

SIMULADOR VIRTUAL DE LA MECÁNICA RESPIRATORIA CON INTERFAZ GRÁFICA EN REALIDAD VIRTUAL

Modalidad: Exploratorio

JUAN DIEGO TORRES MORALES

**Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero en Sistemas y
Computación**

Isis Bonet Cruz, Phd.



**UNIVERSIDAD EIA
INGENIERÍA DE SISTEMAS Y COMPUTACIÓN**

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ENVIGADO 2019

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Le dedico este trabajo a mi madre Marcela Morales Londoño y a mi padre Diego Torres Calle, a quienes admiro y considero como un modelo a seguir profesional y éticamente.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a mi directora de tesis Isis Bonet Cruz por su acompañamiento, experiencia y ánimo, que hicieron que este trabajo fuera posible.

También quisiera agradecer a María Manuela Sánchez Ocampo por su invaluable apoyo en el desarrollo del simulador y por la creación del modelo no lineal de N-compartimientos, que fue el motivo por el que se creó el simulador virtual de la mecánica respiratoria.

Finalmente agradezco a la Universidad EIA por haberme brindado las herramientas y conocimientos necesarios para hacer este trabajo, y a los integrantes del laboratorio VESALIUS, en especial a Sergio López Isaza y a León Darío Jiménez por sus consejos y asesoría durante el desarrollo de este proyecto.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

CONTENIDO

	pág.
1. INTRODUCCIÓN	15
1 PRELIMINARES	17
1.1 Planteamiento del problema	17
1.2 Objetivos del proyecto	18
1.2.1 Objetivo General.....	18
1.2.2 Objetivos Específicos	18
1.3 Marco de referencia	19
1.3.1 Interfaces gráficas de usuario	19
1.3.2 Realidad virtual	20
1.3.3 Animación por fotogramas clave.....	23
1.3.4 Sistema respiratorio	23
1.3.5 Medidas pulmonares	26
1.3.6 Simuladores médicos y ventiladores mecánicos	32
1.3.7 Modelos de la mecánica respiratoria	34
1.3.8 Inteligencia artificial	35
2 METODOLOGÍA	38
2.1 Descripción general	38
2.2 Procedimiento.....	38
2.2.1 Análisis de requerimientos.....	39
2.2.2 Análisis y diseño de software	40
2.2.3 Implementación y pruebas unitarias	40

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

2.2.4	Integración del sistema	41
2.2.5	Evaluación.....	41
3	SIMULADOR VIRTUAL DE LA MECÁNICA RESPIRATORIA.....	42
3.1	Tipificación de los pacientes	42
3.2	Interfáz Gráfica.....	44
3.3	Módulo de Gráficas	47
3.4	Integración con modelos numéricos de la mecánica respiratoria.....	50
3.4.1	Modelo lineal.....	50
3.4.2	Modelo no lineal de N-compartimientos.....	50
3.4.3	Generación de la señal de presión	51
3.5	Animación de los modelos 3D	52
3.6	Integración con el modelo Vista controlador.....	54
3.7	Adaptación para realidad virtual	55
3.8	Inteligencia Artificial	57
3.8.1	Implementación en Unity3D	58
3.8.2	Entrenamiento	59
4	PRESENTACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS	61
4.1	Interfaz gráfica simulador mecánica respiratoria.....	61
4.2	Inteligencia artificial.....	67
5	CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES	71
	REFERENCIAS	72

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Presiones que usan o calculan los modelos de la mecánica respiratoria	26
Tabla 2: Volúmenes que usan, calculan o devuelven los MMR.....	27
Tabla 3: Simuladores genéricos.....	33
Tabla 4: Parámetros predeterminados del simulador	42
Tabla 5: Ecuaciones de los parámetros generales de la ventilación y la fisiología pulmonar	43
Tabla 6: Componentes de Unity3D y el simulador involucrados en el aprendizaje no reforzado	59
Tabla 7: Hiperparámetros de la red neuronal para el modelo de aprendizaje no reforzado	67
Tabla 8. Requerimientos menú de usuario	78
Tabla 9. Requerimientos menú configuración inicial.....	79
Tabla 10. Requerimientos simulación	79
Tabla 11. Requerimientos interfaz gráfica	80

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Elementos de las interfaces de usuario. Tomado de (Carvalho, Soares, Neves, Soares, & Lins, 2016)	20
Figura 2: Controles Oculus Rift. Fuente (Oculus, n.d.)	22
Figura 3: Casco de realidad virtual Oculus rift	22
Figura 4: Keyframes y fotogramas intermedios. Fuente (O'reilly, n.d.)	23
Figura 5: Estructura del sistema respiratorio. Fuente [1]	24
Figura 6: Diagrama bifurcación árbol traqueobronquial con dimensiones aproximados. Fuente: (Sánchez, 2019), adaptado de (Levitzky, 2007).....	25
Figura 7: Volúmenes y capacidades pulmonares. Fuente: (Sánchez, 2019), adaptado de (Levitzky, 2007).	29
Figura 8: Modificaciones de las capacidades pulmonares y volúmenes por las patologías restrictivas y obstructivas. Fuente: (Sánchez, 2019), adaptado de (Levitzky, 2007)	30
Figura 9: Interfaz gráfica Oxylung.....	33
Figura 10: Interfaz gráfica simulador Hamilton G5	34
Figura 11: Proceso entrenamiento reforzado	37
Figura 12: Plan iterativo de desarrollo.....	39
Figura 13: Menú de ingreso de datos	45
Figura 14: Interfaz gráfica de la vista de simulación	46
Figura 15: Vista elementos 2D	47
Figura 16: Modelo 3D alveolo	47
Figura 17: Diagrama de relaciones del módulo de gráficas	49
Figura 18: Montaje de cámara ortográfica para enviar la señal de presión a la interfaz gráfica	49
Figura 19: Animación del modelo 3D por fotogramas clave.....	52

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Figura 20: Modelo del pulmón en el fotograma inicial	53
Figura 21: Modelo del pulmón en el fotograma final	54
Figura 22: Modelo vista controlador en el simulador	55
Figura 23: Vista de simulación en VR	56
Figura 24: Interacción con el modelo 3D del sistema respiratorio en VR	56
Figura 25: Interacción con la interfaz gráfica en VR	57
Figura 26: Diagrama de bloques del entorno de entrenamiento.....	58
Figura 27: Entorno de entrenamiento	60
Figura 28: Ingreso de datos.....	61
Figura 29: Menú de datos con datos de paciente	62
Figura 30: Vista de simulación con modelo 3D del sistema respiratorio animado	62
Figura 31: Vista de simulación con ventanas de interacción y visualización	63
Figura 32: Vista de simulación con ventanas de interacción y ventanas de gráficas	63
Figura 33: Vista de simulación, modificación de los parámetros de entrada	64
Figura 34: Vista de interacción con modelo 3D del sistema respiratorio y ventana desplegable de interacción	64
Figura 35: Vista de simulación, restauración de componente del sistema respiratorio	65
Figura 36: Vista de simulación, modelo 3D unidad alveolar	65
Figura 37: Resultado salida de presión del modelo de aprendizaje reforzado en la vista de simulación	66
Figura 38: Recompensa acumulada por cada iteración de aprendizaje	68
Figura 39: duración media de cada episodio de entrenamiento	68
Figura 40: Entropía por iteración de aprendizaje	69
Figura 41: Pérdidas de la política por cada iteración de entrenamiento	69

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1: Análisis de requerimientos	77
Anexo 2: Diagrama de clases del módulo de gráficas	84

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

GLOSARIO

Símbolo	Descripción
<i>C</i>	Distensibilidad
<i>e</i>	Espesor del alveolo
<i>E</i>	Elasticidad de la vía aérea
<i>ERV</i>	Volumen de la reserva espiratoria
<i>FR</i>	Frecuencia respiratoria
<i>FRC</i>	Capacidad Funcional Residual
<i>Ht</i>	Altura
<i>A</i>	Edad
<i>I</i>	Inercia
<i>IBW</i>	Peso ideal corporal
<i>IC</i>	Capacidad Inspiratoria
<i>IRV</i>	Volumen de la reserva inspiratoria
<i>P</i>	Presión
<i>PEEP</i>	Presión positiva al final de la espiración
<i>P_(t)</i>	Presión en la vía aérea
<i>P_{TP}</i>	Presión transpulmonar
<i>P_{TT}</i>	Presión en la pared torácica
<i>P_{alv}</i>	Presión alveolar
<i>P_{aw}</i>	Presión en la vía aérea
<i>P_{atm}</i>	Presión atmosférica estándar
<i>P_{bs}</i>	Presión en la superficie corporal
<i>P_{el}</i>	Presión elástica
<i>P_{fricc}</i>	Presión por la fricción
<i>P_i</i>	Presión en la i-ésima unidad alveolar
<i>P_{ia}</i>	Presión en la unidad alveolar
<i>P_{iner}</i>	Presión inercial
<i>P_{mus}</i>	Presión ejercida por los músculos espiratorios
<i>P_{pl}</i>	Presión intrapleural
<i>P_{tens}</i>	Presión de tensión superficial
<i>P_{vent}</i>	Presión ejercida por el ventilador
<i>P_{visc}</i>	Presión viscoelástica
<i>r</i>	Radio
<i>R</i>	Resistencia
<i>R_L</i>	Resistencia pulmonar
<i>R_{aw}</i>	Resistencia en la vía aérea
<i>R_t</i>	Resistencia del tejido pulmonar
<i>RV</i>	Volumen residual
<i>TLC</i>	Capacidad pulmonar total

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

T_e	Tiempo espiratorio
T_i	Tiempo inspiratorio
V	Volumen
VC	Capacidad vital
VD	Espacio Muerto
VT	Volumen Corriente
\dot{V}	Flujo
\dot{V}_A	Ventilación alveolar
\dot{V}_E	Ventilación minuto
\ddot{V}	Aceleración del volumen
\ddot{r}	Aceleración radial
ρ_{alv}	Densidad del alveolo
σ	Tensión superficial
f_n	Frecuencia natural del sistema
FIO_2	Fracción inspirada de oxígeno
PH_2O	Presión del agua
P_ACO_2	Presión del dióxido de carbono arterial

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

RESUMEN

El entendimiento del sistema respiratorio es de gran importancia para el adecuado diagnóstico y tratamiento de enfermedades respiratorias. Estrategias de enseñanza y de capacitación del personal médico, como la simulación de casos clínicos y el uso de software para la visualización de la anatomía y la fisiología del sistema respiratorio, se emplean para afianzar los conocimientos clínicos. Los ventiladores mecánicos son máquinas que ayudan a que un paciente respire cuando éste no puede hacerlo por sí mismo, y en muchas ocasiones se usan para tratar enfermedades pulmonares. El uso correcto de estos puede disminuir la mortalidad de personas con afectaciones respiratorias, reducir el tiempo que los pacientes están en las unidades de cuidados intensivos y disminuir los costos hospitalarios; pero un error en la configuración de los parámetros de los respiradores podía afectar la vida del paciente. Es por esto que es tan importante una herramienta que ayude a los médicos a estimar los parámetros de los ventiladores, de una manera personalizada, según las características de cada paciente.

Este trabajo presenta un simulador virtual de la mecánica respiratoria, que cuenta con una interfaz gráfica y con modelos tridimensionales del sistema respiratorio que se puede ejecutar en entornos de cómputo tradicionales y en realidad virtual. El simulador se integra con dos modelos numéricos de la mecánica respiratoria: el modelo lineal de un solo compartimiento y el modelo no lineal de N-compartimentos, los cuales usa para describir el comportamiento del volumen y el flujo del sistema respiratorio para un sujeto intubado a un ventilador mecánico. Finalmente, el programa cuenta con un algoritmo de aprendizaje reforzado con el que se estima la presión ideal en la vía aérea para un paciente intubado.

El simulador desarrollado es una herramienta computacional que puede ser usada para la investigación, el desarrollo, y la educación y entrenamiento del personal médico. Permite evaluar y afianzar los conocimientos de las propiedades más importantes de la mecánica respiratoria por medio de la simulación.

Palabras Clave: simulación virtual, simulación médica, interfaces de usuario, visualización médica, mecánica pulmonar, realidad virtual, inteligencia artificial.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ABSTRACT

The understanding of the respiratory system is of great importance for the proper diagnosis and treatment of respiratory diseases. Teaching and training strategies for medical personnel such as the simulation of clinical cases and the use of software for visualizing the anatomy and physiology of the respiratory system are used to strengthen clinical knowledge. Mechanical ventilators are machines that help a patient breathe when he cannot do it himself, mechanical ventilators are often used to treat lung diseases, and the correct use of these can reduce the mortality rate of people with respiratory disorders, reduce the time that patients spend in intensive care units and reduce hospital costs. But an error in the configuration of the mechanical ventilator parameters could affect the patient's life.

This paper presents a virtual simulator of respiratory mechanics, which has a graphical interface and three-dimensional models of the respiratory system that can be run in traditional computing environments and in virtual reality. The simulator is integrated with two numerical models of respiratory mechanics: the linear model of a single compartment and the non-linear N-compartments model, that are used to describe the behavior of the volume and flow of the respiratory system for a subject intubated to a mechanical ventilator. Finally, the program has a reinforced learning algorithm that estimates the ideal airway pressure for an intubated patient.

The simulator developed is a computational tool that can be used for research, development, education and training of medical personnel. It allows to evaluate and strengthen the knowledge of the most important properties of respiratory mechanics through simulation.

Keywords: virtual simulation, medical simulation, user interfaces, medical visualization, pulmonary mechanics, virtual reality, artificial intelligence.

1. INTRODUCCIÓN

La visualización y la simulación médica constituyen una herramienta para el estudio de la anatomía y fisiología del cuerpo humano y, para la enseñanza y entrenamiento de personal médico (Vidal & Villard, 2016). Cuando la simulación y la visualización médica se usan en conjunto con la realidad virtual se crea un ambiente inmersivo, ideal para lograr un mejor entendimiento del funcionamiento del cuerpo humano (Stava, 1995).

En la medicina la simulación se ha utilizado para recrear escenarios clínicos, y reproducir la fisiología del cuerpo, permitiendo el aprendizaje y entrenamiento de personal médico. La visualización computacional permite estudiar la anatomía del cuerpo humano a profundidad mediante el uso de modelos 3D de alta resolución. El uso conjunto de la simulación y la visualización médica forma una herramienta ideal para la investigación, dado que permite la generación de nuevo conocimiento al observar el efecto que tienen diferentes variables en un sistema y ajustar los parámetros de este para recrear escenarios reales. El sistema respiratorio, en particular es un sistema complejo por sus múltiples componentes y funciones que estos ejercen, cuya observación directa resulta difícil por las propiedades físicas de este. Los simuladores virtuales de la mecánica respiratoria describen la respiración como una relación entre volúmenes, presiones, y flujos de aire, en una manera simplificada, y la mayoría de las implementaciones computacionales de estos no cuentan con una interfaz gráfica, o tienen una capa de interacción con el usuario simplificada, generalmente en 2D, en la que no se muestra el movimiento de las estructuras del sistema respiratorio en relación con las salidas del simulador.

Este trabajo presenta el desarrollo de un simulador virtual de pulmón usando el patrón de arquitectura modelo vista controlador, el cual integra modelos numéricos de la mecánica respiratoria con una interfaz gráfica tridimensional. El simulador virtual de la mecánica respiratoria muestra modelos 3D del sistema respiratorio y de las unidades alveolares, que se animaron usando las señales de salida del modelo, y por medio de menús, paneles y barras de herramientas permite al usuario interactuar con los modelos numéricos de la mecánica respiratoria y los modelos 3D del sistema respiratorio y la unidad alveolar.

Para el desarrollo del simulador propuesto se usaron dos modelos, el modelo lineal de un solo compartimiento, el cual solo usa las variables de resistencia y distensibilidad del sistema respiratorio para replicar el funcionamiento de un pulmón en condiciones normales; y el modelo no lineal de N-compartimientos propuesto por Sánchez et al (Sanchez-ocampo, Bonet, Lopez-isaza, & Jimenez-posada, 2019), el cual, además de las variables del modelo lineal considera la viscoelasticidad, la inercia y la tensión superficial, y permite simular cualquier cantidad de unidades alveolares, lo que permite recrear escenarios de enfermedades en el sistema respiratorio con mayor precisión (Sanchez-ocampo et al., 2019).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

El entorno de simulación cuenta también con un algoritmo de inteligencia artificial basado técnicas de aprendizaje reforzado, que busca estimar la presión en la vía aérea, que se debe establecer en la simulación para un sujeto que se encuentra ventilado mecánicamente. Este algoritmo fue desarrollado para ayudar a los usuarios del simulador a escoger los valores adecuados para los parámetros del simulador.

El simulador que se desarrollo es una herramienta computacional la cual tiene aplicaciones en investigación, educación, y desarrollo. Permite comprender y examinar los efectos y variables de más relevancia de la respiración, con aplicaciones en generación conocimiento y entrenamiento de personal a partir de la simulación.

Este trabajo está dividido en 5 capítulos. En el capítulo 1 se expone los preliminares: el planteamiento del problema, los objetivos y el marco de referencia. El capítulo 2 es el encargado de la metodología , el 3 contiene el desarrollo y la implementación del simulador virtual, considerando la metodología planteada. El capítulo 4 tiene una discusión y exposición de los resultados, que están compuestos del simulador para entornos tradicionales, el simulador para entornos de realidad virtual y el modelo de aprendizaje reforzado. Por último se dan las conclusiones en el capítulo 5.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

1 PRELIMINARES

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La correcta visualización de los órganos puede proveer información útil a la hora de determinar los síntomas de un paciente. El pulmón es uno de los órganos más difíciles de estudiar dado que los exámenes de diagnóstico actuales no proveen la correcta visualización de estos. Por ejemplo, en el trabajo “*Virtual Reality of Animated Lung with Internal Structures*” (Nakagawa et al., 2017) se menciona que la tomografía, si no se hace con un alto grado de radiación, no provee una imagen clara, mientras que la resonancia magnética sólo provee imágenes en 2 dimensiones (Tsuzuki et al., 2009).

El sistema respiratorio es el encargado de suplir la demanda de oxígeno (O_2) de los tejidos del cuerpo, liberar el dióxido de carbono (CO_2), y controlar otros procesos indispensables para el ser humano. Este sistema es altamente complejo e incluye gran cantidad de variables en todos sus procesos, lo que ha generado interés entre médicos, investigadores e ingenieros (Jiménez & López, 2018). El entendimiento de la mecánica respiratoria y su relación con la ventilación mecánica puede ayudar, en la práctica clínica, a un uso más eficiente de los ventiladores mecánicos, que conlleva a la reducción en la tasa de mortalidad de los pacientes, y la reducción de los tiempos de permanencia en las unidades de cuidados intensivos (ICU) (Lino et al., 2016).

La generación de conocimiento del sistema respiratorio se ha abordado de múltiples maneras, entre ellas: modelos matemáticos, el uso de animales, cadáveres humanos y simuladores virtuales (Jiménez & López, 2018), específicamente los modelos matemáticos se han enfocado en explicar el funcionamiento de la respiración, ya sea de manera espontánea o bajo ventilación mecánica (Sánchez, 2019). La ventilación espontánea es aquella en la que el paciente dicta el ciclo respiratorio, mientras que en la ventilación mecánica es un ventilador quien maneja cuándo y cómo se inspira y espira (Chatburn & Mireles-Cabodevila, 1985). Los modelos mecánicos, en su mayoría, sólo consideran algunas características del sistema respiratorio y usan uno o dos compartimientos (unidades alveolares) para simular la ventilación [7]–[9].

Actualmente los simuladores de pulmones utilizan paradigmas de modelado simplificados (generalmente de una cavidad), lo que provee información valiosa para el aprendizaje del funcionamiento del pulmón, pero carece de sentido en aplicaciones reales como simular el estado del pulmón de un paciente, que tiene alrededor de 350 millones de alvéolos (cavidades) (Jiménez & López, 2018; Vidal & Villard, 2016). Con el mejoramiento en la capacidad de procesamiento en las piezas de hardware y el desarrollo de motores de física (middlewares o librerías) tales como physX, Bullet 3D, Havoc, Open Dynamics, Delta 3D, etc. es posible implementar modelos de mayor complejidad (M. Anderson, Tansel, Zhonghua, Luciana P., & Suvranu, 2010), de manera tal que puedan soportar un mayor número de alveolos y proveer así información más cercana a la de un pulmón real.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

El pulmón posee propiedades y características que dificultan su observación directa, por ejemplo, su dependencia de músculos como el diafragma para su movimiento y la presión negativa en su interior, que causa que colapse al abrir la caja torácica (Nakagawa et al., 2017). Debido a esto, surge la necesidad de crear herramientas no invasivas para el estudio de la mecánica respiratoria, que brinden información útil por medio de experiencias inmersivas para facilitar y profundizar el entendimiento del pulmón. En el mercado existen algunos simuladores de la mecánica respiratoria, en su mayoría son aparatos físicos que recrean el movimiento del pulmón. También existen simuladores virtuales, donde se recrea el funcionamiento de ventiladores mecánicos y se presentan al usuario por medio de una interfaz gráfica 2D, donde no se logran apreciar en su totalidad y de manera clara las partes del cuerpo involucradas en la ventilación. Investigaciones como la realizada por Santhman, et al. proponen algoritmos para animar modelos 3D del pulmón y demás componentes del sistema respiratorio (Santhanam, Hamza-Lup, & Rolland, 2007; Santhanam, Imielinska, Davenport, Kupelian, & Rolland, 2008).

El uso de modelos tridimensionales y simulaciones de entornos reales han permitido mejorar actividades tales como: el proceso de diagnóstico de pacientes, procesos quirúrgicos y visualizaciones para estudios anatómicos de los pulmones (Ikeda, Yoshimura, Hagiwara, Akata, & Saji, 2013), que permiten realizar pruebas en entornos controlados mediante la variación de parámetros como el volumen de aire a inspirar y expirar, la frecuencia de inspiración y expiración, el volumen interno de los pulmones, la elasticidad y la plasticidad de las cavidades respiratorias. Las variaciones de dichos parámetros permiten modelar las diferentes enfermedades pulmonares con un alto grado de fidelidad.

Según lo expuesto, en este trabajo se dará respuesta a la pregunta: ¿Cómo crear un simulador de la mecánica respiratoria mediante la integración de modelos numéricos de la ventilación con una interfaz gráfica de usuario?

1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO

1.2.1 Objetivo General

Crear un simulador de la mecánica respiratoria mediante la integración de modelos numéricos de la ventilación con una interfaz gráfica de usuario.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Crear una interfaz gráfica que permita recibir los parámetros de entrada y navegar alrededor del modelo del pulmón.
- Integrar los modelos numéricos de la mecánica respiratoria lineal de una cavidad y no lineal de N-cavidades con la interfaz gráfica.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- Importar a la interfaz gráfica los modelos 3D del sistema respiratorio y la unidad alveolar y animarlos con respecto a la salida de los modelos numéricos de la mecánica respiratoria.

1.3 MARCO DE REFERENCIA

1.3.1 Interfaces gráficas de usuario

Las interfaces de usuario (UI), es donde ocurren las interacciones entre humano y máquina (HCI). La interacción humano-máquina es el campo que estudia y diseña como las máquinas y los humanos trabajan en conjunto para que las necesidades de las personas sean satisfechas de la manera más efectiva (Galitz, 2007).

La interfaz de usuario hace parte los computadores y del software que corre en ellos, son la parte de los programas que los usuarios pueden ver, escuchar, tocar, o interactuar de una u otra forma. Las interfaces de usuario tienen dos componentes principales las entradas (*Input*) y las salidas (*Output*) I/O (ver Figura 1: Elementos de las interfaces de usuario. Tomado de (Carvalho, Soares, Neves, Soares, & Lins, 2016)Figura 1).

Las entradas de una la interfaz de usuario es como la persona expresa sus necesidades al software. Elementos comunes como el ratón y el teclado, el dedo en caso de que se use una pantalla táctil son componentes de entrada para una interfaz de usuario (Galitz, 2007).

La salida es la forma en la que el computador muestra los resultados de los cálculos que este realizó para satisfacer las necesidades del usuario. Los mecanismos de salida más común son los monitores, y los dispositivos de audio (Galitz, 2007), pero otros dispositivos como cascos de realidad virtual se han utilizado en desarrollos recientes.

Las interfaces gráficas de usuario (GUI) son un subconjunto de las interfaces de usuario, que se especializa en recibir entradas del usuario y mostrar los resultados de las computaciones hechas a sus requerimientos de manera visual. Las ventanas, botones, campos de texto, barras de herramientas, graficadores, iconos, cuadros de navegación, y demás elementos visuales componen la interfaz gráfica de un programa (GNU Foundation, 2004).

Una ventana es una porción rectangular de la pantalla que muestra sus contenidos de manera independiente del resto de la pantalla. Las ventanas se pueden abrir simultáneamente y cada una de estas puede hacer mostrar una aplicación o tarea diferente (GNU Foundation, 2004).

Un icono es una pequeña imagen o símbolo en una interfaz gráfica de usuario que representa: un comando, un programa, o un dispositivo. Los botones son iconos rectangulares que al interactuar con ellos envían un comando a algún programa (GNU Foundation, 2004).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Las interfaces gráficas de usuario permiten aprovechar las capacidades de ejecutar tareas en paralelo de los programas y sistemas operativos, y hacen que la operación de computadores sea más intuitiva (GNU Foundation, 2004).

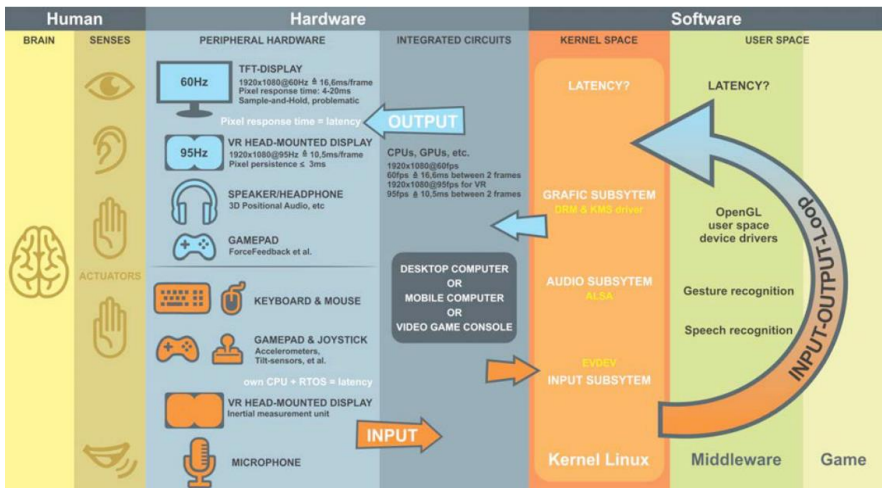


Figura 1: Elementos de las interfaces de usuario. Tomado de (Carvalho, Soares, Neves, Soares, & Lins, 2016)

1.3.2 Realidad virtual

“La realidad virtual es la representación de escenas o imágenes de objetos producidas por un sistema informático, que dan la sensación de su experiencia real” (Española, 2018). La realidad virtual (VR), es una experiencia simulada, la cual puede ser similar o completamente diferente al mundo real. Para que una experiencia pueda considerarse de realidad virtual requiere que esta cumpla con cuatro aspectos: un mundo virtual, inmersión, respuesta sensorial e interactividad.

a. El mundo virtual

Un mundo virtual es el contenido de un medio dado, el cual puede existir en la mente de su creador o ser transmitido de manera tal que pueda ser compartido con otros. Un mundo virtual puede existir sin ser mostrado a través de un sistema de realidad virtual (conjunto de hardware y software que tienen como objetivo reproducir experiencias de realidad virtual). Entonces, se puede definir a un mundo virtual como: la descripción de una colección de objetos en un espacio, que puede ser imaginario, y las reglas y relaciones que rigen dichos objetos (Sherman & Craig, 2003).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

b. Inmersión

Es la percepción de estar presente en alguna situación sin estar físicamente allí, tener un sentido de presencia, la inmersión puede ser completamente mental, o se puede lograr a través de medios físicos.

La inmersión mental consiste en el estado de la mente cuando se está muy involucrado, es la suspensión de la incredulidad. Mientras que la inmersión física consiste en entrar a un medio de manera corpórea; Estimulo sintético de los sentidos del cuerpo por medio de la tecnología (Sherman & Craig, 2003). Por ejemplo, el uso de cascos de realidad virtual estimula el sentido de la vista para simular la sensación de estar en otro lugar del que se está físicamente.

c. Respuesta sensorial

Los sistemas de realidad virtual deben de enviar estímulos sensoriales al usuario para simular de mejor manera las experiencias que se muestran. Para esto se usan dispositivos de salida con propiedades como el envío de video y sonido estereoscópico y actuadores hápticos.

d. Interactividad

Para que las experiencias de realidad virtual parezcan auténticas los sistemas de realidad virtual deben de reaccionar a las acciones que efectuó el usuario en estos. En dispositivos como los cascos de realidad virtual esto se logra siguiendo los movimientos de la cabeza y enviando la posición de las manos del mundo real al virtual por medio de controles como los presentados en Figura 2 (Sherman & Craig, 2003). Las interfaces gráficas de las aplicaciones de realidad virtual muestran a los usuarios las acciones que estos pueden realizar en el medio simulado.

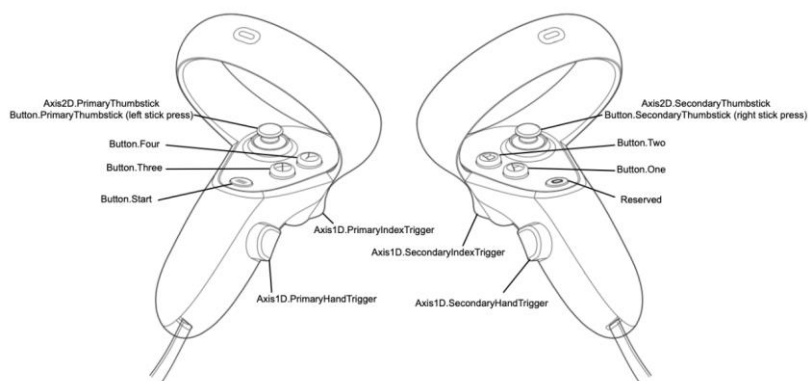


Figura 2: Controles Oculus Rift. Fuente (Oculus, n.d.)



Figura 3: Casco de realidad virtual Oculus rift

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Los dispositivos de entrada que se usan en sistemas de realidad virtual con más frecuencia en la actualidad son los cascos de realidad virtual (Carvalho et al., 2016), algunos de estos son: Oculus® Rift, HTC® Vive y Valve® Index.

1.3.3 Animación por fotogramas clave

En animación un fotograma clave (*Keyframe*) es un punto en el tiempo que indica el comienzo o el fin de una transición. Los fotogramas clave guardan información de donde una secuencia de fotogramas (imágenes estáticas que forman una animación al reproducirse en una ventana tiempo) debe comenzar y terminar (Calvert, 2016).

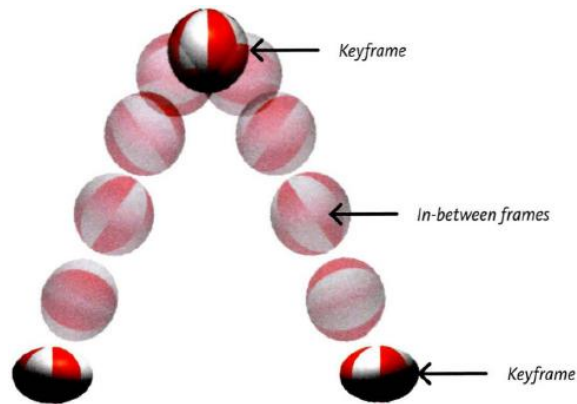


Figura 4: Keyframes y fotogramas intermedios. Fuente (O'reilly, n.d.)

En la animación por fotogramas clave (Keyframe animation o Keyframing) se define un punto de inicio, múltiples puntos intermedios y un punto final, y los atributos del objeto que se desea animar para cada punto como: la posición, la rotación, el tamaño, el color la textura, etc. Entre cada uno de los fotogramas claves definidos se generan fotogramas intermedios que muestran la transición de un estado al otro hasta que se llega al punto final. Los fotogramas intermedios se calculan al interpolar cada una de las propiedades del objeto que se modificaron en los fotogramas claves, y con las ecuaciones de la curva resultantes se calculan los valores que debe de tener el objeto a animar para un instante dado (Chopine, 2012).

1.3.4 Sistema respiratorio

El sistema respiratorio es el encargado de enviar oxígeno (O_2) a los tejidos y expulsar el dióxido de carbono CO_2 del organismo (Levitzky, 2007). Otras de sus importantes funciones

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

es la ventilación pulmonar, la cual se define como el acto de mover gases hacia dentro y fuera de los pulmones. Adicionalmente, el sistema respiratorio contribuye a la homeostasis del cuerpo y a ajustar el pH de los líquidos corporales (Tortora & Derrickson, 2013).

1.3.4.1 Estructura

El sistema respiratorio está compuesto por la nariz, la faringe, la laringe, la tráquea, los bronquios y los pulmones, como se ve en la Figura 5. Las partes del sistema se pueden dividir por su estructura como vías respiratorias inferiores y vías respiratorias superiores, o por su funcionamiento como: zona de conducción y zona respiratoria (Tortora & Derrickson, 2013).

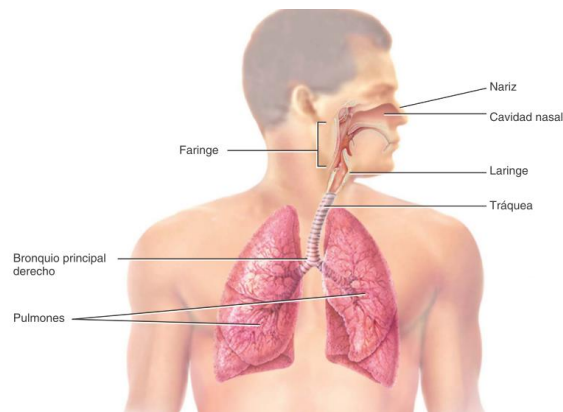


Figura 5: Estructura del sistema respiratorio. Fuente [1]

- Vías aéreas superiores

Las vías aéreas superiores con las que conducen el aire que se inspira por nariz y boca hasta llegar a la tráquea. Se compone por la laringe, la laringe, la cavidad nasal, la cavidad oral y la epiglotis (Wilkins, Stoller, & Scanlan, 2003).

- Vías aéreas inferiores

Esta estructura está compuesta por el árbol traqueobronquial, el cual se divide en zonas de conducción, en las que no existen alveolos, de transición donde comienzan a aparecer los alveolos, y la zona respiratoria hay más concentración de sacos alveolares. La Figura 6 muestra un diagrama de las bifurcaciones del árbol traqueobronquial.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

	Generación		Diámetro	Longitud	Número	Área total de
			cm	cm		sección transversa cm ²
Zona de conducción	Tráquea	0	1,80	12,0	1	2,54
	Bronquio	1	1,22	4,8	2	2,33
		2	0,83	1,9	4	2,13
	Bronquiolos	3	0,56	0,8	8	2,00
		4	0,45	1,3	16	2,48
		5	0,35	1,07	32	3,11
Bronquiolos terminales	16	0,06	0,17	6×10^4	180,0	
	17					
Zona de transición y respiratoria	Bronquiolos respiratorios	18				
		19	0,05	0,10	5×10^5	10^3
		20				
	Ductos alveolares	T ₃				
		T ₂				
	Sacos alveolares	T ₁				
T		23	0,04	0,05	8×10^6	10^4

Figura 6: Diagrama bifurcación árbol traqueobronquial con dimensiones aproximados.
Fuente: (Sánchez, 2019), adaptado de (Levitzky, 2007)

- Pulmón

El pulmón es un órgano alojado en el interior del tórax. El pulmón se divide en dos: el pulmón derecho y el pulmón izquierdo, que se ubican sobre el diafragma, el musculo principal en la ventilación, y están cubiertos por: la pleura visceral y pleura parietal, dos membranas que rodean el pulmón y están separadas por una lámina de líquido intrapleural (Wilkins et al., 2003).

El pulmón tiene un movimiento pasivo, es decir, que sigue el movimiento que hacen estructuras aledañas como el diafragma y el tórax, esto genera un vacío en el espacio intrapleural (Jiménez-Posada & Lopez-Isaza, 2018).

- Unidad alveolar

Se encarga de hacer el intercambio gaseoso. El adulto promedio tiene entre 300 y 500 millones de alveolos. Cada alveolo está envuelto por capilares que usa para el proceso de difusión (Levitzky, 2007).

- Músculos

El proceso de la ventilación no sería posible sin los músculos de la respiración, ya que el pulmón no se inflan por sí mismo, y requieren de una fuerza externa que proveen estos músculos (Levitzky, 2007). Los músculos de la respiración son: el diafragma, los escalenos,

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

y el intercostal paraesternal, donde el diafragma es el que más interviene en la ventilación. Otros músculos del sistema respiratorio son el esternocleidomastoideo, los pectorales mayores y los abdominales, conocidos como los músculos accesorios (Jiménez-Posada & Lopez-Isaza, 2018).

- Sistema nervioso

El sistema nervioso central juega un papel vital en el sistema respiratorio, pues controla y coordina la contracción de los músculos de la respiración, la respiración se origina desde el cerebro y por medio de los nervios se envían las señales eléctricas a los músculos (Levitzky, 2007).

1.3.5 Medidas pulmonares

Los modelos de la mecánica respiratoria requieren de variables de entrada, las cuales describen el comportamiento actual del sistema respiratorio. Las variables más importantes para estos modelos se describen a continuación:

a. Presión

La presión en el sistema respiratorio se genera en consecuencia al balance de fuerzas que ocurre dentro de este. Generalmente la inspiración se logra cuando la presión dentro de cada saco alveolar (P_{alv}) caiga por debajo de la presión atmosférica, lo que genera que su volumen aumente como lo describe la ecuación de Boyle (Levitzky, 2007).

Otras presiones que existen dentro de la vía aérea y son consideradas por los modelos de la mecánica respiratoria (Sánchez, 2019) se presentan en la Tabla 1.

Tabla 1: Presiones que usan o calculan los modelos de la mecánica respiratoria

Símbolo	Nombre	Descripción
P_{TP}	Presión transpulmonar	Gradiente entre la presión alveolar y la presión en el espacio pleural
P_{TT}	Presión en la pared torácica	Gradiente entre la presión en el espacio pleural y la presión de la superficie corporal
P_{alv}	Presión alveolar	Dato de entrada que indica la presión en atmosferas de los sacos alveolares
P_{aw}	Presión en la vía aérea	Dato de entrada que indica la presión en atmosferas de la vía aérea
P_{atm}	Presión atmosférica estándar	Presión en atmosferas del lugar donde se tomen las mediciones

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

P_{bs}	Presión en la superficie corporal	Dato de entrada que indica la presión en atmosferas de la superficie del cuerpo del sujeto simulado
P_{el}	Presión elástica	Presión que se ejerce por la elasticidad de las paredes del pulmón en atmosferas
P_{fricc}	Presión por la fricción	Presión que se ejerce por la fricción entre el aire y la vía aérea en atmosferas
P_i	Presión en la i-ésima unidad alveolar	Presión alveolar para el alveolo i
P_{inert}	Presión inercial	Presión que se ejerce por la inercia de las unidades alveolares del pulmón en atmosferas
P_{mus}	Presión ejercida por los músculos espiratorios	Presión que ejerce el diafragma y demás músculos sobre el pulmón en atmosferas
P_{pl}	Presión intrapleurales	Dato de entrada, indica la presión del área entre el pulmón y la pared torácica
P_{tens}	Presión de tensión superficial	Presión ejercida al sistema por la tensión superficial del pulmón en atmosferas
P_{vent}	Presión ejercida por el ventilador	Presión que ejerce un ventilador mecánico sobre el sistema respiratorio
P_{visc}	Presión viscoelástica	Presión que se crea por las propiedades viscoelásticas de la pared del pulmón

b. Volumen

El volumen pulmonar depende de las propiedades elásticas de los pulmones, la pared torácica y la actividad de los músculos de la inspiración y espiración (Levitzky, 2007; Lumb & Pearl, 2017). Estos parámetros se relacionan con las capacidades respiratorias y son determinadas por el sexo, la edad, la postura y el peso corporal del sujeto. En la Tabla 2 se presentan los datos parámetros volumen que usa, calcula o devuelven los modelos numéricos de la mecánica respiratoria.

Tabla 2: Volúmenes que usan, calculan o devuelven los MMR

Símbolo	Nombre	Descripción
---------	--------	-------------

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

<i>VT</i>	Volumen corriente o volumen tidal	Representa el volumen inspirado o espirado en una respiración normal. Es de aproximadamente 500ml para un hombre adulto (Chatburn & Mireles-Cabodevila, 2011).
<i>RV</i>	Volumen residual	Es el volumen de aire que queda en los pulmones luego de una espiración forzada. En promedio es 1200ml (Chatburn & Mireles-Cabodevila, 2011).
<i>ERV</i>	Volumen de reserva espiratoria	Es el máximo volumen de aire extra que puede ser espirado luego de terminar la espiración tidal (corriente). Normalmente está en valores de 1100 ml (Chatburn & Mireles-Cabodevila, 2011).
<i>IRV</i>	Volumen de reserva inspiratoria	Es el volumen adicional de aire que se puede inspirar adicional al volumen tidal. Generalmente tiene un valor de 3000ml (Chatburn & Mireles-Cabodevila, 2011).
<i>FRC</i>	Capacidad funcional residual	Es la suma del volumen residual y el volumen de reserva espiratoria. Representa el aire que queda en los pulmones luego de una espiración normal (Chatburn & Mireles-Cabodevila, 2011).
<i>IC</i>	Capacidad inspiratoria	Es la suma del volumen corriente el volumen de reserva inspiratoria. Es el máximo volumen inspirado a partir de una espiración normal (Chatburn & Mireles-Cabodevila, 2011).
<i>VC</i>	Capacidad vital	Es la suma del volumen de reserva inspiratoria, el volumen corriente y el volumen de reserva espiratoria (Chatburn & Mireles-Cabodevila, 2011).
<i>TLC</i>	Capacidad pulmonar total	es el máximo volumen al que los pulmones pueden ser expandidos con el máximo esfuerzo posible (Sánchez, 2019).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

V	Volumen	Una de las salidas de los modelos de la mecánica respiratoria, indica el volumen del sistema respiratorio para un instante dado
-----	---------	---

En la Figura 7 se muestra la relación entre los volúmenes y las capacidades pulmonares para un sujeto simulado.

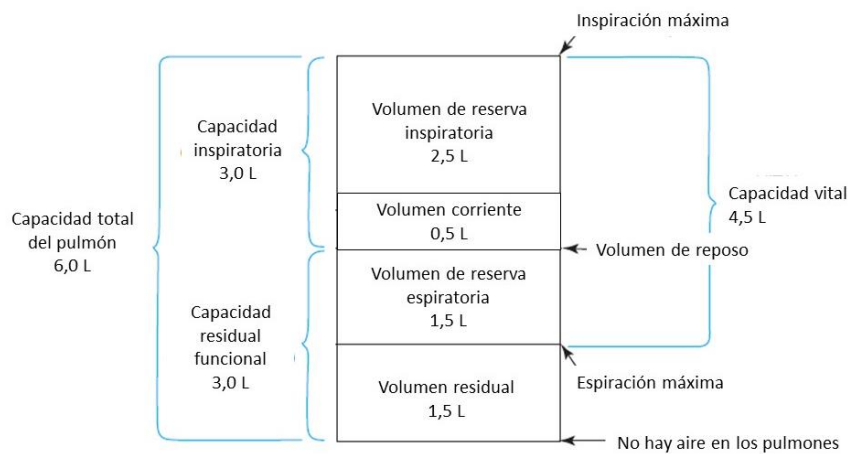


Figura 7: Volúmenes y capacidades pulmonares. Fuente: (Sánchez, 2019), adaptado de (Levitzky, 2007).

La modificación de los parámetros de volumen permite al simulador recrear los dos tipos principales de trastornos pulmonares: las enfermedades restrictivas y las enfermedades obstructivas.

Las enfermedades restrictivas se caracterizan por una reducción de la distensibilidad de los pulmones, esto causa una reducción en el volumen pulmonar, lo que se ve representado en la reducción de FRC , TLC , VC , IRV y ERV . Los trastornos obstructivos aumentan la resistencia al flujo del aire, lo que causa que RV , FRC y TLC aumenten, pero el VC y el ERV disminuyan (Levitzky, 2007). En la Figura 8 se muestran los cambios a los volúmenes y capacidades pulmonares que causan estas condiciones.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

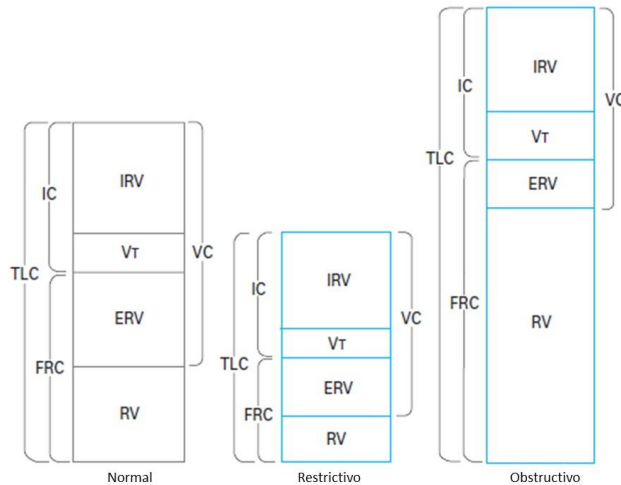


Figura 8: Modificaciones de las capacidades pulmonares y volúmenes por las patologías restrictivas y obstructivas. Fuente: (Sánchez, 2019), adaptado de (Levitzky, 2007)

c. Elasticidad

Propiedad de los pulmones y la pared torácica, que les permite volver al volumen de reposo cuando no se les ejerce una presión externa. Los pulmones sin las presiones generadas por la caja torácica y el espacio intrapleurales colapsarían, y se necesitaría una presión mayor para hacerlos expandir (Weinberger, Cockrill, & Mandel, 2019). La elasticidad (E) facilita al pulmón la espiración, y se expresa como el cambio de presión sobre el cambio de volumen (Ecuación 1).

$$E = \frac{\Delta P}{\Delta V}$$

Ecuación 1: elasticidad del pulmón

d. Distensibilidad

La distensibilidad o "*Compliance*" (C), es una propiedad del pulmón que indica que tanto su puede deformar, está dada como el esfuerzo requerido para distender los pulmones y la pared torácica. A mayor sea la distensibilidad más fácil se deja deformar los pulmones (Tortora & Derrickson, 2013), y se define como el cambio de volumen sobre el cambio de presión (Ecuación 2)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

Ecuación 2: Distensibilidad de los pulmones

e. Viscoelasticidad

La viscoelasticidad es un fenómeno que se observa cuando se detiene repentinamente un flujo, lo que causa una caída lenta de la presión hasta que se llega a un valor fijo de esta, mientras que el volumen no varía (Milic-Emili, 1998).

La viscoelasticidad para el modelo no lineal de N-compartimientos refleja el cambio transitorio en la presión cuando el pulmón se mantiene a un volumen dado. Luego de inflar el pulmón la presión de este cae de manera exponencial, mostrando el mayor cambio en los primeros segundos (Aguilar, 1992).

f. Resistencia

La resistencia es la oposición al movimiento (Maury, 2013). El pulmón posee dos tipos de resistencia: una debido a la resistencia al movimiento de gases en la vía aérea R_{aw} , y otra debido a la resistencia del tejido pulmonar R_t , que se genera por la fricción entre los tejidos pulmonares al expandirse (Bates, 2009; Jiménez-Posada & Lopez-Isaza, 2018). La resistencia pulmonar R_L es el resultado de combinar la resistencia de la vía aérea y la resistencia del tejido pulmonar, donde la R_{aw} contribuye con el 80% de la resistencia total y R_t con el 20% restante (Levitzky, 2007).

La resistencia se puede expresar numéricamente como la división entre la diferencia de presión y el flujo (Ecuación 3).

$$R = \frac{\Delta P}{\dot{V}}$$

Ecuación 3: Resistencia de los pulmones

g. Inercia

Los pulmones, la caja torácica y los gases inspirados tienen una masa considerable, y por ende, inercia. La inercia, aunque por lo general se considera despreciable puede llegar a ser un valor apreciable durante la ventilación de alta frecuencia (Lumb & Pearl, 2017).

h. Tensión superficial

La tensión superficial es un componente que aporta en el proceso expansión y retroceso elástico del pulmón. Este fenómeno se presenta cuando hay un cambio de medio, lo cual trata de colapsar el alvéolo creando una fuerza contraria a la distensibilidad, la presión que

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ejerce la tensión superficial sobre el alveolo puede expresarse como una función entre el radio y la curvatura de este (Ecuación 4)

$$P = \frac{2\sigma}{r}$$

Ecuación 4: Presión ejercida por la tensión superficial del alveolo

i. Espacio muerto

El espacio muerto es el espacio que, aunque contenga gas inspirado, no participa en el intercambio gaseoso. Este espacio corresponde a las vías aéreas y en los alveolos que no perfunden (Peter Radermacher, Salvatore Maurizio Maggiore, 2017).

j. Ventilación alveolar

Se define como el volumen de aire que entra en los alveolos por minuto (Levitzky, 2007). La Ecuación 5 muestra cómo se calcula.

$$\dot{V}A = (VT - VD) * f$$

Ecuación 5: Ventilación alveolar

k. Ventilación minuto

Volumen acumulado de gas espirado por minuto, ver Ecuación 6 (Levitzky, 2007).

$$\dot{V}E = VT * f$$

Ecuación 6: Ventilación minuto

1.3.6 Simuladores médicos y ventiladores mecánicos

La simulación virtual es el proceso de replicar comportamientos de sistemas complejos a través de matemáticas, física y herramientas computacionales; este proceso permite variar los parámetros con los que se construyó el modelo, y de esta forma a partir de las simulaciones, recrear escenarios y estimar resultados a estados cambiantes (NIH, 2016).

Los simuladores usados en el entorno médicos son de dos tipos: simuladores de alta tecnología, por lo general modelos físicos y maniqués; y simuladores de alta tecnología, herramientas que combinan hardware y software para dar mayor fidelidad a los resultados de la simulación (Palés Argullós & Sancho, Gomar, 2010). En estas categorías de simuladores caben los simuladores genéricos; los simuladores genéricos son herramientas de enseñanza para mejorar las habilidades de sus usuarios en el campo de la ventilación mecánica, entre los simuladores genéricos más destacados esta la plataforma X-LUNG (XLUNG, 2018), la Tabla 3 muestra la descripción de varios simuladores de esta plataforma, y la Figura 9 muestra la interfaz gráfica de las aplicaciones de la plataforma.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Tabla 3: Simuladores genéricos

Simulador	Descripción
Xlung 2.0	enfocado en la ventilación mecánica en todos los escenarios que utilizan modos ventilatorios
Physiolung	Busca entrenar a los profesionales de la salud en conceptos básicos de la mecánica respiratoria como el intercambio de gases
Oxylung	Permite simular múltiples escenarios clínicos como exacerbación de EPOC, crisis de asma y neumonía y trastornos metabólicos.

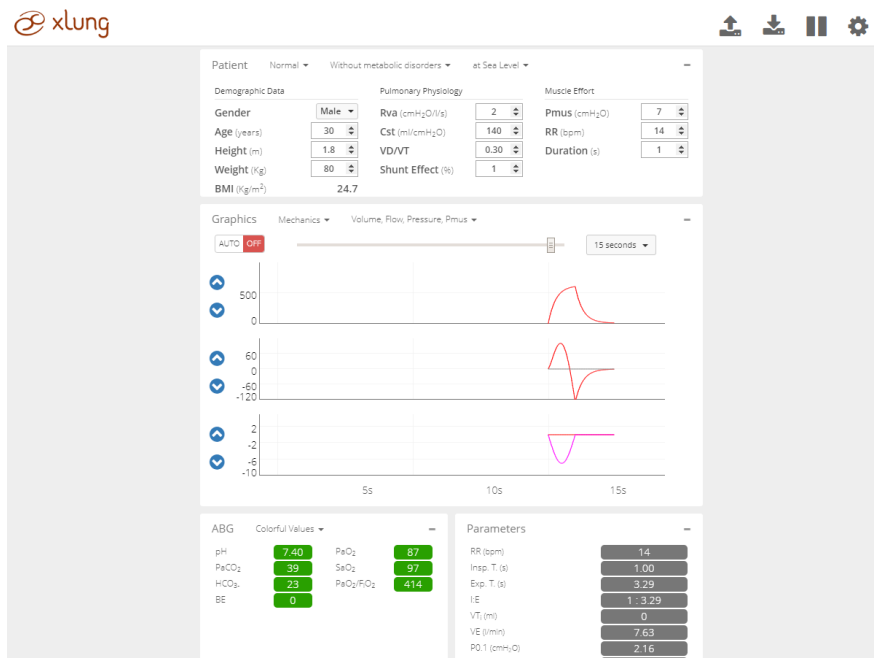


Figura 9: Interfaz gráfica Oxylung

También existen simuladores comerciales, ósea, los simuladores que imitan la interfaz de usuario de una compañía particular, estos se utilizan para capacitar a personal médico y presentar el funcionamiento del equipo. Entre estos destacan el simulador *Hamilton G5* de *Hamilton Medical* (Hamilton Medical, 2018) (Figura 10), los simuladores de *Drager*, como el

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

PulmoVista® 500 y *Evita Infinity® V500* (Dräger, 2018), y los simuladores *GraphNet Advance* y *GraphNet Neo* de la compañía *Neumovent* (Neumovent, 2014), que proporcionan una supervisión gráfica de las curvas de presión, flujo y volumen por tiempo en la vía aérea.



Figura 10: Interfaz gráfica simulador Hamilton G5

1.3.7 Modelos de la mecánica respiratoria

La evaluación de la mecánica respiratoria consiste en el descubrimiento de las relaciones que hay entre las presiones, flujos, volúmenes y tiempos que ocurren durante la ventilación. La mayoría de estas relaciones ocurren dentro del pulmón, pero no se pueden observar directamente debido a las características físicas de este. Se debe por lo tanto deducir los procesos que suceden dentro del pulmón relacionando las variables que se pueden medir con los efectos que causan en el sistema respiratorio (Bates, 2009).

Los modelos matemáticos permiten describir el comportamiento de la ventilación a partir de suposiciones de cómo funciona el pulmón. Resulta entonces de importancia la lógica que maneja el simulador para reproducir la ventilación.

- **Modelo lineal de un solo compartimiento**

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

El modelo lineal describe el comportamiento de la presión en la vía aérea como se muestra en la ecuación

$$P_{aw} = EV + R\dot{V} + I\ddot{V} + P_0$$

Ecuación 7: Modelo lineal de una sola cavidad

Donde P_0 es la presión positiva en la vía aérea del pulmón inicial. Este modelo es una representación simplificada del pulmón que es útil para propósitos de estudio, pero se ve limitado al simular patologías (He & Zhao, 2011).

- **Modelo no lineal de N-compartimientos**

El Modelo no lineal de N-compartimientos descompone la presión en las unidades alveolares como la suma de presiones inducidas por la elasticidad, la tensión superficial, la viscoelasticidad, la inercia y la fricción

$$P_{ia} = P_{el} + P_{visc} + P_{iner} + P_{fricc} - P_{pl}$$

Ecuación 8: Modelo no lineal de N-compartimientos

Donde:

$$P_{el} = \lambda \left\{ \frac{1}{V_{TLC} - V_{(t)}} - \frac{1}{V_{(t)} - V_{RV}} - K \right\} \quad P_{visc} = P_i \left(1 - e^{-\frac{t}{RC}} \right)$$

$$K = \frac{1}{V_{TLC} - V_{FRC}} - \frac{1}{V_{FRC} - V_{RV}} \quad P_{iner} = \frac{0.0253}{(f_n)^2 C} \ddot{V}$$

$$\lambda = E \left\{ \frac{1}{(V_{TLC} - V_{FRC})^2} - \frac{1}{(V_{FRC} - V_{RV})^2} \right\}^{-1}$$

Este modelo considera el sistema respiratorio como un sistema isométrico y adiabático que conserva la energía y masa durante la trayectoria del aire (Sánchez, 2019).

1.3.8 Inteligencia artificial

A los sistemas que tienen cierto grado de inteligencia, y que usan un sistema de procesamiento para modelar un comportamiento inteligente sin intervención humana se consideran sistemas de inteligencia artificial (IA) (Hamet & Tremblay, 2017).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

La inteligencia artificial se aplica en la medicina en diferentes campos como la gestión de información médica, sistemas de asistencia y el tratamiento de patologías como el cáncer (Cosma, Brown, Archer, Khan, & Pockley, 2017).

Los algoritmos usados en inteligencia artificial, implementas métodos de aprendizaje, los cuales dictan que problemas puede resolver cada algoritmo. A continuación, se presentan algunos de estos métodos:

1.3.8.1 Aprendizaje supervisado

En el aprendizaje supervisado los datos se clasifican según el grupo o clase al que pertenecen. Las clases se refieren a la información relativa a la solución del problema (Isasi Viñuela & Galván León, 2004), con el objetivo de asociar los atributos o rasgos que describen los datos con la clase a la que pertenecen (Juliani, Henry, & Lange, n.d.).

1.3.8.2 Aprendizaje no supervisado

En el aprendizaje no supervisado se agrupan los elementos similares en un conjunto de datos. A este tipo de algoritmos no se le proporcionan las clases por las que debe de agrupar, si no, el algoritmo mismo realiza la agrupación al asociar los atributos significativos de sus datos (Isasi Viñuela & Galván León, 2004; Juliani, A., Berges, V., Vckay, E., Gao, Y., Henry, H., Mattar, M., Lange, 2018).

1.3.8.3 Aprendizaje reforzado

El aprendizaje reforzado usa agentes, actores que reciben información e interactúan con el entorno. Cada agente toma decisiones sobre como interactuar con el medio a partir de sus observaciones y su objetivo (Juliani et al., n.d.).

Específicamente, el objetivo del aprendizaje reforzado es aprender una política, que es esencialmente un mapeo de las observaciones hacia las acciones. Una observación es algo que el agente puede cuantificar y una acción es cambio en el estado del medio causado por el agente.

Para optimizar el modelo, a los agentes se les asigna una señal de recompensa, la cual crece en proporción a que tan bien ha desarrollado el objetivo un agente. Los algoritmos de aprendizaje reforzado son iterativos, la Figura 11 ilustra como interactúan las partes en este proceso.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

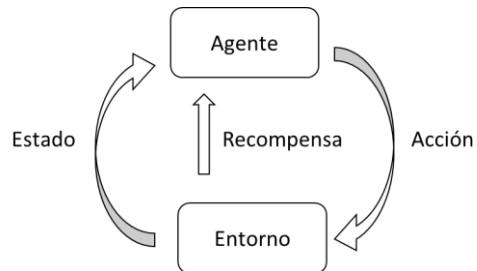


Figura 11: Proceso entrenamiento reforzado

De la misma manera que se hace para el aprendizaje supervisado y no supervisado, en el aprendizaje reforzado se selecciona un conjunto de atributos, de los cuales los agentes van a realizar observaciones para y modificar para alcanzar sus objetivos.

2 METODOLOGÍA

2.1 DESCRIPCIÓN GENERAL

El simulador virtual de la mecánica respiratoria es una herramienta computacional, que permite reproducir el comportamiento del pulmón e interactuar con este por medio de una interfaz gráfica tridimensional, usando dispositivos de entrada y salida tradicionales como ratones, teclados y monitores, y dispositivos de I/O de VR: cascos de realidad virtual y controles. El programa muestra dos modelos del sistema respiratorio, uno de los músculos, órganos y otras estructuras cercanas al pulmón, y otro los bronquiolos y las unidades alveolares. Los modelos 3D se animan desde el simulador a partir de los datos del sujeto y se sincronizan con la frecuencia respiratoria de los modelos que se estén ejecutando durante la simulación.

El software implementa dos modelos numéricos de la respiración para simular el funcionamiento del pulmón durante la respiración, el primero es el modelo lineal de la mecánica respiratoria, el cual es una aproximación simplificada para calcular las presiones dentro del pulmón, y el segundo es el modelo no lineal de N-compartimientos, este modelo considera las propiedades resistivas por cada generación de la vía aérea de una manera independiente, al igual que las propiedades elásticas, viscoelásticas, friccionales, inerciales y de tensión superficial, las cuales se caracterizan para cada compartimento alveolar a simular.

2.2 PROCEDIMIENTO

El simulador virtual se desarrolló siguiendo la metodología ágil Kanban, una metodología cíclica que tiene por objetivo realizar entregas justo a tiempo (JIT "just in time"). En esta metodología se realiza un desarrollo incremental a partir de la programación de tareas, y por etapas iterativas (**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**) se desarrollan las actividades buscando minimizar el tiempo entre una tarea y la otra (D. J. Anderson, 2010; Pérez, 2012).

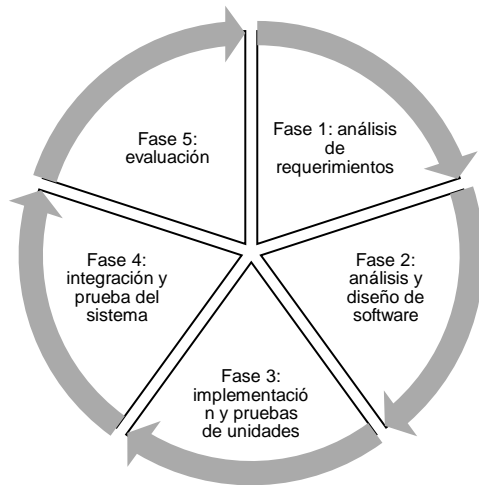


Figura 12: Plan iterativo de desarrollo

2.2.1 Análisis de requerimientos

En esta fase se recogen los requisitos de los usuarios, para establecer y definir la lógica que describen el funcionamiento del sistema.

La identificación de requerimientos se realizó a partir de una revisión de la literatura, teniendo en cuenta los modelos, principios matemáticos y diseño de software utilizados en simuladores relacionados con la mecánica ventilatoria publicados en el área y existentes en el mercado. Adicionalmente, se realizó consultas a expertos en el área con el fin de determinar las principales características que debía tener el simulador.

Con el fin de describir claramente el comportamiento del simulador, se realizó la especificación de requerimientos de software según el estándar IEEE 830 (IEEE, 1998), con el cual se genera un documento que sirve de base para el desarrollo en las siguientes fases. Este documento cuenta con tres secciones. En la primera sección se realiza una introducción al mismo y se proporciona una visión general de la especificación del sistema. En la segunda sección se realiza una descripción general del sistema, con el fin de conocer las principales funciones que éste debe realizar, los datos asociados, los factores, las restricciones y dependencias que afectan al desarrollo, sin entrar en detalles. Por último, la tercera sección del documento es aquella en la que se definen detalladamente los requisitos

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

que debe satisfacer el sistema. En el **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**, se encuentra el detalle de los requerimientos establecidos.

2.2.2 Análisis y diseño de software

En esta fase se descompone el sistema en tres módulos principales:

- Integración con modelos de la mecánica respiratoria
- Animación y renderización de los modelos 3D
- Interfaz gráfica

Teniendo en cuenta estos módulos se plantea la estructura general del sistema y se especifican las funciones y relaciones para cada uno.

2.2.3 Implementación y pruebas unitarias

En esta fase se desarrollan los módulos del sistema, que se detallan a continuación, en cada iteración se desarrollaron pruebas unitarias para las funcionalidades creadas.

a. Integración con modelos de la mecánica respiratoria

En este módulo se codificó la lógica de los modelos numéricos al simulador, y se integraron con la escena de Unity3D y la interfaz gráfica de usuario por medio del módulo de gráficas, el cual genera la señal de presión y muestra las salidas de los simuladores al usuario.

b. Animación y renderizado de los modelos 3D

Durante esta fase se crearon las animaciones de los modelos y se exportaron al motor de físicas, también se hizo una integración con los otros dos módulos de la aplicación, para controlar la animación y crear una forma de interactuar con el modelo por medio de la interfaz gráfica.

c. Interfaz gráfica

Se utilizó el GUI API de Unity3D, se crearon dos pantallas durante el desarrollo de la aplicación, una para recoger datos, y otra para interactuar con los modelos. Cada una de las vistas de la aplicación cuenta con distintos formularios, ventanas y barras con las que el usuario puede interactuar. Se funcionalidades para validar los datos ingresados por el usuario y para facilitar la visibilidad del texto en diferentes pantallas.

En las últimas iteraciones se exportaron las funcionalidades de la interfaz gráfica a un entorno de realidad virtual, esto incluye el cambio de posición de ventanas y menús, el procesamiento de entrada de los controles y la creación de un puntero para informar al usuario que elemento de la aplicación se está seleccionando.

d. Inteligencia Artificial

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Para la implementación de este módulo se usó un framework que provee Unity3D, llamado ML-Agents, que permite usar las escenas de simulación del motor como un entorno para el entrenamiento de agentes. Estos agentes se capacitaron usando un algoritmo de aprendizaje reforzado, por medio de una interfaz que provee ML-Agents entre Unity y la librería de inteligencia artificial para Python Tensor Flow

2.2.4 Integración del sistema

En esta fase de las iteraciones se enlazan los aspectos de la interfaz gráfica (FrontEnd) y la lógica de la aplicación (BackEnd). El uso de la arquitectura modelo vista controlador permitió aislar los desarrollos de la integración de los modelos, procesamiento de datos y control de los modelos 3D de los componentes de la interfaz gráfica de usuario y de cómo se reciben las entradas de los usuarios.

2.2.5 Evaluación

En esta etapa se corroboraron que las pruebas escritas para las funcionalidades de la aplicación se ejecutaran correctamente, y que la aplicación se compilara para las plataformas objetivo.

3 SIMULADOR VIRTUAL DE LA MECÁNICA RESPIRATORIA

En este capítulo se tratan las técnicas y metodologías empleadas para el desarrollo del simulador virtual de la mecánica respiratoria. Al comienzo se explicará el entorno y software usados para desarrollar el simulador. Luego se explica el tratamiento que se les hacen a los datos de entrada, y las variables que estos retornan. Además, se exponen los elementos que componen la interfaz gráfica del programa, cómo se organizan en la pantalla y cómo interactúan entre ellos. También se explica el módulo de gráficas, una parte del simulador que se encarga de mostrar al usuario las gráficas de presión, entrada y volumen que entran y salen de los modelos numéricos. Se exponen los detalles de cómo se adaptaron las señales del módulo de gráficas para integrarse con los modelos numéricos de la mecánica respiratoria. En la sección 5 se explica cómo se animaron los modelos 3D del sistema respiratorio. La sección 6 expone cómo se usó el MVC en el desarrollo de los simuladores. La sección 7 muestra los dispositivos usados y elementos desarrollados para exportar la lógica e imágenes del simulador a realidad virtual, y en la octava sección se explica cómo se usaron algoritmos de aprendizaje reforzado para ayudar a ajustar correctamente los parámetros

El simulador se desarrolló en el motor de videojuegos Unity3D, debido a que en este motor es sencillo crear interfaces gráficas para diferentes tamaños de pantallas, tiene soporte nativo para aplicaciones de realidad virtual y realidad aumentada, y permite compilar proyectos para múltiples plataformas, entre ellas Windows, Linux, Mac, IOS y Android (Unity3D, n.d.).

3.1 TIPIFICACIÓN DE LOS PACIENTES

El simulador de la mecánica respiratoria permite caracterizar el pulmón de un sujeto que se desee simular a partir de sus datos fisiológicos. La caracterización de los datos permite al programa describir la morfología y capacidades pulmonares del sistema respiratorio del sujeto, y a partir de los datos calculados con los parámetros de entrada del simulador se animan los modelos 3D del sistema respiratorio y se actualizan los modelos de la mecánica respiratoria.

Se recogen datos demográficos y fisiológicos del paciente que se desea simular, esto para suplir información a los modelos numéricos y mostrar características morfológicas y funcionales del sistema respiratorio mediante la interfaz gráfica. Los parámetros de entrada demográficos son el sexo, la altura (Ht) y la edad (A). Para describir las características fisiológicas y de la mecánica respiratoria de un paciente se deben de conocer los valores descritos en la Tabla 4, a los cuales el simulador les asigna un valor predeterminado antes de comenzar la simulación.

Tabla 4: Parámetros predeterminados del simulador

Variable	Valor	Unidad
----------	-------	--------

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Resistencia R	2	$cmH_2O/L/s$
Distensibilidad C	0.2	L/cmH_2O
Inertancia I	0.01	kg/m^4
Unidades alveolares simuladas n	10	Unidades
Relación inspiración espiración $I:E$	1:2	

El valor predeterminado de los parámetros de la Tabla 4 corresponden a resultados promedios obtenidos de la literatura, y en el caso de las unidades alveolares simuladas a una configuración del modelo no lineal de N-compartimientos. Estos parámetros pueden ser modificados por el usuario en tiempo de ejecución, y con ellos y las variables demográficas del paciente el simulador computa los parámetros generales de la fisiología pulmonar y la ventilación que se presentan en la Tabla 5.

Los otros valores que usa el simulador para describir el pulmón de un sujeto se calculan usando las ecuaciones que diferencian las capacidades pulmonares de los sexos, propuestas por Chatburn y Mireles-Cabodevila (Chatburn & Mireles-Cabodevila, 1985), y los valores descritos por Stocks y Quanjer (Stocks & Quanjer, 1995).

Tabla 5: Ecuaciones de los parámetros generales de la ventilación y la fisiología pulmonar

Peso corporal ideal hombre	IBW_m	$50 + (2.3(0.39370H_t) - 60)$
Peso corporal ideal mujer	IBW_f	$45 + (2.3(0.39370H_t) - 60)$
Frecuencia respiratoria	FR	$7.07 + 16A$
Tiempo espiratorio	T_e	$60E/(FR * (I + E))$
Tiempo inspiratorio	T_i	$60I/(FR * (I + E))$
Tiempo respirado	T_r	$60/FR$
Volumen tidal hombre	VT_m	$7.8 * IBW_m/1000$
Capacidad vital hombre	VC_m	$(48.1 * Ht - 20 * A - 2810)/1000$
Capacidad funcional residual hombre	FRC_m	$0.234 * Ht + 0.01 * A - 1.09$
Volumen residual hombre	RV_m	$0.0216 * Ht + 0.0207 * A - 2.84$

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Capacidad pulmonar total hombre	TLC_m	$0.0795 * Ht + 0.0032 * A - 7.33$
Volumen tidal mujer	VT_f	$6.6 * IBW_f/1000$
Capacidad vital mujer	VC_f	$(40.4 * Ht - 22 * A - 2350)/1000$
Capacidad funcional residual mujer	FRC_f	$2.24 * Ht/100 + 0.001 * A - 1.00$
Volumen residual mujer	RV_f	$0.0197 * Ht + 0.0201 * A - 2.421$
Capacidad pulmonar total mujer	TLV_f	$0.059 * Ht - 4.537$
Ventilación minuto	$\dot{V}E$	$VT * FR$
Ventilación alveolar	$\dot{V}A$	$Fr * (Vt - Vd * Vt)$
Capacidad inspiratoria	IC	$TLC - FRC$
Volumen de reserva inspiratorio	IRV	$IC - Vt$
Volumen de reserva espiratorio	ERV	$FRC - RV$

Los parámetros demográficos, los valores predeterminados, y los valores calculados por el simulador se muestran al usuario en los paneles de interacción de la interfaz gráfica. Al modificar alguno de los parámetros predeterminados o los valores fisiológicos de un paciente el simulador recalcula todos los datos que tipifican al sujeto, los muestra en la interfaz gráfica, los envía a los modelos numéricos y actualiza la animación de los modelos 3D. Esta interacción permite al usuario recrear escenarios clínicos ajustando las entradas del simulado, y estudiar qué sucedería en la mecánica ventilatoria al variar alguno de estos.

3.2 INTERFÁZ GRÁFICA

El simulador tiene 2 vistas principales: el menú de ingreso de datos y la vista de simulación. En el menú de ingreso de datos (Figura 13) el usuario digita los datos demográficos del paciente a simular: sexo, edad, altura y peso.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

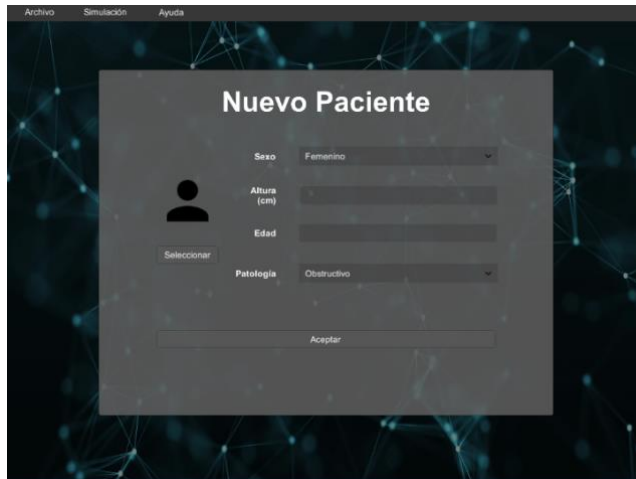


Figura 13: Menú de ingreso de datos

La interfaz gráfica de la vista de simulación se divide en las ventanas de gráficos, las ventanas de información e interacción y el modelo 3D animado del sistema respiratorio.

Las ventanas de gráficos muestran la señal de presión que recibe el modelo con el que se está haciendo la simulación, y las señales de salida de volumen y flujo que este devuelve.

En las ventanas de interacción y visualización se muestra la información demográfica del paciente que se recogió en el menú de ingreso de datos, y los datos de la fisiología pulmonar y las variables de la mecánica respiratoria del sujeto simulado. La frecuencia respiratoria, la relación inspiración espiración, la resistencia de la vía aérea, la distensibilidad, la inercia y el número de unidades alveolares simuladas pueden ser modificados en tiempo de ejecución. Al modificar un valor de entrada el simulador actualiza los parámetros del modelo numérico de la mecánica respiratoria, el cual a su vez actualiza las señales de salida que se muestran en las ventanas de gráficos.

Las ventanas de la aplicación pueden ser arrastradas alrededor de la pantalla, y se pueden esconder y restaurar por medio del panel de herramientas ubicado en la izquierda de la vista de simulación.

En el centro de la vista de simulación se encuentra el modelo 3D del sistema respiratorio, compuesto por los pulmones, la tráquea, el diafragma, las costillas, el esternón, la columna vertebral y la pelvis. La animación del modelo muestra el movimiento realizado por los elementos del sistema respiratorio durante la inspiración y la espiración. El simulador permite cambiar el modelo 3D del sistema respiratorio por un modelo 3D de la unidad

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

3D del sistema respiratorio no se interponga con al intentar seleccionar una ventana o las barras de herramientas

3.3 MÓDULO DE GRÁFICAS

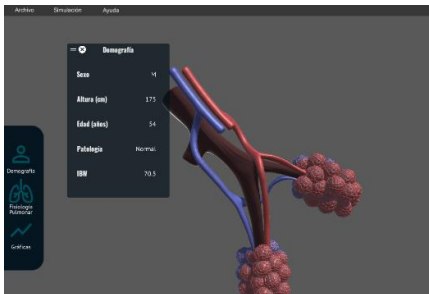


Figura 16: Modelo 3D alveolo

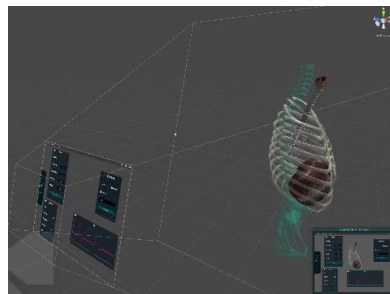


Figura 15: Vista elementos 2D

Para mostrar las señales de entradas y de salida de los modelos de la mecánica respiratoria lineal de una cavidad y no lineal de N cavidades se desarrolló un módulo de gráficas el cual enlaza la lógica de los simuladores con objetos de Unity3D, esto se logra mediante el uso de 3 componentes: las señales, el generador de señales y el tablero de visualización.

Las señales son los bloques de construcción para el módulo de gráficas, éstas son utilizadas por los otros componentes para mostrar la lógica de los modelos o construir otras señales más complejas. Las señales se definen por la interfaz señal, la cual implementan las clases que generan una señal específica. Una señal recibe un valor de tiempo (t) y devuelve un valor (y) que se calcula a partir del tiempo, cada señal tiene asociada una lista de propiedades, las cuales pueden ser modificadas por otras partes del módulo de gráficas o por el usuario para modelar la señal a una forma deseada, estas propiedades son: la amplitud de la onda (a), la frecuencia (f), el desplazamiento vertical (y_0), el desplazamiento horizontal (x_0) y el multiplicador de la señal (i), el cual indica si la señal se invertirá sobre el eje x . Se separaron las señales por la función que cumplen en el simulador, son: señales básicas, señales complejas y señales de salida (Figura 17).

Las señales básicas son clases que implementan la lógica de una forma de onda, la cual puede ser periódica o no, entre ellas: la señal cuadrada, la señal sinusoidal, la señal exponencial, etc. Las señales básicas no se muestran a los usuarios, pero se usan para generar señales más complejas.

Las señales complejas usan varias señales básicas e información del paciente que se está simulando para generar una nueva señal. La señal de presión que se ingresa a los modelos

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

de la mecánica respiratoria es una señal compleja, esta se genera a partir de una señal sinusoidal o cuadrada suavizada para modelar la presión dentro de los sacos alveolares durante la inspiración y una señal exponencial inversa para recrear la presión los alveolos en la expiración, los parámetros de estas señales se modifican de acuerdo a los datos del paciente para que la forma de la onda generada sea similar a una onda de presión positiva que envía un ventilador mecánico a los pulmones del sujeto. La ilustración 5 muestra una onda de presión modelada con las señales básicas cuadrada suavizada y exponencial.

Las señales de salida implementan las soluciones numéricas de los simuladores que se detallan en la sección 3.4. Las señales de salida usan la función de presión y los datos que tipifican a un paciente para calcular el volumen y el flujo de las unidades alveolares y de la vía aérea para un momento dado. En el simulador se crearon 4 señales de salida: una señal de volumen y una señal de salida de flujo para el modelo lineal y para el modelo no lineal de N-compartimientos.

El generador de señales llama a la clase SignalFactory (una implementación del patrón de diseño abstract factory para generar señales) para crear las señales que el tablero de gráficos le indique, y actúa como interfaz para que el tablero interactúe con las señales que éste grafica. El generador de señales recibe una lista de señales a generar, las instancia y luego en cada actualización de físicas del motor Unity3D evalúa cada una de las señales para el tiempo actual de la simulación, y devuelve las salidas de éstas al tablero de gráficos.

El tablero de gráficos es una clase la cual actúa como intermediador entre la lógica de las señales y Unity3D. El tablero de gráficos hereda de la clase MonoBehaviour, una clase que provee el motor de videojuegos para interactuar con la escena y otros GameObjects, y de esta manera recibe la lista de señales que se desea graficar con sus respectivas propiedades y los datos del sujeto simulado que entrega a las señales complejas y de salida. Esta clase se encarga también de graficar las señales en la escena de Unity3D, para esto emplea el generador de señales y el componente LineRenderer del Scripting API del motor de físicas, que se usa para dibujar líneas. Al inicio de la simulación el graficador crea tantos LineRenderers como señales se vayan a graficar, y luego en cada actualización de físicas, hace un llamado al generador de señales, que devuelve el valor de cada señal para el instante actual, luego, el graficador asigna cada uno de estos valores al LineRenderer correspondiente y elimina el valor más antiguo de cada LineRenderer, generando así las señales dentro de la escena del simulador. Cada tablero de gráficos tiene las siguientes propiedades: el valor inicial donde se evaluarán las señales, el valor final donde se evaluarán las señales, el número de puntos que tendrá cada LineRenderer (la resolución de las gráficas) y el tamaño de la línea de cada LineRenderer.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

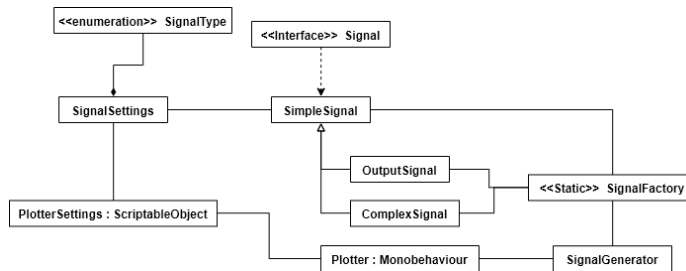


Figura 17: Diagrama de relaciones del módulo de gráficas

Para mostrar los resultados del módulo de gráficas en la capa 2D de la interfaz gráfica se asocia una cámara ortográfica a cada tablero de gráficas, y usando una textura de renderización se envía la señal de video de cada cámara a un RawImage, un componente del UI API de Unity 3D, que muestra la textura de renderización en tiempo real. Cada ventana de gráficos tiene un RawImage en sus componentes renderizando ya sea la señal de presión, de volumen o de flujo.

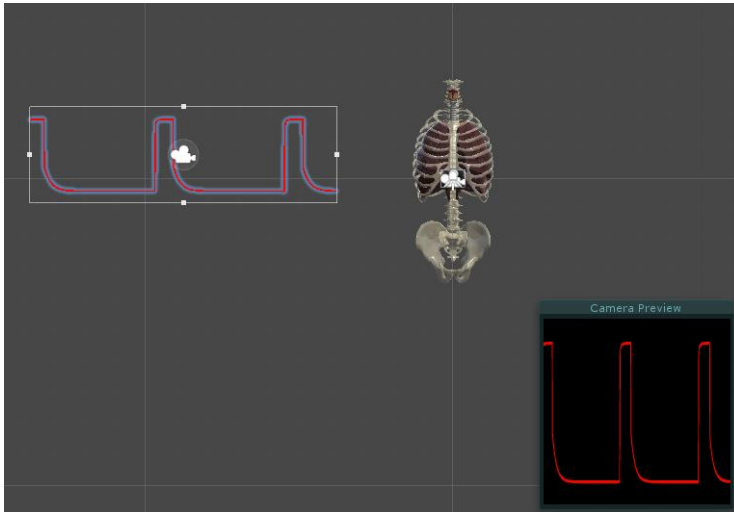


Figura 18: Montaje de cámara ortográfica para enviar la señal de presión a la interfaz gráfica

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

En el anexo 2 se presenta el diagrama de clases completo del módulo de gráficas.

3.4 INTEGRACIÓN CON MODELOS NUMÉRICOS DE LA MECÁNICA RESPIRATORIA

En el trabajo presentado por Sánchez (Sánchez, 2019) se describen soluciones numéricas para hallar el volumen y el flujo a partir del anterior valor de la presión, y el valor anterior del volumen y del flujo para los modelos lineal y no lineal de N-compartimientos, que se presentan a continuación.

3.4.1 Modelo lineal

$$V_{(t+1)} = \frac{P_{(t)} \Delta t^2 + V_{(t)}(\Delta t R + 2I - \Delta t^2 E) - I V_{(t-1)} - PEEP \Delta t^2}{(\Delta t R + I)}$$

Ecuación 9: Solución numérica modelo lineal de un compartimiento de la mecánica respiratoria

En esta ecuación se haya el volumen para el siguiente instante $V_{(t+1)}$, asumiendo una entrada de presión positiva, y con la condición inicial de que el volumen inicial sea igual a cero $V_0 = 0$.

3.4.2 Modelo no lineal de N-compartimientos

$$V_{total(t+1)} = \frac{\Delta t}{R_{total}} \left(P_{(t)} - \sum_{k=1}^n \left\{ E V_{i(t)} + R_i \left(\frac{V_{i(t+1)} - V_{i(t)}}{\Delta t} \right) \right\} \right) + V_{total(t)}$$

Ecuación 10: Solución numérica modelo no lineal de N-compartimientos de la mecánica respiratoria

El modelo no lineal de N-compartimientos considera un número indefinido (n) de unidades alveolares para simular la ventilación, se tiene como condición inicial que el volumen de cada unidad alveolar al iniciar la simulación debe de ser igual a cero $V_{i(t)} = 0$.

El flujo tanto para el modelo lineal como para el modelo no lineal de N-compartimientos se calcula como la diferencia de volúmenes en instante dado:

$$\dot{V}_{(t+1)} = \frac{V_{(t+1)} - V_t}{\Delta t}$$

Ecuación 11: Solución numérica volumen

Las señales de salida de volumen en el sistema respiratorio del módulo de gráficas implementan las soluciones numéricas expuestas para calcular el volumen en un instante

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

dado, el tablero de gráficas les entrega a estas señales la referencia a la señal de presión, la cual se instancia por medio del generador de señales y se evalúa para el tiempo actual. De igual manera la señal de salida de volumen recibe del tablero de gráficas una señal de volumen que instancia y evalúa usando el generador de señales.

3.4.3 Generación de la señal de presión

Para que los modelos numéricos de la mecánica respiratoria retornen valores semejantes a la realidad se les debe de ingresar una señal de presión similar a como lo haría un ventilador. Para simular el funcionamiento de la ventilación mecánica se creó una señal de presión positiva.

Para generar la señal de presión se usa el volumen tidal (VT), la distensibilidad del pulmón (C), el tiempo inspiratorio (T_i) y el tiempo espiratorio (T_e). La señal de presión utiliza ya sea una señal sinusoidal o una señal cuadrada suavizada para generar la forma de la onda durante la inspiración, y una señal exponencial para darle forma a la expiración. Al inicializar la señal compleja de presión se modifican las propiedades de las señales básicas que esta contiene para que la fase inspiratoria y espiratoria coincida con los tiempos inspiratorios y espiratorios del sujeto simulado, y tengan una amplitud acorde a su fisiología pulmonar.

La amplitud de la forma de la onda de la fase inspiratoria está dada como una relación entre el volumen tidal y la distensibilidad del pulmón (Ecuación 12).

$$A_i = \frac{VT}{C}$$

Ecuación 12: Amplitud onda inspiratoria

La amplitud de la forma de onda de la fase espiratoria se ajusta a partir de la amplitud de señal inspiratorio y el espacio muerto fisiológico (Ecuación 13).

$$A_e = (1 - VD) * A_i$$

Ecuación 13: Amplitud onda espiración

El espacio muerto indica el porcentaje del volumen total del pulmón que no se usa en el intercambio de gases.

La frecuencia de las ondas de inspiración y espiración dependen de la relación inspiración expiración del paciente a simular, si el paciente tarda más inspirando que expirando la frecuencia de las ondas se expresa como los expresado en las ecuaciones 14 y 15.

$$F_i = T_e^{-1}$$

Ecuación 14: Frecuencia onda inspiratoria para tiempos de inspiración mayores

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

$$F_e = \frac{20}{T_i + T_e}$$

Ecuación 15: Frecuencia onda espiratoria para tiempos de inspiración mayores

De lo contrario, si el paciente demora más en la expiración que en la inspiración las frecuencias de las ondas están dadas por las ecuaciones 16 y 17

$$F_i = (2T_i + T_r)^{-1}$$

Ecuación 16: Frecuencia onda inspiratoria para tiempos de expiración mayores

$$F_e = \frac{40}{T_i + T_e}$$

Ecuación 17: Frecuencia onda espiratoria para tiempos de expiración mayores

Cuando se evalúa la función de presión esta devuelve el valor de la señal sinusoidal o cuadrada suavizada para el periodo respiratorio actual.

3.5 ANIMACIÓN DE LOS MODELOS 3D

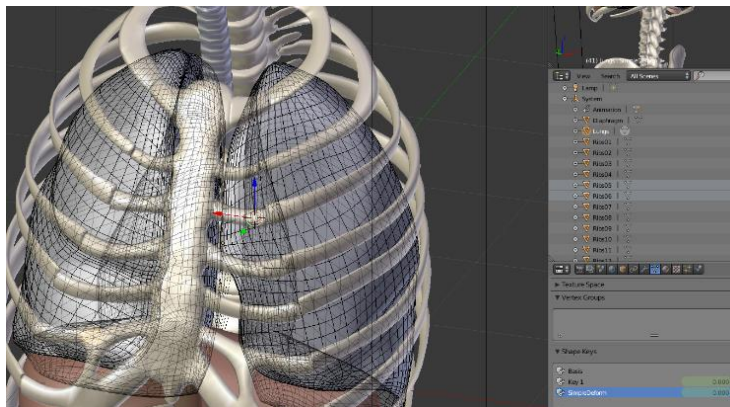


Figura 19: Animación del modelo 3D por fotogramas clave

El modelo 3D de los alveolos y el sistema respiratorio se animaron usando Blender®. Las animaciones se realizaron por medio de animación de fotogramas claves (Key Frame Animation), en la que se parte de un estado inicial de los modelos, a los que se le hacen

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

transformaciones ya sean de forma, posición, color, entre otros, y a cada una de estas transformaciones se les asocia un punto en el tiempo, luego el software de animación genera los fotogramas intermedios entre las transformaciones deseadas (fotogramas claves) por medio de interpolaciones (Calvert, 2016). En la esquina inferior derecha de la Figura 17 se muestran los índices de interpolación de la animación que genera Blender para animar el modelo. Para los modelos 3D del simulador las animaciones se crearon a 60 fotogramas por segundo (FPS).

Para los modelos 3D del sistema respiratorio y de la unidad alveolar se recreó el movimiento de sus estructuras durante la inspiración, de manera tal que el último fotograma clave mostrara a los modelos en el punto donde más volumen tienen y el estado inicial muestre a los modelos cuando tienen el mínimo volumen.

Al exportar las animaciones de los modelos a Unity3D el motor expone una variable con la cual se controla cuánto se deforma el modelo, la cual varía entre 0 y 1, donde 0 corresponde al estado inicial de la animación (Ilustración 18) y 1 aplica las transformaciones al modelo hasta llegar al último fotograma clave (Ilustración 19). El índice de deformación de los modelos pulmonares se asoció a la salida de volumen de los modelos numéricos de la mecánica respiratoria interpolando el valor de esta señal ente 0 y 1, lo que causa que cuando el modelo arroje el mínimo volumen en la simulación el índice de deformación este en 0 y cuando la salida de volumen sea máxima los modelos 3D se deformen en su totalidad y se muestren expandidos.

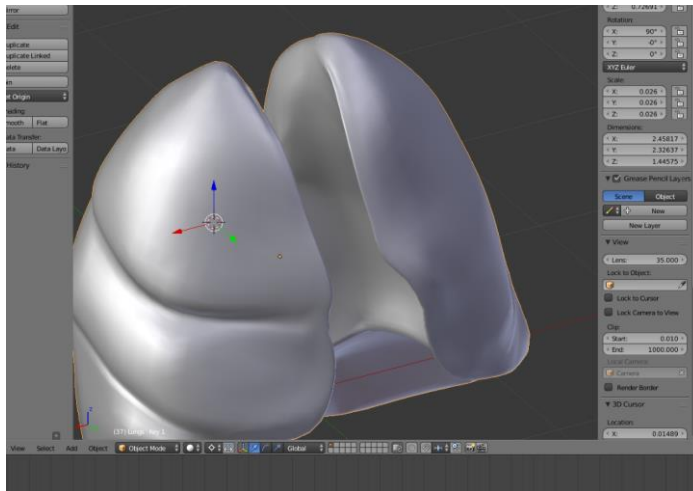


Figura 20: Modelo del pulmón en el fotograma inicial

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

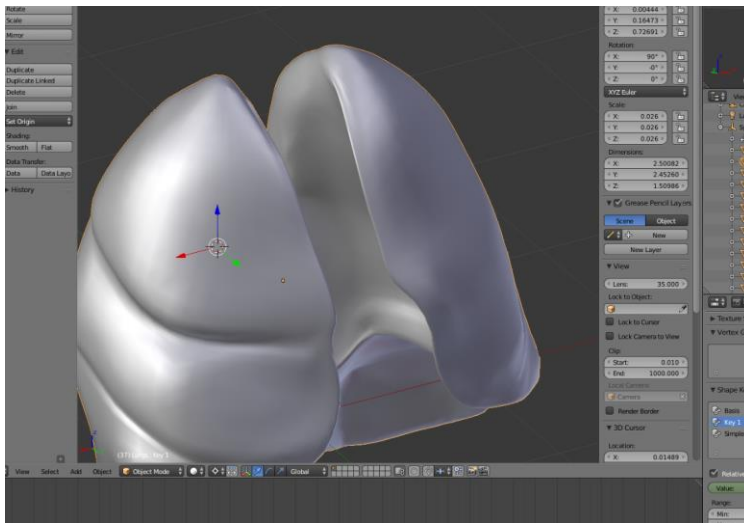


Figura 21: Modelo del pulmón en el fotograma final

3.6 INTEGRACIÓN CON EL MODELO VISTA CONTROLADOR

El simulador virtual de la mecánica respiratoria se desarrolló usando el paradigma modelo vista controlador, el cual se busca aislar la lógica de la aplicación de las vistas que se muestran y la manera en la que el usuario interactúa con el programa (KRASNER, 1988). El uso de este patrón de arquitectura permitió que el simulador se pudiera ejecutar como aplicación de realidad virtual y como aplicación tradicional, ya que la lógica del simulador por ejemplo el módulo de gráficas, el tratamiento de los datos de pacientes y la implementación de los modelos de la mecánica respiratoria se mantuvo aislada de manejo de los controladores: ratón y teclado, o casco de realidad virtual y controles.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

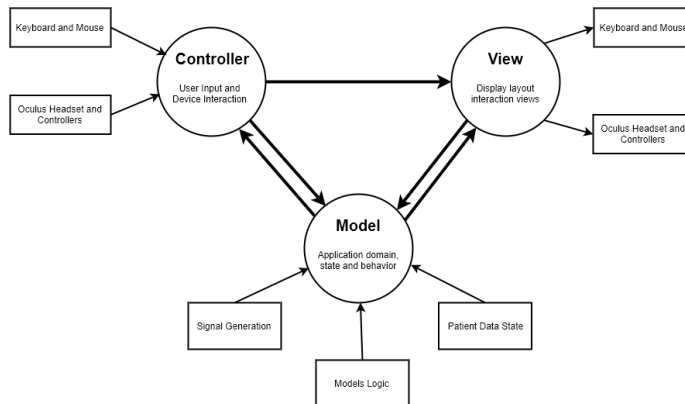


Figura 22: Modelo vista controlador en el simulador

En la ilustración 20 se muestra los componentes del simulador que pertenecen a cada capa de la modelo vista controlador.

3.7 ADAPTACIÓN PARA REALIDAD VIRTUAL

El simulador de la mecánica respiratoria se desarrolló como una aplicación tradicional primero y luego se adaptó para un entorno de realidad virtual. El uso del modelo vista controlador durante el desarrollo del simulador permitió usar la lógica (modelo) desarrollada previamente en la aplicación creada en realidad virtual sin la necesidad de hacer ningún cambio al código.

Se seleccionó el casco de realidad virtual Oculus® rift y los controles Oculus touch para desarrollar el simulador dado que Oculus provee librerías que facilitan el desarrollo de aplicaciones de realidad virtual en Unity3D.

Las vistas del software se modificaron para funcionar en un ecosistema tridimensional. En la aplicación tradicional las ventanas y menús de la interfaz gráfica están siempre a una distancia fija de la cámara principal de la escena de Unity3D, este montaje de la interfaz gráfica no es adecuado para una aplicación de realidad virtual dado que tener elementos de UI siguiendo la cabeza del usuario dificulta la lectura de texto y causa fatiga visual (Oculus, n.d.).

En el simulador de la mecánica respiratoria en realidad virtual se desacoplaron las ventanas y menús de la interfaz gráfica de la cámara principal y se acomodaron alrededor de la escena junto con los otros GameObjects para facilitar que el usuario enfoque el texto en éstos.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

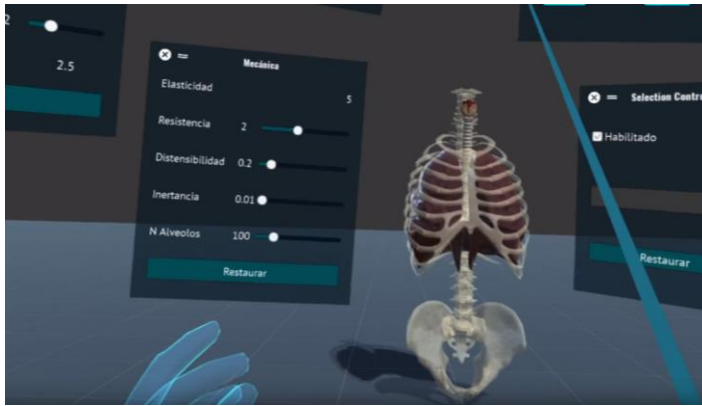


Figura 23: Vista de simulación en VR

La interfaz del simulador en realidad virtual se distribuye de la misma manera que el simulador para ambientes tradicionales: tiene dos vistas principales, una donde se recogen los datos del paciente y otra donde se muestran los modelos 3D del sistema respiratorio y se interactúa con los modelos numéricos de la mecánica respiratoria. Se reemplazaron los campos donde se modifican los valores de entrada para los modelos por sliders, dado que es complicado usar un teclado en realidad virtual.

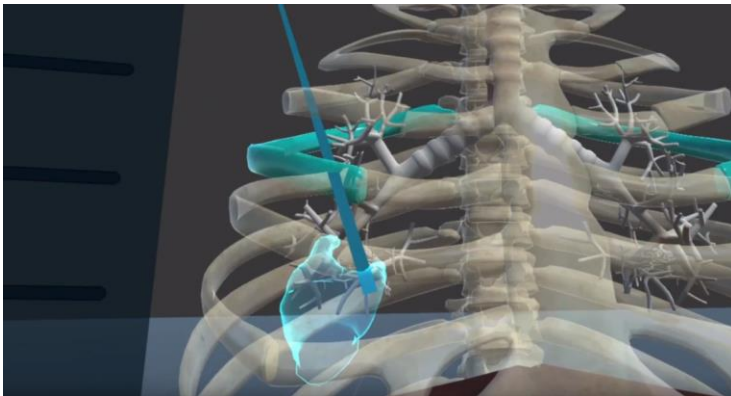


Figura 24: Interacción con el modelo 3D del sistema respiratorio en VR

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Para interactuar con la interfaz gráfica del simulador en la aplicación de realidad virtual se usan los oculus touch, estos controles envían al software la posición y la pose de las manos del usuario, las cuales se muestran al usando modelos 3D. Usando el API de OVRInput se desarrolló un señalador el cual se muestra cada vez que el usuario apunta con sus manos a un elemento de la interfaz gráfica, este genera una línea la cual facilita saber a qué elemento del simulador se está apuntando. El señalador funciona de manera similar al ratón en la aplicación tradicional del simulador, y al presionar en el gatillo principal de los controles se pueden seleccionar las partes de los modelos 3D, mover las ventanas de la interfaz gráfica alrededor de la escena, y modificar los valores de entrada de los simuladores.

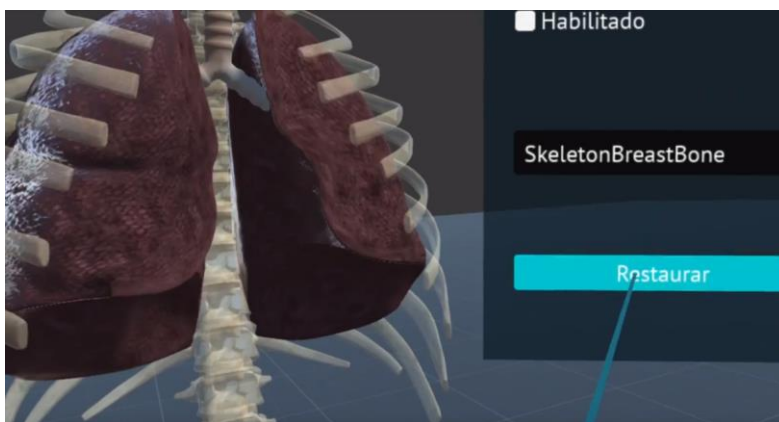


Figura 25: Interacción con la interfaz gráfica en VR

3.8 INTELIGENCIA ARTIFICIAL

El simulador cuenta con un algoritmo de inteligencia artificial, con el cual se busca apoyar el uso del simulador en entornos clínicos. El algoritmo ayuda a establecer los valores óptimos para algunos parámetros de la ventilación mecánica como la presión en la vía aérea.

Complicaciones respiratorias como el síndrome de dificultad respiratoria aguda, y la lesión pulmonar agudas se atienden con ventilación mecánica. Pero, la VM puede ocasionar lesiones asociadas a la ventilación (VILI) a los pacientes que se estén tratando (Combes, Fanelli, Pham, & Ranieri, 2019). Las VILI se pueden presentar cuando se usa un ventilador mecánico con volúmenes muy bajos o con volúmenes muy altos.

La VILI ocasionadas por ventilar a volúmenes muy altos, se genera debido a una distensión alveolar regional llamada volotrauma. El volotrauma está asociado con una presión transpulmonar alta (P_{TP}). Por otro lado, la VILI asociada a un volumen pulmonar bajo, se

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

debe a una tensión tisular local y lesión por cizallamiento del parénquima, causada por la apertura y cierre repetitivo de los alvéolos y las vías respiratorias conocido como atelectrauma, el cual ocurre cuando hay un aumento de P_{TP} (Henderson, Chen, Amato, & Brochard, 2017).

Estrategias como la ventilación protectora pulmonar se han empleado para prevenir las VILI. La ventilación protectora pulmonar consiste en limitar el volumen corriente, la presión de meseta y los incrementos de PEEP, y establecer una relación entre el volumen total del pulmón y el PEEP que se ajuste a las características del paciente.

Usando el módulo de inteligencia artificial, el simulador estima el valor de presión en la entrada de la vía aérea para el sujeto que se esté ventilando. La estimación del valor de la presión se hace partiendo del modelo lineal de un solo compartimiento (Ecuación 7), y usa los datos que tipifican al paciente para determinar el V_T al que debería estar su pulmón. Este proceso permite evitar una posible distensión alveolar, lo que resulta útil para la ventilación protectora pulmonar.

3.8.1 Implementación en Unity3D

Se implementó un algoritmo de aprendizaje reforzado por medio de la librería de Unity ML-Agents. El algoritmo tiene como objetivo establecer un valor de presión en la vía aérea que permita mantener el volumen total (V_T) de un sujeto simulado a partir de la caracterización de su sistema respiratorio.

Las observaciones para este modelo son el valor objetivo, que se define como el V_T del sujeto simulado y los parámetros de ventilación mecánica de resistencia y distensibilidad. Adicionalmente, el algoritmo emplea una técnica de optimización de políticas proximales (POO), que se recompensa al agente cuando la diferencia entre la estimación de la presión y el objetivo es menor a 0.1.

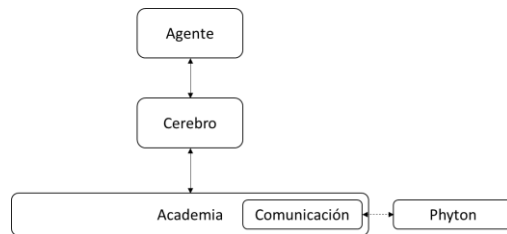


Figura 26: Diagrama de bloques del entorno de entrenamiento

El objetivo del módulo de inteligencia artificial es hacer que el agente aprenda las acciones que maximizan su recompensa, éste, mediante entrenamiento iterativo, encuentra las acciones que maximizan su recompensa. La tabla Tabla 6 describe los componentes de la

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

escena de Unity y de la lógica del simulador asociados a cada elemento del algoritmo de aprendizaje no reforzado

Tabla 6: Componentes de Unity3D y el simulador involucrados en el aprendizaje no reforzado

Observaciones	- Volumen corriente (VT) objetivo del paciente - Resistencia (R) - Distensibilidad (C) - La presión que calcula el agente (P)
Agente	Un GameObject presente en la escena de Unity, que calcula diferentes presiones a partir de la resistencia y la distensibilidad del paciente simulado, y es recompensado por la señal de recompensa.
Acciones	Las modificaciones que hace el agente a la resistencia, la distensibilidad y el volumen.
Señal de recompensa	valor escalar que indica que tan bien está realizando la estimación el agente. Se recompensa al agente al devolver una señal positiva cuando la diferencia entre la presión real y la estimada fuera menor a 0.1, de lo contrario la señal toma valores negativos.
Cerebro	encapsula la lógica para tomar las decisiones para el agente, es decir es el encargado de recibir las observaciones y recompensas del agente y devuelve la acción, en este caso es un objeto vacío que solo contiene el código de ejecución del entrenamiento.
Academia	organiza el proceso de observación y toma de decisiones. En este objeto se especifican los parámetros del entorno como la calidad de reproducción y la velocidad con la que se ejecuta el entorno. Adicionalmente, cuenta con el componente que permite comunicar Unity con Python y TensorFlow.

3.8.2 Entrenamiento

En la fase de entrenamiento del modelo el objeto cerebro toma control de la escena de simulación y actúa como interfaz entre TensorFlow y Unity3D, éste envía las posiciones y valores que toman los otros objetos en la escena como: la presión que sugiere el agente y los elementos que representan las observaciones. Luego de que se cumpla el objetivo del entrenamiento ML-Agents genera un modelo de TensorFlow, con el que el agente puede hacer predicciones de la presión sin necesidad de hacer un entrenamiento iterativo. En la Figura 27 se observa el entorno generado para el entrenamiento. En la parte central de la imagen se observa una esfera que representa el agente y el valor de la presión que se estima, para un valor de volumen objetivo que se representa mediante el cubo. Adicionalmente, se visualiza de forma continua, los valores de cambio de la presión

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

estimada, la presión objetivo y demás variables en el panel de información (lateral izquierdo) y las gráficas de presión en forma continua (magenta: valor objetivo, azul: valor estimado).



Figura 27: Entorno de entrenamiento

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

4 PRESENTACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

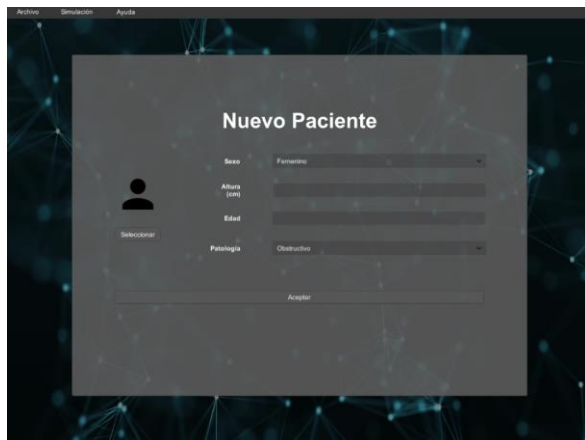
Comentado [IBC1]: Aquí debes poner igual una introducción

En este capítulo se presentan los resultados que se obtuvieron durante el desarrollo del simulador, y se expone la herramienta computacional. También se discuten los resultados obtenidos y se destacan los valores relevantes. Está dividido en dos partes, en la primera se exponen los resultados de la interfaz gráfica y en la segunda se analizan los valores generados del entrenamiento del algoritmo de aprendizaje reforzado.

4.1 INTERFAZ GRÁFICA SIMULADOR MECÁNICA RESPIRATORIA

En la secuencia de figuras de la 28 a la 37 se presenta el flujo que realiza un usuario en la aplicación para simular la ventilación de un paciente. La aplicación inicia con un menú de ingreso de datos (Figura 28), el cual se llena con los valores del sexo, altura y edad del sujeto a simular. La aplicación valida que los datos ingresados sean correctos (Figura 29) y los envía a la vista de simulación, donde se procesan dichos datos antes de iniciar la simulación y se calculan los valores pulmonares y de la mecánica de la respiratoria para el paciente.

Código de campo cambiado



The image shows a screenshot of a web application interface titled "Nuevo Paciente". The interface is dark-themed with a background of glowing blue nodes and lines. On the left, there is a silhouette of a person. The main form contains the following fields: "Sexo" with a dropdown menu set to "Femenino", "Altura (cm)" with a text input field containing "1.70", "Edad" with a text input field containing "30", "Patología" with a dropdown menu set to "Obstructiva", and a "Aceptar" button at the bottom.

Figura 28: Ingreso de datos

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

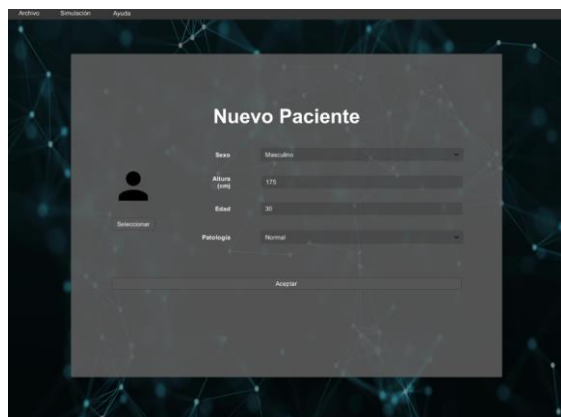


Figura 29: Menú de datos con datos de paciente

En la Figura 30 se muestra el estado inicial de la vista de simulación, donde se presenta el modelo 3D del pulmón con su respectiva animación. Por medio del panel de control lateral el usuario puede activar las ventanas de la aplicación, en las figuras 31 y 32 se muestran las ventanas de interacción y de gráficos que desplegó el usuario. Los valores de las variables pulmonares desplegados en la interfaz gráfica fueron calculados con los parámetros predeterminados del simulador.



Figura 30: Vista de simulación con modelo 3D del sistema respiratorio animado

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

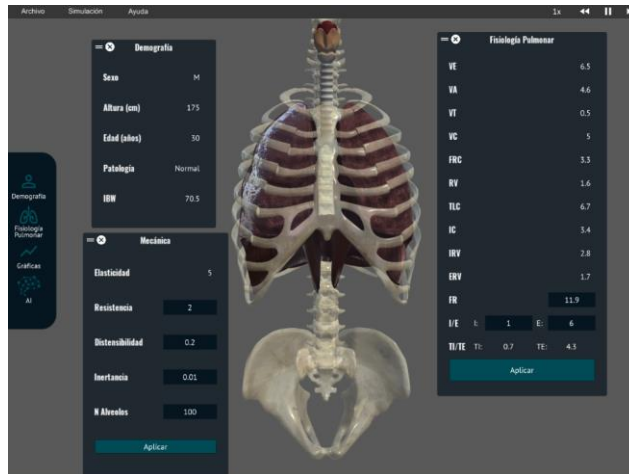


Figura 31: Vista de simulación con ventanas de interacción y visualización



Figura 32: Vista de simulación con ventanas de interacción y ventanas de gráficas

Una de las ventajas del sistema es que permite modificar los datos de entrada de los modelos numéricos y ver los cambios que eso puede provocar en el funcionamiento del pulmón, lo cual puede comprobarse con los resultados que se muestran en las gráficas. En la figura 33 se muestra como al modificar los parámetros de entrada de resistencia, relación inspiración-espriación e inercia en tiempo de ejecución, se actualizan los datos de la mecánica respiratoria y la fisiología pulmonar en la interfaz gráfica. Igualmente se puede

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ver el respectivo cambio en las señales de presión, volumen y flujo, que actualizan la animación de los modelos 3D.

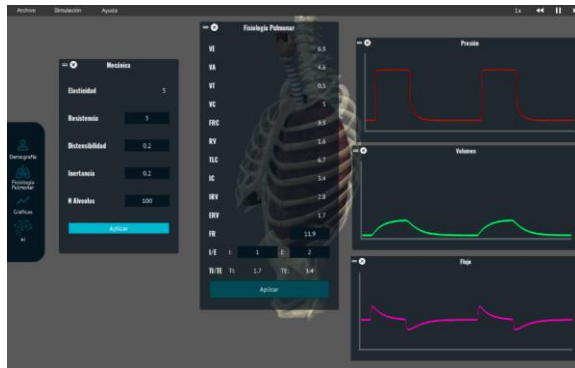


Figura 33: Vista de simulación, modificación de los parámetros de entrada

El usuario puede interactuar con los modelos 3D de las escenas por medio de una ventana desplegable, la cual se muestra en las Figuras 34 y 35. El panel muestra el nombre de los elementos seleccionados de los modelos 3D, y permite esconder, restaurar y cambiar la opacidad de cada uno.

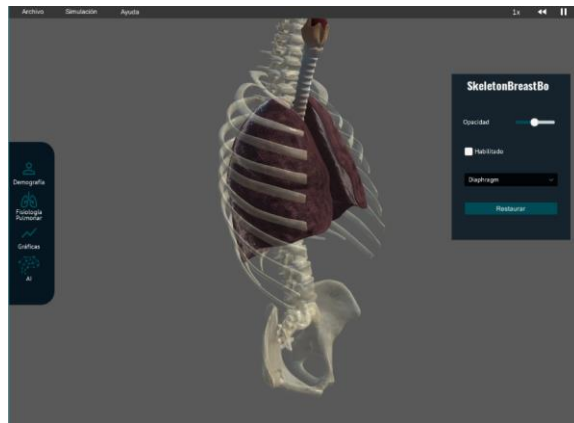


Figura 34: Vista de interacción con modelo 3D del sistema respiratorio y ventana desplegable de interacción

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

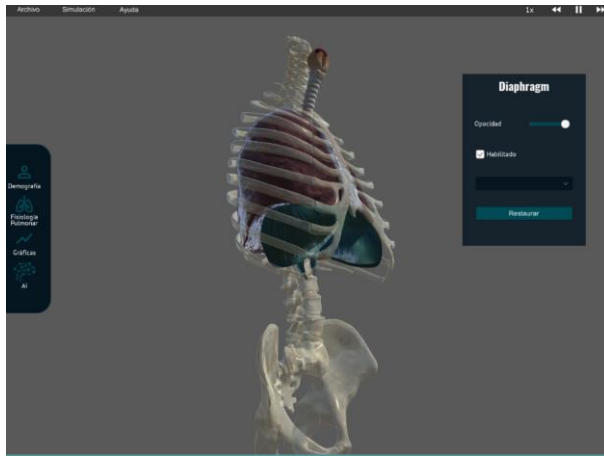


Figura 35: Vista de simulación, restauración de componente del sistema respiratorio

La Figura 36 presenta la vista de simulación con el modelo 3D de los bronquiolos y la unidad alveolar.

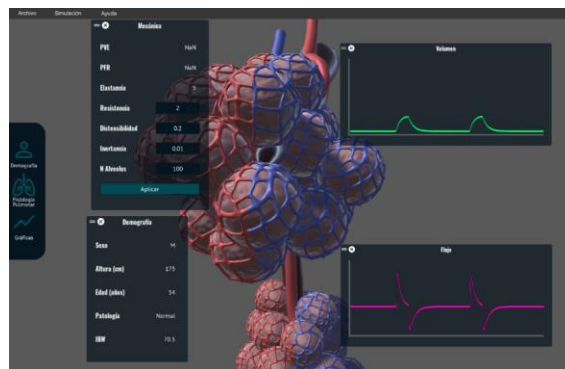


Figura 36: Vista de simulación, modelo 3D unidad alveolar

Como se había dicho anteriormente, el sistema tiene un módulo de Inteligencia Artificial, en el que se utiliza un algoritmo de aprendizaje reforzado, que permite calcular la presión ideal en la vía aérea para un sujeto dado. La Figura 37 muestra la señal de la presión generada por el algoritmo de aprendizaje reforzado entrenado con TensorFlow y ML-Agents. En esta gráfica se muestra la señal de presión (línea azul), que un agente entrenado propone para

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

mantener constante el volumen tidal del paciente simulado, y la compara con la señal de presión (línea roja) que arroja el modelo lineal de un compartimiento para un sujeto con las mismas características pulmonares.

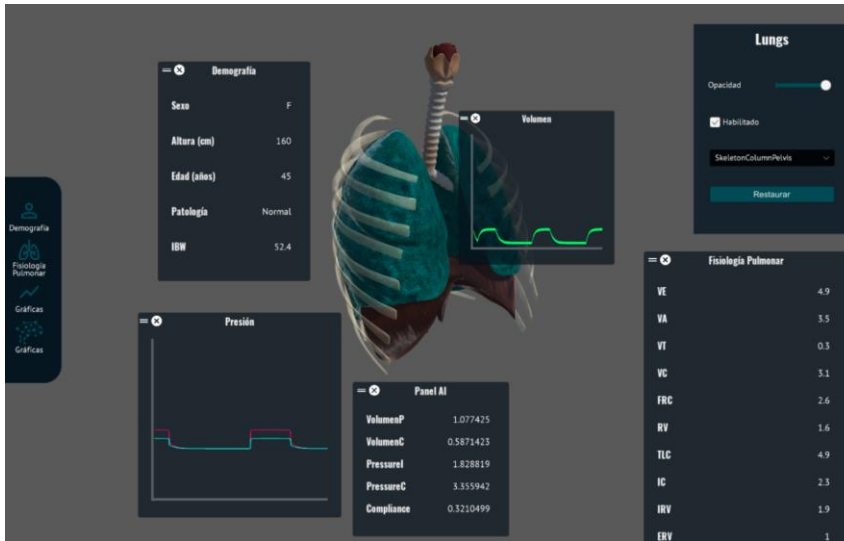


Figura 37: Resultado salida de presión del modelo de aprendizaje reforzado en la vista de simulación

El simulador virtual de la mecánica respiratoria permite al usuario interactuar con modelos tridimensionales del sistema respiratorio y con los modelos numéricos de la mecánica respiratoria. El software puede recibir los comandos del usuario por medio de dispositivos de entrada y salida (I/O) tradicionales y de realidad virtual. A través de la modificación de los parámetros presentados en la interfaz gráfica el usuario puede indagar acerca de la mecánica respiratoria en ambientes controlados, y ver el efecto que éstos causan en el pulmón.

Los movimientos de los modelos tridimensionales se generan deformando sus mallas de puntos de acuerdo con el volumen simulado de un sujeto dado, para esto se empleó animación por fotogramas clave. Esto genera un valor agregado al simulador, pues al imitar el comportamiento del pulmón cuando se hace un cambio en un parámetro de ventilación se puede comprender el fenómeno de la mecánica respiratoria sin poner en riesgo la vida de pacientes.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

4.2 INTELIGENCIA ARTIFICIAL

El entrenamiento para los agentes del modelo no reforzado se hizo con TensorFlow usando un algoritmo de optimización de políticas proximales (PPO). Por medio de TensorFlow se generó una red neuronal que encuentra la curva de regresión ideal. Los hiperparámetros de la red neuronal empleada se presentan en la Tabla 7.

Tabla 7: Hiperparámetros de la red neuronal para el modelo de aprendizaje no reforzado

Parámetro	Valor	Descripción
<i>batch_size</i>	1024	Numero de experiencias utilizadas para una iteración de gradiente descendente
<i>buffer_size</i>	10240	Numero de experiencias que deben recopilar los agentes antes de realizar el proceso de aprendizaje
<i>learning_rate</i>	$3.0e^{-4}$	Establece la frecuencia de actualización del gradiente descendente en cada paso
<i>epsilon</i>	0.2	Umbral de divergencia entre políticas antiguas y nuevas durante la actualización del gradiente
<i>gamma</i>	0.99	Al factor de descuento para futuras recompensas
<i>lambda</i>	0.95	Parámetro para la estimación de la política proximal
<i>num_layers</i>	2	Numero de capas ocultas de la red
<i>hidden_units</i>	128	Valor de nodos que hay en cada capa oculta de la red neuronal
<i>time_horizon</i>	64	Es la cantidad de pasos de experiencia antes de agregarlo a la base de conocimiento
<i>max_steps</i>	$5.0e^{-4}$	Cantidad máxima de iteraciones de la simulación que se ejecutan durante el entrenamiento

El entrenamiento del agente de la escena de Unity3D se demoró 12 minutos y 32 segundos, en los que se realizaron 50000 iteraciones. Se utilizó *TensorBoard* para hacer el análisis del entrenamiento.

Se obtuvieron múltiples estadísticas del entrenamiento, en la Figura 38 se puede observar la recompensa acumulada por cada iteración para el agente.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

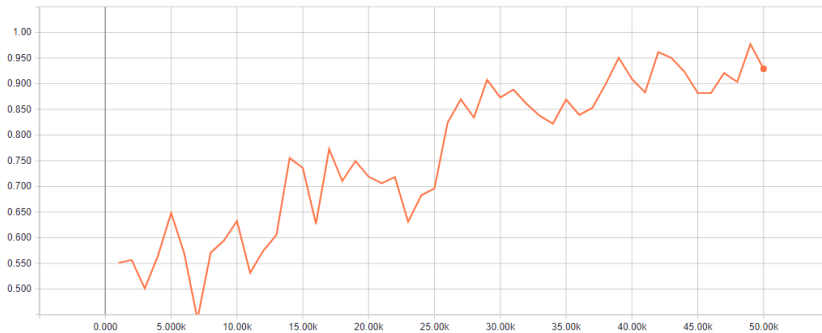


Figura 38: Recompensa acumulada por cada iteración de aprendizaje

La gráfica muestra una tendencia creciente, lo que indica que en promedio el agente aprende a calcular la presión que se ajusta a un VT apropiado de una mejor manera por cada iteración de entrenamiento.

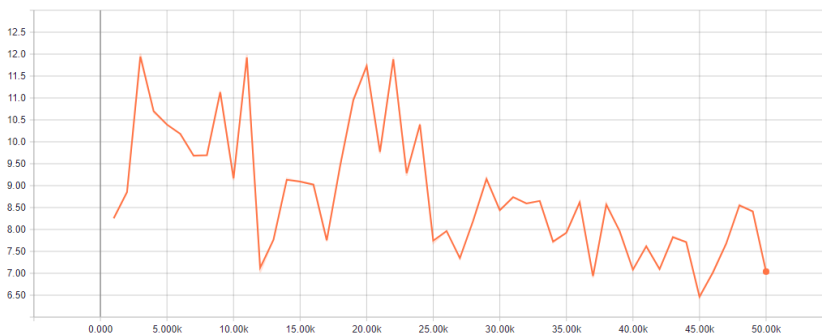


Figura 39: duración media de cada episodio de entrenamiento

En la Figura 39 se expone el tiempo promedio que se demoró una iteración del entrenamiento para los agentes. Al inicio del entrenamiento el tiempo de las iteraciones presenta una variación alta, lo que indica que una aleatorización alta para la toma de decisiones del modelo, a medida que avanza el entrenamiento el tiempo por iteración presenta una tendencia descendente, lo que al final del entrenamiento el agente demoraba menos predecir la presión adecuado para el sujeto simulado.

La Figura 40 relaciona la política del aprendizaje reforzado con la entropía, esto indica qué tan aleatorias son las acciones que toma el agente. La tendencia descendente de la gráfica

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

indica el mejoramiento en el ajuste de los pesos de los nodos de la red neuronal, que se refleja decisiones más acertadas de los agentes a medida que avanza el entrenamiento.

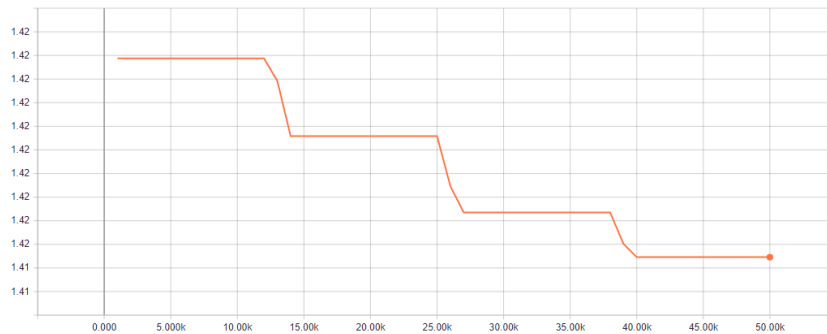


Figura 40: Entropía por iteración de aprendizaje

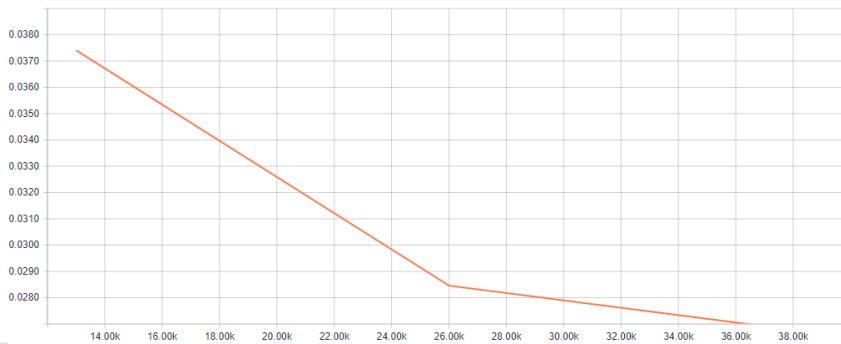


Figura 41: Perdidas de la política por cada iteración de entrenamiento

La magnitud de la pérdida de la política de optimización se muestra en la Figura 41. Este valor indica cuánto cambió la política por iteración (proceso para decidir las acciones). La disminución que se observa en la figura indica que a medida que se incrementan las iteraciones de entrenamiento el algoritmo presenta menos cambios para su proceso de toma de decisiones.

Los resultados presentados demuestran la aleatoriedad del algoritmo, y el mejoramiento de la toma de decisiones del agente (aprendizaje) durante el entrenamiento.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

El aprendizaje reforzado permite establecer parámetros de una manera inteligente, con la capacidad de adaptarse a las condiciones y características de cada persona, contribuyendo así, en el campo de la medicina personalizada.

Encontrar los parámetros adecuados para los ventiladores mecánicos es un reto para los profesionales de la salud, por lo tanto, sistemas que usan técnicas de inteligencia artificial pueden ser herramientas para apoyar el proceso de la estimación de estos parámetros.

En el simulador de la mecánica respiratoria se implementaron técnicas de aprendizaje reforzado que estiman la presión positiva en la vía aérea que se aplica a un sujeto simulado que presenta alguna patología.

El propósito de encontrar el valor correcto es no exceder el rango de volumen corriente que soportan los pulmones del sujeto simulado, de acuerdo con su morfología y la patología que presente. Exceder o disminuir más de la cuenta el rango del volumen corriente le puede generar volutrauma o biotrauma al paciente, y por esto en la industria se han implementado estrategias como la ventilación protectora.

Según los resultados obtenidos a partir del entrenamiento del agente que estima la presión que se debe inducir en la vía aérea de un paciente, se evidencia que los algoritmos de aprendizaje reforzado, como el presentado en este trabajo, pueden ser de utilidad en el área clínica para estimar parámetros que debe de introducir el personal médico en los ventiladores mecánicos. Aunque en el simulador solo se estime un parámetro, este procedimiento puede ser extendido a demás datos de entrada que se configuran en los ventiladores.

Una ventaja del uso de algoritmos de aprendizaje reforzado es que no necesitan datos para su entrenamiento y el entorno se comienza a crear a partir de los datos individualizados del sujeto simulado.

Por último, podría ser de utilidad la creación de una interfaz simulador-ventilador, por medio de la cual se utilicen los datos de un paciente intubado para hacer simulaciones. Esto podría ayudar al personal médico a estimar los parámetros óptimos para la ventilación del paciente. Además se puede utilizar como una herramienta para el entrenamiento y la enseñanza del personal encargado del manejo de ventiladores mecánicos.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

5 CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES

Este trabajo presenta una metodología para crear simuladores de la mecánica respiratoria con interfaces gráficas en ambientes tridimensionales siguiendo el patrón de arquitectura modelo vista controlador. Se utilizaron los modelos numéricos lineal de un solo compartimiento y no lineal de n compartimientos de la mecánica respiratoria como modelos lógicos del simulador.

El simulador desarrollado muestra modelos tridimensionales de las estructuras del sistema respiratorio y de la unidad alveolar, los cuales se animaron usando animación por fotogramas clave. Interpolando linealmente la señal de volumen se sincronizó la animación de los modelos 3D del simulador con la frecuencia respiratoria del paciente simulado.

Se creó un tablero de gráficas que permite mostrar las señales de entrada y salida de los modelos de la mecánica respiratoria, y se expuso un método para generar la señal de presión a partir de los datos que tipifican a un paciente y formas de onda más sencillas, con las que se modela la fase inspiratoria y espiratoria de la respiración.

Por otra parte, se desarrolló un algoritmo basado en una técnica de inteligencia artificial para la estimación de la presión de entrada en la vía aérea, según la caracterización de un sujeto simulado.

Se presenta también la forma de exportar el simulador de la mecánica respiratoria a un entorno de realidad virtual y las modificaciones de hardware y software necesarias para esto.

REFERENCIAS

- Aguilar, L. (1992). Elasticity, viscosity and plasticity. *Developments in Geotechnical Engineering*, 68(C), 136–172. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-98822-5.50008-9>
- Anderson, D. J. (2010). *Kanban: Successful Evolutionary Change for Your Technology Business* (1st ed.). Washintong: Blue Hole Press.
- Anderson, M., Tansel, H., Zhonghua, L., Luciana P., N., & Suvrano, D. (2010). Using the PhysX engine for Physics-based Virtual Surgery with Force Feedback. *NCBI*, 5(3), 341–353. <https://doi.org/10.1002/rcs.266>.Using
- Bates, J. (2009). *Lung Mechanics An inverse Modelling Approach*.
- Calvert, T. (2016). Approaches to the representation of human movement: Notation, animation and motion capture. In *Springer Tracts in Advanced Robotics* (Vol. 111, pp. 49–68). Springer Verlag. https://doi.org/10.1007/978-3-319-25739-6_3
- Carvalho, B., Soares, M. M., Neves, A., Soares, G., & Lins, A. (2016). Virtual reality devices applied to digital games a literature review. *Ergonomics in Design: Methods and Techniques*, (July), 125–141. <https://doi.org/10.1201/9781315367668>
- Chatburn, R. L., & Mireles-Cabodevila, E. (1985). *Handbook of Respiratory Care. Critical Care Medicine* (Vol. 13). <https://doi.org/10.1097/00003246-198502000-00025>
- Chatburn, R. L., & Mireles-Cabodevila, E. (2011). *Handbook of Respiratory care* (Third Edit).
- Chopine, A. (2012). *3D Art Essentials: The fundamentals of 3D Modeling and Animation*. *הנטע עלון* (1st ed., Vol. 66). Oxford: Elsevier.
- Combes, A., Fanelli, V., Pham, T., & Ranieri, V. M. (2019). Feasibility and safety of extracorporeal CO2 removal to enhance protective ventilation in acute respiratory distress syndrome: the SUPERNOVA study. *Intensive Care Medicine*. <https://doi.org/10.1007/s00134-019-05567-4>
- Cosma, G., Brown, D., Archer, M., Khan, M., & Pockley, A. G. (2017). A survey on computational intelligence approaches for predictive modeling in prostate cancer. *Expert Systems with Applications*, 70, 1–19.
- Dräger. (2018). Knowledge base. Retrieved from https://www.draeger.com/en_aunz/Hospital/Knowledge
- Engineers, I. of E. and E. (2008). Especificacion de Requisitos segun el estandar de IEEE 830, 27.
- Española, R. A. (2018). Diccionario de la lengua Española. Retrieved October 21, 2019,

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

from <https://dle.rae.es/?id=VH7cofQ>

Galitz, W. O. (2007). *The Essential Guide to User Interface Design*.

GNU Foundation. (2004). GUI Definition. Retrieved October 21, 2019, from <http://www.linfo.org/gui.html>

Hamet, P., & Tremblay, J. (2017). Artificial intelligence in medicine ☆. *METABOLISM CLINICAL AND EXPERIMENTAL*, 9, 4–8. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.metabol.2017.01.011> 0026-0495/©

Hamilton Medical. (2018). Hamilton G5. Retrieved from <https://www.hamilton-medical.com/.static/HAMILTON-G5/start.html>

He, Z., & Zhao, Y. (2011). Modeling in Respiratory Movement Using LabVIEW and Simulink. *History*.

Henderson, W. R., Chen, L., Amato, M. B. P., & Brochard, L. J. (2017). Respiratory Mechanics in Acute Respiratory Distress Syndrome. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 196(7), 822–833. <https://doi.org/10.1164/rccm.201612-2495CI>

IEEE. (1998). IEEE Recommended Practice for Software Requirements Specifications. *IEEE Std 830-1998*. <https://doi.org/10.1109/IEEESTD.1998.88286>

Ikeda, N., Yoshimura, A., Hagiwara, M., Akata, S., & Saji, H. (2013). Three dimensional computed tomography lung modeling is useful in simulation and navigation of lung cancer surgery. *Annals of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 19(1), 1–5. <https://doi.org/10.5761/atcs.ra.12.02174>

Isasi Viñuela, P., & Galván León, I. M. (2004). *Redes de Neuronas Artificiales. Un enfoque práctico*. Madrid: Pearson Education.

Jiménez-Posada, L. D., & Lopez-Isaza, S. (2018). *Simulador Físico de la Biomecánica respiratoria*. Universidad EIA.

Jiménez, L. D., & López, S. (2018). *Simulador Físico De La Biomecánica Respiratoria*. Universidad EIA.

Juliani, A., Berges, V., Vckay, E., Gao, Y., Henry, H., Mattar, M., Lange, D. (2018). Unity: A General Platform for Intelligent Agents.

Juliani, A., Henry, H., & Lange, D. (n.d.). Unity : A General Platform for Intelligent Agents, 1–18.

KRASNER, G. (1988). A cookbook for using the Model-View-Controller user interface

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

paradigm in Smalltalk-80. *Journal of Object-Oriented Programming*, 1(3), 26–49.

Levitzky, M. G. (2007). *Levitzky's Pulmonary Physiology (Lange Physiology)-McGraw-Hill Medical (2007). Lange physiology series pulmonary physiology*.
<https://doi.org/10.1036/0071437754>

Lino, J. A., Gomes, G. C., Sousa, N. D. S. V. C., Carvalho, A. K., Diniz, M. E. B., Viana Junior, A. B., & Holanda, M. A. (2016). A Critical Review of Mechanical Ventilation Virtual Simulators: Is It Time to Use Them? *JMIR Medical Education*, 2(1), e8.
<https://doi.org/10.2196/mededu.5350>

Lumb, A. B., & Pearl, R. G. (2017). *Respiratory Physiology Nunn ' S Applied Respiratory (8th ed.)*.

Maury, B. (2013). *The Respiratory System in Equations*. Springer.
<https://doi.org/10.1007/978-88-470-5214-7>

Milic-Emili, J. (1998). *Applied physiology in respiratory mechanics (Topics in, Vol. 250)*. Springer. <https://doi.org/10.1007/978-88-470-2928-6>

Nakagawa, B. T., Penteado, R. V. S., Tsuzuki, M. S. G., Tori, R., Takimoto, R. Y., Martins, T. C., ... Iwasawa, T. (2017). Virtual Reality of Animated Lung with Internal Structures. *IFAC-PapersOnLine*, 50(1), 15151–15156.
<https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2017.08.2258>

Neumovent. (2014). Simulador. Retrieved from
<https://neumovent.com/es/project/simulador/>

NIH. (2016). Modelado Computacional. Retrieved from
<https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/modelado-computacional>

O'reilly. (n.d.). Keyframe Animation.

Oculus. (n.d.). User Interface Guidelines. Retrieved from
<https://developer.oculus.com/documentation/mobilesdk/0.6/concepts/mobile-ui-guidelines-intro/>

Palés Argullós, J. L., & Sancho, Gomar, C. (2010). El Uso De Las Simulaciones En Educación Médica. *Teoría de La Educación, Educación y Cultura En La Sociedad de La Información*, 11(2), 147–169. Retrieved from
http://campus.usal.es/~revistas_trabajo/index.php/revistatesi/article/view/7075/7108%0A

Pérez, M. J. (2012). *Guía Comparativa de Metodologías Ágiles*. Universidad de Valladolid. Retrieved from <https://uvadoc.uva.es/bitstream/10324/1495/1/TFG-B.117.pdf>

Peter Radermacher, Salvatore Maurizio Maggiore, and A. M. (2017). Gas Exchange in

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- Acute Respiratory Distress Syndrome Peter. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 196(7), 822–833. <https://doi.org/10.1164/rccm.201612-2495CI>
- Sanchez-ocampo, M., Bonet, I., Lopez-isaza, S., & Jimenez-posada, L. D. (2019). Nonlinear N-compartments Model of Respiratory Mechanics Considering Viscoelasticity , Inertia and Surface Tension Properties ., 1–12.
- Sánchez, M. M. (2019). *Simulador Virtual Del Pulmón Utilizando Técnicas De Inteligencia Artificial*. EIA University.
- Santhanam, A. P., Hamza-Lup, F. G., & Rolland, J. P. (2007). Simulating 3-D lung dynamics using a programmable graphics processing unit. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 11(5), 497–506. <https://doi.org/10.1109/TITB.2006.889679>
- Santhanam, A. P., Imielinska, C. I., Davenport, P., Kupelian, P., & Rolland, J. P. (2008). Modeling real-time 3-D lung deformations for medical visualization. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 12(2), 257–270. <https://doi.org/10.1109/TITB.2007.899489>
- Sherman, W. R., & Craig, A. B. (2003). *Understanding Virtual Reality: Interface, Application, and Design*. *Understanding Virtual Reality: Interface, Application, and Design*. <https://doi.org/10.1162/105474603322391668>
- Stava, R. M. (1995). Medical applications of virtual reality technology. *Medical Devices and Systems*, 19(3), 18-1-18–23.
- Stocks, J., & Quanjer, H. (1995). Reference values for residual volume, functional residual capacity and total lung capacity: ATS Workshop on Lung * Volume Measurements Official Statement of the European Respiratory Society. <https://doi.org/10.1183/09031936.95.08030492>
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2013). *Principios de Anatomía y Fisiología*. (E. M. Panamericana, Ed.) (13th ed.).
- Tsuzuki, M. S. G., Takase, F. K., Gotoh, T., Kagei, S., Asakura, A., Iwasawa, T., & Inoue, T. (2009). Animated solid model of the lung constructed from unsynchronized MR sequential images. *CAD Computer Aided Design*, 41(8), 573–585. <https://doi.org/10.1016/j.cad.2007.10.001>
- Unity3D. (n.d.). Unity - Manual: VR overview. Retrieved October 19, 2019, from <https://docs.unity3d.com/Manual/VROverview.html>
- Vidal, F. P., & Villard, P. F. (2016). Development and validation of real-time simulation of X-ray imaging with respiratory motion. *Computerized Medical Imaging and Graphics: The Official Journal of the Computerized Medical Imaging Society*, 49, 1–15.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

<https://doi.org/10.1016/j.compmedimag.2015.12.002>

Weinberger, S. E., Cockrill, B. A., & Mandel, J. (2019). *Principles of pulmonary medicine* (7th ed.). Elsevier.

Wilkins, R. L., Stoller, J. K., & Scanlan, C. L. (2003). *Egan's Fundamentals of respiratory care* (Eighth).

XLUNG. (2018). Simulador Xlung 2.0. Fortaleza. Retrieved from <https://simulation.xlung.net/en/xlung/demo>

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Anexo 1: Análisis de requerimientos

En esta sección se presentan los requerimientos planteados para el desarrollo del simulador, siguiendo el estándar IEEE 830 (Engineers, 2008).

Estos requerimientos se identificaron a partir de una revisión de la literatura, donde se tuvieron en cuenta los modelos, principios matemáticos y diseño de software utilizados en simuladores de mecánica ventilatoria publicados en el área y existentes en el mercado. Adicionalmente, se realizan consultas a expertos en el área con el fin de determinar las principales características que debía tener el simulador.

1. Introducción

A continuación, se definen los requerimientos de software para un programa que simule el funcionamiento del pulmón en estado normal, teniendo en cuenta la mecánica pulmonar.

1.2 Ámbito

El simulador virtual de la mecánica respiratoria es una herramienta computacional, que permite reproducir el comportamiento del pulmón e interactuar con este por medio de una interfaz gráfica tridimensional, usando dispositivos de entrada y salida tradicionales como ratones, teclados y monitores, y dispositivos de I/O de VR: cascos de realidad virtual y controles. El programa muestra dos modelos del sistema respiratorio, uno de los músculos, órganos y otras estructuras cercanas al pulmón, y otro los bronquiolos y las unidades alveolares. Los modelos 3D se animan desde el simulador a partir de los datos del sujeto y se sincronizan con la frecuencia respiratoria de los modelos que se estén ejecutando durante la simulación.

El software implementa dos modelos numéricos de la respiración para simular el funcionamiento del pulmón durante la respiración, el primero es el modelo lineal de la mecánica respiratoria, el cual es una aproximación simplificada para calcular las presiones dentro del pulmón, y el segundo es el modelo no lineal de N-compartimientos, este modelo considera las propiedades resistivas por cada generación de la vía aérea de una manera independiente, al igual que las propiedades elásticas, viscoelásticas, friccionales, inerciales y de tensión superficial, las cuales se caracterizan para cada compartimento alveolar a simular.

2. Descripción general

2.1 Perspectiva del producto

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

El simulador virtual de la mecánica respiratoria es una aplicación para computadora. Tiene interfaz gráfica de usuario, intercambia datos con modelos numéricos de pulmones, y muestra modelos 3D del sistema respiratorio

2.2 Funciones del producto

Las funciones que debe realizar el simulador se pueden clasificar de la siguiente manera:

- Registro y procesamiento de datos de paciente a simular
- Configuración de parámetros: pueden ser modificadas por el usuario para interactuar en tiempo de simulación con el modelo y generar vistas del pulmón mediante gráficas y animaciones.
- Visualización: la interfaz gráfica debe ser tipo “*responsive*”, debe mostrar gráficas en tiempo continuo y se podrá reorganizar el posicionamiento de los módulos de la interfaz gráfica a gusto del usuario.
- Sincronización: la interfaz gráfica debe mostrar los modelos 3D del sistema respiratorio y animarlos de acuerdo a las salidas de los modelos numéricos.

2.3 Características del usuario

El simulador será utilizado por profesionales de la salud e ingeniería con conocimientos básicos en VM.

2.4 Restricciones generales

El simulador es desarrollado en *Unity*, motor de físicas que utiliza un lenguaje de programación orientado a objetos (*C#*) para controlar los eventos de las simulaciones y conecta con librerías de simulación física y generación de interfaces gráficas que permiten realizar las animaciones y la solución de ecuaciones.

2.5 Suposiciones y dependencias

3 Requerimientos específicos

3.1 Requerimientos funcionales

Tabla 8. Requerimientos menú de usuario

Requerimiento	ID	Descripción	Criterio de aceptación
---------------	----	-------------	------------------------

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Tabla 9. Requerimientos menú configuración inicial

Requerimiento	ID	Descripción	Criterio de aceptación
	SMI2	<p>Como: Usuario.</p> <p>Quiero: seleccionar un nuevo paciente.</p> <p>Para poder crear un nuevo entorno de simulación.</p>	<p>- Generar ventana para cargar datos del nuevo paciente</p>
	SMI3	<p>Como: Usuario.</p> <p>Quiero: cargar datos iniciales de una nueva simulación.</p> <p>Para poder: crear un nuevo paciente.</p>	<p>- Inicialización de modelo con parámetros predeterminados</p> <p>- Se permite al usuario adicionar datos iniciales del modelo.</p> <p>- Validación de información ingresada.</p> <p>- Carga de modelo a la base de datos.</p>

Tabla 10. Requerimientos simulación

Requerimiento	ID	Descripción	Criterio de aceptación
Simulación	SIP1	<p>Como: Usuario.</p> <p>Quiero: iniciar una simulación.</p> <p>Para poder: ejecutar el modelo del simulador con los parámetros generados.</p>	<p>- Ejecutar simulación con los datos del nuevo paciente.</p> <p>- Ejecutar simulación con datos almacenados previamente.</p>
	SIP2	<p>Como: Usuario.</p> <p>Quiero: pausar simulación.</p> <p>Para poder: observar cambios en el modelo.</p>	<p>- Tiempo de espera de ejecución del simulador.</p> <p>- Inicio de la simulación en el punto anterior.</p> <p>- Reiniciar simulación.</p>

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

	SIP5	<p>Como: Usuario.</p> <p>Quiero: cargar nuevo paciente.</p> <p>Para poder: generar una nueva simulación.</p>	<p>- Reiniciar parámetros del simulador.</p>
	SIP10	<p>Como: Desarrollador.</p> <p>Quiero: integrar los modelos con la interfaz gráfica.</p> <p>Para poder: observar de manera continua los cambios del sistema.</p>	<p>- Integración del sistema.</p> <p>- Pruebas de funcionamiento.</p>

Tabla 11. Requerimientos interfaz gráfica

Requerimiento	ID	Descripción	Criterio de aceptación
Interfaz gráfica	INT1	<p>Como: Usuario.</p> <p>Quiero: Modificar el diseño de la interfaz gráfica.</p> <p>Para poder: ajustar el UI a mis necesidades.</p>	<p>- Se manejan los módulos como unidades separadas.</p> <p>- Se guarda el último diseño utilizado.</p>
	INT2	<p>Como: Usuario.</p> <p>Quiero: Ver las gráficas relevantes a la mecánica respiratoria.</p> <p>Para poder: Obtener información relevante de la simulación.</p>	<p>- Presión.</p> <p>- Volumen.</p> <p>- Flujo.</p> <p>- Combinación de señales.</p>
	INT3	<p>Como: Desarrollador.</p> <p>Quiero: validar campos de ingreso de información.</p>	<p>- Campos validados en la interfaz gráfica.</p>

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

	<p>Para poder: evitar problemas al momento de iniciar la simulación.</p>	
INT4	<p>Como: Usuario.</p> <p>Quiero: Visualizar el pulmón en funcionamiento.</p> <p>Para poder: ver la mecánica respiratoria.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Renderizado de las mallas. - Animación acorde al modelo.
INT5	<p>Como: Usuario.</p> <p>Quiero: Seleccionar partes específicas del pulmón.</p> <p>Para poder: tener un mejor entendimiento de la mecánica respiratoria.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Se muestran los nombres de las secciones. - Se resalta la sección seleccionada.
INT6	<p>Como: Usuario.</p> <p>Quiero: poder rotar, desplazar y orbitar alrededor del modelo del pulmón.</p> <p>Para poder: visualizar el modelo de maneras más cómoda.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Rotar en un espacio dado, sin restricción de ángulo. - Mover sin salirse de los márgenes de la pantalla. - La cámara orbita y se puede variar el nivel de <i>zoom</i> de esta.
INT7	<p>Como: Usuario.</p> <p>Quiero: Visualizar los alvéolos.</p> <p>Para poder: entender mejor la mecánica respiratoria.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Renderizado de mallas. - Generación de los clústeres de alveolos.
INT8	<p>Como: Usuario.</p> <p>Quiero: Administrar los datos de los pacientes.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Se actualiza la base de datos de pacientes

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

	Para poder: cuadrar errores o eliminar datos de los pacientes
--	--

3.2 Requerimientos de interfaces externos

3.2.1 Interfaces de usuario

El sistema presentará una interfaz de usuario sencilla e intuitiva que sea de fácil manejo para los usuarios del sistema. Estará constituida por un conjunto de ventanas, botones, listas y campos de texto. Además, deberá presentar un sistema de ayuda para que los mismos usuarios del sistema se les facilite el manejo del simulador.

3.2.2 Interfaces de hardware

- Procesador: Intel i5 / AMD FX 8350 o superior.
- Memoria: 4GB de RAM.
- Tarjeta gráfica NVIDIA GTX 1060 / AMD R9 290 o superior.
- Adaptador de red.
- Ratón.
- Teclado.

3.2.3 Interfaces de software

- Sistema operativo Windows 10 de 64 bits

3.2.4 Interfaces de comunicación

- La aplicación tendrá acceso al procesamiento en la nube mediante protocolos estándares en internet, siempre que sea posible.
- Se deberá tener comunicación con bases de datos externas para los procesos de almacenamiento y carga para las simulaciones.

3.2.5 Requerimientos de rendimiento

- **Desempeño:** El sistema debe garantizar a los usuarios un alto rendimiento en cuanto a gráficas, animaciones y procesamiento de datos en tiempo de simulación, ofreciendo confiabilidad en la información generada.

3.2.6 Atributos del sistema

- **Seguridad**

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- El sistema debe garantizar a los usuarios seguridad con respecto a la información que se maneja en el sistema.
- Facilidad al acceso a la información de las simulaciones realizadas.
- Facilidades y controles para permitir el envío de la información para el procesamiento en la nube.
- **Mantenimiento**
 - El sistema deberá contar con un manual de instalación, técnico y de usuario para facilitar las operaciones de mantenimiento.
 - El administrador del sistema deberá tener acceso a las pruebas unitarias de los métodos para pruebas de funcionamiento.
- **Portabilidad**

el sistema será implementado bajo el sistema operativo de Windows 10.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

