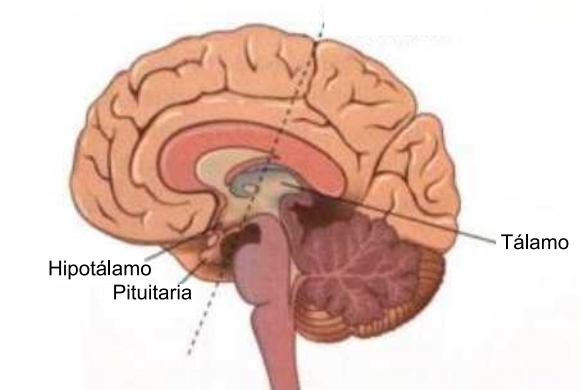


Figura 2.15: Ubicación del hipotálamo [8]

El cuerpo trata de mantener un balance entre la producción y pérdida de calor. El calor se produce por actividad muscular y metabolismo celular y la pérdida de éste se produce por radiación, evaporación, conducción y convección. La percepción de frío y calor se produce por medio de las neuronas receptoras en el hipotálamo. Un cambio en la temperatura del flujo de sangre que circula por él activa mecanismos para estabilizar la temperatura en el cuerpo. Adicionalmente, los receptores de frío y calor en la piel también envían mensaje al hipotálamo para modificar la temperatura.

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

El método de medición estándar es el termómetro de mercurio, aunque, hoy en día, la mayoría de clínicas usan termómetros electrónicos con pantallas digitales. El punto de medición varía dependiendo de las necesidades [8]:

- **Oral:** La medición debe hacerse bajo la lengua tocando la glándula sublingual con la boca bien cerrada. El tiempo de duración es de aproximadamente 4 minutos para el termómetro convencional.

Varios factores influyen en este tipo de medición como son, la respiración rápida, la ingestión de bebidas calientes o frías y la ubicación incorrecta del termómetro.

- **Axilar:** La temperatura axilar requiere la axila cerrada por 10 minutos antes de colocar el termómetro y 4 minutos más luego de empezar la medición. Usualmente no se usa por la gran probabilidad de error. Es usado en pacientes con trauma que no tienen otros sitios de medición disponibles.
- **Rectal:** La temperatura rectal es menos susceptible al error. Los pacientes se ubican sobre el lado izquierdo con el muslo derecho y rodilla flexionados. El tiempo de medición es de aproximadamente 3 minutos.

Respecto al valor de estas mediciones, si la temperatura corporal medida en la cavidad bucal sube por encima de los  $38^{\circ}\text{C}$ , se dice que el individuo tiene fiebre. La temperatura rectal siempre es superior a la bucal, en concreto  $0,6^{\circ}\text{C}$  por encima; La temperatura axilar es menor que la temperatura interna, en concreto está  $1^{\circ}\text{C}$  por debajo. El fracaso del centro termorregulador, con temperaturas iguales o superiores a  $41^{\circ}\text{C}$ , conduce a la denominada hipertermia, la cual se caracteriza por un fallo en los mecanismos de pérdida de calor.

Si la temperatura es de  $41^{\circ}\text{C}$  en un registro aislado, o bien se produce un incremento de  $1^{\circ}\text{C}$  cada 2 horas, se habla de hiperpirexia, cuyo origen puede ser la fiebre o la hipertermia.

Por el contrario, la hipotermia es el descenso de la temperatura corporal central (medida a nivel rectal), por debajo de  $35^{\circ}\text{C}$ . La causa más común es la exposición accidental a temperaturas extremadamente frías, lo que ocurre durante la estación invernal, en los accidentes en la montaña, y en las inmersiones en agua fría.

### Gasto Cardíaco

El gasto cardíaco está compuesto por dos factores fundamentales: “El volumen de eyección” definido como el volumen que expulsa el corazón en cada latido y “la frecuencia Cardíaca”. La multiplicación de ambos factores expresa el volumen cardíaco por minuto o lo que es llamado “gasto cardíaco”.

Existen diversas formas de medir el gasto cardíaco. La primera de ellas se refiere al principio de Fick desarrollado en 1870. Este se basa en la premisa que el caudal que fluye a través de un órgano puede calcularse si se conocen la cantidad de sustancia que dicho órgano extrae o agrega a la sangre por unidad de tiempo, y la diferencia de concentración de la sustancia entre la sangre que ingresa al órgano y la que egresa de él [79].



## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

En particular, para medir el gasto cardíaco, se determina la cantidad de sangre que atraviesa los pulmones. La técnica requiere medir el consumo de  $O_2$  ( $V_{O_2}$ ) del individuo, el contenido de  $O_2$  en la sangre arterial  $contO_{2_a}$  y en la sangre venosa mezclada  $contO_{2_v}$ .

$$CO = \frac{V_{O_2}}{contO_{2_a} - contO_{2_v}} \quad (2.1)$$

El consumo de oxígeno puede medirse fácilmente haciendo respirar al paciente en un espirómetro de circuito cerrado cargado de oxígeno (el aparato contiene cal sodada para absorber el dióxido de carbono exhalado). El  $V_{O_2}$  corresponde a la variación del volumen contenido en la campana del espirómetro en cada minuto, el contenido arterial de oxígeno se determina en cualquier arteria sistémica y por último, el contenido venoso de oxígeno se obtiene por medio de la arteria pulmonar cuando la sangre ya se ha mezclado apropiadamente.

Otra opción, para la medición de esta variable, son las técnicas de dilución. En estas prácticas, un trazador (colorante o radioisótopo) es inyectado en el torrente arterial, los cambios en el tiempo de su concentración permiten calcular el  $CO$ . En la práctica, el trazador puede reemplazarse por una disolución fisiológica fría, y lo que se determina es el cambio en la temperatura de la sangre mediante un sensor térmico apropiado con un catéter de Swan-Ganz.

Otras técnicas para determinar el gasto cardíaco se basan en las variaciones de la impedancia eléctrica del tórax producidas por el caudal aórtico, en los cambios en la emisión de radiación gama en la sangre, o en la determinación del caudal mediante una ecografía Doppler transtorácica o transesofágica.

El gasto cardíaco disminuye normalmente durante el sueño normal y también durante la anestesia general. Ciertos anestésicos, como el halotano, pueden reducirlo excesivamente por sus efectos depresores de la descarga simpática cardiovascular. En particular, la insuficiencia circulatoria aguda se caracteriza por un gasto anormalmente bajo. En la insuficiencia cardíaca crónica, el gasto cardíaco puede estar limitado sólo durante la actividad física intensa, pero con el tiempo la reducción se observa incluso durante el reposo, limitando la capacidad física [79].

Condiciones incrementales del gasto cardiaco se observan durante el ejercicio físico, en condiciones de embarazo, donde puede llegar a ser 50 % mayor cerca del término de la gestación y bajo ciertas condiciones patológicas, como hipertiroidismo y fístulas arteriovenosas.

### Saturación de Oxígeno

La saturación de oxígeno ( $SO_2$ ) se define como la relación entre la cantidad de oxígeno combinado con la hemoglobina presente en el medio y la cantidad máxima de oxígeno que podría estar combinado con la hemoglobina en ese mismo medio.

$$\% \text{ Saturación} = \frac{\text{Oxihemoglobina}}{\text{Hemoglobina Total}} \times 100$$

De esta manera, la saturación de oxígeno indica la cantidad de oxígeno que está siendo transportado por el plasma.

## **2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente**

Aunque esta variable se medía con técnicas manométricas, en la actualidad se calcula a partir de la PaO<sub>2</sub>, el PH y una curva de disociación de la oxihemoglobina estándar, o bien se mide directamente por métodos espectrofotométricos. En particular, se obtiene mediante un sensor colocado en la piel del niño que posee un emisor de luz y un fotodetector; la intensidad y color de la luz que atraviesa la piel y los tejidos es medida por el detector y lo transfiere al monitor indicando la intensidad del pulso arterial, la saturación de hemoglobina y la frecuencia cardíaca [80].

Con una monitorización precisa y en condiciones controladas, la saturación que permitiría alcanzar y mantener una oxigenación sanguínea apropiada en el niño a término que respira oxígeno puede ser del 93 al 97 % o a la altura de Bogotá de 88 a 92 % con Rango máximo entre 85 y 95 % [71].

## **2.2 Reconstrucción de objetos a partir de imágenes de rango**

La reconstrucción tridimensional es una tarea que cuenta con una variedad de etapas cuyo objetivo principal es obtener un algoritmo que sea capaz de realizar la conexión de un conjunto de puntos representativos del objeto en forma de elementos de superficie, ya sean triángulos, cuadrados o cualquier otra forma geométrica.

El proceso de reconstrucción tridimensional, involucra las siguientes etapas:

1. Adquisición
2. Registro
3. Integración

Generalmente una sola imagen de rango no es suficiente para representar un escena completa, así que múltiples imágenes deben ser adquiridas y registradas para formar un simple conjunto de puntos. La Figura 2.16 muestra el proceso de conversión de una escena del mundo real, representada en un conjunto de imágenes parciales a un modelo tridimensional completo [81].

La etapa de adquisición consiste en el sensado de la superficie del objeto en un número determinado de vistas o imágenes de rango. El registro de múltiples imágenes solapadas consiste en llevar todas las imágenes adquiridas a un sistema de coordenadas común. La etapa de “integración” tiene como objetivo disminuir los datos redundantes y generar datos en regiones con ausencia de información. Finalmente, se realiza la etapa de ajuste de superficies.

### **2.2.1 Imágenes de Rango**

Las imágenes de rango son la representación bidimensional de la ubicación espacial de los puntos muestreados de la superficie de una escena. Generalmente se visualizan como imágenes

## 2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente

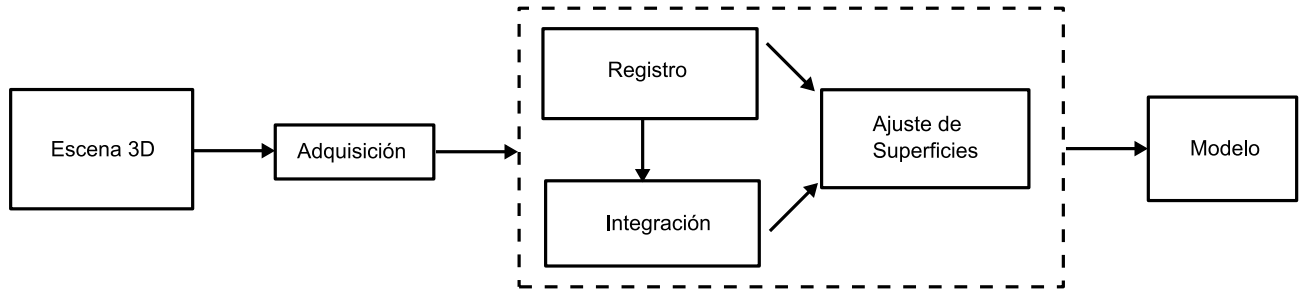


Figura 2.16: Proceso de reconstrucción tridimensional.

2D en escala de grises, donde los valores de intensidad representan la distancia medida desde la superficie de la escena hasta el sensor a lo largo de la línea de captura del mismo. Por lo tanto, una imagen de rango reproduce la estructura 3D de una escena. Las imágenes de rango son una clase especial de imágenes digitales, conocidas como imágenes de profundidad. La codificación que se usa con mayor regularidad muestra en tonos más claros distancias menores y en tonos oscuros distancias mayores [82].

### 2.2.2 Adquisición

Las imágenes de rango son fuente de información para la reconstrucción parcial de superficies. Sin embargo, dado que cada imagen capta la escena desde un punto de vista específico, no es suficiente con una toma para reconstruir un modelo completo, por lo tanto es necesario adquirir varias imágenes para cumplir con dicho objetivo [82].

La primera etapa en el proceso de reconstrucción consiste en adquirir las imágenes de las escenas. El método más utilizado para la adquisición de imágenes de rango es el de triangulación. Los sistemas de captura de este tipo se componen de un proyector de luz y por un sensor, típicamente un CCD.

En una toma con escáner de rango, la imagen 3D obtenida es una vista del modelo, lograda por triangulación objeto, cámara y láser; por tanto se recoge la información de los puntos en los que alcanza a incidir el láser y que la cámara captura. Para una reconstrucción total de la pieza, es necesario hacer la captura de varias vistas que se complementen.

### 2.2.3 Registro

Una vez que la etapa de adquisición culmina con la digitalización de la superficie del objeto y se realiza la visualización de las imágenes en un sistema de coordenadas, se obtienen diferentes vistas que se superponen unas a otras, sin coherencia alguna. El propósito del registro es alinear estas vistas de tal manera que la forma del objeto sea recuperado con la mayor precisión posible. Dado que una simple vista de rango puede contener únicamente los

## *2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente*

puntos en la escena que son visibles al sensor, es necesario unir múltiples vistas de rango en un único conjunto de puntos, para obtener el modelo completo de la escena.

Para realizar el proceso de registro se toman dos imágenes que contengan datos de diferentes partes del mismo objeto, pero que tengan puntos en común. Este proceso se sigue con las imágenes restantes, tomando como plano de referencia el sistema de coordenadas del conjunto de imágenes que ya se han alineado, de esta forma se logra que todos los datos sean alineados en un mismo plano de coordenadas.

Durante el registro pueden ocurrir errores por diferentes causas, las más frecuentes se originan en la mala escogencia de los puntos en común entre las imágenes produciendo desplazamientos del mismo punto de una imagen a la otra, huecos y translapamientos.

### **2.2.4 Integración**

La integración es una etapa que consiste en obtener una representación computacional suave y continua del objeto. Una vez se han registrado las diferentes imágenes de rango utilizadas para el proceso de reconstrucción, se tiene un conjunto de datos en el espacio 3D cuya conectividad y relación aún no está muy bien definida, debido a que los datos registrados en la etapa previa generan superficies parciales que poseen huecos, intersecciones poligonales, falsos bordes, entre otros. En este proceso se busca eliminar toda la información redundante presente en los casos en que se realiza un gran número de tomas del objeto en regiones con poca variación en su superficie.

El problema general de integración se puede dividir en dos partes fundamentales: la eliminación de discontinuidades en la superficie, y el llenado de agujeros de tamaño relativamente pequeños con respecto a algún valor predefinido.

El modelo resultante es una malla de polígonos, en este caso triángulos. Los archivos son exportados en formato VRML (\*.wrl) y PLY (\*.ply). VRML (Virtual Reality Modeling Language) es un formato estándar para la representación de modelos 3D; está basado en texto y fue diseñado principalmente para la visualización de gráficos 3D en la web. El formato PLY es conocido como Polygon File Format o Stanford Triangle Format; es utilizado para adquisiciones de alta resolución.

## **2.3 Resumen**

Los signos vitales son indicadores que reflejan el estado fisiológico de los órganos vitales. Expresan de manera inmediata los cambios funcionales que suceden en el organismo, cambios que de otra manera no podrían ser cualificados ni cuantificados.

Dentro de estos indicadores se encuentran variables como:

- **Señal ECG:** Representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón.
- **Presión arterial:** Fuerza que ejerce la sangre contra las paredes de las arterias.

## *2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente*

- **Señal de pulso:** Señal provocada por la expansión de las arterias al circular la sangre.
- **Nivel de  $CO_2$ :** Representación gráfica de la onda de  $CO_2$  durante el ciclo respiratorio.
- **Frecuencia cardíaca:** Número de latidos del corazón o pulsaciones por unidad de tiempo.
- **Frecuencia respiratoria:** Número de respiraciones que efectúa una persona por unidad de tiempo.
- **Gasto Cardíaco:** Volumen de sangre expulsado por un ventrículo en un minuto.
- **Saturación de Oxígeno:** Relación entre la cantidad de oxígeno combinado con la hemoglobina presente en el medio y la cantidad máxima de oxígeno que podría estar combinado con la hemoglobina en ese mismo medio.

Los resultados de la observación de los signos vitales son el reflejo de la evaluación clínica confiable del paciente y su interpretación adecuada y oportuna ayuda al personal médico a decidir conductas de manejo. Esto hace que la generación del conjunto de señales biomédicas sea fundamental en la práctica de las habilidades de diagnóstico dentro del proceso de entrenamiento médico.

Por otra parte, la generación del modelo tridimensional del paciente se realizó por medio de la reconstrucción tridimensional basada en imágenes de rango. Este método es de gran importancia por su fácil implementación y su resultado realístico.

A partir de estas definiciones, se implementaron modelos existentes de las señales biomédicas descritas, y se realizó una etapa de ajuste de parámetros para la representación de diversas patologías encontradas en pacientes neonatos. Esta implementación junto con el modelo tridimensional del paciente conforman el simulador virtual de paciente neonato desarrollado en el presente trabajo.

*2. Monitoreo de los signos vitales y reconstrucción tridimensional del paciente*

## *Modelado de las patologías*

---

La importancia fundamental de la matemática médica radica en la efectividad de los modelos matemáticos al describir y estudiar diversos problemas de salud. La relevancia biomédica en estos temas se ha venido demostrando claramente y validando por medio de experimentos rigurosos.

En el presente capítulo se presentarán, para cada una de las variables, la implementación de los modelos matemáticos que las describen y un proceso de ajuste de parámetros con el fin de representar las señales características para pacientes neonatos. De igual forma, se ajustaron los valores para obtener señales que representen un amplio conjunto de patologías comunes en neonatos. El conjunto de estas señales sintéticas representan diversas patologías de utilidad en el entrenamiento médico en el área de la Neonatología y la Perinatología.

### **3.1 ECG**

Como se describió en el capítulo 2, la señal ECG representa gráficamente la actividad eléctrica del corazón. Estos registros se obtienen mediante un muestreo de las corrientes bioeléctricas detectadas por varios electrodos y permiten a los profesionales del área de la salud evaluar las condiciones del corazón de un paciente y realizar un diagnóstico más profundo.

#### **3.1.1 Modelo dinámico**

El modelo dinámico adaptado de MsSharry [83] genera una trayectoria en un espacio tridimensional (3D) con coordenadas  $(x, y, z)$ . La cuasi-periodicidad de la señal ECG es reflejada en el movimiento de la trayectoria a lo largo de un ciclo límite de radio unitario en el plano  $(x, y)$ . Cada revolución en este ciclo corresponde a un latido del corazón (ver Figura 3.1).

Los diferentes puntos de la ECG ( $P, Q, R, S$  y  $T$ ) son descritos como atractores o repulsores positivos o negativos en la dirección  $z$ . Estos son colocados con ángulos fijos a lo largo del círculo unitario dado por:  $\theta_P, \theta_Q, \theta_R, \theta_S$  y  $\theta_T$  [83].

### 3. Modelado de las patologías

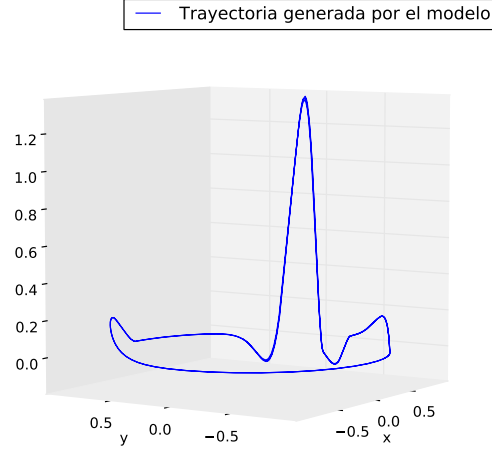


Figura 3.1: Trayectoria típica del modelo dinámico

Las ecuaciones dinámicas de movimiento están dadas por un conjunto de ecuaciones diferenciales ordinarias (3.1, 3.2 y 3.3).

$$\dot{x} = \alpha x - wy \quad (3.1)$$

$$\dot{y} = \alpha y + wx \quad (3.2)$$

$$\dot{z} = - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \Delta \theta_i \exp\left(-\frac{\Delta \theta_i^2}{2b_i^2}\right) - (z - z_0) \quad (3.3)$$

Donde

$$\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2} \quad (3.4)$$

$$\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod \{2\pi\} \quad (3.5)$$

$$\theta = \text{atan2}(y, x) \quad (3.6)$$

Y  $w$  es la velocidad angular de la trayectoria [83].

La frecuencia respiratoria  $f_2$  es acoplada por medio de la siguiente relación:

$$z_0(t) = A \sin(2\pi f_2 t) \quad (3.7)$$

Los valores de  $a_i$  y  $b_i$ , así como los tiempos y ángulos respectivos para un niño normal pueden verse en la Tabla 3.1.1.

La velocidad angular se obtiene a partir del espectro de potencia de la señal dado por la suma de dos distribuciones gaussianas mostrada en la Ecuación 3.8.

$$S(f) = \frac{\sigma_1^2}{\sqrt{2\pi c_1^2}} \exp\left(-\frac{(f - f_1)^2}{2c_1^2}\right) + \frac{\sigma_2^2}{\sqrt{2\pi c_2^2}} \exp\left(-\frac{(f - f_2)^2}{2c_2^2}\right) \quad (3.8)$$



### 3. Modelado de las patologías

Indice (i)	P	Q	R	S	T
Tiempo	-0.2	-0.05	0	0.05	0.3
$\theta_i$	$-\frac{1}{3}\pi$	$-\frac{1}{12}\pi$	0	$\frac{1}{12}\pi$	$\frac{1}{2}\pi$
$a_i$	1.2	-5.0	30.0	-7.5	0.75
$b_i$	0.25	0.1	0.1	0.1	0.4

Tabla 3.1: Parámetros del modelo ECG

Con medias  $f_1 = 0,1$ ,  $f_2 = 0,25$  y desviaciones estándar  $c_1 = 0,01$  y  $c_2 = 0,01$  [83]. De esta manera, la velocidad angular  $w(t)$  está dada por la expresión 3.9

$$w(t) = \frac{2\pi}{T(t)} \quad (3.9)$$

Donde  $T(t)$  representa la serie de tiempo generada por el espectro  $S(f)$ .

Estas ecuaciones de movimiento son integradas numericamente en python (ver Algoritmo 3.1), usando un método Runge - Kutta de cuarto orden (ver Algoritmo 3.2), con un paso de tiempo fijo  $\Delta t = 1/f_s$ , donde  $f_s$  es la frecuencia de muestreo .

Algoritmo 3.1: Función odeecg, define 3 ODEs acopladas que caracterizan la onda ECG

**Require:** t,y

{t es el valor de tiempo para cada iteración}

{y es el valor de amplitud de las 3 ODEs para cada iteración}.

$\theta = \arctan(y[1], y[0])$

$\Delta\theta_0 = \theta + \pi \times \frac{1}{3} \times \sqrt{\alpha}$  mód  $2 \times \pi$

$\Delta\theta_1 = \theta + \pi \times \frac{1}{12} \times \alpha$  mód  $2 \times \pi$

$\Delta\theta_2 = \theta$  mód  $2 \times \pi$

$\Delta\theta_3 = \theta - \pi \times \frac{1}{12} \times \alpha$  mód  $2 \times \pi$

$\Delta\theta_4 = \theta - \pi \times \frac{1}{2}$  mód  $2 \times \pi$

$z_0 = 0,1 \times (10)^{-3} \times \sin(2 \times f_{2a} \times t)$

{Acople de la frecuencia respiratoria}.

$S = \frac{\sigma_1^2}{\sqrt{2 \times \pi \times c_1^2}} \times \exp\left(\frac{(f-f_1)^2}{2 \times c_1^2}\right) + \frac{\sigma_2^2}{\sqrt{2 \times \pi \times c_2^2}} \times \exp\left(\frac{(f-f_2)^2}{2 \times c_2^2}\right)$

$w = \frac{2 \times \pi}{\text{fft}(S)}$

{Definición de la frecuencia angular}.

$\dot{y}_0 \leftarrow \alpha \times y_0 - w \times y_1$

$\dot{y}_1 \leftarrow \text{alpha} \times y_1 + w \times y_0$

$\dot{y}_2 \leftarrow - \sum_i a_i \times \Delta\theta_i \times \exp\left(-\frac{\Delta\theta_i^2}{2b_i^2}\right) - (y_2 - z)$

{Definición de las 3 EDO's acopladas}.  $\dot{y}_2$

### 3. Modelado de las patologías

Algoritmo 3.2: Función `runge_kutta_4`, soluciona 3 ODEs acopladas con Runge- Kutta 4 orden

**Require:**  $a, b, N, \alpha$

{ $a$  es el valor inicial}.

{ $b$  es el valor final}.

{ $N$  es el número de pasos}.

{ $\alpha$  son las condiciones iniciales de las EDOs}.

$$h = \frac{(b-a)}{N}$$

$$t[0] = a$$

$$w[0, 0] = \alpha[0]$$

$$w[0, 1] = \alpha[1]$$

$$w[0, 2] = \alpha[2]$$

**for**  $i = 0$  to  $N$  **do**

$$k_{11} \leftarrow h \times \text{odeecg}(t[i], w[i,:])$$

$$k_{21} \leftarrow h \times \text{odeecg}(t[i] + \frac{h}{2}, w[i,:] + \frac{k_{11}}{2})$$

$$k_{31} \leftarrow h \times \text{odeecg}(t[i] + \frac{h}{2}, w[i,:] + k_{21})$$

$$k_{41} \leftarrow h \times \text{odeecg}(t[i] + h, w[i,:] + k_{31})$$

$$w[i + 1, 0] \leftarrow w[i, 0] + \frac{k_{11}[0] + 2 \times k_{21}[0] + 2 \times k_{31}[0] + k_{41}[0]}{6}$$

$$w[i + 1, 1] \leftarrow w[i, 1] + \frac{k_{11}[1] + 2 \times k_{21}[1] + 2 \times k_{31}[1] + k_{41}[1]}{6}$$

$$w[i + 1, 2] \leftarrow w[i, 2] + \frac{k_{11}[2] + 2 \times k_{21}[2] + 2 \times k_{31}[2] + k_{41}[2]}{6}$$

$$t[i + 1] \leftarrow a + (i + 1) \times h$$

**end for**  $w, t$

El resultado de la implementación es mostrado en la Figura 3.2. Como es posible observar, el comportamiento es muy similar al de una señal ECG real de un paciente neonato (ver Figura 3.3).

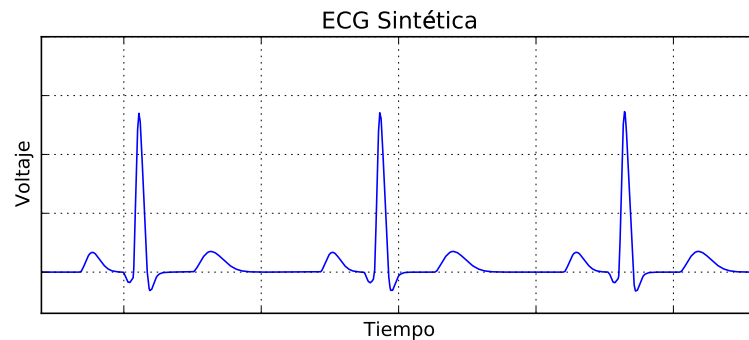


Figura 3.2: ECG obtenida por simulación empleando Runge- Kutta

### 3. Modelado de las patologías

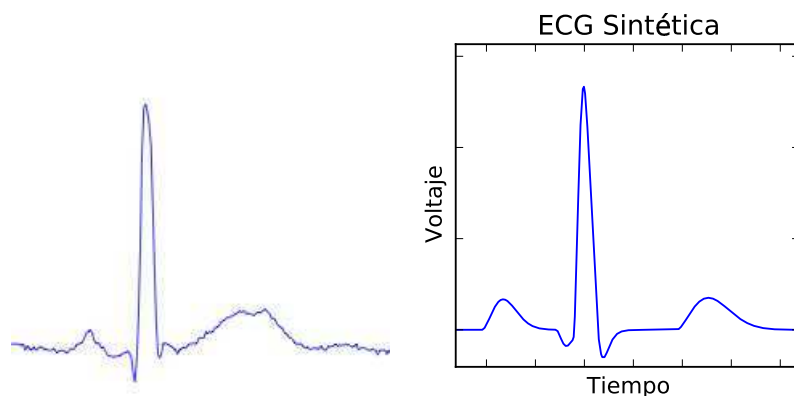


Figura 3.3: Comparación Señal Real y Señal Sintética

#### 3.1.2 Validación

Para la validación de este modelo, se obtuvieron 25 imágenes correspondientes a señales ECG comunes en pacientes neonatos, tanto de la literatura como de bases de datos existentes en la red [84]. Algunas de las señales usadas en esta fase son mostradas en la Figura 3.4.

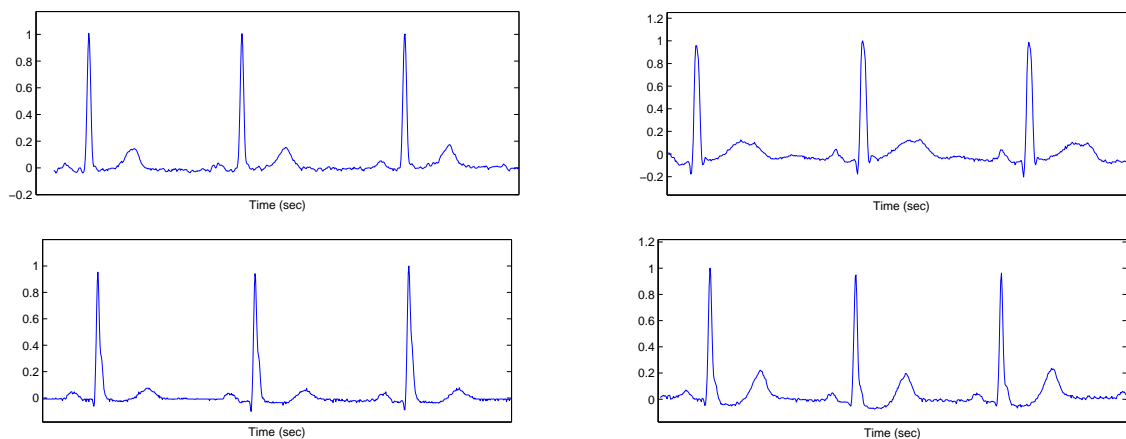


Figura 3.4: ECG obtenidas de la Base de datos del MIT

Posteriormente se ajustaron bajo la misma escala, las señales de prueba y la señal ECG sintética y se escogieron 15 puntos significativos de la morfología de la señal. La elección de estos puntos se basó en los valores de amplitud y de tiempo, importantes en el diagnóstico, de cada una de las ondas que conforman la señal [ $P$ ,  $Q$ ,  $R$ ,  $S$ ,  $T$  y  $U$ ] (ver Figura 3.5).

Bajo este criterio, se tomaron 20 muestras de señales ECG y se obtuvo el Error Cuadrático Medio dado por la expresión 3.10 entre cada uno de los puntos.

$$ECM = (\text{Amplitud}_{ECGr} - \text{Amplitud}_{ECGs})^2 \quad (3.10)$$

### 3. Modelado de las patologías

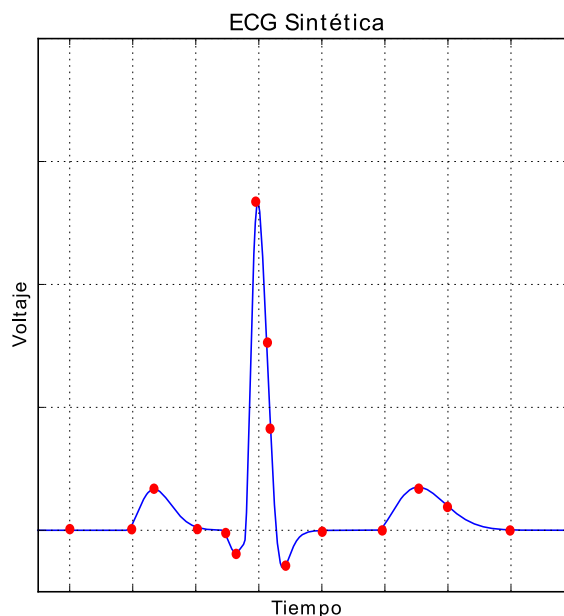


Figura 3.5: Puntos seleccionados sobre la señal ECG

El error promedio tuvo una magnitud de 0,05 equivalente al 5 % y la varianza un valor de 0.012. Esta magnitud generalmente es menor que el 6 %, considerando el número de muestras usadas y la variabilidad de las señales reales de paciente a paciente, puede concluirse que este modelo es una buena herramienta para la práctica de las habilidades involucradas en el diagnóstico médico.

#### 3.1.3 Variación del modelo para la obtención de patologías

Debido a que el resultado del modelo fue bastante satisfactorio, se implementó un algoritmo que modifica los parámetros de tal forma que el modelo permita la representación de diversas patologías. Con base en la digitalización de registros electrocardiográficos reales de pacientes neonatos con diversas características fenotípicas obtenidas de la literatura y de la Base de Datos del MIT, el algoritmo realiza un proceso de optimización reduciendo el error cuadrático medio en los puntos mostrados en la Figura 3.5. Aunque en este trabajo, se presenta la implementación de seis patologías (una de ellas con 4 grados de profundidad), las cuales presentan una dinámica particular, la variación de los diferentes parámetros puede generar un conjunto completo que permita entrenar al personal médico en un amplio rango de escenarios.

### 3. Modelado de las patologías

#### Isquemia

La característica más significativa en la señal ECG para esta patología radica en la depresión obtenida en el segmento ST [85], como puede observarse en la Figura 3.6

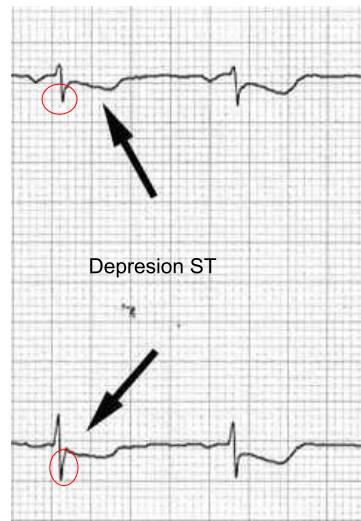


Figura 3.6: Depresión ST. Escaneada EKG real.

Para representar este tipo de patología (ver Figura 3.7), los valores obtenidos de  $a$  se muestran en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2: Parámetros del modelo ECG con Isquemia

Tiempo	-0.2	-0.05	0	0.05	0.3
$a_i$	1.2	-7.0	30.0	-15	0.75

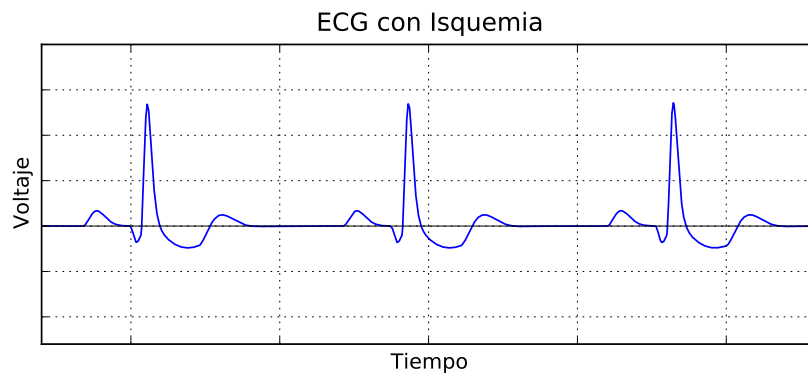


Figura 3.7: Señal ECG con Isquemia

### 3. Modelado de las patologías

Para estos parámetros el error cuadrático medio promedio obtenido fue de 0.035 y la varianza de 0.01, haciendo de este modelo una buena representación para esta patología.

#### Hiperpotasemia

Las características más significativas en la señal ECG para esta patología son: ([85], [86])

1. La onda P es ancha y plana.
2. Existe una depresión ST.
3. La onda T aparece grande y picuda.

Cada una de estas características se observa en la Figura 3.8

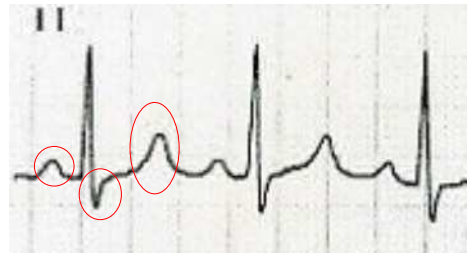


Figura 3.8: Características de la señal con hiperpotasemia. Escaneada EKG real.

Para representar este tipo de patología (ver Figura 3.9), los valores de  $\theta$ ,  $a$  y  $b$  se modificaron según la Tabla 3.3.

Tabla 3.3: Parámetros del modelo ECG con Hiperpotasemia

$\theta_i$	$-\frac{1}{3}\pi$	$\frac{1}{24}\pi$	$\frac{3}{24}\pi$	$\frac{5}{24}\pi$	$\frac{1}{2}\pi$
$a_i$	1.2	-1.2	15.0	-8.0	-4.5
$b_i$	0.4	0.1	0.2	0.2	0.2

El error cuadrático medio promedio obtenido para esta patología fue de 0.029 y su varianza de 0.017. Estas cantidades permiten deducir la conveniencia de este modelo una la representación de esta patología.

#### Hipopotasemia

Las características más significativas en la señal ECG para esta patología son: ([85])

1. T plana.
2. Existe una depresión ST.

### 3. Modelado de las patologías

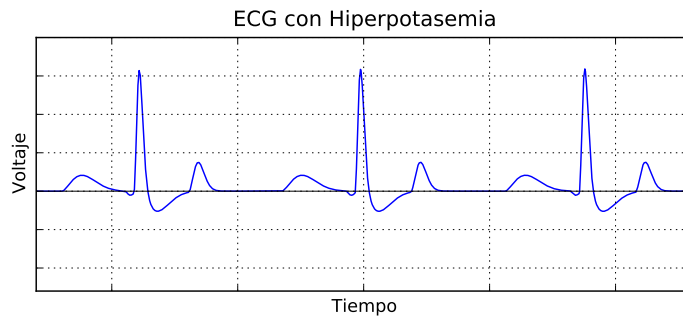


Figura 3.9: Modelo de la señal ECG con Hiperpotasemia

3. Se presenta onda U.

Cada una de estas características se puede observar en la Figura 3.10.

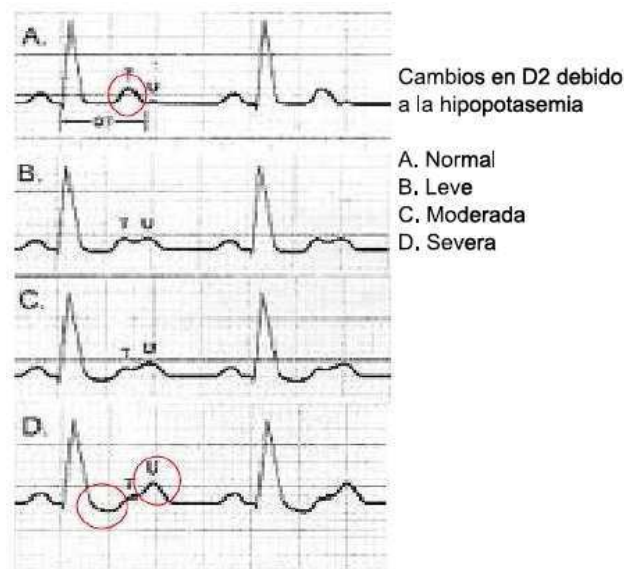


Figura 3.10: Características de la señal con hipopotasemia. Escaneada EKG real.

Los valores de  $\theta$ ,  $a$  y  $b$  resultantes del proceso de optimización, que permiten obtener la señal ECG característica para un paciente con hipopotasemia severa (ver Figura 3.11) se observan en la Tabla 3.4.

Para esta patología, el error cuadrático medio promedio obtenido fue de 0.038 y la varianza de 0.011. Estos resultados son un buen indicador para hacer de este modelo una buena representación de este tipo de características.

### 3. Modelado de las patologías

Tabla 3.4: Parámetros del modelo ECG con Hipopotasemia

$\theta_i$	$-\frac{1}{3}\pi$	$-\frac{1}{12}\pi$	0	$\frac{1}{4}\pi$	$\frac{1}{2}\pi$
$a_i$	1.2	-1.5	10.0	-0.5	-0.95
$b_i$	0.25	0.1	0.2	0.4	0.4

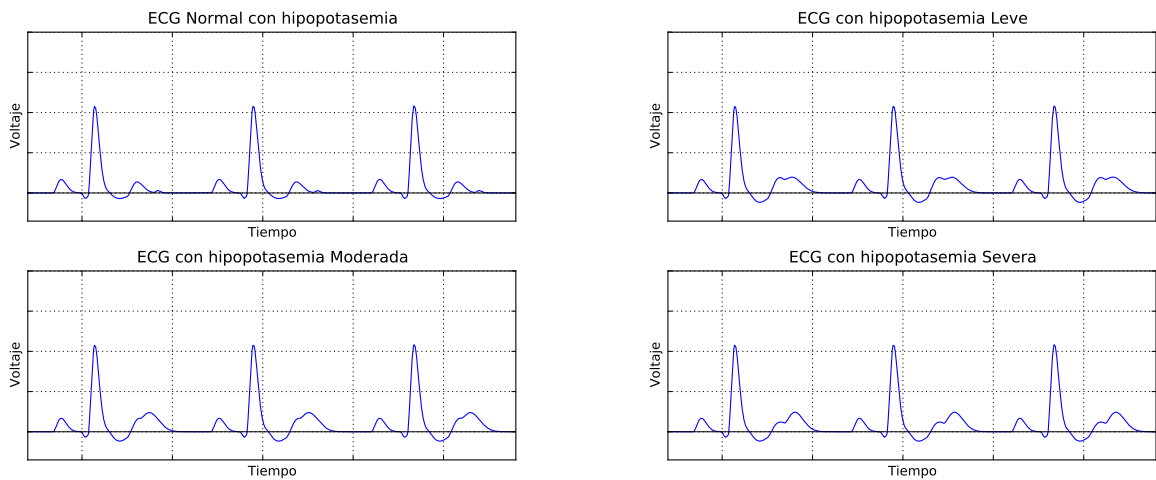


Figura 3.11: Señal ECG con distintos grados de Hipopotasemia

### Hipercalcemia e Hipocalcemia

La principal característica de la ECG para un paciente con hipercalcemia es el acortamiento del complejo QT, por el contrario para un paciente con hipocalcemia es el prolongado complejo QT [85](Figura 3.12).

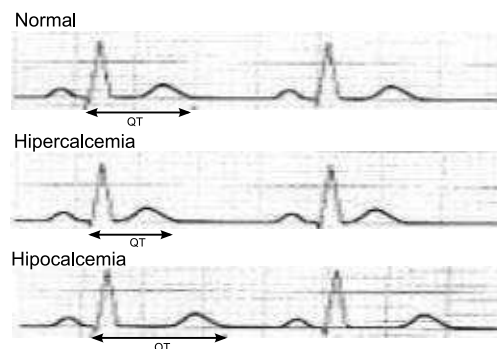


Figura 3.12: Cambio en QT. Escaneada EKG real.

Para representar la ECG característica para un paciente con hipocalcemia severa (ver Figura 3.13), los valores de  $\theta$  obtenidos se muestran en la Tabla 3.5.

Para el modelo de Hipercalcemia el error cuadrático medio promedio fue de 0.04 y la



### 3. Modelado de las patologías

Tabla 3.5: Parámetros del modelo ECG con Hipercalcemia e Hipocalcemia

$\theta_i$ Hipercalcemia	$-\frac{1}{3}\pi$	$-\frac{1}{12}\pi$	0	$\frac{1}{12}\pi$	$\frac{3}{10}\pi$
$\theta_i$ Hipocalcemia	$-\frac{1}{3}\pi$	$-\frac{1}{12}\pi$	0	$\frac{1}{12}\pi$	$\frac{5}{6}\pi$

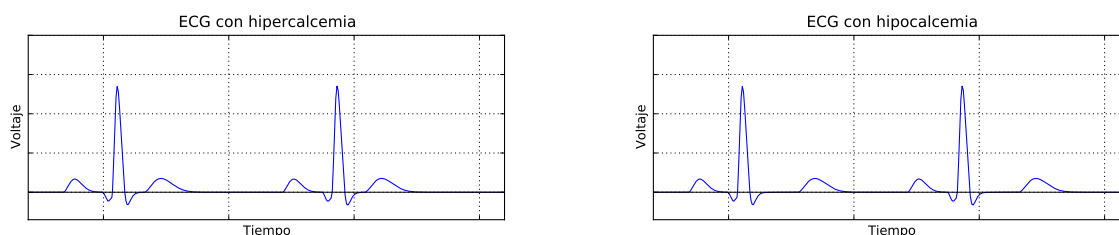


Figura 3.13: Señal ECG con hipercalcemia y con hipocalcemia

varianza de 0.011, similar a los valores para el modelo de Hipocalcemia que alcanzaron un error de 0.20 y una varianza de 0.013. Estos valores son bastante bajos lo que hace de estos modelos una buena representación para estas patologías.

### Hipotermia

Las características más significativas en la señal ECG para esta patología son: ([85])

1. El intervalo PR es más largo.
2. Existencia de ondas J.

Cada una de estas características se puede observar en la Figura 3.14.



Figura 3.14: Características de la señal ECG con Hipotermia. Escaneada EKG real.

Para obtener la ECG característica para un paciente con hipotermia (ver Figura 3.15), los valores de  $\theta$ ,  $a$  y  $b$  resultantes se observan en la Tabla 3.6.

Con los parámetros de esta patología, el error cuadrático medio promedio obtenido fue de 0.036 y la varianza de 0.013, haciendo de este modelo una buena representación para este tipo de aplicaciones.

### 3. Modelado de las patologías

Tabla 3.6: Parámetros del modelo ECG con Hipotermia

$\theta_i$	$-\frac{1}{3}\pi$	$-\frac{1}{12}\pi$	0	$\frac{1}{4}\pi$	$\frac{1}{2}\pi$
$a_i$	1.2	-1.5	10.0	-0.5	-0.55 -0.95
$b_i$	0.25	0.1	0.2	0.4	0.4

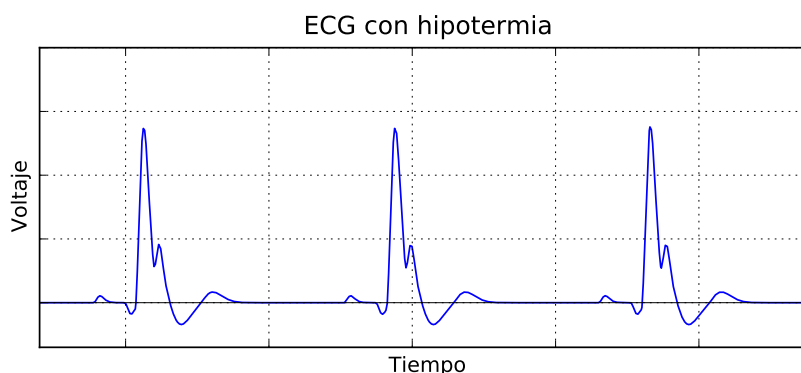


Figura 3.15: Señal ECG con hipotermia

A modo de conclusión, puede decirse que el error obtenido para cada patología es pequeño, generalmente menor que el 7%, lo que hace de este modelo una excelente herramienta en la generación de escenarios considerando el número de muestras usadas y la variabilidad de las señales reales de paciente a paciente.

## 3.2 Presión Arterial Sistémica y Pulmonar

Como se describió en el Capítulo 2, la presión arterial refleja la fuerza que ejerce la sangre contra las paredes de las arterias. Esta variable depende del volumen de sangre contenida en los vasos y de la distensibilidad de las paredes de los mismos. Con el fin de visualizar esta variable se empleó un modelo completo del sistema cardiovascular, junto con un conjunto de parámetros específicos para representar la fisiología de un paciente neonato.

### 3.2.1 Modelo Dinámico

En este trabajo, se empleó el modelo de fisiología cardiovascular linealizado y mejorado presentado por Beneken [87] (ver Figura 3.16) para representar el sistema cardiovascular. Este modelo es la base del modelo de fisiología cardiovascular del Simulador de Paciente Humano desarrollado por la Universidad de Florida [88]. Se seleccionó por su poca complejidad y porque permite generar un amplio rango de escenarios médicos.

### 3. Modelado de las patologías

Este modelo análogo hidráulico de 10 compartimentos describe: **la circulación sistémica** diferenciando entre arterias y venas intratorácicas y extratorácicas, y **la circulación pulmonar** diferenciando entre venas y arterias pulmonares.

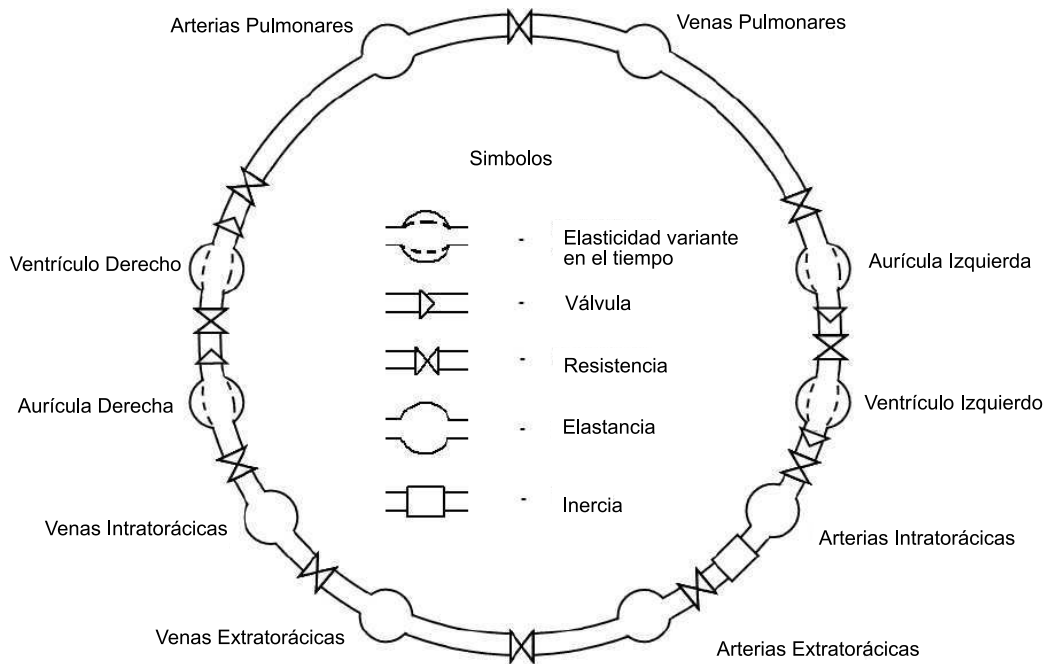


Figura 3.16: Modelo Hidráulico análogo para el modelo cardiovascular [9]

El modelo acepta como entradas cambios de volumen de sangre y presiones intratorácicas y genera como salidas presiones arteriales pulmonares y sistémicas. Para el modelo de cada compartimento, se calcula la presión sanguínea, el flujo de entrada y los cambios de volumen. Las ecuaciones de los compartimentos se acoplan debido a que el flujo de entrada de un compartimento depende de la presión del compartimento anterior, y los cambios de volumen dependen de los flujos de entrada y de los flujos de salida. Las expresiones emplean variables de elastancia, resistencia y volumen no esforzado. La presión  $p(t)$  de cada compartimento es proporcional a la diferencia entre el volumen  $v(t)$  y el volumen no esforzado  $UV$  [9].

La elastancia  $E$  es el segundo parámetro en la expresión 3.11 que relaciona la presión con el volumen .

$$p(t) = E(v(t) - UV) \quad (3.11)$$

### 3. Modelado de las patologías

El flujo de entrada de cada compartimento  $f(t)$  en la expresión 3.12 es proporcional a la presión del comportamiento anterior ( $p_i(t)$  y  $p(t)$ ) [9].

$$f(t) = \frac{p_{in}(t) - p(t)}{R} \quad (3.12)$$

El cambio de volumen en cada compartimento es igual a la diferencia entre el flujo  $f(t)$  y el flujo de salida  $f_{out}(t)$  como se observa en la ecuación 3.13

$$\frac{dv(t)}{dt} = f(t) - f_{out}(t) \quad (3.13)$$

Una ecuación diferencial sencilla (ver Ecuación 3.14) representa el comportamiento inercial de la sangre en las arterias [9].

$$\frac{df_{etha}(t)}{dt} = \frac{p_{itha}(t) + PTH - RETHA f_{etha}(t) - p_{etha}(t)}{LETHA} \quad (3.14)$$

Donde PTH se refiere a la presión intratorácica media, RETHA a la resistencia de las arterias extratorácicas y LETHA a la inercia del flujo de sangre en las arterias.

Las variables de elastancia de las cámaras del corazón varían con el tiempo y reflejan el proceso de contracción. De tal forma la expresión 3.15 para la presión en los ventrículos está dada por un modelo con elastancia variante en el tiempo [89].

$$p(t) = e(t)[v(t) - UV] \quad (3.15)$$

La curva de elastancia ventricular se parametrizó tal como lo describe la expresión 3.16, basada en curvas halladas para un feto a término presentadas por Pennati et. al [90].

$$e(t) = \begin{cases} EMIN + (EMAX - EMIN \sin\left(\frac{\pi(t-\Delta T)}{T_{vi}}\right))^2 & \Delta t \leq t < \Delta T + T_{vs} \\ EMIN & \text{En otro caso} \end{cases} \quad (3.16)$$

### 3. Modelado de las patologías

Las elastancias máxima y mínima son representadas por EMAX y EMIN.  $T_{as}$ ,  $T_{av}$  y  $T_{vs}$  son los tiempos de duración de la sístole auricular, el retardo auriculoventricular y la sístole ventricular, respectivamente.

EMIN y EMAX pueden ser calculados según las ecuaciones 3.17 y 3.18, respectivamente.

$$EMIN = \frac{EDP - PTH}{EDV - UV} \quad (3.17)$$

$$EMAX = \frac{ESP - PTH}{ESV - UV} \quad (3.18)$$

Donde ESP y EDP se refiere a las presiones sistólicas y diastólicas y ESV y EDV a los volúmenes sistólicos y diastólicos, respectivamente.

Las expresión para la elastancia auricular propuesta por Pennati [90] es mostrada en la Ecuación 3.19.

$$e(t) = \begin{cases} EMIN + (EMAX - EMIN) \sin\left(\frac{\pi t}{T_{as}}\right)^2 & 0 \leq t < T_{as} \\ EMIN & \text{En otro caso} \end{cases} \quad (3.19)$$

Pennati [90] expresó la duración de la sístole ventricular y auricular y del retardo ventricular en función del periodo cardiaco como se observa en las expresiones 3.20, 3.21 y 3.22

$$T_{as} = 0,3HP \quad (3.20)$$

$$\Delta T = 0,02HP \quad (3.21)$$

$$T_{vs} = 0,16 + 0,3HP \quad (3.22)$$

Los valores para un paciente neonato [9] son mostrados en la Tabla 3.7.

Con el fin de obtener las simulaciones correspondientes a este modelo, se siguieron una serie de pasos. En primer lugar se obtuvieron los datos correspondientes para un paciente neonato listados en la Tabla 3.7. Posteriormente, se abrió el lazo del modelo con el fin de trabajar con cada uno independientemente. De esta manera se obtuvo un lazo que representaba la circulación sistémica/izquierda y otro la circulación pulmonar/derecha. Así, se fijaron temporalmente los parámetros del modelo, la presión venosa pulmonar en 4 mm Hg y la presión venosa sistémica intratorácica en 3 mm Hg. Esta manipulación creó un sistema que permite

### 3. Modelado de las patologías

Tabla 3.7: Parámetros de paciente neonato usados en el modelo de presiones

<b>CIRCULACIÓN TOTAL</b>		
VTOTAL	Volumen inicial de sangre	310
HR	Frecuencia Cardíaca	130
PTH	Presión Intratorácica promedio	-3.0
<b>Aurícula Izquierda</b>		
RLAIN	Resistencia al flujo	0.015
RLAOUT	Resistencia de la válvula Mitral	0.06
ELAMIN	Elastancia Diastólica	3.5
ELAMAX	Elastancia Sistólica Máxima	3.72
VLAU	Volumen no esforzado	0.25
<b>Ventrículo Izquierdo</b>		
RLV	Resistencia de la arteria intratorácica y de la válvula aórtica	0.018
ELVMIN	Elastancia Diastólica	2.63
ELVMAX	Elastancia Sistólica Máxima	53.1
VLVU	Volumen no esforzado	0.5
<b>Arterias Intratorácicas</b>		
EITHA	Elastancia	13.64
VITHAU	Volumen no esforzado	9.16
<b>Arterias Extratorácicas</b>		
LETHA	Inercia del flujo de sangre	0.0018
RETHA	Resistencia	1.5
EETHA	Elastancia	5.8
VETHAU	Volumen no esforzado	24.20
<b>Vasos periférixos sistémicos</b>		
RSP	Resistencia	4.2
<b>Venas Extratorácicas</b>		
RETHV	Resistencia	0.21
EETHV	Elastancia	0.25
VETHVU	Volumen no esforzado	65.4
<b>Venas Intratorácicas</b>		
EITHV	Elastancia	0.5
VITHVU	Volumen no esforzado	77.83
<b>Aurícula Derecha</b>		
RRAIN	Resistencia al flujo	0.015
RRAOUT	Resistencia de la válvula tricúspide	0.06
ERAMIN	Elasticidad Diastólica	2.26
ERAMAX	Elasticidad sistólica máxima	10.1
VRAU	Volumen no esforzado	0.25
<b>Ventrículo Derecho</b>		
RRV	Resistencia de la arteria y la válvula pulmonar	0.018
ERVMIN	Elastancia Diastólica	2.62
ERVMAX	Elastancia Sistólica Máxima	34.38
VRVU	Volumen no esforzado	0.33
<b>Arterias Pulmonares</b>		
EPA	Elastancia	10.95
VPAU	Volumen no esforzado	3.27
<b>Vasos Periféricos pulmonares</b>		
RPP	Resistencia	0.85
<b>Venas Pulmonares</b>		
EPV	Elastancia	0.48
VPVU	Volumen no esforzado	22.89

la simulación independiente tanto del lado izquierdo del corazón como del derecho. Finalmente, se adicionaron las restricciones para acoplar los dos modelos, y obtener uno que simule

### 3. Modelado de las patologías

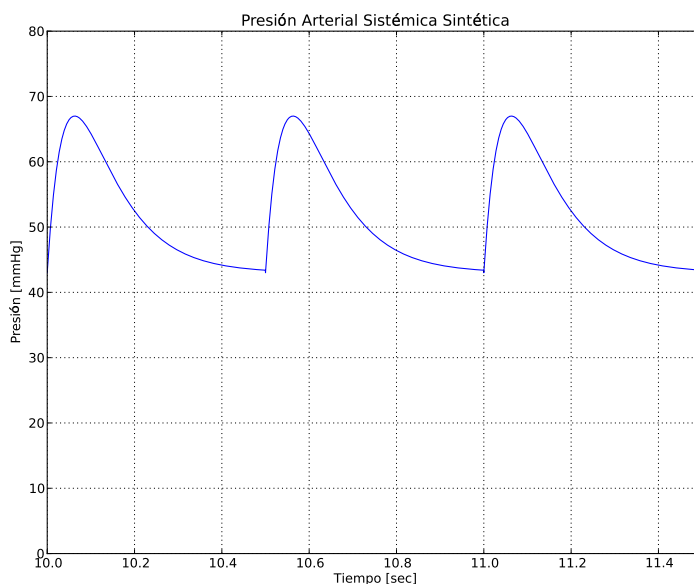


Figura 3.17: Presión arterial sistémica sintética

totalmente el sistema cardiovascular.

La señal de presión arterial sistémica se observa en la figura 3.17.

Para obtener las diferentes patologías a incluir en el simulador, se modifican los datos de presión sistólica y diastólica. Esta variación se realiza directamente desde el simulador neonatal como se describirá en el capítulo 4.

## 3.3 Señal de pulso

Como se describió en el capítulo anterior, la señal de pulso es provocada por la expansión de las arterias al circular la sangre. La ubicación temporal de las ondas que la componen, así como las amplitudes de las mismas, caracterizan el estado de las arterias. En esta sección se expone un modelo dinámico que permite representar este tipo de señales biomédicas.

### 3.3.1 Modelo Dinámico

Esta forma de onda particular se debe a la superposición entre una onda de presión, que parte desde el corazón hacia la periferia y otra, que se refleja en la bifurcación de la aorta descendente (ver Figura 2.9). El modelo genera una trayectoria en un espacio de estado tridimensional con coordenadas  $(x, y, z)$ . La periodicidad de la señal de pulso es reflejada en el movimiento de la trayectoria a lo largo de un ciclo límite de radio unitario en el plano  $(x,$

### 3. Modelado de las patologías

$y$ ). Las 2 ondas que componen la señal de pulso se describen como atractores positivos en la dirección  $z$ . Estos son colocados con ángulos fijos a lo largo del círculo unitario.

Las ecuaciones dinámicas de movimiento están dadas por un conjunto de ecuaciones diferenciales ordinarias 3.23, 3.24 y 3.25

$$\dot{x} = \alpha x - wy \quad (3.23)$$

$$\dot{y} = \alpha y + wx \quad (3.24)$$

$$\dot{z} = - \sum_{i \in \{OI, OR\}} a_i \Delta \theta_i \exp\left(-\frac{\Delta \theta_i^2}{2b_i^2}\right) - (z - z_0) \quad (3.25)$$

Donde

$$\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2} \quad (3.26)$$

$$\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod \{2\pi\} \quad (3.27)$$

$$\theta = \text{atan2}(y, x) \quad (3.28)$$

$w = 2 \times \pi f$  es la velocidad angular de la trayectoria y se define directamente a partir del valor de frecuencia cardiaca.

Estas ecuaciones de movimiento son integradas numericamente en python (ver Algoritmo 3.3 ) usando un método Runge - Kutta de cuarto orden (ver Algoritmo 3.2) con un paso de tiempo fijo  $\Delta t = 1/f_s$ , donde  $f_s$  es la frecuencia de muestreo.

Algoritmo 3.3: Función odepulso, define 3 ODEs acopladas que caracterizan la onda de pulso

**Require:** t,y

{t es el valor de tiempo para cada iteración}.

{y es el valor de amplitud de las 3 ODEs para cada iteración}.

$\theta = \arctan(y[1], y[0])$

$\Delta \theta_0 = \theta + \pi \times \frac{9}{13} \times \sqrt{\alpha} \bmod 2 \times \pi$

$\Delta \theta_1 = \theta + \pi \times \alpha \bmod 2 \times \pi$

$z_0 = 0,1 \times (10)^{-3} \times \sin(2 \times f_{2a} \times t)$

{Acople de la frecuencia respiratoria}.

$w = 2 \times \pi \times f_c$

{Definición de la frecuencia angular a partir de la frecuencia cardiaca}.

$\dot{y}_0 \leftarrow \alpha \times y_0 - w \times y_1$

$\dot{y}_1 \leftarrow \alpha \times y_1 + w \times y_0$

$\dot{y}_2 \leftarrow - \sum_i a_i \times \Delta \theta_i \times \exp\left(-\frac{\Delta \theta_i^2}{2b_i^2}\right) - (y_2 - z)$

{Definición de las 3 EDO's acopladas}.  $\dot{y}_2$

El resultado de la implementación es mostrado en la Figura 3.18.



### 3. Modelado de las patologías

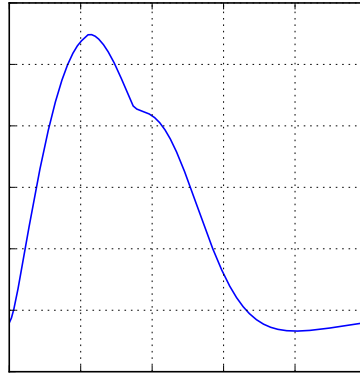


Figura 3.18: Señal de pulso sintética

#### 3.3.2 Validación

Para la validación de este modelo, se obtuvieron imágenes correspondientes a señales de pulso comunes en pacientes neonatos, principalmente de la literatura.

Posteriormente se ajustaron bajo la misma escala, las señales de prueba y la señal de pulso sintética y se escogieron 15 puntos significativos de la morfología de la señal. La elección de estos puntos se basó en los valores de amplitud y de tiempo, importantes en el diagnóstico, de la onda incidente y de la reflejada que componen la señal. (ver Figura 3.19).

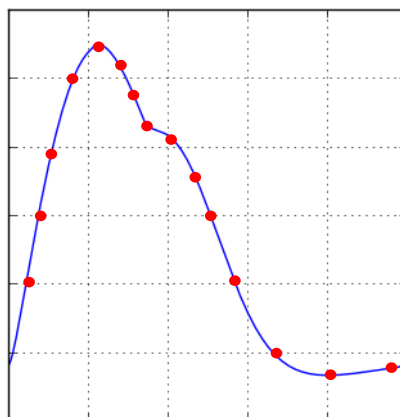


Figura 3.19: Puntos elegidos para la señal de pulso

Bajo este criterio, se tomaron 15 muestras de señales de pulso y se obtuvo el Error Cuadrático Medio dado por la expresión 3.29 entre cada uno de los puntos.

### 3. Modelado de las patologías

$$ECM = (\text{Amplitud}_{Pr} - \text{Amplitud}_{Ps})^2 \quad (3.29)$$

El error promedio tuvo una magnitud de 0,037 equivalente al 3.7% y la varianza un valor de 0.008. Como se observa en los datos, el error es pequeño, generalmente menor que el 5% considerando el número de muestras usadas y la variabilidad de las señales reales de paciente a paciente, haciendo de este modelo una buena herramienta para la práctica de las habilidades involucradas en el diagnóstico médico.

## 3.4 Nivel de CO2

Como se describió en el Capítulo 2, el capnograma es el registro gráfico de las concentraciones instantáneas de CO2 en los gases respirados durante un ciclo respiratorio. Esta variable es de gran importancia pues permite detectar rápidamente complicaciones del sistema respiratorio.

### 3.4.1 Modelo Dinámico

El capnograma se divide en cuatro fases fundamentales (ver Figura 2.14). Esta forma de onda puede ser descrita por exponenciales decrecientes que modelan el proceso espiratorio e inspiratorio. La periodicidad de la señal de pulso, a su vez, está dada por la frecuencia respiratoria.

El modelo dinámico empleado describe 2 ecuaciones diferenciales de primer orden, la primera expresión describe la inspiración (ver Ecuación 3.30), y la segunda describe todo el ciclo (inspiración y espiración) (ver Ecuación 3.31).

$$\frac{df}{dt} = \frac{1}{\tau}(-f + \phi) \quad (3.30)$$

$$\frac{dN_{CO2}}{dt} = \frac{1}{\tau_2}(-N_{CO2} + \alpha(f(t - D))) \quad (3.31)$$

$\tau$  y  $\tau_2$  definen las constantes de tiempo de las exponenciales que representan la inspiración y la espiración, respectivamente. De la misma forma,  $\phi$  y  $\alpha$  definen la línea base y el nivel de CO2 máximo del ciclo respiratorio.

Estas ecuaciones de movimiento son integradas numéricamente en python (ver Algoritmo 3.4), usando un método Runge - Kutta de cuarto orden (ver Algoritmo 3.2) con un paso de tiempo fijo  $\Delta t = 1/f_s$ , donde  $f_s$  es la frecuencia de muestreo.

El resultado de la implementación es mostrado en la Figura 3.20.

### 3. Modelado de las patologías

Algoritmo 3.4: Función odeCO2, define 2 ODEs acopladas que caracterizan la onda de pulso

**Require:**  $\tau$ ,  $\tau_2$ ,  $D$  y  $\phi, t$

{ $\tau$  y  $\tau_2$  son las constantes de tiempo de las 2 exponenciales}.

{ $D$  es la mitad del periodo respiratorio}.

{ $t$  es el valor de tiempo para cada iteración}.

{ $\alpha$  es el valor máximo de CO2 en el ciclo respiratorio}.

{ $\phi$  es el valor de la línea base del ciclo respiratorio}.

$\dot{y}_0 \leftarrow \frac{1}{\tau}(-y_0 + \phi)$

$\dot{y}_1 \leftarrow \frac{1}{\tau_2}(-y_1 + \alpha(y_0(t - D)))$

{Definición de las 2 EDO's acopladas}.  $\dot{y}_1$

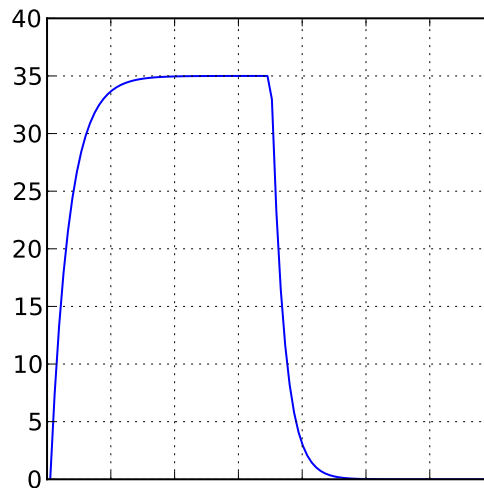


Figura 3.20: Señal de CO2 sintética

#### 3.4.2 Validación

Para la validación de este modelo, se obtuvieron 30 imágenes correspondientes a capnogramas comunes en pacientes neonatos, principalmente de la literatura y de Bases de datos internacionales [91]. Algunas de las señales usadas en esta fase son mostradas en la figura 3.21.

Posteriormente se ajustaron bajo la misma escala, las señales de prueba y la señal de CO2 sintética y se escogieron 26 puntos significativos de la morfología de la señal. La elección de estos puntos se basó en los valores de amplitud y de tiempo, importantes en el diagnóstico, tanto para la parte del ciclo inspiratoria como para la espiratoria. (ver Figura 3.22).

Bajo este criterio, se tomaron 15 muestras de señales de pulso y se obtuvo el Error Cuadrático-

### 3. Modelado de las patologías

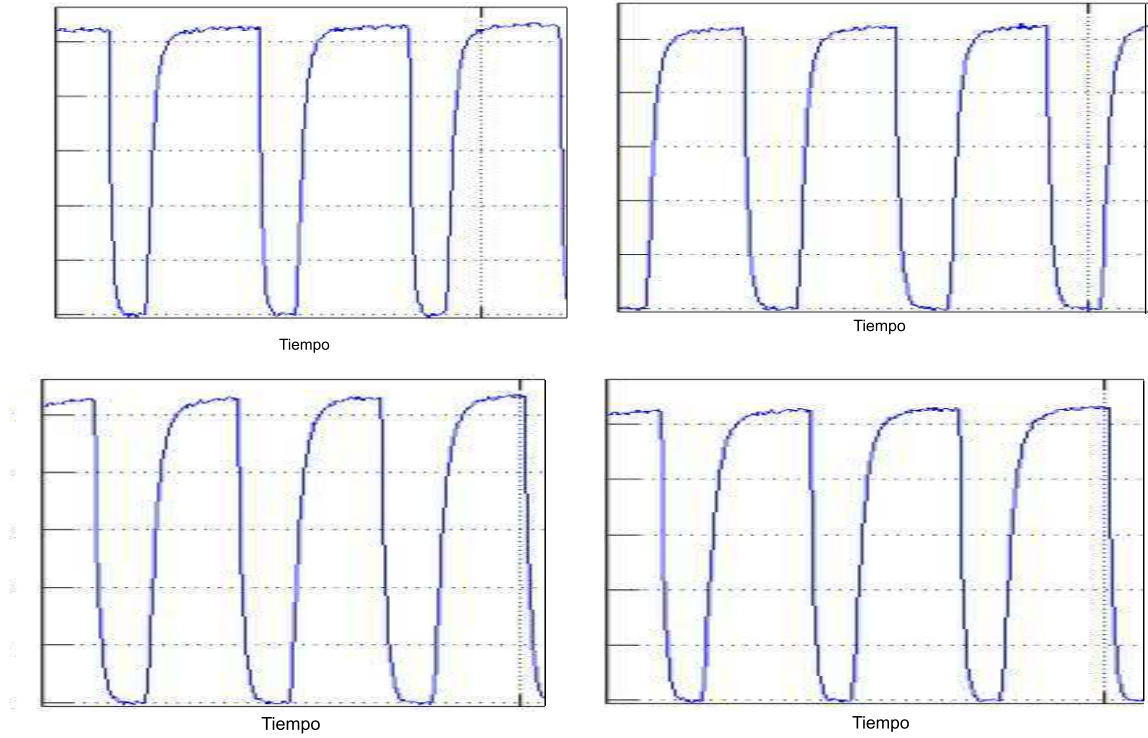


Figura 3.21: Capnogramas reales

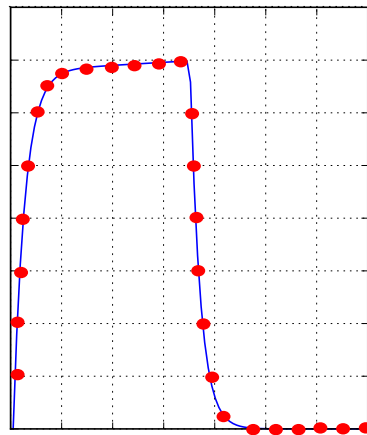


Figura 3.22: Puntos elegidos para la señal de CO2

co Medio dado por la expresión 3.32 en cada uno de los puntos.

$$ECM = (\text{Amplitud}_{CO_{2r}} - \text{Amplitud}_{CO_{2s}})^2 \quad (3.32)$$

### 3. Modelado de las patologías

El error promedio tuvo una magnitud de 0,019 equivalente al 1.9% y la varianza un valor de 0.005. Como se observa en los datos, el error es pequeño, generalmente menor que el 3% considerando el número de muestras usadas y la variabilidad de las señales reales de paciente a paciente, haciendo de este modelo una buena herramienta para la práctica de las habilidades involucradas en el diagnóstico médico.

#### 3.4.3 Variación del modelo

Los resultados obtenidos al emplear este modelo dinámico fueron satisfactorios, de esta manera, se implementó un algoritmo que modifica los parámetros y permite la representación de diversas patologías. Con base en la digitalización de capnogramas reales obtenidos de la literatura, el algoritmo realiza un proceso de optimización minimizando el error cuadrático medio en los puntos mostrados en la Figura 3.22. Aunque en este trabajo, se presenta la implementación de unas pocas patologías, el software desarrollado le permite al usuario crear un amplio rango de escenarios de utilidad en el diagnóstico médico.

#### Valor final de $CO_2$

Cambios en el  $CO_2$  respirado reflejan alteraciones en el metabolismo, la circulación y en el sistema respiratorio. El rango de presión para el final de la espiración es de 30-45 mmHg [10]. De esta manera, un valor mas bajo para el dióxido de carbono, con una buena meseta alveolar, puede ser el resultado de hiperventilación (ver Figura 3.23). Por su parte, un elevado valor final, con una buena meseta alveolar, es resultado de una hipoventilación (ver Figura 3.24).



Figura 3.23: Bajo Nivel de  $CO_2$  [10]  
Fig65

Para la generación de estas patologías (ver Figura 3.25) se modificó el parámetro  $\alpha$  de la ecuación diferencial que representa la espiración (ver Ecuación 3.30), durante todo el ciclo, con un valor de amplitud que depende del valor final de  $CO_2$ .

El error cuadrático medio promedio obtenido para esta patología fue de 0.026 y la varianza de 0.006, haciendo de este modelo una buena representación de este tipo de señales

### 3. Modelado de las patologías

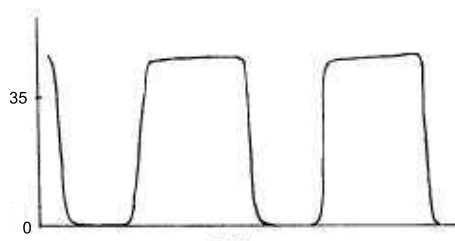


Figura 3.24: Alto Nivel de  $CO_2$  [10]

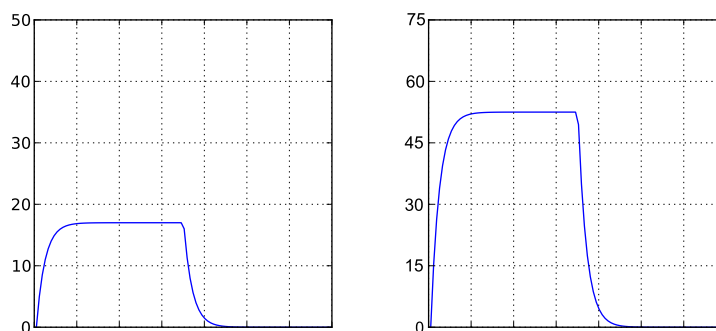


Figura 3.25: Alto Nivel y Bajo Nivel de  $CO_2$

### Relajantes Musculares-Hendiduras

Las hendiduras se observan en la meseta del capnograma (ver Figura 3.26). Estas aparecen cuando la acción de los relajantes musculares desaparece y retorna la ventilación espontánea [11].

Las características principales son:

- La profundidad de la hendidura es inversamente proporcional al grado de actividad de la droga.
- La posición, generalmente, es constante en el mismo paciente.

Con el fin, de representar este escenario (ver Figura 3.27), se modifica el parámetro  $\alpha$  de la ecuación diferencial que representa la espiración (ver Ecuación 3.30) en un corto espacio de tiempo, con un valor de amplitud que depende del tamaño de la hendidura.

Para esta patología, el error cuadrático medio promedio obtenido fue de 0.032 y la varianza de 0.007. Estos resultados indican la pertinencia de este modelo en la representación de este tipo de señales.

### 3. Modelado de las patologías

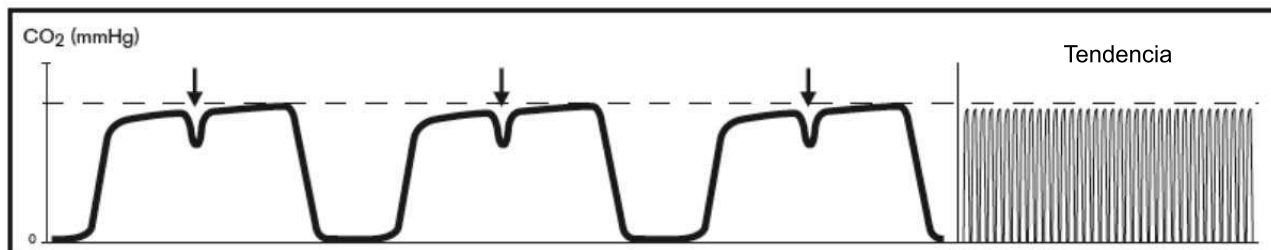


Figura 3.26: Capnograma con hendiduras [11]

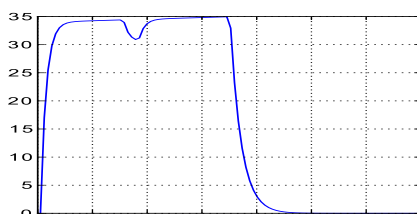


Figura 3.27: Señal Sintética - Nivel de CO<sub>2</sub> con hendiduras

#### Incremento de la pendiente en la fase C-D

En esta patología, la pendiente de la fase C-D del capnograma aumenta (ver Figura 3.28)). Esta característica puede ser resultado de la obstrucción de las vías respiratorias [12].

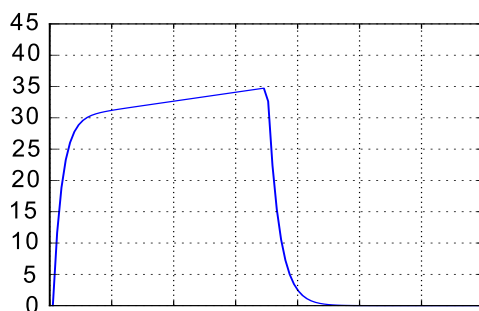


Figura 3.28: Capnograma con incremento de la pendiente en la fase C-D [12]

Para la representación de esta patología (ver Figura 3.29), la variable  $\alpha$  se parametriza de forma que varíe con el tiempo. La pendiente depende de la severidad de la obstrucción respiratoria.

El error cuadrático medio promedio obtenido para esta representación fue de 0.04 y la varianza de 0.012. Este valor es bajo, indicando que es un modelo adecuado para la representación de estas patologías.

### 3. Modelado de las patologías





### 3. Modelado de las patologías

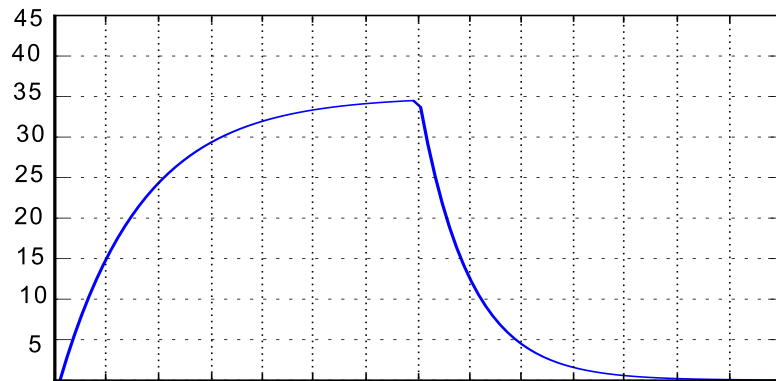


Figura 3.31: Señal Sintética - Fase B-C y Fase C-D prolongadas

Así, la interpolación entre el valor actual y el propuesto por el tutor, se realiza de dos formas posibles:

- **Lineal:** La interpolación lineal consiste en trazar una recta que pase por los 2 puntos de interés, calculando los valores intermedios por medio de una función de la forma  $y = f(x)$ .
- **Sigmoide:** Para realizar este tipo de interpolación, se empleó una curva de Bezier como la mostrada en la expresión 3.33

$$b(u) = b_0(1 - u)^3 + 3b_1u(1 - u)^2 + 3b_2u^2(1 - u) + b_3u^3 \quad (3.33)$$

Con  $u \in [0, 1]$ .

Este tipo de curvas obtienen una señal sigmoide (ver Figura 3.32) entre los dos puntos con un cálculo sencillo de un polinomio de tercer orden.

### 3. Modelado de las patologías

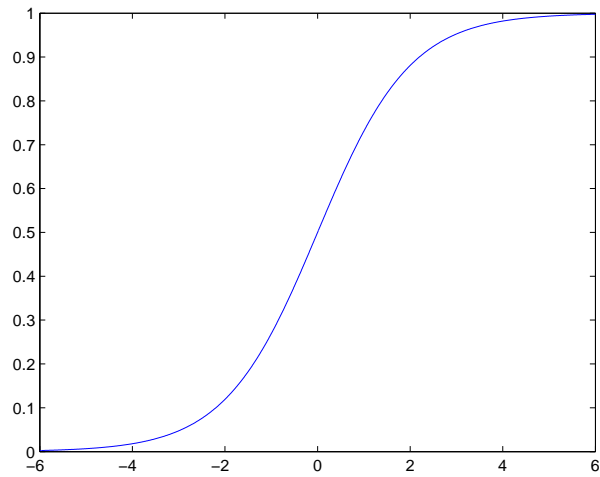


Figura 3.32: Función Sigmoide

El uso de estos dos tipos de interpolación, se realiza con base en el comportamiento usual de las variables, en un paciente neonato.

Python es un lenguaje de programación de alto nivel con una sintaxis muy limpia y que favorece un código legible. Se trata de un lenguaje de programación multiparadigma ya que soporta orientación a objetos, programación imperativa y, en menor medida, programación funcional.

La interfaz gráfica desarrollada en este trabajo se programó en Python debido a varias razones fundamentales [92]:

- Python es un lenguaje interpretado, lo que indica que no hay un proceso de compilación del código antes de la ejecución. Esta se realiza de manera transparente para el programador. En ciertos casos, cuando se ejecuta por primera vez un código, se producen unos bytecodes que se guardan en el sistema y que sirven para acelerar la compilación implícita que realiza el intérprete cada vez que se ejecuta el mismo código.
- Python es un lenguaje de fuente abierta lo que permite a los desarrolladores trabajar libremente.
- Python es un lenguaje multiplataforma. Existen versiones disponibles de Python en la mayoría de sistemas operativos (Linux, Unix, Windows, MacOS).
- Python y sus extensiones son fáciles de instalar.
- Python dispone de muchas funciones incorporadas en el propio lenguaje, para el tratamiento de cadenas, números, archivos, etc. Además, existen muchas librerías que se pueden importar en los programas para tratar temas específicos como por ejemplo la programación de ventanas o de sistemas en red.
- Python tiene una sintaxis muy visual, gracias a una notación indentada (con márgenes) de obligado cumplimiento.
- Python permite la interacción con software de modelamiento 3D como Blender.

## 4. Interfaz Gráfica

El simulador permite la interacción con interfaces gráficas que permiten la generación de las señales expuestas en el capítulo 3. De esta manera, en este capítulo se presenta de forma detallada la elaboración de cada interfaz, el modelo 3D obtenido y la interacción lograda en un Simulador de Paciente Neonato.

### 4.1 ECG

Teniendo en cuenta el modelo descrito en la Sección 3.1.1, se implementó una interfaz gráfica que permite, de forma transparente para el usuario, modificar los valores de amplitud, ubicación y ancho de cada onda perteneciente a la señal ECG ( $P$ ,  $Q$ ,  $R$ ,  $S$ ,  $T$ ). Este proceso se realiza modificando los valores de  $a$ ,  $b$  y  $\theta$  dentro de ciertos límites restringidos por la morfología de la señal (ver Ecuaciones [3.1, 3.2 y 3.3].).

La interfaz gráfica obtenida mediante el proceso de programación se observa en la Figura 4.1.

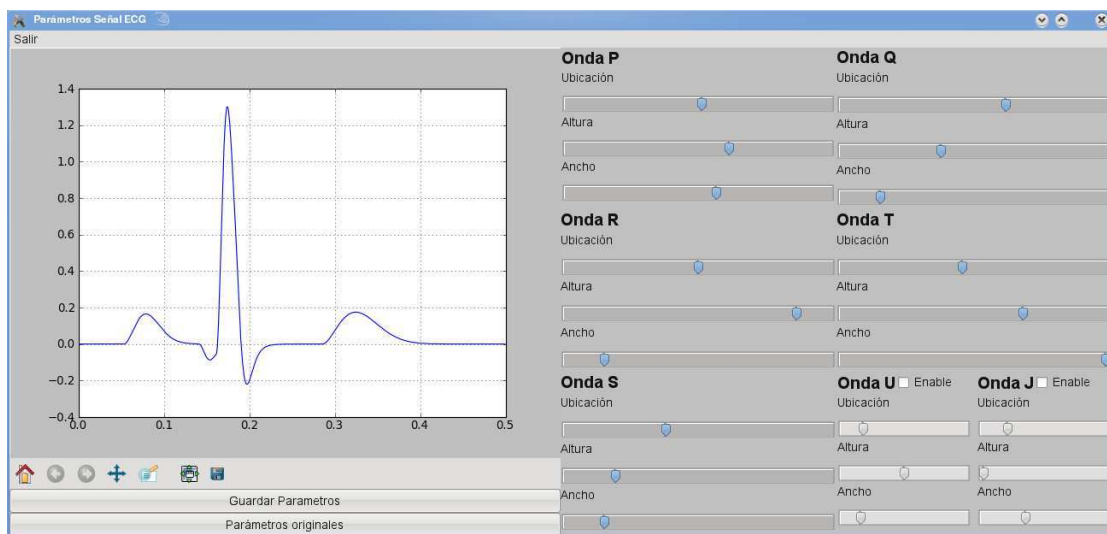


Figura 4.1: Interfaz Gráfica para la generación de señales ECG

Esta interfaz permite guardar los parámetros modificados del sistema dinámico en un archivo de texto con extensión  $\langle .psnecg \rangle$ . Este archivo solo puede ser abierto por el simulador neonatal con el fin de crear un escenario patológico o no patológico. De igual forma, permite un restablecimiento de los valores por defecto de una señal ECG no patológica.

Entre otras cosas, la interfaz permite ejecutar opciones de visualización sobre la gráfica obtenida, como lo es realizar acercamientos o alejamientos, guardar y panoramizar la gráfica.

## 4. Interfaz Gráfica

### 4.2 Señal de pulso

La interfaz gráfica implementada en esta sección, brinda la posibilidad de alterar la dinámica del modelo descrito en la Sección 3.3.1. Esta herramienta permite modificar altura, posición y ancho de la onda incidente y de la onda reflejada (ver Figura 4.2). De igual forma permite adicionar y modificar una onda presente en ciertas patologías.

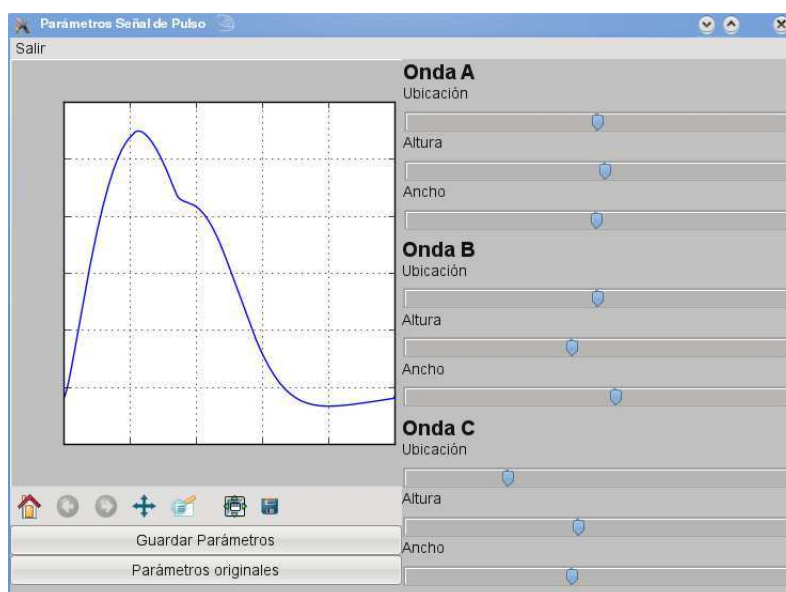


Figura 4.2: Interfaz Gráfica para la generación de señales de pulso

La interfaz permite guardar los parámetros modificados del sistema dinámico en un archivo de texto con extensión  $\langle .psnS02 \rangle$ . Este archivo solo puede ser abierto por el simulador neonatal con el fin de crear un escenario patológico o no patológico. De igual forma, permite un restablecimiento de los valores por defecto de una señal de pulso no patológica.

Por otra parte, la interfaz permite ejecutar opciones de visualización sobre la gráfica obtenida, como lo es realizar acercamientos o alejamientos, guardar y panoramizar la gráfica.

### 4.3 Nivel de CO2

La interfaz gráfica de esta sección permite crear señales patológicas y no patológicas referentes al nivel de CO<sub>2</sub> (ver Figura 4.3). Esta herramienta permite modificar las constantes de tiempo de las ecuaciones diferenciales descritas en la Sección 3.4.1. Con el fin de describir escenarios no patológicos la interfaz da la posibilidad de incorporar cambios súbitos y huecos en la exponencial que representa la espiración. Estas modificaciones del modelo se obtienen cambiando la referencia de cada ecuación diferencial en los puntos de interés.

## 4. Interfaz Gráfica

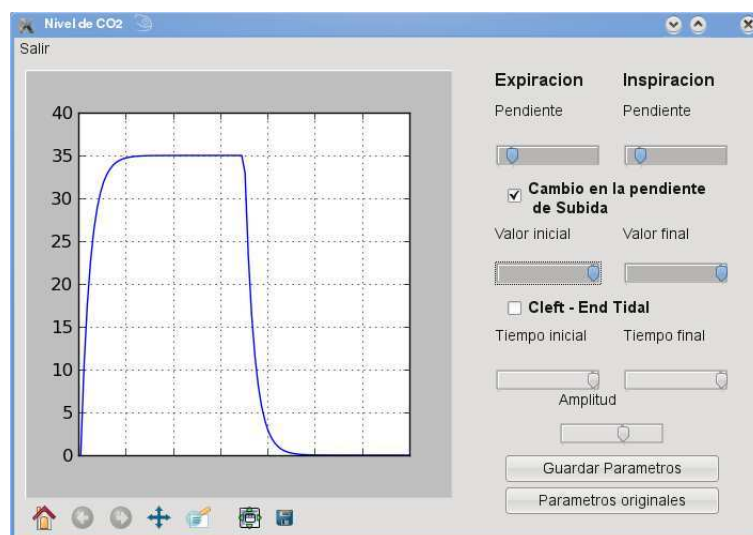


Figura 4.3: Interfaz Gráfica para la generación de capnogramas

La interfaz permite guardar los parámetros modificados del sistema dinámico en un archivo de texto con extensión `<.psnC02>`. Este archivo solo puede ser abierto por el simulador neonatal con el fin de crear un escenario patológico o no patológico. De igual forma, permite un restablecimiento de los valores por defecto de una señal de nivel de CO<sub>2</sub> no patológica.

Por otra parte, la interfaz permite ejecutar opciones de visualización sobre la gráfica obtenida, como lo es realizar acercamientos o alejamientos, guardar y panoramizar la gráfica.

### 4.4 Otras Variables

Para cada constante incluida en el simulador neonatal, se creó una interfaz gráfica que, en términos generales, permite modificar su valor en un intervalo de tiempo. La interpolación en este periodo es realizada de forma lineal o en forma de sigmoide, según las preferencias del tutor.

#### 4.4.1 Frecuencia Cardíaca y Frecuencia Respiratoria

La interfaz para estas 2 constantes es similar. Esta permite la variación de la frecuencia cardíaca de 0 hasta 300 lpm y de la frecuencia respiratoria de 0 hasta 140 rpm. Además, la elección del intervalo de tiempo puede realizarse en un rango de 0 a 11 min. Esta herramienta permite al usuario elegir entre los dos tipos de interpolación posibles (Lineal y Sigmoide (Suavizada)) (ver Figura 4.4) .

## 4. Interfaz Gráfica



Figura 4.4: Interfaz Frecuencia Cardíaca y Frecuencia Respiratoria

### 4.4.2 *Temperatura cutánea y Temperatura Rectal*

La interfaz implementada es la misma tanto para la temperatura cutánea como para la rectal. La variación se realiza en un rango de 0 hasta 45 grados Centígrados y el intervalo de tiempo en el que ocurre este cambio varía continuamente de 0 a 11 min. Finalmente, la interfaz permite elegir entre los dos tipos de interpolación posibles (Lineal y Sigmoide (Suavizada)) (ver Figura 4.5).



Figura 4.5: Interfaz Temperatura cutánea y Temperatura Rectal

### 4.4.3 *Presión Arterial*

La interfaz expuesta en la Figura 4.6 brinda la posibilidad de cambiar los valores para la presión sistólica y diastólica en un rango de 0 a 300 mmHg.

#### 4. Interfaz Gráfica



Figura 4.6: Interfaz Presión Arterial

#### 4.4.4 Saturación de Oxígeno

La interfaz implementada permite variar el valor de saturación de Oxígeno en un rango de 0 a 100 %. El intervalo de tiempo puede variar continuamente de 0 a 11 min. Finalmente, la interfaz permite elegir entre las dos interpolaciones posibles (Lineal y Sigmoide (Suavizada)) y brinda al usuario la posibilidad de modificar el umbral para la detección de cianosis (Coloración azulada de la piel o de las membranas mucosas debido a la falta de oxígeno en la sangre.) (ver Figura 4.7).



Figura 4.7: Interfaz Saturación de Oxígeno

#### 4.4.5 Nivel de CO2

Con el fin de modificar el valor máximo de CO2 y la línea base correspondiente se creó una interfaz gráfica como la mostrada en la Figura 4.8. El rango de variación para las dos variables es de 0 a 35.



#### 4. Interfaz Gráfica



Figura 4.8: Interfaz Nivel de CO2

#### 4.4.6 Gasto cardiaco

El valor de gasto cardiaco se modifica por medio de la interfaz gráfica expuesta en la figura 4.9. Con esta herramienta, el tutor puede crear escenarios en los que el gasto cardiaco varíe de 0 hasta 1000 L/min/kg en intervalos de tiempo de 0 a 11 minutos. La interfaz, le permite al usuario cambiar el tipo de interpolación según los requerimientos (Lineal o tipo sigmoide).



Figura 4.9: Interfaz Gasto cardiaco

### 4.5 Modelo Tridimensional de Paciente Neonato

A partir de la teoría expuesta en la sección 2.2 y con cámaras dispuestas en la Universidad Nacional de Colombia - Sede de Manizales se obtuvieron dos modelos, uno con la máxima resolución (decimado del 100 %), otro, reducido a la mitad (decimado del 50 %). El primer modelo es de excelente precisión pero el modelo requiere una alta capacidad de procesamiento mientras que el segundo aunque disminuye la precisión de cada detalle, su capacidad de procesamiento se reduce en gran cantidad.

Como es posible observar en la figura 4.10 y 4.11, el nivel de detalle en la imagen no tiene cambios significativos respecto a las necesidades del proyecto sin embargo el tamaño del archivo se reduce a la mitad disminuyendo los costos del procesamiento de la imagen. Este modelo

#### 4. Interfaz Gráfica



Figura 4.10: Modelo decimado al 50 %



Figura 4.11: Modelo decimado al 100 %

fué generado con el fin que la interfaz tenga un soporte para sincronizarlo posteriormente con el maniquí real, como lo tienen actualmente los simuladores comerciales.

### 4.6 *Simulador de Paciente Neonato*

El simulador de paciente neonato desarrollado puede observarse en la figura [4.12](#).

#### 4. Interfaz Gráfica

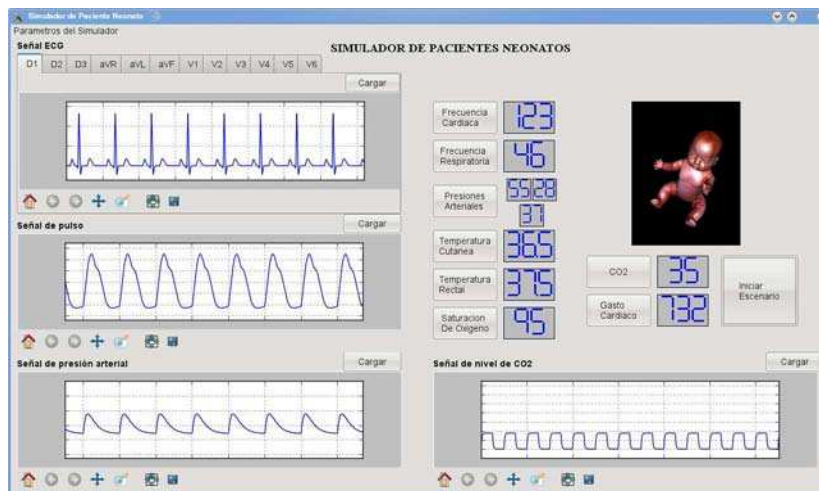


Figura 4.12: Simulador de paciente neonato

La herramienta permite el acceso directo a las interfaces descritas en las secciones 4.1, 4.2 y 4.3 para la generación de señales ECG, de pulso y de nivel de  $CO_2$  (ver Figura 4.13).

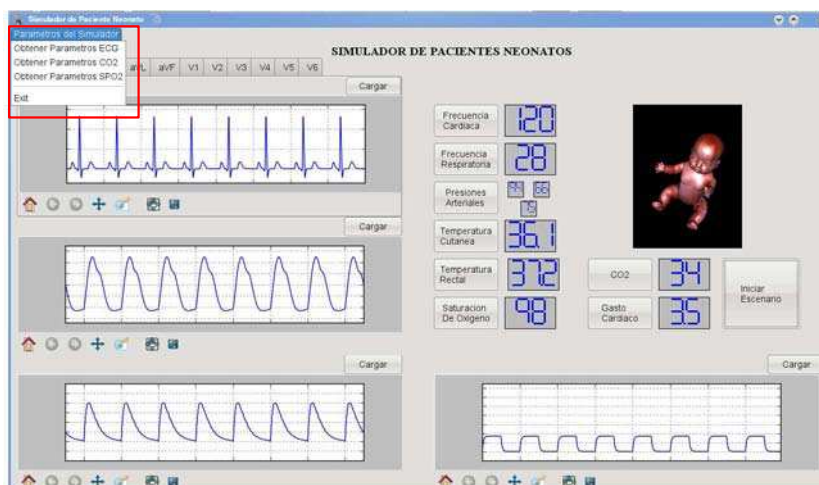


Figura 4.13: Simulador de paciente neonato

Igualmente, cada variable posee un botón que direcciona a las interfaces descritas en la sección 4.4. En la figura 4.14 puede verse el resultado de oprimir los botones de frecuencia cardíaca y frecuencia respiratoria.

#### 4. Interfaz Gráfica

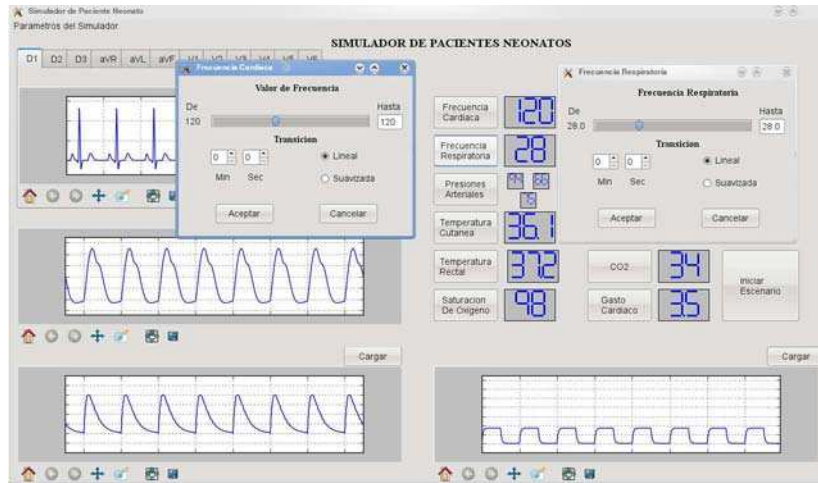


Figura 4.14: Simulador de paciente neonato

Cada trazado (ECG, pulso, presión, nivel de  $CO_2$ ) permite mediante el botón **load** cargar los parámetros guardados desde las interfaces descritas en las secciones 4.1, 4.2 y 4.3 para la generación de señales ECG, de pulso y de nivel de  $CO_2$  (ver Figura 4.15). Es importante destacar que se pueden cargar señales ECG para crear un electrocardiograma completo, es decir, se incluyen interfaces tanto para las derivaciones estándar como para las precordiales (ver Figura 4.16).

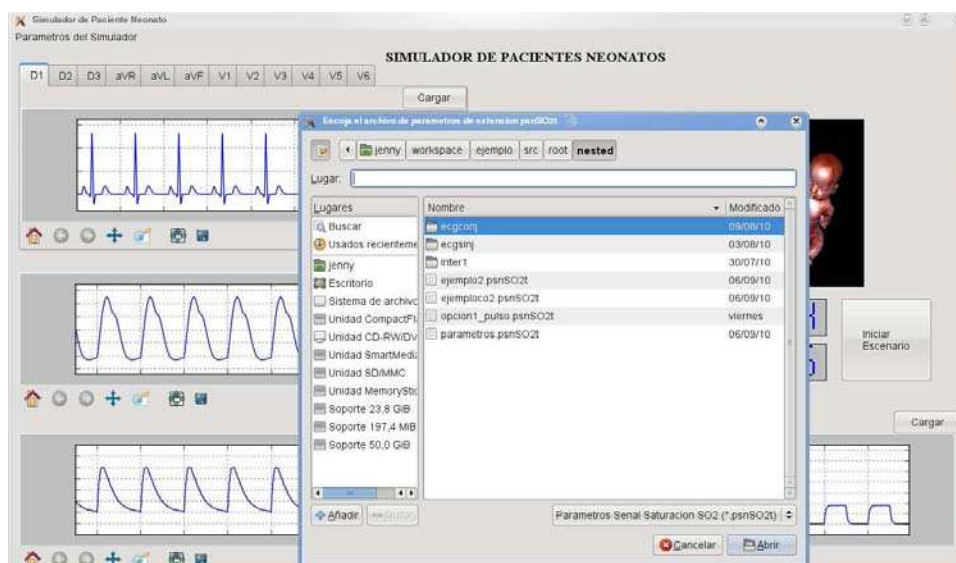


Figura 4.15: Simulador de paciente neonato

## 4. Interfaz Gráfica

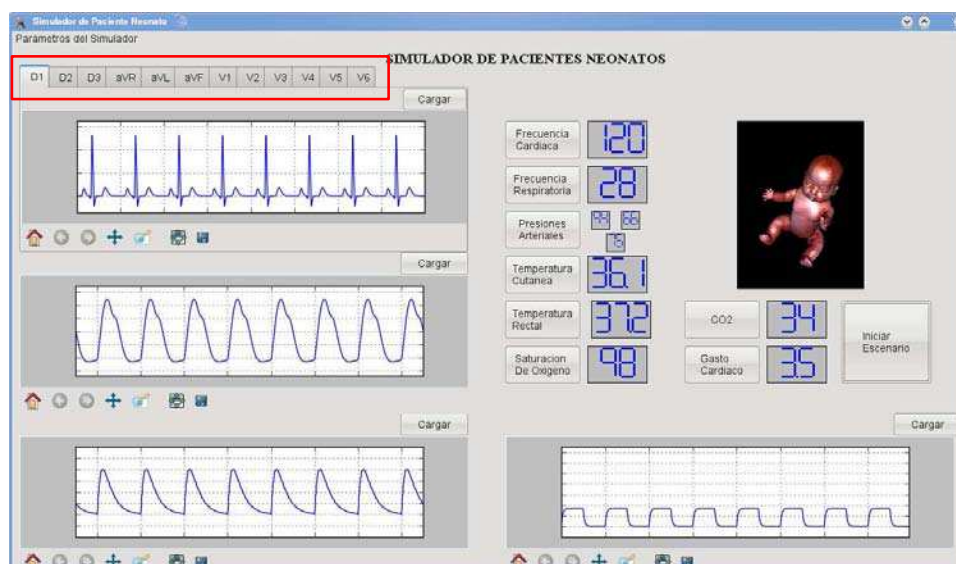


Figura 4.16: Simulador de paciente neonato

El botón iniciar escenario permite la simulación de cada una de las variables incluidas en la interfaz.

### 4.6.1 Ejemplo de funcionamiento

Con el fin de mostrar un ejemplo del funcionamiento de la interfaz, se creó un escenario en el que se simulará los signos vitales de un paciente con taquicardia y fiebre. De esta manera se definió el rango de valores para un paciente con 3 kg de peso y sin ningún tipo de patología, así:

- Frecuencia Cardíaca [93]: 123 lpm
- Frecuencia Respiratoria [94, 95, 96]: 46 rpm
- Presión Sistólica [97]: 55 mmHg
- Presión Diastólica [97]: 28 mmHg
- Temperatura Cutánea [98, 99, 100, 101]: 36.0 C
- Temperatura Rectal [98, 99, 100, 101]: 36.5 C
- Saturación de Oxígeno [102]: 92 %
- Nivel de CO<sub>2</sub>: 35 mmHg
- Gasto Cardíaco [103]: 732 l/min/kg

#### **4. Interfaz Gráfica**

Con el fin de simular la fiebre y la taquicardia, se creó un escenario en el que se modifican cada uno de los valores a los siguientes:

- Frecuencia Cardíaca : 190 lpm
- Frecuencia Respiratoria : 92 rpm
- Presión Sistólica : 63 mmHg
- Presión Diastólica: 32 mmHg
- Temperatura Cutánea : 38.3 C
- Temperatura Rectal : 38.5 C
- Saturación de Oxígeno: 92 %
- Nivel de CO<sub>2</sub>: 35 mmHg
- Gasto Cardíaco : 842 l/min/kg

La interfaz actualiza los valores cada medio segundo. De esta manera, aunque se permite el cambio de los valores hasta un tiempo de 11 minutos, la simulación se realizó, con fin ilustrativo, en 4 segundos. Esto con el fin de obtener 9 capturas de pantalla que muestren la dinámica para este tipo de patologías (ver figura [4.17](#)).

#### 4. Interfaz Gráfica

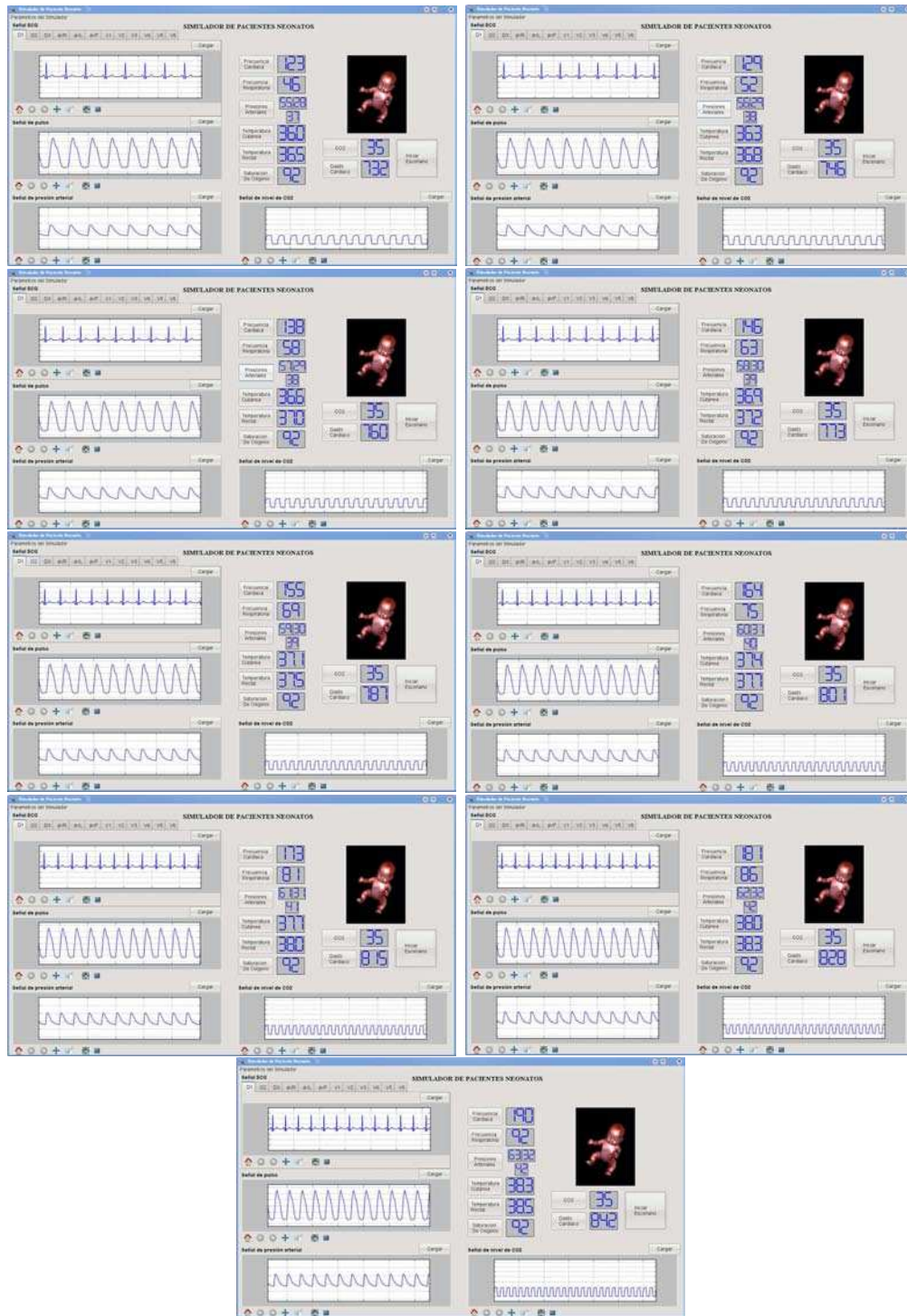


Figura 4.17: Fiebre y Taquicardia

#### ***4. Interfaz Gráfica***



## Evaluación Médica

---

Al concluir el desarrollo de este trabajo, se realizó un estudio con el fin de validar la utilidad de la interfaz en el proceso de entrenamiento médico en el área de Neonatología y Perinatología. Esta evaluación de usuario fué clave en el proceso, pues permite corroborar la veracidad de las señales obtenidas en la interfaz. En este capítulo se describirán los principales resultados de este estudio.

En esta etapa, se seleccionó un grupo de 16 expertos del área de Neonatología y Perinatología a quienes se les realizó una evaluación de la interfaz. Para ello, se seleccionó 1 patología de la señal ECG, en este caso hiperpotasemia, y se obtuvieron las señales para las 12 derivaciones, con base en la interfaz realizada. Para la señal de nivel de  $CO_2$  se obtuvieron 3 señales (normal, con ausencia de relajantes musculares y con obstrucción de las vías respiratorias). Finalmente con el fin de comprobar todas las variables, se generaron 2 escenarios completos, uno que simula fiebre y taquicardia y otro que simula hipotermia y bradicardia. Las constantes fueron elegidas con base en un rango de valores para un paciente con 3 kg de peso y sin ningún tipo de patología [94, 95, 96, 97, 98, 99, 100, 101, 102, 103] y las constantes patológicas fueron seleccionadas con base en la asesoría médica experta que hace parte de este trabajo. Las señales y los escenarios a evaluar pueden observarse en el anexo B.

Posteriormente, se les presentó una hoja en la que con respuestas de selección múltiple (ver Anexo C), se evaluaron los escenarios y señales obtenidas con el simulador neonatal. Los resultados para las señales electrocardiográficas se pueden observar en la tabla 5.1.

Aciertos	75 %
Desaciertos	25 %

Tabla 5.1: Resultados Señal ECG

Para los capnogramas simulados, se obtuvieron los resultados mostrados en las tablas 5.2, 5.3 y 5.4, respectivamente.

### 5. Evaluación Médica

Capnograma 1	
Aciertos	100 %
Desaciertos	0 %

Tabla 5.2: Resultados Capnograma 1

Capnograma 2	
Aciertos	81 %
Desaciertos	19 %

Tabla 5.3: Resultados Capnograma 2

Capnograma 3	
Aciertos	81 %
Desaciertos	19 %

Tabla 5.4: Resultados Capnograma 3

Finalmente, para los 2 escenarios presentados, los porcentajes se observan en las tablas 5.5 y 5.6, respectivamente.

Escenario 1	
Aciertos	100 %
Desaciertos	0 %

Tabla 5.5: Resultados Escenario 1

Escenario 2	
Aciertos	97 %
Desaciertos	3 %

Tabla 5.6: Resultados Escenario 2

Estos resultados fueron bastante satisfactorios, las señales y en general la herramienta fueron considerados como excelentes, fidedignas y amigables con el usuario final, por parte de los especialistas del área de la salud consultados.

## *Conclusiones y trabajo futuro*

---

Sistemas de simulación como el presentado en este trabajo, se convierten en una herramienta de gran importancia en la capacitación de los estudiantes de ciencias de la salud, pues les permite adquirir nuevos conocimientos y habilidades propios de la competencia real, tomar decisiones de forma rápida y segura, fomentar el entrenamiento realístico en equipos y adquirir experiencia clínica.

De esta manera, se presentó un simulador de un monitor neonatal con la posibilidad de generar señales ECG, de pulso, de presión y nivel de CO<sub>2</sub> sintéticamente, las cuales cumplen con las características fundamentales de diversas patologías. Los resultados provenientes de la validación de los modelos para la dinámica de pacientes neonatos fueron satisfactorios, teniendo como resultado un error muy bajo para la comparación entre algunos datos reales y las señales obtenidas del simulador.

Por otra parte es importante destacar que la interfaz gráfica realizada es un elemento pedagógico de gran importancia para el estudiante del área de la salud, pues su manejo es práctico e intuitivo. Esta aplicación brinda la posibilidad de generar diversos escenarios variando las propiedades de las señales, como frecuencia, valores máximos y mínimos, además de otras variables médicas como temperatura, gasto cardiaco y saturación de oxígeno.

El modelo tridimensional obtenido es una herramienta que permitirá posteriormente realizar sobre él simulaciones en tiempo real en sincronía con el modelo físico. De igual manera, la aplicación puede ser complementada con la adición de tratamientos médicos que incluyan masajes cardiacos y el uso de medicamentos. Mediante esta utilidad se observará y cuestionará la viabilidad de cada tratamiento médico, analizando tiempos de respuesta y la confirmación de resultados.

Este trabajo, además, corresponde a la parte inicial de un proyecto global que incluye un simulador virtual, con la posibilidad de generar sintéticamente todas las señales que describen los signos vitales del paciente, y un simulador físico, que corresponde a un maniquí con las características de un neonato y que permitirá la emulación de las señales presentes en el simulador virtual. La Universidad Nacional de Colombia, en su Facultad de Ingeniería ha iniciado este desarrollo en forma paralela, generando proyectos finales de pregrado como “Implementation of an RFID based module for the emulation of drug prescription in a medical

## ***6. Conclusiones y trabajo futuro***

training mannequin”.

El desarrollo de un simulador adecuado a nuestras necesidades brinda la oportunidad de trabajar en un tema de investigación multidisciplinar no abordado con anterioridad en el país, el cual no solo brinda la oportunidad de compartir conocimiento entre distintos profesionales (Medicos, Ingenieros, Diseñadores Industriales) para lograr el desarrollo satisfactorio del proyecto, sino que permite obtener la confianza necesaria en la investigación para la solución de problemas multidisciplinarios como estos.

# A

## *Simulador NeoSim*

---

El proyecto NeoSim hace parte de un compendio de distintas herramientas desarrolladas en el marco de una tesis de Posgrado elaborada para la Universidad Nacional de Colombia. **NeoSim** es un simulador de pacientes neonatos, que busca ser una herramienta para mejorar el entrenamiento médico en esta área. Esta basado en distintos modelos matemáticos y combina la versatilidad del lenguaje de programación **python** con el potencial del framework **wxpython** para el desarrollo de todo el entorno gráfico, en el cual, confluyen librerías como **numpy** y **matplotlib**.

Productos requeridos                      Python, WxPython, NumPy, Matplotlib.

Productos relacionados                    Blender.

## ***A.1 Productos requeridos***

Usted necesita instalar los siguientes productos para poder modificar, corregir o simplemente usar el programa NeoSim.

Esta sección incluye los siguientes tópicos:

- **Python** - Es el lenguaje de programación sobre el cual se elabora todo el desarrollo del software.
- **WxPython** - Es el Framework basado en el lenguaje de programación Python para el manejo de interfaces gráficas de usuario.
- **NumPy** - Es la librería numérica de Python para la realización de todos los cálculos requeridos por los modelos matemáticos implementados.
- **matplotlib** - Framework especializado en el manejo de datos graficables al estilo MATLAB®

## A.2 Descripción de los productos requeridos

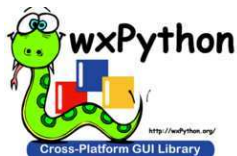


Python es un lenguaje de programación de alto nivel cuya filosofía hace hincapié en una sintaxis muy limpia y que favorezca un código legible. Se trata de un lenguaje de programación multiparadigma ya que soporta orientación a objetos, programación imperativa y, en menor medida, programación funcional. Es un lenguaje interpretado, usa tipado dinámico y es multiplataforma. Es administrado por la Python Software Foundation. Posee una licencia de código abierto, denominada Python Software Foundation License, que es compatible con la Licencia pública general de GNU a partir de la versión 2.1.1, e incompatible en ciertas versiones anteriores.

### Documentación Python

Para información sobre todo lo relacionado con Python, procedimientos de instalación, requerimientos de hardware, y manual de usuario consulte la siguiente página:

<http://www.python.org/doc/>



WxPython es un binding de la biblioteca gráfica wxWidgets para el lenguaje de programación Python. La biblioteca wxWidgets se caracteriza por ser multiplataforma, por lo que su uso junto a Python permite el desarrollo rápido de aplicaciones gráficas multiplataforma.

### Documentación WxPython

Para información sobre todo lo relacionado con *WxPython*, descarga, procedimientos de instalación, requerimientos de hardware, y manual de usuario consulte la siguiente página:

<http://www.wxpython.org>



NumPy es uno de los paquetes fundamentales necesarios para el cálculo científico con Python. Contiene entre otras cosas:

- Poderosa herramientas para el manejo de arreglos n-dimensionales de objetos.

### A. Simulador NeoSim

- Herramientas para la integración de C/C++ y Fortran.
- Soporte para álgebra lineal, transformada de Fourier, y generación aleatoria de números.

Además de sus usos científicos obvios, NumPy también se puede utilizar como un contenedor eficiente multidimensional de datos genéricos. Tipos de datos arbitrarios pueden ser definidos. Esto permite la integración de NumPy de manera transparente y rápida con una amplia variedad de bases de datos.

### NumPy

Para información sobre todo lo relacionado con *NumPy*, descarga, procedimientos de instalación, requerimientos de hardware, y manual de usuario consulte la siguiente pagina:

<http://numpy.scipy.org/>



Matplotlib es una biblioteca de Python para el trazado 2D de gráficas de calidad, en una variedad de formatos de papel y entornos interactivos a través de plataformas. Matplotlib se puede utilizar en los scripts de Python, el intérprete de Python y ipython (como MATLAB® o Mathematica®), servidores de aplicaciones web, y como toolboxes en interfaces gráficas de usuario).

Matplotlib permite la generación de diagramas, histogramas, espectro de potencia, gráficos de barras, gráficas de error, diagramas de dispersión, etc, con sólo unas pocas líneas de código.

### Documentación matplotlib

Para información sobre todo lo relacionado con *matplotlib*, descarga, procedimientos de instalación, requerimientos de hardware, y manual de usuario consulte la siguiente página:

<http://matplotlib.sourceforge.net/>



## A.3 Instalación de Python

### A.3.1 LINUX

Para la instalación del paquete python en entornos linux, basta con abrir el administrador de paquetes y seleccionar la versión actual de python.



Figura A.1: Selección de python en el Administrador de paquetes OpenSUSE 11.1 (YaST)

### A.3.2 WINDOWS

Para la instalación en entorno Windows, el primer paso es descargar el instalador de la pagina, actualmente las versiones mas recientes de python son la 2.7 y la 3.1.2.

### A. Simulador NeoSim

Se escogerá la versión 2.6.6, por ser la que posee 100% compatibilidad con el proyecto. La página de descarga en este caso es <http://www.python.org/download/releases/2.6.6> en donde se busca el link correspondiente a la versión de su sistema operativo: Windows x86 MSI installer o Windows x86-64 MSI installer.

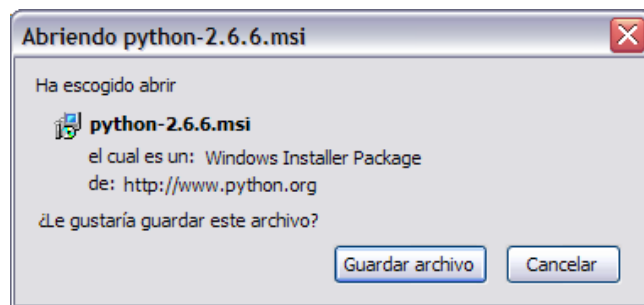


Figura A.2: Instalador de python para windows.

- Paso 1. Ejecutar el archivo *python-2.6.6.msi*, al aparecer en pantalla la siguiente imagen, dar click en ejecutar.

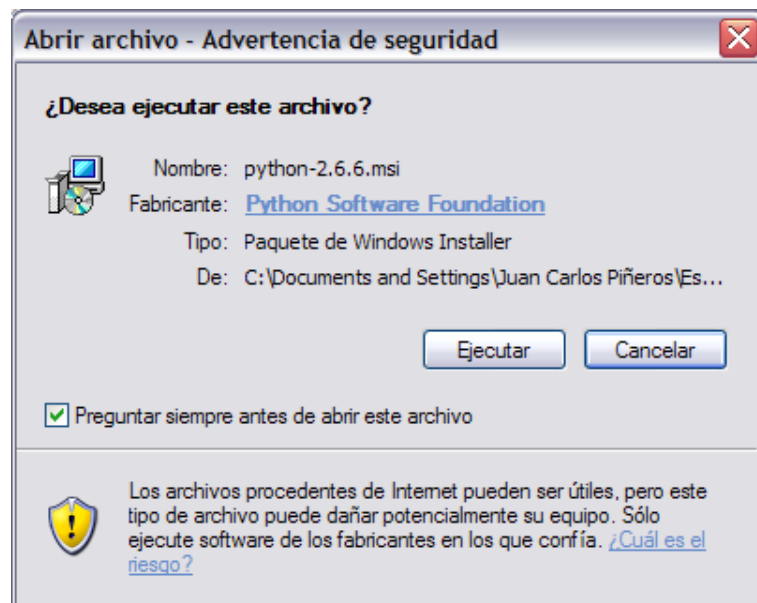


Figura A.3: Instalador de python para windows, paso 1.

### A. Simulador NeoSim

- Paso 2. Instalar para todos los usuarios y dar click en siguiente.



Figura A.4: Instalador de python para windows, paso 2.

- Paso 3. Dar click en siguiente.



Figura A.5: Instalador de python para windows, paso 3.

## A. Simulador NeoSim

- Paso 4. Dar click en siguiente.



Figura A.6: Instalador de python para windows, paso 4.

- Paso 5. Esperar mientras el programa se instala.

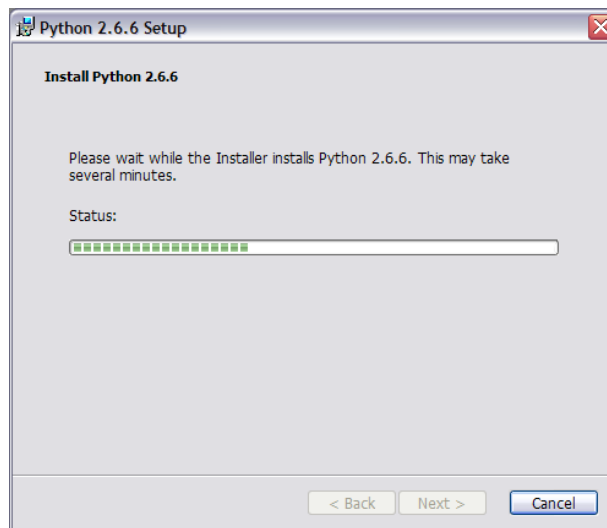


Figura A.7: Instalador de python para windows, paso 5.

### A. Simulador NeoSim

- Paso 6. Dar click en finalizar.



Figura A.8: Instalador de python para windows, paso 6.

## A.4 Instalación de wxPython

### A.4.1 LINUX

Para la instalación de el entorno de desarrollo de wxPython en entornos linux, basta con abrir el administrador de paquetes y seleccionar los diferentes componentes de wxPython que se desean instalar:

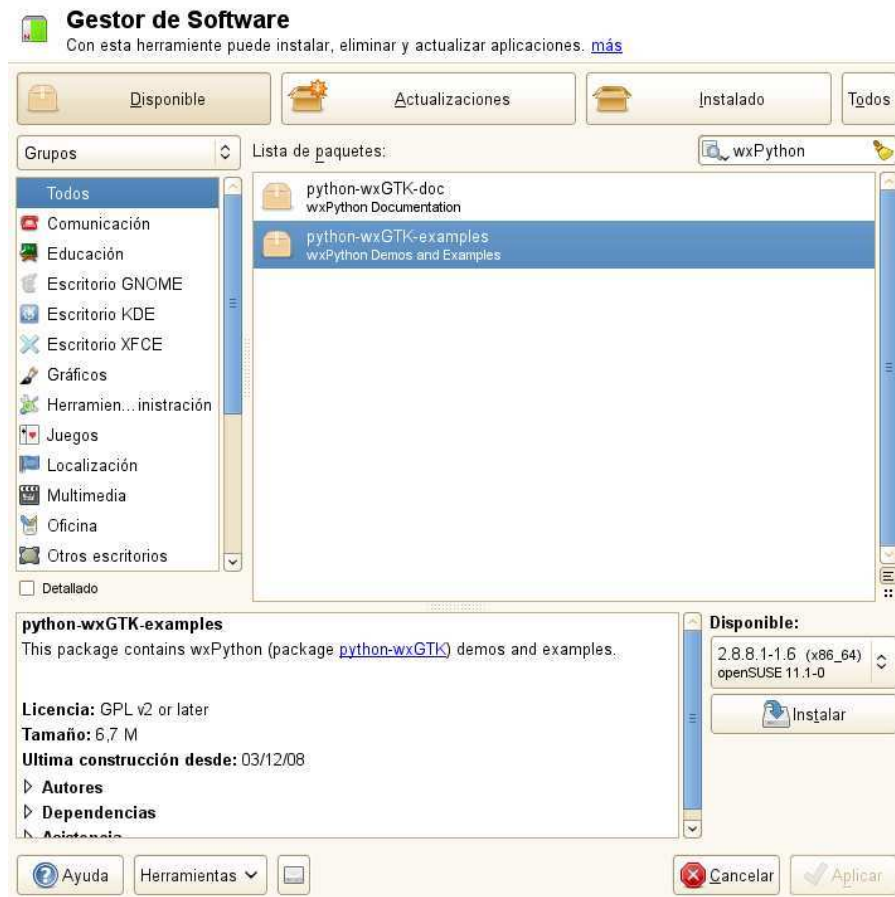


Figura A.9: Selección de wxPython en el Administrador de paquetes OpenSUSE 11.1 (YaST)

### A.4.2 WINDOWS

Para la instalación en entorno Windows, el primer paso es descargar el instalador de la pagina:  
<http://www.wxpython.org/download.php#binaries> en donde se busca el link correspondiente

### A. Simulador NeoSim

a la versión de su sistema operativo: win32-unicode o win64-unicode. Es importante verificar que la versión de wxPython corresponda a la versión de python instalada.

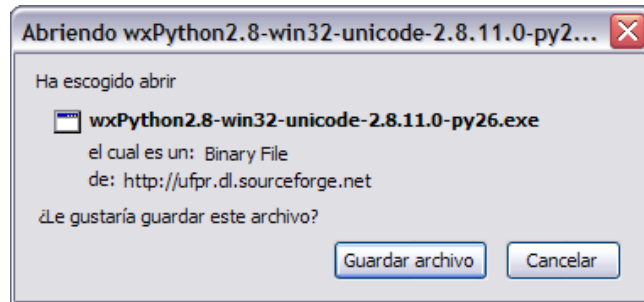


Figura A.10: Instalador de WxPython para windows.

- Paso 1. Doble click a el archivo de instalación, al aparecer en pantalla la siguiente imagen, dar click en ejecutar.

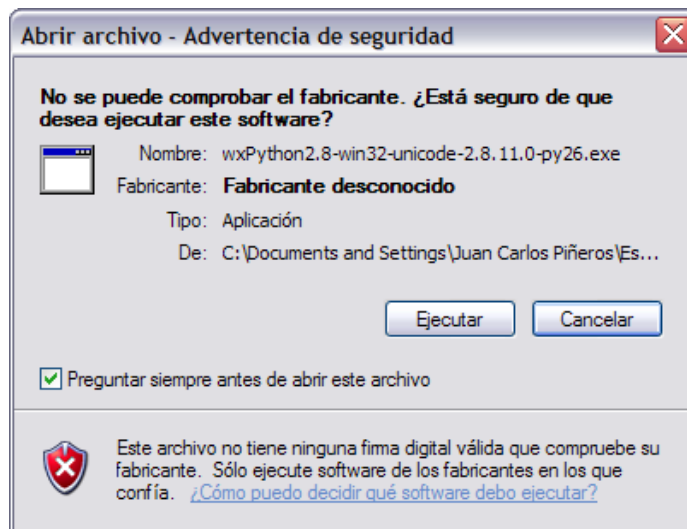


Figura A.11: Instalador de wxPython para windows, paso 1.

### A. Simulador NeoSim

- Paso 2. Dar click en siguiente.

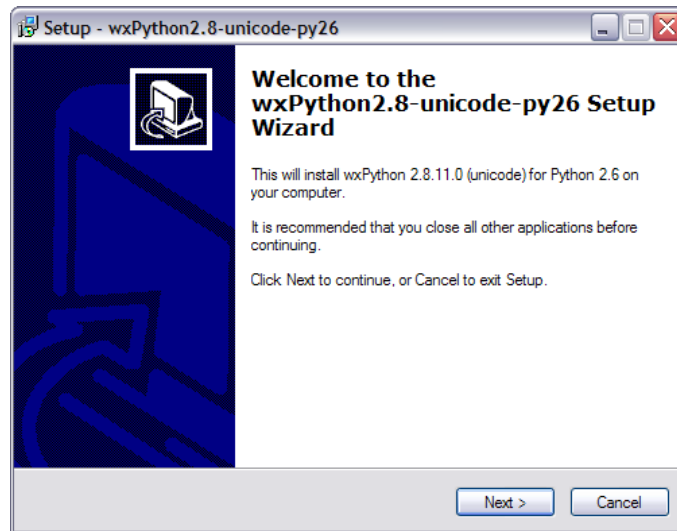


Figura A.12: Instalador de wxPython para windows, paso 2.

- Paso 3. Aceptar los términos de la licencia y dar click en siguiente.

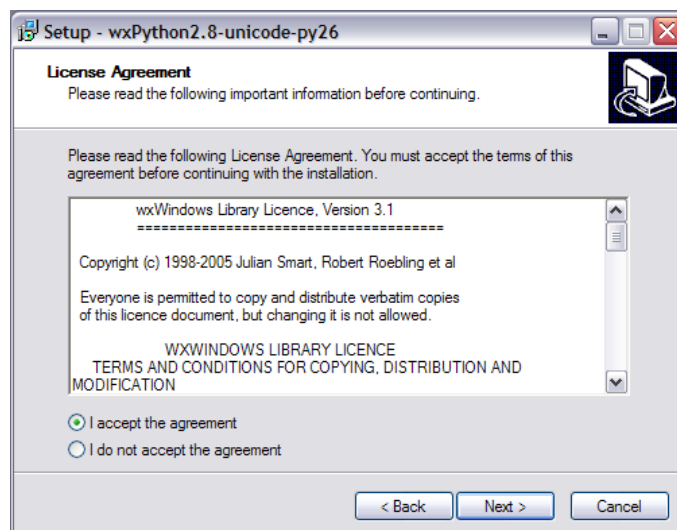


Figura A.13: Instalador de wxPython para windows, paso 3.



### A. Simulador NeoSim

- Paso 4. Dar click en siguiente.

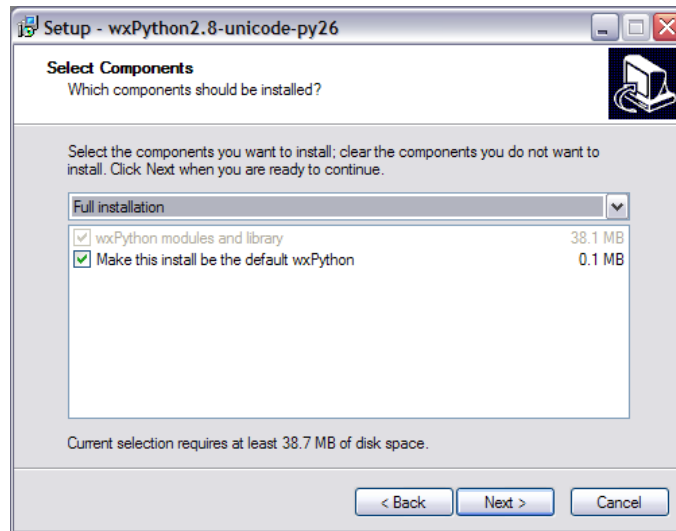


Figura A.14: Instalador de wxPython para windows, paso 4.

- Paso 5. Esperar mientras se realiza la instalación del programa.

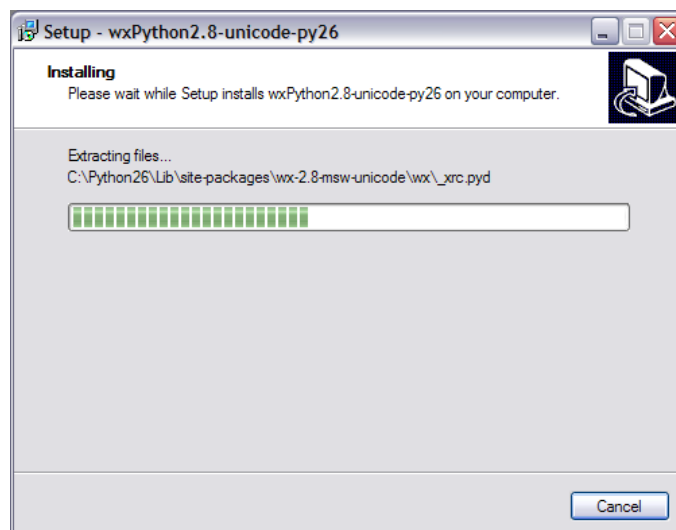


Figura A.15: Instalador de wxPython para windows, paso 5.

### A. Simulador NeoSim

- Paso 6. Dar click en finalizar la instalación.

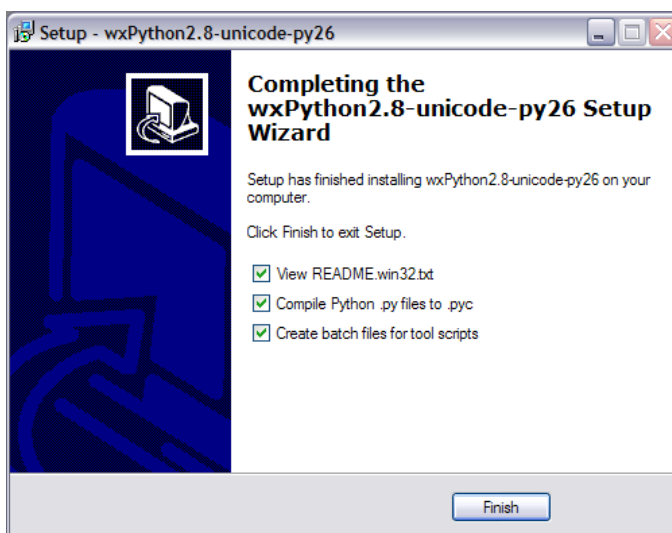


Figura A.16: Instalador de wxPython para windows, paso 6.

- Paso 7. Verificar se abra una ventana de shell de windows y se compilen las cosas necesarias desde python.

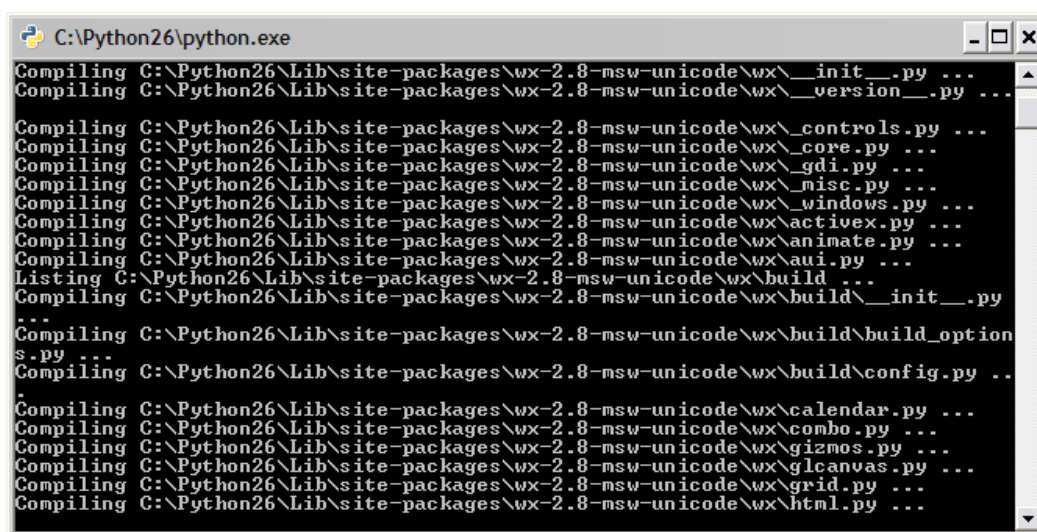


Figura A.17: Instalador de wxPython para windows, paso 7.

## A.5 Instalación de numPy

### A.5.1 LINUX

Para la instalación de numPy en entornos linux, basta con abrir el administrador de paquetes y seleccionar los diferentes componentes de numPy que se desean instalar:



Figura A.18: Selección de numPy en el Administrador de paquetes OpenSUSE 11.1 (YaST)

### A.5.2 WINDOWS

Para la instalación en entorno Windows, el primer paso es descargar el instalador de la pagina:

<http://sourceforge.net/projects/numpy/files/> en donde se busca el link correspondiente a la

### A. Simulador NeoSim

versión de su sistema operativo: `numpy-1.5.0-win32-superpack-python2.6.exe` o `numpy-1.5.0-win64-superpack-python2.6.exe`. Es importante verificar que la versión de numpy corresponda a la versión de python instalada.



Figura A.19: Instalador de numPy para windows.

- Paso 1. Doble click a el archivo de instalación, al aparecer en pantalla la siguiente imagen, dar click en ejecutar.

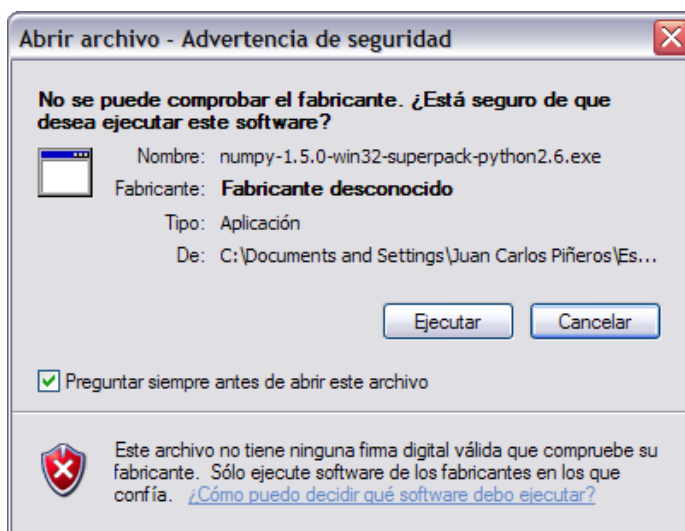


Figura A.20: Instalador de numPy para windows, paso 1.

## A. Simulador NeoSim

- Paso 2. Dar click en siguiente.

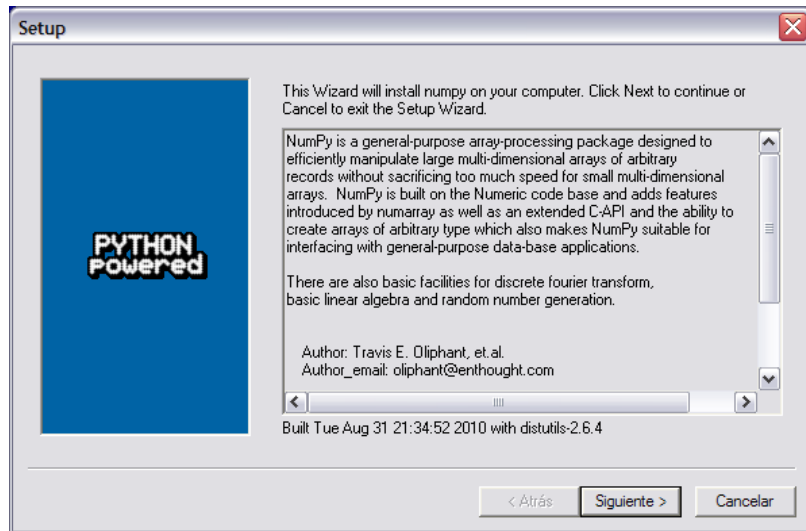


Figura A.21: Instalador de numPy para windows, paso 2.

- Paso 3. Dar click en siguiente.

Figura A.22: Instalador de numPy para windows, paso 3.

### A. Simulador NeoSim

- Paso 4. Dar click en siguiente.

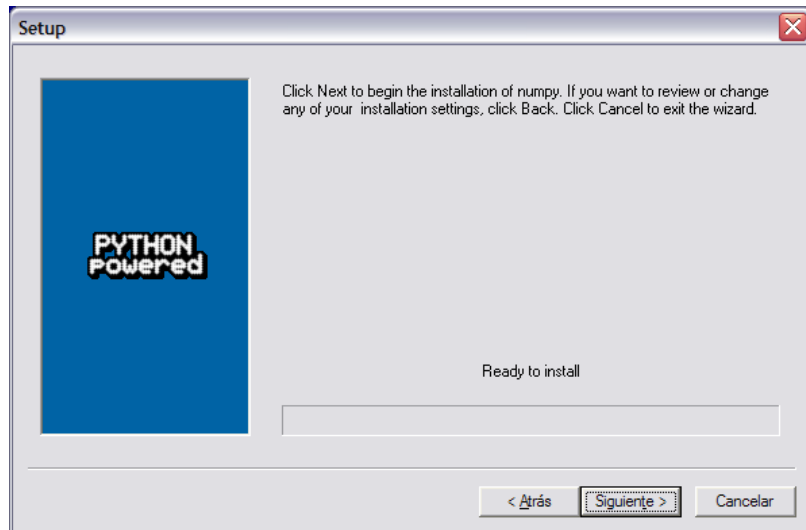


Figura A.23: Instalador de numPy para windows, paso 4.

- Paso 5. Dar click en finalizar la instalación.

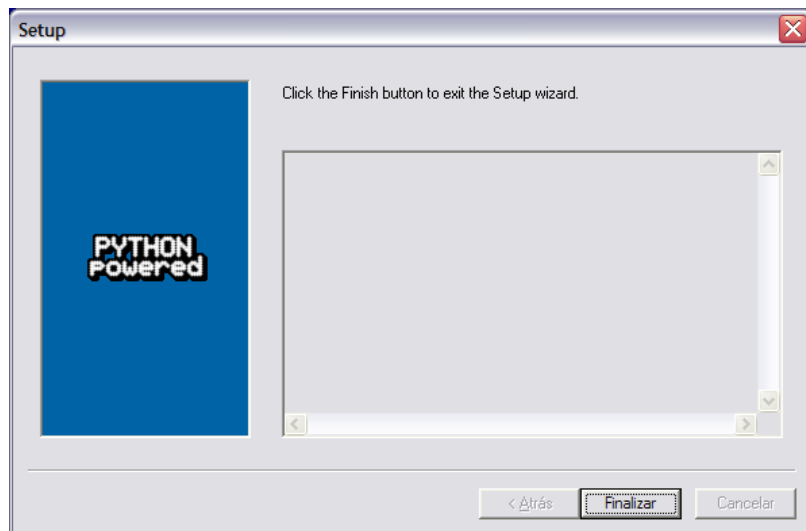


Figura A.24: Instalador de numPy para windows, paso 5.

## A.6 Instalación de matplotlib

### A.6.1 LINUX

Para la instalación de matplotlib en entornos linux, basta con abrir el administrador de paquetes y seleccionar los diferentes componentes de matplotlib que se desean instalar:



Figura A.25: Selección de matplotlib en el Administrador de paquetes OpenSUSE 11.1 (YaST)

### A.6.2 WINDOWS

Para la instalación en entorno Windows, el primer paso es descargar el instalador de la pagina:

<http://sourceforge.net/projects/matplotlib/files/matplotlib/matplotlib-1.0/> en donde se busca el link correspondiente a la versión de su sistema operativo: matplotlib-1.0.0.win32-py2.6.exe

### A. Simulador NeoSim

o matplotlib-1.0.0.win-amd64-py2.6.exe. Es importante verificar que la versión de matplotlib corresponda a la versión de python instalada.

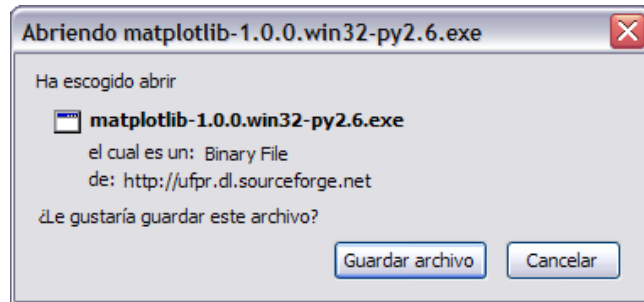


Figura A.26: Instalador de matplotlib para windows.

- Paso 1. Doble click a el archivo de instalación, al aparecer en pantalla la siguiente imagen, dar click en ejecutar.

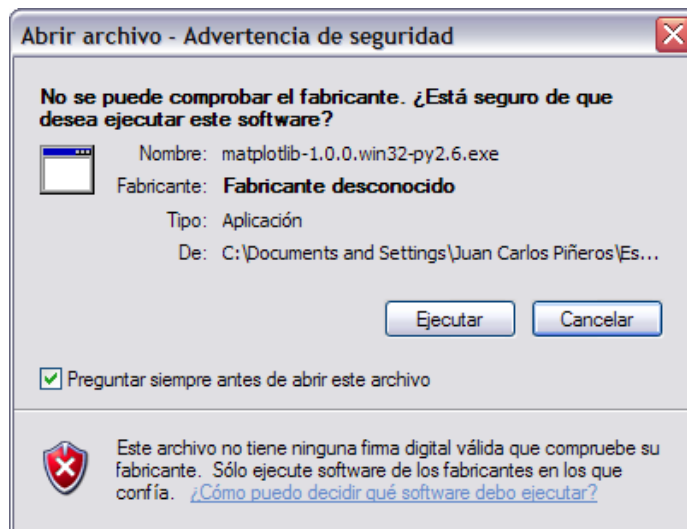


Figura A.27: Instalador de matplotlib para windows, paso 1.



## A. Simulador NeoSim

- Paso 2. Dar click en siguiente.

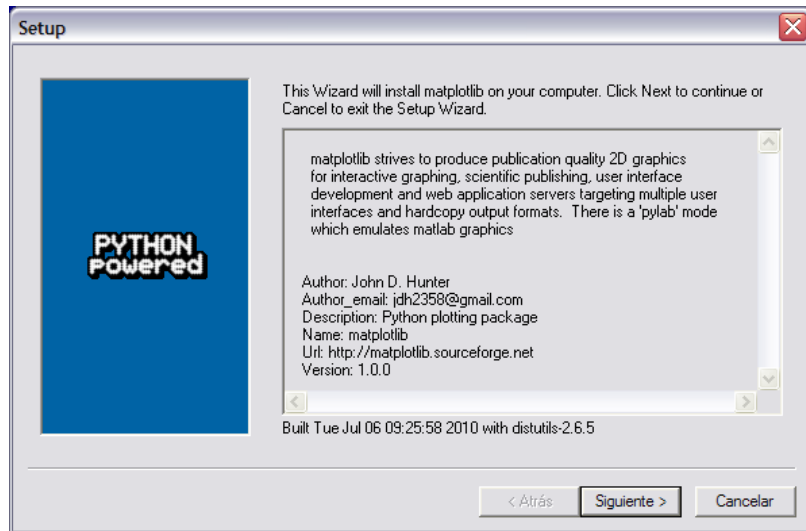


Figura A.28: Instalador de matplotlib para windows, paso 2.

- Paso 3. Dar click en siguiente.

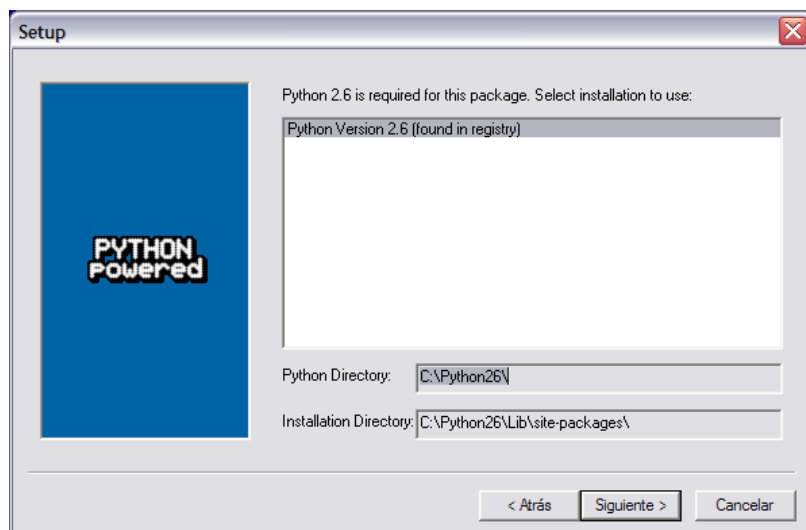


Figura A.29: Instalador de matplotlib para windows, paso 3.

### A. Simulador NeoSim

- Paso 4. Dar click en siguiente.

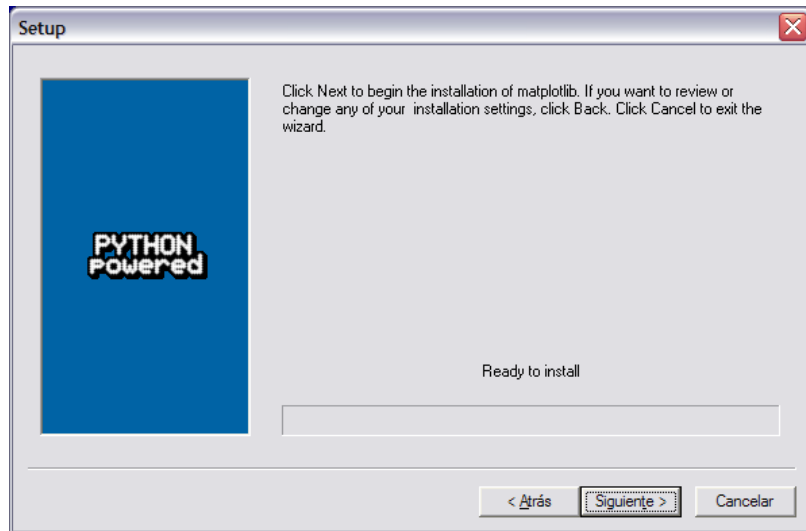


Figura A.30: Instalador de matplotlib para windows, paso 4.

- Paso 5. Dar click en finalizar la instalación.

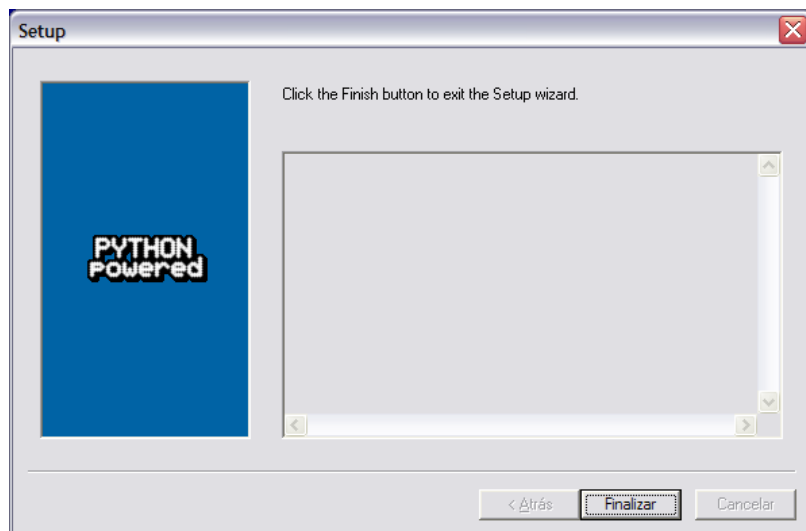


Figura A.31: Instalador de matplotlib para windows, paso 5.

# **B**

## ***Escenarios Propuestos***

---

### **Prueba Simulador NeoSim**

*Facultad de Ingeniería  
Facultad de Medicina  
Universidad Nacional de  
Colombia*

---

#### ***B.1 Señal ECG***

Para las señales ECG mostradas, para cada derivación, de la figura 1 hasta la 12 . Se puede decir que el paciente tiene un electrocardiograma

- Normal
- Con hiperpotasemia
- Con fibrilación ventricular
- Con hipopotasemia
- Con isquemia

## ***B.2 Señal Nivel de CO<sub>2</sub>***

### ***B.2.1 Escenario 1***

Para el capnograma mostrado en la figura 13. Se puede decir que el paciente tiene un nivel de CO<sub>2</sub>

- Normal
- Con disminución de relajación muscular
- Con obstrucción respiratoria
- Con hipocapnia
- Con hipercapnia

### ***B.2.2 Escenario 2***

Para el capnograma mostrado en la figura 14. Se puede decir que el paciente tiene un nivel de CO<sub>2</sub>

- Normal
- Con disminución de relajación muscular
- Con obstrucción respiratoria
- Con hipocapnia
- Con hipercapnia

### ***B.2.3 Escenario 3***

Para el capnograma mostrado en la figura 15. Se puede decir que el paciente tiene un nivel de CO<sub>2</sub>

- Normal
- Con disminución de relajación muscular

## ***B. Escenarios Propuestos***

- Con obstrucción respiratoria
- Con hipocapnia
- Con hipercapnia

### ***B.3 Escenario Completo***

#### ***B.3.1 Escenario 1***

Para el escenario observado de la figura 16 a la figura 24, puede decirse que en la situación final, el paciente tiene (puede existir mas de una opción)

- Taquicardia
- Fiebre
- Bradicardia
- Hipotermia
- Normal
- Taquipnea
- Bradipnea

#### ***B.3.2 Escenario 2***

Para el escenario observado de la figura 25 a la figura 33, puede decirse que en la situación final, el paciente tiene (puede existir mas de una opción)

- Taquicardia
- Fiebre
- Bradicardia
- Hipotermia

### *B. Escenarios Propuestos*

- Normal
- Taquipnea
- Bradipnea

# C Prueba Realizada



## Evaluación Médica NeoSim

Facultad de Ingeniería y Facultad de Medicina

Universidad Nacional de Colombia

### Escenarios

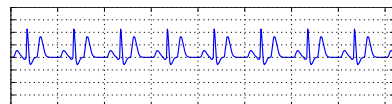
- 1 Señal ECG
  - Escenario 1
- 2 Nivel de CO2
  - Escenario 1
  - Escenario 2
  - Escenario 3
- 3 Escenarios Completos
  - Escenario 1
  - Escenario 2

### Indice

- 1 Señal ECG
  - Escenario 1
- 2 Nivel de CO2
  - Escenario 1
  - Escenario 2
  - Escenario 3
- 3 Escenarios Completos
  - Escenario 1
  - Escenario 2

### Escenario 1.1

- Figura 1: ECG Derivación I

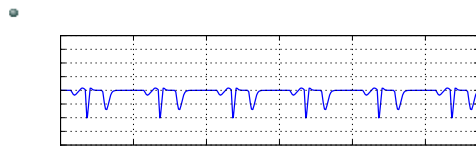
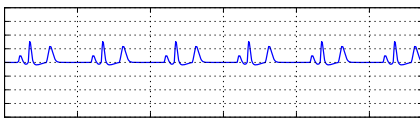


## C. Prueba Realizada

ECG Nivel de CO<sub>2</sub> Escenarios Completos

Escenario 1.2

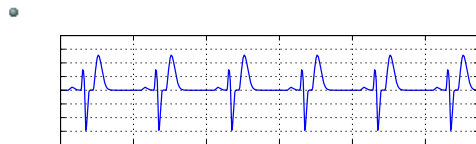
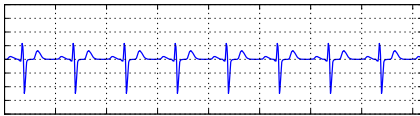
● Figura 3: ECG Derivación III



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA 6 / 38

Escenario 1.4

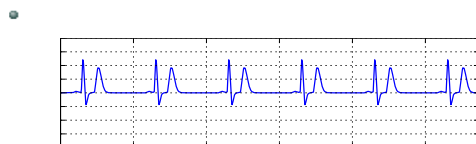
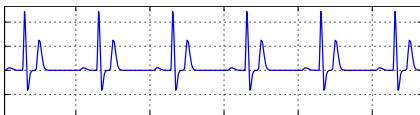
● Figura 7: ECG Derivación V1



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA 8 / 38

Escenario 1.6

● Figura 11: ECG Derivación V5

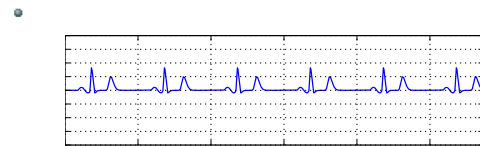
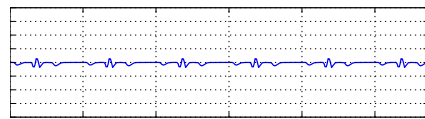


UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA 10 / 38

ECG Nivel de CO<sub>2</sub> Escenarios Completos

Escenario 1.3

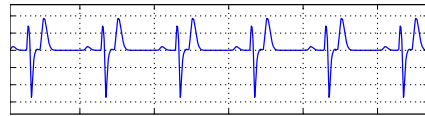
● Figura 5: ECG Derivación aVL



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA 7 / 38

Escenario 1.5

● Figura 9: ECG Derivación V3



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA 9 / 38

Indice

- 1 Señal ECG
  - Escenario 1
- 2 Nivel de CO<sub>2</sub>
  - Escenario 1
  - Escenario 2
  - Escenario 3
- 3 Escenarios Completos
  - Escenario 1
  - Escenario 2



## C. Prueba Realizada



Figura 13.

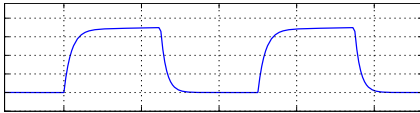


Figura 14.

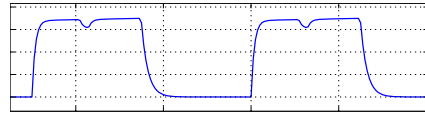
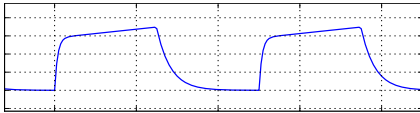


Figura 15.



- 1 Señal ECG
  - Escenario 1
- 2 Nivel de CO2
  - Escenario 1
  - Escenario 2
  - Escenario 3
- 3 Escenarios Completos
  - Escenario 1
  - Escenario 2



Figura 16.

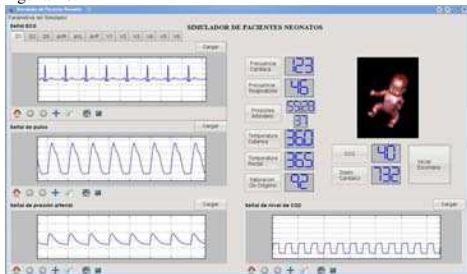
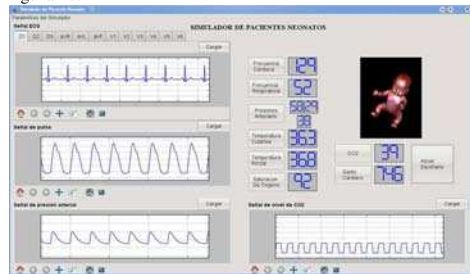


Figura 17.



### C. Prueba Realizada



Figura 18.

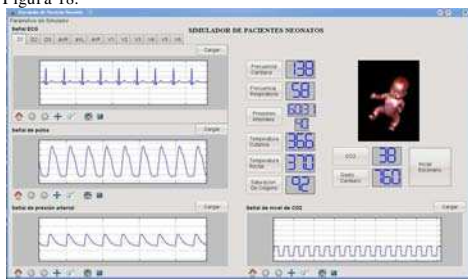


Figura 19.

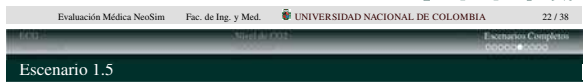
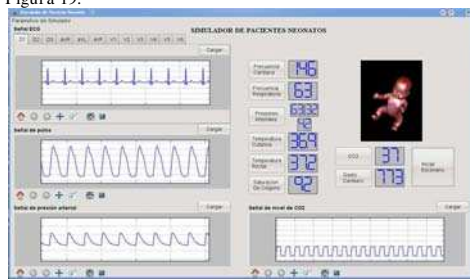


Figura 20.

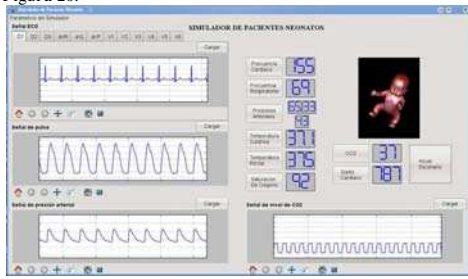


Figura 21.

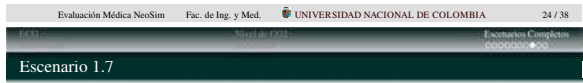
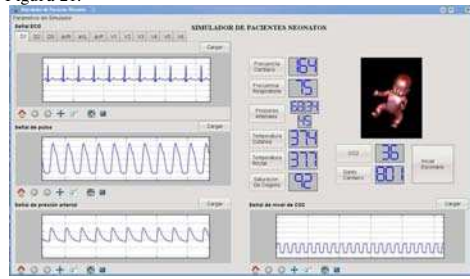


Figura 22.

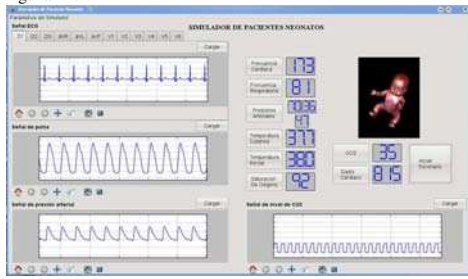
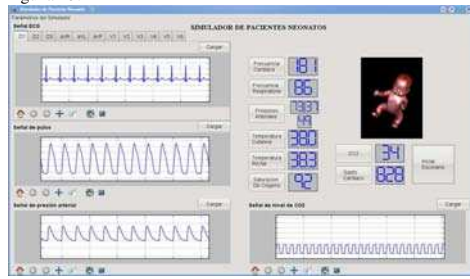


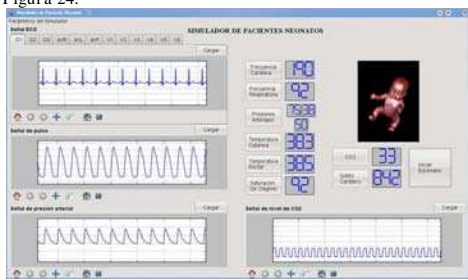
Figura 23.



### C. Prueba Realizada



Figura 24.



- 1 Señal ECG
  - Escenario 1
- 2 Nivel de CO2
  - Escenario 1
  - Escenario 2
  - Escenario 3
- 3 Escenarios Completos
  - Escenario 1
  - Escenario 2

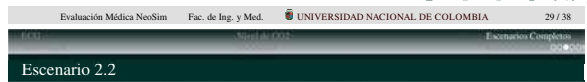
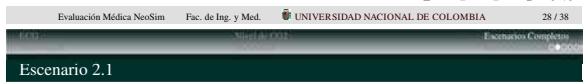


Figura 25.

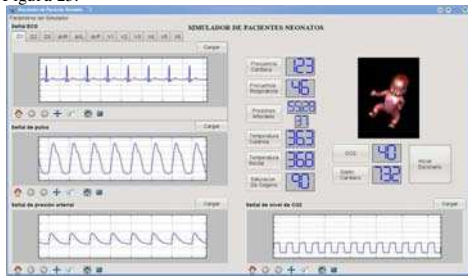


Figura 26.

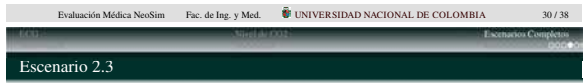
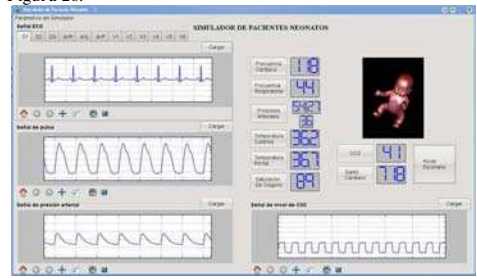


Figura 27.

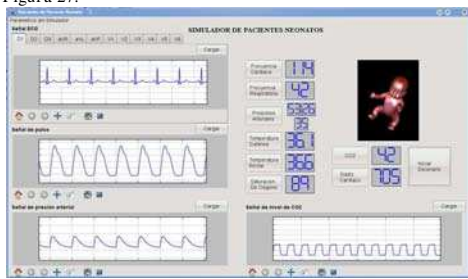
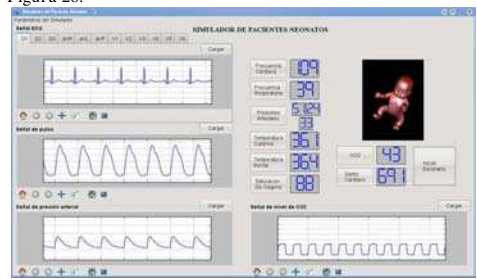


Figura 28.



### C. Prueba Realizada



Figura 29.

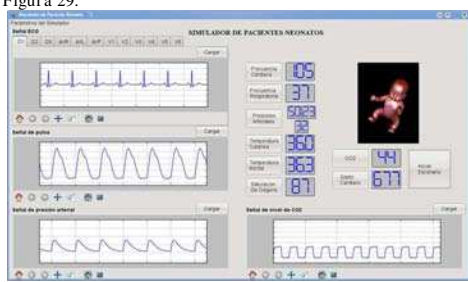


Figura 30.

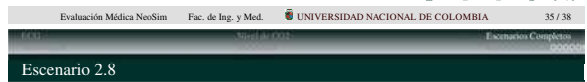
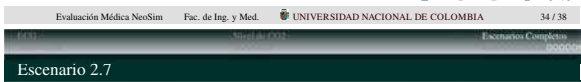
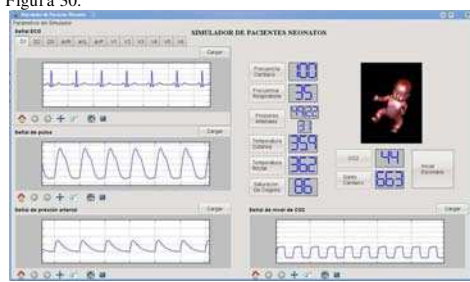


Figura 31.

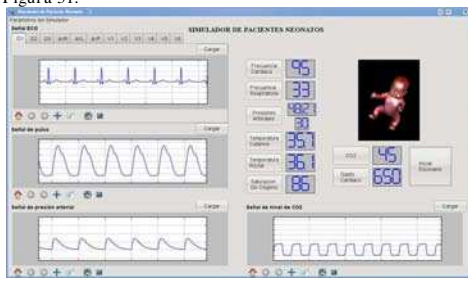


Figura 32.

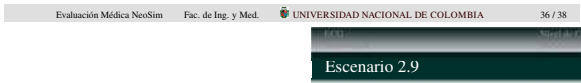
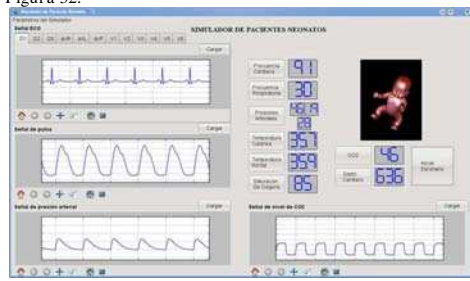
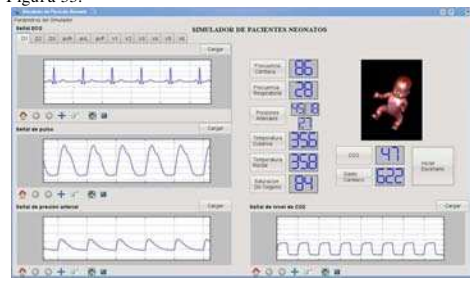


Figura 33.



## Bibliografía

---

- [1] D. Korosec, A. Holobar, M. Divjak, and D. Zazula, “Building interactive virtual environments for simulation training in medicine using vrm and java/javascript,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2000.
- [2] *ECG Notes*. F.A. Davis Company, 2005.
- [3] *Rapid ECG Interpretation*. Humana Press, third ed., 2008.
- [4] *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. Artech House, 2006.
- [5] M. Vanetta, M. Herrera, and M. Gómez, “Algoritmo de análisis de señal de pulso arterial para dispositivo portátil,” *Departamento de Bioingeniería*,
- [6] *Human Physiology: From Cells to Systems*. Yolanda Cossio, 2007.
- [7] P. Barash, B. Cullen, R. Stoelting, and M. Cahalan, *Clinical Anesthesia*. 2009.
- [8] J. Stewart, *Vital Signs and resuscitation*. Landes Bioscience, 2003.
- [9] C. S. Couto, W. van Meurs, and J. Goodwin, “A model for educational simulation of neonatal cardiovascular pathophysiology,” *Simul Healthcare*, 2006.
- [10] J. Melo and M. Butani, “Capnography,” *Indian J Anaesth*, 2002.
- [11] RESPIRONICS, *Capnography Reference Handbook*. Breathing In Balance through Total Ventilation Solutions.
- [12] B. Shankar, “Canadian journal of anaesthesia,” pp. 39:617–632, 1992.
- [13] L. Halamek, “The simulated delivery-room environment as the future for acquiring and maintaining skills in fetal and neonatal resuscitation,” *ScienceDirect*, Stanford University 2008.
- [14] L. Halamek, D. Kaegi, D. Gaba, Y. Sowb, B. Smith, E. Smith, and S. Howard, “Time for a new paradigm in pediatric medical education: Teaching neonatal resuscitation in a simulated delivery room environment,” *Pediatrics*, pp. 106–110, 2000.

## BIBLIOGRAFÍA

- [15] A. Murphy and L. Halamek, “Simulation-based training in neonatal resuscitation,” *Educational Perspectives*, November 2005.
- [16] M. Macintosh and T. Chard, “Pelvic manikis as learning aids,” *Medical Education*, 1997.
- [17] N. Lynoe, M. Sandlund, K. Westberg, and M. Duchek, “Informed consent in clinical training : patient experiences and motives for participating,” *Medical Education*, 1998.
- [18] G. Hayes, “Issues of consent: the use of the recently deceased for endotracheal intubation training,” *Clin Ethics*, 1994.
- [19] L. Kaldjian, B. Wu, and J. Jekel, “Insertion of femoral vein catheters for practice by medical house officers during cardiopulmonary resuscitation,” *N Eng J Med*, 1999.
- [20] V. Chopra, F. Engbers, and M. Geerts, “The leiden anaesthesia simulator,” 1994.
- [21] R. Howells and J. Madar, “Newborn resuscitation training - which manikin,” *Elsevier*, pp. 175–181, December 3 2001.
- [22] H. Ostergaard, D. Ostergaard, and A. Lippert, “Implementation of team training in medical education in denmark,” *Qual Saf Health Care*, 2004.
- [23] A. Ziv, P. R. Wolpe, S. Small, and S. Glick, “Simulation-based medical education: An ethical imperative,” *Simul Healthcare*, pp. 252–256, 2006.
- [24] Simulation, “Wikipedia web site,” Septiembre 2010.
- [25] D. Gaba, “The future vision of simulation in health care,” *Qual Saf Health Care*, 2004.
- [26] D. Murray, “Making medical errors into medical treasures,” *JAMA*, pp. 1867–1868, 1994.
- [27] J. Senders and N. Moray, “Human error: Cause, prediction and reduction,” *Lawrence Erlbaum Associates: Hillsdale*, pp. 19–40, 1991.
- [28] M. Rall and P. Dieckmann, “Simulation and patient safety: The use of simulation to enhance patient safety on a systems level,” *Elsevier*, pp. 273–281, 2005.
- [29] G. Perkins, “Simulation in resuscitacion training,” *Elsevier*, pp. 202–211, 2007.
- [30] R. Kneebone, “Evaluating clinical simulations for learning procedural skills: a theory-based approach,” *Acad Med*, pp. 80:549–553, 2005.
- [31] L. Halamek, S. Howard, E. Smith, B. Smith, and D. Gaba, “Development of a simulated delivery room for the study of human performance during neonatal resuscitation,” *Pediatrics*, pp. 513–514, 1997.

## BIBLIOGRAFÍA

- [32] D. Campbell, T. Barozzino, M. Farrugia, and M. Sgro, “High-fidelity simulation in neonatal resuscitation,” *Pediatr Child Health*, 2009.
- [33] S. Small, R. Wuerz, and R. Simon, “Demonstration of high-fidelity simulation team training for emergency medicine,” *Acad Emerg Med*, 1999.
- [34] K. Rosen, “The history of medical simulation,” *Elsevier*, 2008.
- [35] S. Harris, “The society for the recovery of persons apparently dead,” *Skeptic*, 1992.
- [36] G. Buck, “Development of simulators in medical education,” *Gesnerus*, 1991.
- [37] Y. Khalifa, D. Bogorad, V. Gibson, J. Peifer, and J. Nussbaum, “Virtual reality in ophthalmology training,” *Survey of ophthalmology*, 2006.
- [38] Laerdal, “Laerdal web site,” *Accessed Octubre 10*, 2010.
- [39] N. Tjomsland, P. Baskett, and S. Asmund, “Laerdal resuscitation,” 2002.
- [40] F. Girdley, D. Cohen, and M. B. and RM Bowman, “From resuscitation to sim-man: the evolution of simulators in medicine,” *Crit Care Med*, 2004.
- [41] C. Smith and P. Daniel, “Simulation technology: a strategy for implementation in surgical education and certification,” *Tele-operators and Virtual Environments*, 2000.
- [42] P. Dev, P. Youngblood, W. Heinrichs, and L. Kusumoto, “Virtual worlds and team training,” *Anesthesiology Clin*, pp. 321–336, 2007.
- [43] S. Stansfield, D. Shawver, and A. Sobel, “Medisim: A prototype vr system for training medical first responders,” *Sandia National Laboratories*.
- [44] J. Cooper and V. Taqueti, “A brief history of the development of mannequin simulators for clinical education and training,” *Qual Saf Health Care*, 2004.
- [45] Y. Fukui and N. Smith, “Interaction among ventilation, the circulation, and the uptake and distribution of halothane- use of a hybrid computer multiple model: I.the basic model,” *Anesth*, 1981.
- [46] Y. Fukui and N. Smith, “Interaction among ventilation, the circulation, and the uptake and distribution of halothane- use of a hybrid computer multiple model: II.spontaneous vs. controlled ventilation and the effects of co2,” *Anesth*, 1981.
- [47] G. Perkins, C. Green, and W. Farquharson, “Microsim- a new tool for advanced life support training,” *Resuscitation*, 2006.
- [48] R. McCloy and R. Stone, “Science, medicine and the future. virtual reality in surgery,” *BMJ*, 2001.

## BIBLIOGRAFÍA

- [49] F. Rubino, L. Soler, and J. Marescaux, “Advances in virtual reality are wide ranging,” *BMJ*, 2002.
- [50] A. H. anr R Katz and M. Gettman, “Laparoscopic and robotic surgical training in urology,” *Curr Urol Rep*, 2003.
- [51] L. Jacomides, K. Ogan, and J. Cadeddu, “Use of a virtual reality simulator for ureteroscopy training,” *J Urol*.
- [52] J. Shah and A. Darzi, “Virtual reality flexible cystoscopy: A validation study,” *BJU*, 2002.
- [53] M. Spicer and M. Apuzzo, “Virtual reality surgery: neurosurgery and the contemporary landscape,” *Neurosurgery*, 2003.
- [54] G. Letterie, “Medical education as a science: the quality of evidence for computer-assisted instruction,” *Gynecol*, 2003.
- [55] M. Tsai, M. Hsieh, and S. Jou, “Virtual reality orthopedic surgery simulator,” *Comput Biol Med*, 2001.
- [56] R. Holzman, J. Cooper, and D. Gaba, “Anesthesia crisis resource management: real-life simulation training in operating room crises,” *J Clin Anesth*, 1995.
- [57] R. Rowe and R. Cohen, “An evaluation of a virtual reality airway simulator,” *Anesth Analg*, 2002.
- [58] H. Colt, S. Crawford, and O. Galbraith, “Virtual reality bronchoscopy simulation: a revolution in procedural training,” *Chest*, 2001.
- [59] G. Alinier, B. Hunt, R. Gordon, and C. Harwood, “Designing a computer-based simulator for interventional cardiology training,” *Catheter Cardiovasc Interv*, 2000.
- [60] G. Gillies and C. Williams, “An interactive graphic simulator for the teaching of fiberoendoscopic techniques,” *Eurographics*, 1987.
- [61] J. Baillie, D. Gillies, and P. Cotton, “Computer simulation for basic ercp training: a working model,” *Gastrointest Endosc*, 1988.
- [62] S. Abrahamson, J. Denson, and R. Wolf, “Effectiveness of a simulator in training anesthesiology residents,” *Med Edu*, 1969.
- [63] R. Arne, F. Stale, and K. Ragna, “Patsim-simulator for practising anaesthesia and intensive care. development and observations,” *J Clin Monit Compu*, 1988.



## BIBLIOGRAFÍA

- [64] M. Good, "Patient simulation for training of basic and advanced clinical skills," *Med Educ*, 2003.
- [65] D. Gaba and A. DeAnda, "A comprehensive anesthesia simulation environment: recreating the operating room for research and training," *Anesth*, 1988.
- [66] A. Byrne, P. Hilton, and J. Lunn, "Basic simulations in anaesthesia: a pilot study of the access system," *Anesth*, 1994.
- [67] U. Christensen, S. Andersen, and J. Jacobsen, "The sophus anaesthesia simulator v.2. a windows 95 control-center of a full scale simulator," *J Clin Monit Comput*, 1997.
- [68] L. Clark, J. Watson, S. Cobbe, W. Reeve, I. Swann, and P. Macfarlane, "Cpr'98: a practical multimedia computer-based guide to cardiopulmonary resuscitation for medical students," *Resuscitation*, 2000.
- [69] T. Takashina, T. Masuzawa, and Y. Fukui, "A new cardiac auscultation simulator," *Clin Cardiol*, 1990.
- [70] G. Alinier, B. Hunt, R. Gordon, and C. Harwood, "Effectiveness of intermediate-fidelity simulation training technology in undergraduate nursing education," *J Adv Nurs*, 2006.
- [71] S. Currea, "La adaptación neonatal inmediata. la reanimación neonatal," *Unibiblos*, 2004.
- [72] R. Satava, "Accomplishments and challenges of surgical simulation. dawning of the next-generation surgical education," *Surg Endosc*, 2001.
- [73] *The ECG made easy*, ch. What the ECG is about. Churchill Livingstone, sixth ed.
- [74] O. Rourke, A. Pauca, and X. Jiang, "Pulse wave analysis," *Br J Clin Pharmacol*, 2001.
- [75] C. FM and C. ML, "La técnica de análisis de onda de pulso en la determinación del riesgo cardiovascular.," *Rev Fed Arg Cardiol*, 2005.
- [76] K. Ward and D. Yealy, "End-tidal carbon dioxide monitoring in emergency medicine. part i. basic principles," *Acad Emerg Med*, 1998.
- [77] B.-S. K. et al, "Capnometry in anesthesia," *Can J Anaesth*, 1992.
- [78] C. M. et al, "Portable devices used to detect endotracheal intubation during emergency situations: a review," *Crit Care Med*, 1998.
- [79] *Anatomy and Physiology*. F. Martini, 2007.
- [80] *El ABC de la resucitación cardiopulmonar pediátrica*. ARAN, 2008.

## BIBLIOGRAFÍA

- [81] A. Myers, “Introductory literature review surface reconstruction from three dimensional range data,” tech. rep., The University of Adelaide, Department of Computer Science, 1999.
- [82] G. J., “Reconstrucción de modelos 3d partiendo de imágenes de profundidad,” tech. rep., 2004.
- [83] P. E. MsSharry, D. Gari, L. Tarassenko, and L. A. Smith, “A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals,” *Department of Biomedical Engineering*, 2003.
- [84] “Physiobank archive index.” Physiologic Signal Archives for Biomedical Research.
- [85] *Rapid ECG Interpretation*. Humana Press, third ed.
- [86] A. Narula and A. Hooda, “Severe hyperkalemia with normal electrodiagram,” *Indian Journal of Nephrology*, 2003.
- [87] J. Beneken, *A mathematical approach to cardiovascular function. The uncontrolled human system*. PhD thesis, The Netherlands:University of Utrecht, 1965.
- [88] S. Lampotang, M. Good, J. Gravenstein, and R. Carovano, “Method and apparatus for simulating neuromuscular stimulation during medical surgery,” 1995.
- [89] J. Beneken and B. DeWit, “A physical approach to hemodynamic aspects of the human cardiovascular system,” *Physical bases of circulatory transport: regulation and exchange*, 1967.
- [90] G. Pennati, M. Bellotti, and R. Fumero, “Mathematical modeling of the human foetal cardiovascular system based on dopler ultrasound data,” *Med Eng Phys*, 1997.
- [91] “<http://www.capnibase.org>.” Capnogram Data Base.
- [92] *Numerical Methods in Engineering with Python*. Jaan Kiusalaas, second edition ed., 2010.
- [93] W. Thompson and M. Crocetti, “The harriet lane handbook - manual de pediatria hospitalaria,” *Cardiología*, 1998.
- [94] A. D’Harlingue and D. Durand, “Recognition, stabilization, and transport of the high-risk newborn,” *Care of the High-Risk Neonate*, 2001.
- [95] W. Southgate and W. Pittard, “Classification and physical examination of the newborn infant,” *Care of the High-Risk Neonate*, 2001.
- [96] T. Gomella, “Neonatology,” 1999.

## BIBLIOGRAFÍA

- [97] T. Hegyi, “Blood pressure ranges in premature infants,” *J Pediatr*, 1994.
- [98] F. Eyal, “Temperature regulation,” *Neonatology*, 1999.
- [99] D. Cunningham and L. Gail, “Management of the extremely low birth weight infant during the first week of life,” *Neonatology*, 1999.
- [100] W. Southgate and W. Pittard, “Classification and physical examination of the newborn infant,” *Care of the High-Risk Neonate*, 2001.
- [101] M. Klaus and A. Fanaroff, “The physical environment,” *Neonatology*, 2001.
- [102] *Instituto Nacional de Perinatología: Normas y Procedimientos de Neonatología*. Estado de Mexico, 1996.
- [103] D. Alverson, M. Eldridge, J. Johnson, M. Aldrich, P. Angelus, and W. Berman, “Noninvasive measurement of cardiac output in healthy preterm and term newborn infants.,” *Am J perinatol*, 1984.
- [104] H. Suga, K. Sagawa, and A. Shoukas, “Load independence of the instantaneous pressure-volume ratio of the canine left ventricle and effects of epinephrine and heart rate on the ratio,” *Circ REs*, 1973.