

UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA, URUGUAY

SIMVENT-DOCEO

Estudio, especificación, desarrollo, prueba y documentación de un sistema original para verificar ventiladores mecánicos y para entrenamiento de la ventilación mecánica, como requerimiento parcial para la unidad curricular “Proyecto de Grado” de la Carrera de Ingeniero en Computación.

ESTUDIANTES

Fabián Ferreira Quepfert
Santiago Gómez

TUTOR

Prof. Ing. Franco Simini

**NIB - Núcleo de Ingeniería Biomédica
de las Facultades de Medicina e Ingeniería**

mayo 2012 - agosto 2016

Agradecimientos

A Laura, nuestras familias, y amigos, que nos apoyaron, aconsejaron y tuvieron paciencia durante todo el transcurso del proyecto.

A Franco Simini por su constante predisposición, apoyo y paciencia.

A los compañeros que crearon **SIMVENT** y nos enseñaron cómo utilizarlo: Federico Bliman, Valentina Ramírez, Juan Pablo Braga y Martín Cáceres.

A los compañeros de **SIMVENT-ENTRENA**, Gonzalo Carballo y Adrián Monkas, que nos acompañaron en Ing. de Muestra 2014 y nos ayudaron a “resucitar” a **SIMVENT** después de la misma.

Al personal del Hospital de Clínicas, que siempre nos abrió y autorizó a ingresar al Núcleo de Ing. Biomédica fuera de hora y fines de semana.

Resumen

Actualmente la ventilación mecánica es una estrategia terapéutica que consiste en reemplazar o asistir mecánicamente la ventilación pulmonar espontánea cuando ésta es inexistente o ineficaz para la vida, siendo la ventilación pulmonar el intercambio de gases entre los pulmones y la atmósfera.

SIMVENT-DOCEO es un programa de escritorio implementado en Java que entrega parámetros de operación al robot **SIMVENT** y le permite al usuario ensayar estrategias de ventilación mecánica, y evaluar su efecto sobre el robot **SIMVENT**. También permite realizar verificaciones de ventiladores mecánicos, utilizando a **SIMVENT** como banco de pruebas.

Este proyecto comenzó con el estudio del estado del arte en los sistemas de simulación de pulmones y pacientes respiratorios. Luego, a lo largo del mismo, se estudiaron los fenómenos de la ventilación mecánica y el intercambio de gases en sangre, y en base a esto se generó un modelo matemático que utiliza las presiones arteriales de oxígeno y de dióxido de carbono como indicadores del estado de vida del paciente en cada momento, y por ende de la eficacia de las estrategias de ventilación mecánica. Este modelo fue construido teniendo en cuenta el modelo de pulmón RC (resistencia / complacencia) de **SIMVENT**.

Al ver la evolución de la mecánica respiratoria y de presiones de los gases en sangre, la simulación (en tiempo real y en tiempo acelerado) es de utilidad tanto en el aprendizaje como en el cuarto médico, para fijar conductas para pacientes reales. Al final de cada sesión **SIMVENT-DOCEO** genera un resumen de evaluación docente y de verificación del ventilador, ambos en formato CDA, donde los parámetros de configuración de la sesión son ingresados por el usuario.

A su vez, se construyó un simulador software del robot **SIMVENT**, el cual permitió a **SIMVENT-DOCEO** funcionar independientemente del hardware. Para esto, se debió diseñar un modelo matemático que simule el modelo respiratorio mecánico del hardware, basado en la especificación del mismo modelo RC de **SIMVENT**, de tal forma que los valores obtenidos por el simulador software fueran similares.

El simulador no solo debió simular el comportamiento respiratorio de **SIMVENT**, sino también de los ventiladores mecánicos a los cuales el robot es conectado habitualmente, por lo que debió construirse un modelo que simule un ventilador simplificado. Se le agregó además la posibilidad de funcionar en un modo acelerado, permitiendo simular, por ejemplo, una hora de terapia en un minuto real.

Finalmente, se estudió el caso de un paciente real, y se compararon los datos del paciente real con los resultados obtenidos en dos simulaciones, una con **SIMVENT** y otra con el simulador software, configurando en ambos casos los mismos valores en los parámetros del paciente y del ventilador. También se realizó una comparación entre las gráficas y valores obtenidos simulando un paciente normal, tanto con **SIMVENT-DOCEO** como con el software original de

SIMVENT. Los resultados obtenidos fueron positivos en términos generales. El sistema se puede utilizar como guía o apoyo en la enseñanza de la ventilación mecánica, con ciertas consideraciones y limitaciones. El modelo del paciente debe ser revisado, ampliado y ajustado para simular más fielmente un paciente real, pero también debe ser mejorado el hardware en general, o avanzar en la creación de un nuevo prototipo.

En base a estos resultados, se analizaron las debilidades, fortalezas del sistema y el modelo planteado, y se sugirieron mejoras para incorporar tanto en el modelo del paciente como en el hardware del robot **SIMVENT**, de tal manera de mejorar la fiabilidad y precisión de la simulación.

PALABRAS CLAVE

Mecánica ventilatoria, simulación docente, simulación de paciente, simulación de pulmón, respiración espontánea, verificación de ventilador, **SIMVENT**, **SIMVENT-DOCEO**.

ÍNDICE

ÍNDICE DE TABLAS.....	6
1 INTRODUCCIÓN.....	7
1.1 MOTIVACIÓN.....	7
1.2 OBJETIVOS GENERALES DEL PROYECTO.....	7
1.3 ORGANIZACIÓN DEL DOCUMENTO.....	7
1.4 INTRODUCCIÓN AL TEMA MÉDICO.....	8
2 ESTADO DEL ARTE Y ANTECEDENTES.....	9
2.1 SIMULADOR DE PULMÓN MECÁNICO HULUNG.....	9
2.2 LABORATORIO VIRTUAL DE SIMULACIÓN RESPILAB.....	11
2.3 SIMULADOR DE PACIENTE RESPIRATORIO ASL5000.....	13
2.4 SIMULADOR DE PULMÓN MECÁNICO SIMVENT-ENTRENA.....	17
2.5 MV-TRAINER.....	17
2.6 SIMBioSys.....	18
2.7 SIMULADORES DE PULMÓN PASIVOS DE UN COMPARTIMIENTO.....	19
2.8 ESTUDIO COMPARATIVO DE SIMULADORES.....	24
2.9 CONCLUSIONES RESPECTO A OTROS SIMULADORES.....	26
3 COMPUTACIÓN EN TIEMPO REAL.....	27
3.1 SISTEMA DE TIEMPO REAL.....	27
3.2 ARQUITECTURA DIRIGIDA POR EVENTOS.....	27
3.3 FLUJO DE LOS EVENTOS.....	27
4 CLINICAL DOCUMENT ARCHITECTURE	29
5 ESPECIFICACIÓN DEL PROYECTO.....	29
5.1 REQUERIMIENTOS HEREDADOS DE SIMVENT.....	30
5.2 REQUERIMIENTOS FUNCIONALES.....	30
5.3 REQUERIMIENTOS NO FUNCIONALES.....	31
6 SIMULADOR DE PACIENTE SIMVENT.....	32
6.1 RESTRICCIONES DEL MODELO DE PULMÓN DE SIMVENT.....	32
6.2 DATOS ENVIADOS DESDE EL SIMULADOR HACIA EL PROGRAMA.....	32
6.3 DATOS ENVIADOS DESDE EL PROGRAMA HACIA EL SIMULADOR.....	33
6.4 VERIFICACIÓN DE VENTILADORES MECÁNICOS.....	34
6.5 RESPIRACIÓN ESPONTÁNEA.....	35
6.6 INFORME DE ENSAYO DE VENTILADOR MECÁNICO.....	35
6.7 INFORME DE VISUALIZACIÓN DE CURVAS DE VENTILADOR MECÁNICO.....	36
7 FISIOLOGÍA RESPIRATORIA DESDE EL PUNTO DE VISTA DE LA SIMULACIÓN.....	37
7.1 PROCESOS RESPIRATORIOS.....	37
7.2 VENTILACIÓN MECÁNICA.....	37
7.3 VENTILACIÓN ALVEOLAR.....	38

8 VENTILACIÓN MECÁNICA PARA LA SIMULACIÓN DE PACIENTES.....	41
8.1 VENTILADORES MECÁNICOS Y SU FUNCIONAMIENTO.....	41
8.2 VARIABLES DE CONTROL.....	41
8.3 VENTILACIÓN CONTROLADA POR VOLUMEN.....	41
8.4 VENTILACIÓN CONTROLADA POR PRESIÓN.....	41
8.5 VARIABLES DE FASE.....	42
8.6 INTERFAZ CON EL OPERADOR.....	42
9 SIMULACIÓN PARA LA ENSEÑANZA.....	43
9.1 FUNCIONAMIENTO EN ALTO NIVEL.....	43
9.2 MODELOS DE APARATO RESPIRATORIO, PACIENTE Y ENTORNO.....	43
9.3 MODELO DEL APARATO RESPIRATORIO.....	44
9.4 MODELO DEL ENTORNO.....	45
9.5 MODELO DEL VENTILADOR MECÁNICO.....	45
9.6 MODELO DEL PACIENTE.....	45
9.7 MODELO DEL ESTADO DE VIDA DEL PACIENTE.....	46
9.8 PACIENTES TÍPICOS	48
9.9 REGISTRO DE SESIÓN.....	49
9.10 SISTEMA DE RECOMENDACIONES DEL MODO ASISTIDO.....	49
9.11 INSPIRACIÓN ESPONTÁNEA.....	51
10 VERIFICACIÓN DE VENTILADORES MECÁNICOS.....	52
10.1 FUNCIONAMIENTO EN ALTO NIVEL.....	52
10.2 VALORES A VERIFICAR.....	52
10.3 PROCEDIMIENTO DE VERIFICACIÓN.....	52
11 INFORMES DE SIMULACIÓN.....	54
11.1 INFORME DE SIMULACIÓN DOCENTE.....	54
11.2 INFORME DE VERIFICACIÓN DE VENTILADOR MECÁNICO.....	55
12 SIMULADOR SOFTWARE DE SIMVENT.....	57
12.1 FUNCIONAMIENTO EN ALTO NIVEL.....	57
12.2 MODELO DE LA REALIDAD.....	57
12.3 SIMULACIÓN ACCELERADA.....	60
12.4 LIMITACIONES.....	60
13 DECISIONES DE DISEÑO.....	62
13.1 MODULARIZAR COMPONENTES DENTRO DE LAS CAPAS VERSUS IMPLEMENTAR CADA CAPA EN UN SOLO COMPONENTE.....	62
13.2 CONECTARSE A SIMVENT A DEMANDA VERSUS CONECTARSE A SIMVENT MANUALMENTE.....	62
13.3 EMPEZAR DE CERO VERSUS BASARNOS EN EL CÓDIGO YA EXISTENTE DE SIMVENT.....	62
13.4 DEFINIR PARÁMETROS A NIVEL DE COMPONENTES VERSUS DEFINIR PARÁMETROS A NIVEL DE APLICACIÓN.....	62
13.5 LIMITAR EL SIMULADOR DE SIMVENT VERSUS CONCENTRARSE EN EL SIMULADOR DE SIMVENT.....	62
14 DISEÑO DEL SOFTWARE DE SIMVENT-DOCEO.....	63
14.1 ARQUITECTURA DEL SOFTWARE.....	63

14.2 MÓDULOS DE SOFTWARE.....	63
14.3 DISEÑO DE UN SISTEMA DE TIEMPO REAL.....	65
14.4 PERSISTENCIA DE LA SESIÓN DE SIMULACIÓN.....	66
14.5 INFORMES DE SIMULACIÓN.....	66
15 IMPLEMENTACIÓN	67
15.1 LENGUAJE Y ENTORNO DE DESARROLLO.....	67
15.2 DETALLES DE IMPLEMENTACIÓN.....	67
16 CASO DE ESTUDIO DE UN PACIENTE REAL.....	70
16.1 OBJETIVO.....	70
16.2 PROCEDIMIENTO.....	70
16.3 DATOS Y RESULTADOS OBTENIDOS.....	70
16.4 CONCLUSIONES DEL CASO DE ESTUDIO.....	72
17 GESTIÓN DEL PROYECTO.....	73
17.1 TIEMPOS DEL PROYECTO.....	73
17.2 COSTOS DEL PROYECTO.....	74
18 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES.....	75
18.1 ORGANIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DEL TRABAJO	75
18.2 DIFICULTADES ENCONTRADAS.....	75
18.3 LECCIONES APRENDIDAS.....	75
18.4 TRABAJO A FUTURO	76
18.5 CONCLUSIONES FINALES DEL PROYECTO	77
19 REFERENCIAS.....	79
20 ANEXO A: GLOSARIO DE TÉRMINOS.....	82
21 ANEXO B: CAPTURAS DE PANTALLA.....	84
21.1 PANTALLA DE INICIO.....	84
21.2 MENÚ PRINCIPAL.....	85
21.3 CURVAS VENTILATORIAS.....	85
21.4 VERIFICACIÓN DE VENTILADORES.....	88
21.5 CONFIGURACIÓN.....	89
21.6 SIMULADOR DE SIMVENT Y VENTILADOR.....	91
22 ANEXO C: PRUEBAS Y RESULTADOS.....	92
22.1 SIMULACIÓN DOCENTE.....	92
22.2 VERIFICACIÓN DE UN VENTILADOR MECÁNICO.....	96
22.3 COMPARACIÓN CON EL SOFTWARE ORIGINAL DE SIMVENT.....	97
22.4 SIMULACIÓN PARA SALVAR AL PACIENTE.....	98
22.5 SIMULADOR DE SIMVENT CON TIEMPO ACCELERADO.....	99
23 ANEXO D: LIBRERÍAS JAVA UTILIZADAS.....	101
24 ANEXO F: ESPECIFICACIÓN SEGÚN FORMATO DEL INCO	102

<u>24.1 RESUMEN DEL PROYECTO</u>	<u>102</u>
<u>24.2 DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO</u>	<u>102</u>
<u>24.3 CONOCIMIENTOS PREVIOS DEL ESTUDIANTE</u>	<u>104</u>

1 Introducción

Los equipos de ventilación mecánica para la insuficiencia respiratoria suplen las necesidades específicas de cada paciente. Es necesario contar con una herramienta de prueba de ventiladores para poderlos comparar antes de ser usados en pacientes, además de ser una herramienta de entrenamiento preclínico para el manejo de ventiladores. El desarrollo de **SIMVENT**, un robot que respira desarrollado por el NIB en 2011, fue concebido en el marco de la cooperación entre el Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria del Departamento de Medicina Intensiva (CTI) del Hospital de Clínicas (HC) y el Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB).

El objetivo de **SIMVENT-DOCEO** es integrar el robot **SIMVENT** a un sistema que lo comande y registre a su vez el comportamiento del ventilador, siendo operado por personal en formación.

1.1 Motivación

Actualmente las pruebas de uso de ventiladores mecánicos no permiten una simulación fiel a lo que sería un paciente real, no permitiendo simular los intentos de respiración del paciente ni las distintas propiedades de los pulmones, por lo que la compra de nuevos ventiladores podría poner en peligro la vida del mismo. Es por esto que es difícil enseñar a estudiantes de medicina el uso de ventiladores mecánicos en situaciones reales donde está en riesgo la vida del paciente, y es aún más difícil evaluarlos a la hora de utilizar un ventilador mecánico.

SIMVENT-DOCEO proveerá entonces a los estudiantes de un paciente que “nunca muere” (excepto de forma simulada) permitiendo a los mismos educarse en el uso de los ventiladores mecánicos y a su vez permitiendo a los docentes evaluar a dichos estudiantes en una situación más cercana a la realidad.

1.2 Objetivos generales del proyecto

Los objetivos generales del proyecto son la verificación de los ventiladores mecánicos y la creación de una plataforma de enseñanza que permita a estudiantes y docentes de medicina realizar simulaciones de ventilación mecánica con un paciente que se comporte de forma lo más cercana a la realidad.

1.3 Organización del documento

En esta sección se describe, a modo de guía y en términos generales, el contenido de cada sección del documento.

En la subsección **1.4 Introducción al tema médico** se recomiendan una serie de publicaciones que se consideran necesarias para el correcto entendimiento de los conceptos expuestos en este informe.

En la sección **2 Estado del arte y antecedentes** se realiza un estudio de los sistemas de simulación de pulmón y pacientes respiratorios, tanto existentes en el mercado como a nivel académico, con el fin de conocer y analizar la situación actual de la simulación respiratoria a nivel docente y de verificación de ventiladores mecánicos. Al final de la sección, se incluye una tabla comparativa de las características de los simuladores más relevantes.

En la sección **3 Computación en tiempo real** se analiza el problema de implementar software de tiempo real. Se clasifican los distintos sistemas de tiempo real y se habla de una posible arquitectura de software que permita manejar uno de estos sistemas.

En la sección **4 Clinical Document Architecture** se introduce el formato de intercambio de archivos médicos conocido como Clinical Document Architecture (CDA), basado en XML y utilizado por **SIMVENT-DOCEO** para generar sus reportes.

En la sección **5 Especificación del proyecto** se habla sobre los objetivos del proyecto y el alcance acordado.

En la sección **6 Simulador de paciente SIMVENT** se hace una breve introducción sobre el SIMVENT original y los protocolos de comunicación definidos entre el robot y la PC.

En la sección **7 Fisiología respiratoria** se introducen los conceptos de fisiología más relevantes para el desarrollo de este sistema.

En la sección **8 Ventilación mecánica** se introducen los conceptos de ventilación mecánica más relevantes para el desarrollo de este sistema.

En la sección **9 Simulación para la enseñanza** se hace un análisis detallado del sistema para enseñanza conocido como SIMVENT-DOCEO, y se construye un modelo matemático para darle vida al robot SIMVENT.

En la sección **10 Verificación de ventiladores mecánicos** se construye un modelo capaz de permitir al usuario utilizar a SIMVENT-DOCEO para poder verificar un ventilador mecánico contra el robot SIMVENT.

En la sección **11 Informes de simulación** se define el formato de los informes de simulación para la simulación docente y la verificación.

En la sección **12 Simulador software de SIMVENT** se analiza el problema de simular al robot SIMVENT y al ventilador mecánico utilizando solo software.

En la sección **13 Decisiones de diseño** se analizan distintas alternativas a la hora de diseñar el software de SIMVENT.

En la sección **14 Diseño del software** se define la arquitectura de SIMVENT-DOCEO y el sistema de comunicación en tiempo real del mismo.

En la sección **15 Implementación** se discuten diferentes detalles técnicos de implementación, tales como el lenguaje y librerías utilizados, y los problemas técnicos más relevantes.

En la sección **16 Caso de estudio de un paciente real** se recopilan y analizan datos de un paciente real para generar un paciente simulado de **SIMVENT-DOCEO** similar al real, y se comparan los resultados de una simulación con los datos de dicho paciente.

En la sección **17 Gestión del proyecto** se analizan los tiempos y costos de realizar **SIMVENT-DOCEO**.

En la sección **18 Discusión y conclusiones** se realiza un cierre del proyecto, estableciendo las conclusiones finales, discutiendo sobre lecciones aprendidas y trabajo a futuro.

Finalmente, la sección **19 Referencias** reúne las referencias bibliográficas del proyecto, y entre las secciones **20** a **24** se encuentran los diferentes **anexos** utilizados como información complementaria del proyecto.

1.4 Introducción al tema médico

Las definiciones relativas a la mecánica ventilatoria han sido extraídas del libro **Ingeniería Biomédica perspectivas desde el Uruguay** compiladas por **Javier Hurtado y Franco Simini** del Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería de la Universidad de la República Oriental del Uruguay. ^[1]

Se recomienda al lector leer al menos el capítulo **MECÁNICA VENTILATORIA: FISIOLOGÍA E INSTRUMENTOS DE EVALUACIÓN** del mencionado libro.

Las definiciones relativas al intercambio gaseoso han sido extraídas de la **Escuela de Medicina de la Pontificia Universidad Católica De Chile**. ^[2]

Se recomienda al lector leer al menos los capítulos: **Ventilación e intercambio gaseoso** escrito por **Orlando Díaz P.**, **Hipoxemia e hipoxia** escrito por **Gisela Borzone T.**, y el capítulo **Hipercapnia** escrito por **Edgardo Cruz M.**, de la publicación **Aparato Respiratorio** exhibida por dicha escuela.

Las definiciones relativas al funcionamiento de ventiladores mecánicos así como otras definiciones complementarias han sido extraídas del libro **Fundamentos de la Ventilación Mecánica de Luis A. Ramos Gómez y Salvador Benito Vales**. ^[3] Se recomienda al lector leer al menos los capítulos: **Descripción de un ventilador** y **Modos de soporte ventilatorio** del mencionado libro.

2 Estado del arte y antecedentes

En esta sección estudiaremos simuladores competidores y otro tipo de simuladores (no necesariamente de paciente) como parte del estado del arte de simuladores existentes, con el fin de relevar los simuladores más destacados en el mercado y en el ámbito académico, y realizar una tabla comparativa de características de los mismos.

2.1 Simulador de pulmón mecánico HuLung

HuLung es un desarrollo reciente que surgió como proyecto de grado de la carrera de Ingeniería Eléctrica de la Universidad Católica del Uruguay en diciembre de 2012. Fue auspiciado y financiado por ClapLabo (www.claplabo.com.uy), una empresa uruguaya de venta de equipos médicos.

El proyecto consiste en el diseño y fabricación de un simulador activo de pulmón humano, una herramienta capaz de reproducir el funcionamiento normal y las distintas patologías existentes en el sistema respiratorio, cuya misión principal es ser utilizado en la docencia de la ventilación mecánica.

Por medio de una interfaz gráfica accesible de forma local o remota, el usuario de HuLung varía el valor de diferentes parámetros que caracterizan el comportamiento de un individuo a simular. En base a esos parámetros y a un modelo matemático se generan curvas utilizadas en el control del modelo mecánico del pulmón. Los cambios en los parámetros y resultados se actualizan en tiempo real.

HuLung es capaz de simular el comportamiento pulmonar de un paciente con o sin actividad en los músculos respiratorios, ya sea conectado a un ventilador mecánico o no. De esta manera se pueden simular casos de ventilación espontánea, ventilación mecánica parcial y total.

Para la programación necesaria, que implica modelado, simulación, adquisición, filtrado y análisis de datos, así como control del sistema y la presencia de una amigable interfaz gráfica, se utiliza el software LabVIEW™ de National Instruments^[16].

Para poder llevarla a cabo, se debieron considerar los parámetros básicos que describen al sistema respiratorio.

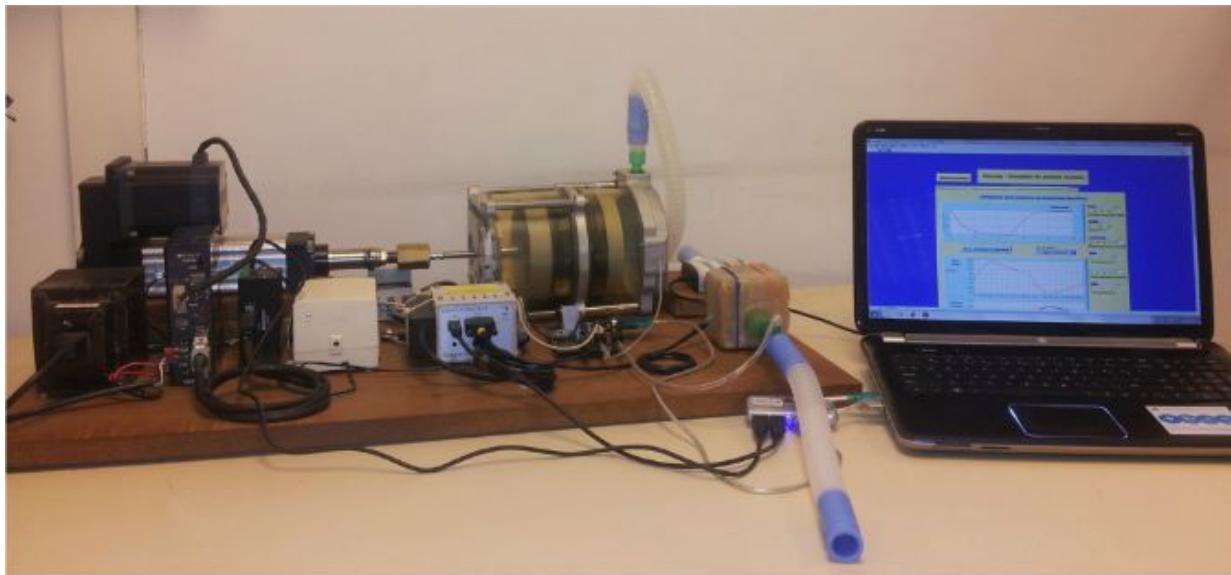


Figura 1 - Simulador de paciente ventilado HuLung

Se aprecian los componentes mecánicos y el software que recibe los datos, desplegados como series temporales. Tomado de P. Bernasconi^[13]

Características principales

- Tres modos de funcionamiento: Pasivo, espontáneo y combinado
- Frecuencia respiratoria entre 1 y 30 resp/min
- Volumen corriente por respiración de hasta 1.2 L
- Flujo máximo de 150 L/min
- Interfaz gráfica accesible remotamente que permite editar, configurar los parámetros del sistema (parámetros del modelo de pulmón como complacencias, resistencias, etc., y respiraciones espontáneas) y visualizar en tiempo real las curvas ventilatorias (flujo, presiones y volumen)

El proyecto se desarrolló en 5 módulos o bloques principales: adquisición de datos, interfaz gráfica, modelo del sistema respiratorio, arquitectura de control y modelo mecánico del pulmón (hardware). Los módulos correspondientes al software se implementaron en el entorno de desarrollo LabView.

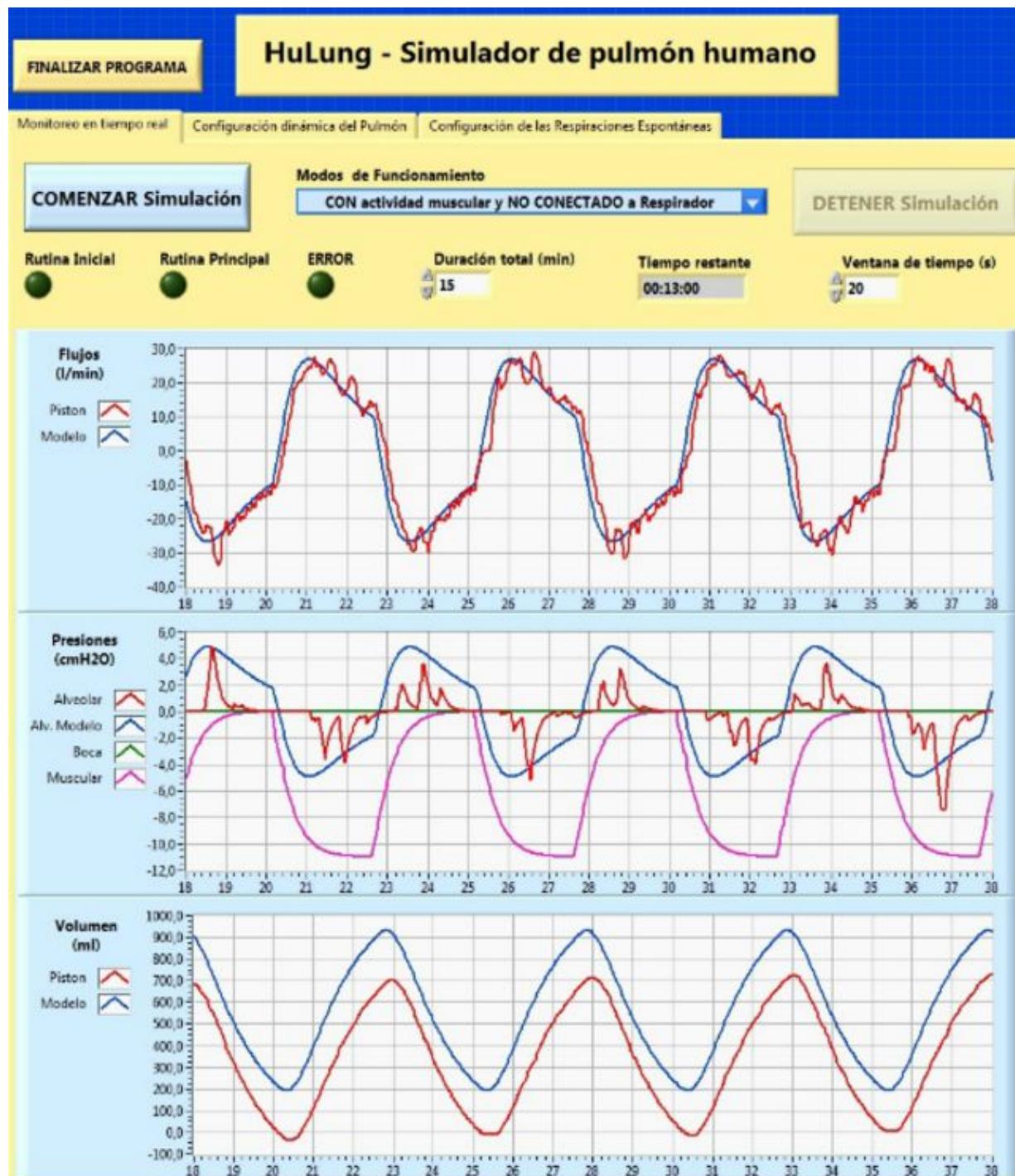


Figura 2 – HuLung: Monitoreo en tiempo real.

Se pueden apreciar las gráficas de flujos, presiones y volumen dibujadas en tiempo real, y los parámetros configurables en esta pantalla. Tomado de P. Bernasconi^[13]

Respecto al modelo del sistema respiratorio, se estudiaron tres diferentes situaciones:

- Con actividad en los músculos respiratorios y respirando SIN asistencia ventilatoria

- Con actividad en los músculos respiratorios y respirando CON asistencia ventilatoria
- Sin actividad en los músculos respiratorios y respirando SIN asistencia ventilatoria

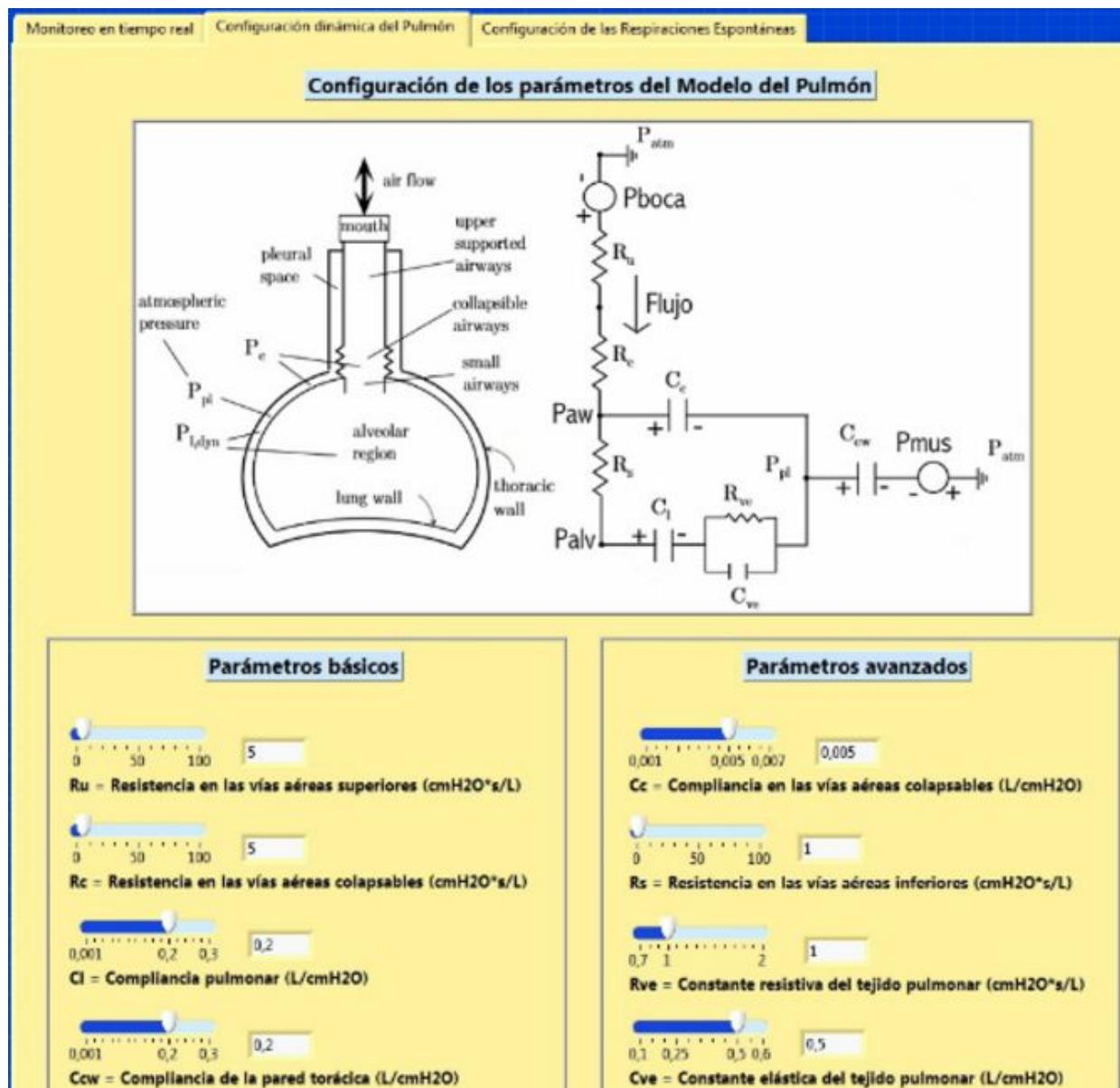


Figura 3 - HuLung: Configuración del pulmón.

Se muestran todos los parámetros configurables del modelo de pulmón de HuLung. Tomado de P. Bernasconi^[13]

Se destaca la utilización de un sensor de flujo ultrasónico para medir el valor del mismo en cada momento, con un rango de +/- 180 L/min y una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Posee también sensores de presión diferencial con un rango de 351.54 cmH₂O, precisión del 2% del total del rango de funcionamiento y tiempo de respuesta de 1 ms.



Figura 4 - Sensor de Flujo FlowMeter

En la imagen se puede observar la pieza de hardware utilizada como sensor de flujo en HuLung. Tomado de P. Bernasconi^[13]

Al finalizar este proyecto se obtuvo como resultado un dispositivo estable con una baja tasa de error, con un error absoluto medio en el flujo de 1.339 L/min y en la presión de 2.112 cmH₂O. Simulaciones realizadas de pacientes sin patologías o con patologías de pulmón distendido dieron como resultado un error absoluto medio de 1,009 cmH₂O y dispersión de 1,502 cmH₂O, por lo tanto se puede afirmar que HuLung funciona de manera precisa para simular pacientes con dichas características patológicas.

Problemas encontrados

Los problemas más relevantes encontrados en el desarrollo del proyecto fueron:

- Velocidad del actuador de la válvula del flujo
- Sensores de presión adquiridos que manejan entornos de presión superiores
- Tiempo de acceso elevado a los datos del sensor de flujo

Propuestas de mejora

Se plantearon posibles mejoras a estos problemas:

- Utilizar estrategias de control para la válvula más avanzadas como MPC^[17] o MRAC^[18] y/o sustituirla por una con mayor precisión
- Sustituir sensores de presión por unos de la misma marca y familia, pero con rango más acotado
- Cambiar el sensor de flujo o contar con una PC más potente (por ej.: puertos USB 3.0 independientes)

Destacamos este proyecto por ser un desarrollo nacional y por su similitud con **SIMVENT**. Lo consideramos una competencia directa.^{[12][13]}

2.2 Laboratorio virtual de simulación RespiLab

RespiLab es un “laboratorio virtual” (simulador totalmente por software) desarrollado por el BIOsignal Analysis for Rehabilitation and Therapy Research Group (BIOART) de la Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona. El mismo se ha diseñado para estudiar y analizar el sistema de respiración humana e ilustrar el modelo matemático de los procesos fisiológicos asociados. RespiLab es completamente gráfico e interactivo, por lo cual puede mostrar el comportamiento del sistema respiratorio bajo ciertas condiciones y patologías, así como la influencia de parámetros relevantes en el sistema (por ejemplo la altitud). El laboratorio permite a los estudiantes e investigadores realizar pruebas y experiencias que serían muy difíciles de realizar en un paciente real.

Esta herramienta se construyó utilizando Easy Java Simulation (EJS) ^[20] y Matlab/Simulink ^[19]. Matlab permite la implementación de modelos matemáticos complejos, mientras que EJS permite diseñar fácilmente interfaces gráficas de usuario interactivas, vistosas y amigables. La combinación de estas herramientas fue muy útil para la construcción de RespiLab.

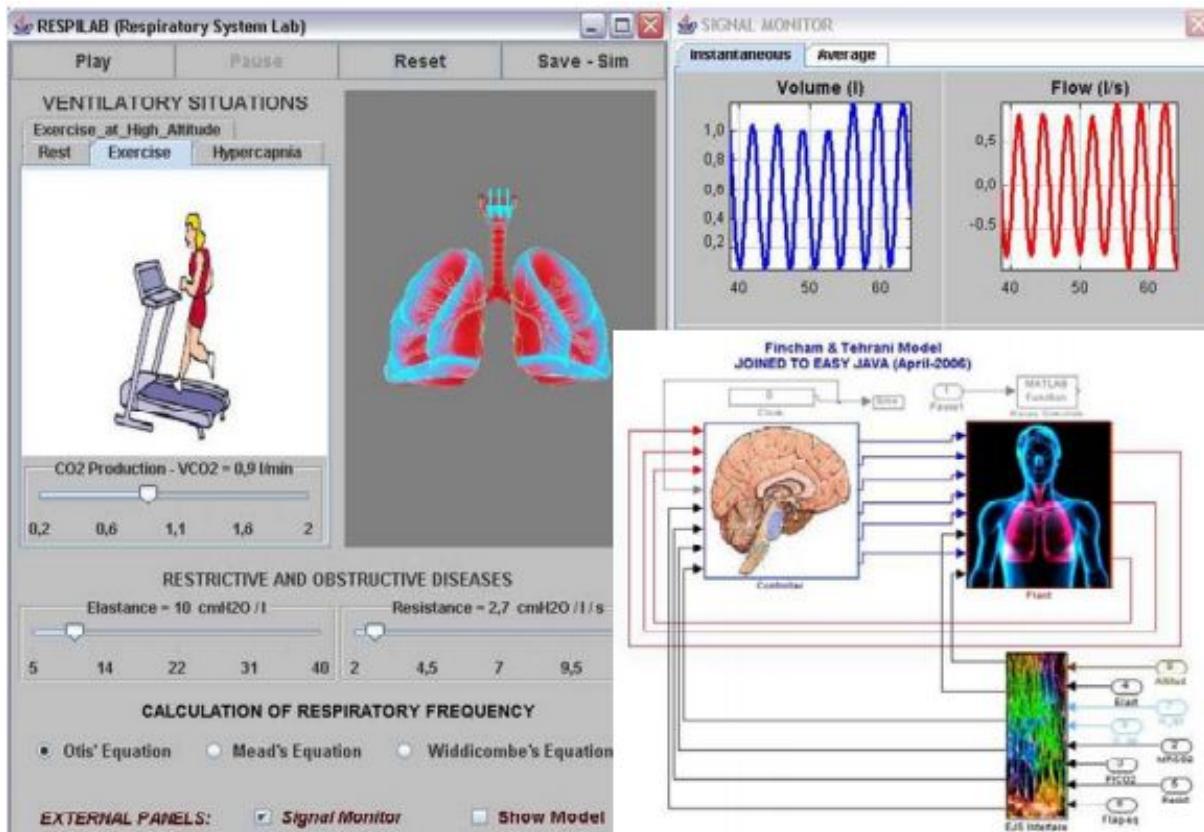


Figura 5 - Pantallas principales de RespiLab.

Se muestran las principales pantallas del simulador, a la izquierda se observa una simulación en ejecución, para una persona realizando ejercicio con varios parámetros editables. A la derecha arriba, se observa el monitor de valores en tiempo real, en este caso volumen y flujo. Abajo, un esquema del modelo respiratorio utilizado por el simulador, con algunos parámetros de entrada editables. Tomado de A. M. Hernández, M. Á. Mañanas, and R. Costa ^[28]

La experiencia en la enseñanza y evaluaciones de estudiantes indican que este tipo de laboratorios virtuales en conjunto con las sesiones preparadas son muy útiles para ayudar a los estudiantes a construir su “modelo mental” del sistema respiratorio, que se basa en la observación de la respuesta bajo diferentes situaciones respiratorias y condiciones patológicas.

RespiLab se destaca por permitir simular la actividad respiratoria de una persona no pasiva en diversas situaciones ventilatorias: estado de reposo, en actividad física, con hipercapnia, ejercicio en alturas elevadas (hipoxemia), etc. El simulador muestra gráficas como volumen, flujo, presión arterial de O₂ y CO₂, frecuencia respiratoria (promedio e instantánea) en cada momento y permite modificar valores como la producción de CO₂ del organismo, complacencia y resistencia (para simular patologías), calcular la frecuencia respiratoria con diversas ecuaciones, entre otras características. Opcionalmente puede mostrar también en pantalla el modelo respiratorio utilizado.

La principal diferencia con los otros simuladores es que la simulación es completamente ideal, no dependiendo de componentes de hardware.

RespiLab además puede utilizarse para uso docente, aunque solamente para simular eventos teóricos e ilustrar fenómenos físicos. No puede utilizarse para enseñarle al alumno cómo utilizar un ventilador mecánico ya que no simula en ningún caso una persona conectada a un ventilador.

Componentes de la simulación

RespiLab se puede dividir en tres importantes componentes:

- Situación ventilatoria (reposo, ejercicio, hipoxemia, etc.)
- Patología (obstructiva o distendida)
- Cálculo de la frecuencia respiratoria

Para el primer punto, en el programa se muestra una imagen animada representativa de cada situación (persona sentada, haciendo ejercicio, escalando, etc.). El usuario puede cambiar el nivel del estímulo modificando en la interfaz el valor del parámetro respiratorio:

- **Ejercicio:** La variable VCO₂ se puede modificar de 0.2 L/min (reposo) a un máximo de 2 L/min
- **Altitud:** Se puede simular ejercicio hasta una altitud de 6 Km variando el valor de dicha variable (que corresponde a un nivel específico de hipoxemia). En este caso también se puede variar el valor de VCO₂



Figura 6 - Ejercicio en altitud.

Se puede observar una imagen representativa de la situación y los parámetros que pueden ser modificados en este caso: altitud y producción de CO₂. Tomado de A. M. Hernández, M. Á. Mañanas, and R. Costa [28]

- **Hiperkapnia:** La variable P_iCO₂ se puede modificar desde 0 torr (cond. normales) hasta 60 torr



Figura 7 - Hipercapnia. Se puede observar una imagen representativa de la situación y el parámetro que puede ser modificado en este caso: presión parcial inspirada de CO₂. Tomado de A. M. Hernández, M. Á. Mañanas, and R. Costa [28]

En el segundo punto, existen dos tipos de patologías de pulmón, las obstructivas y las de pulmón distendido, que se relacionan a los cambios en la resistencia y elastancia respectivamente. Ambos pueden ser modificados simultáneamente: la elastancia entre 5 y 40 cmH₂O/L y la resistencia entre 2 y 12 cmH₂O/L/s.

En el tercer punto, el usuario puede seleccionar uno de los tres métodos de optimización para el cálculo de la frecuencia respiratoria, el que utiliza RespiLab por defecto es la ecuación de Otis ^[21]. Esta ecuación se calcula en base a un trabajo respiratorio mínimo. Estas ecuaciones toman como parámetros en sus expresiones matemáticas la elastancia, resistencia, volumen de espacio muerto y el flujo sinusoidal.

Las otras dos ecuaciones disponibles son la ecuación de Mead ^[22] y la de Widdicombe ^[23]. La ecuación de Widdicombe se basa en la optimización aplicada al ejercicio moderado y severo. La ecuación de Mead está formulada en base a la optimización de la relación presión-tiempo en la inspiración, como medida del costo energético realizado por los músculos respiratorios.

Una gran imagen animada de dos pulmones se muestra en la interfaz de RespiLab, donde sus tamaños van cambiando en función del volumen de aire inhalado/exhalado durante la simulación. También se pueden observar flechas sobre la vía aérea que indican el sentido del movimiento del aire, cuyo tamaño es proporcional al flujo.

Existen opciones estándar como comenzar, detener, reiniciar y guardar la simulación. Esta última permite guardar los datos de la simulación para futuros análisis o comparación con datos reales.

Monitor gráfico

Se muestran dos tipos de gráficas: instantáneas y promedio. Las variables que se muestran gráficamente durante los ciclos respiratorios correspondientes a los últimos 30 segundos de simulación son: volumen, flujo, frecuencia, gasto cardíaco, PaO₂ y PaCO₂.

En las gráficas instantáneas se puede observar claramente la forma sinusoidal de las curvas correspondientes en cada ciclo respiratorio.

En las gráficas promedio se muestran los valores promedio de cada variable desde el comienzo de la simulación hasta el momento actual de la misma.

Haciendo clic en cualquier parte de la gráfica se puede observar el valor exacto en dicho punto.

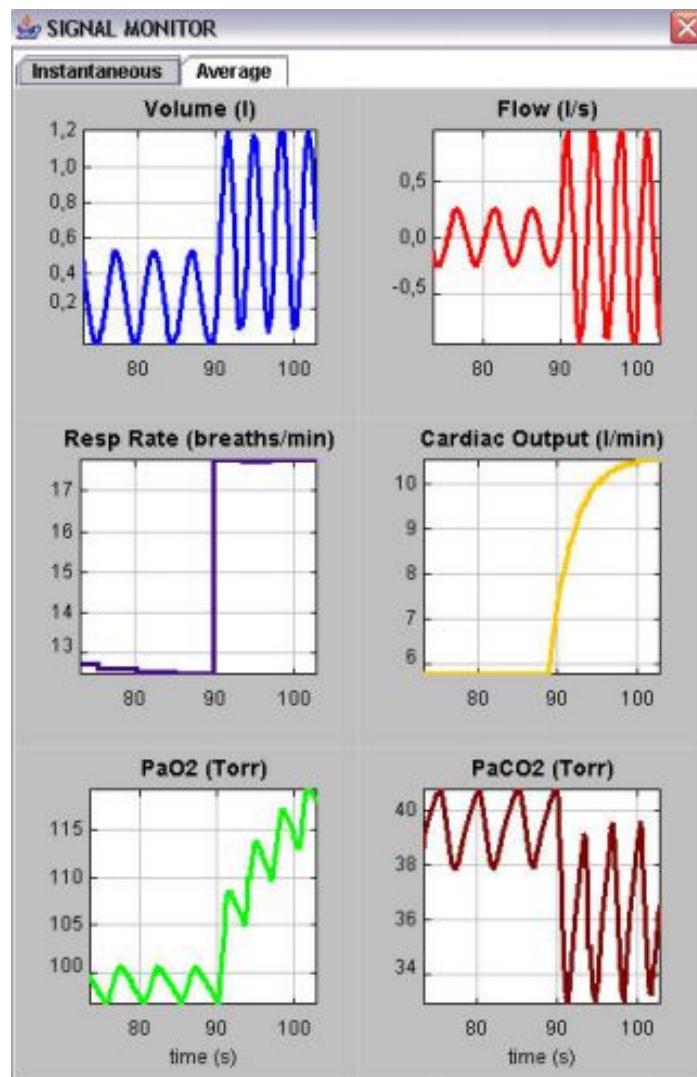


Figura 8 - Monitor de señales respiratorias de RespiLab

Las señales son desplegadas en gráficas con la misma escala de tiempo. Tomado de A. M. Hernández, M. Á. Mañanas, and R. Costa^[28]

Modelo Simulink

El modelo utilizado por RespiLab se compone de tres bloques o subsistemas: controlador, planta e interfaz EJS. El modelo de sistema respiratorio elegido para construir RespiLab se describe en Fincham & Tehrani^{[24][25]}, y ha sido analizado y validado por estudios recientes.^{[26][27]}

En la planta existen variables que representan procesos fisiológicos: concentraciones gaseosas en venas y arterias ($CvCO_2/CvO_2$ y $CaCO_2/CaO_2$ respectivamente), intercambio gaseoso en tejidos y cerebro, mezcla circulatoria y tiempo de demora en la circulación. El modelo también incluye importantes variables en la generación del patrón respiratorio, como volumen corriente y frecuencia respiratoria.

El componente controlador recalcula los parámetros del patrón respiratorio en cada ciclo, además el volumen pulmonar cambia siguiendo una curva sinusoidal durante el ciclo respiratorio, lo cual permite simular de forma más precisa la inspiración/espiración. En otros modelos, esta evolución durante el ciclo respiratorio no es considerada.

Guardar simulación

El botón para guardar los datos de la simulación se activa cuando la misma está pausada. Las variables que se guardan en el archivo son:

- Tiempo (time)
- Frecuencia respiratoria (F)
- Volumen corriente (V_T)
- Ritmo cardíaco (Q)
- Presiones parciales arteriales de O_2 y CO_2 (PaO_2 y $PaCO_2$)

Los datos guardados en el archivo pueden ser cargados desde Matlab. Teniendo ciertas consideraciones y siguiendo ciertos procedimientos se pueden comparar los datos de la simulación con datos reales.^{[14][28]}

2.3 Simulador de paciente respiratorio ASL5000

El ASL5000 es el producto que posee mayor cantidad de prestaciones en el área, y a su vez es el más costoso. Cada característica adicional del simulador es comprada y adquirida por separado, dejando el precio base del simulador desde 30.000 dólares en adelante. El mismo permite simular pacientes con diversas patologías. Cada patología define un modelo de parámetros (complacencia, resistencia, etc.) que han sido definidos con los especialistas de los laboratorios IngMar Medical.

Este simulador permite simular un amplio espectro de perfiles respiratorios (por ejemplo: un paciente cuyos parámetros respiratorios van cambiando gradualmente en el tiempo). El mismo permite crear escenarios respiratorios desde neonatos hasta pacientes adultos con diversas patologías, los cuales pueden ser guardados directamente desde el panel de control interactivo. En particular, para el caso especial de neonatos, ASL5000 brinda un adecuado soporte para la mayoría de estos casos, en los que se requiere un volumen corriente considerablemente más pequeño al usual en adultos. Sin embargo, existen aplicaciones especializadas que requieren un nivel mayor de precisión o especificidad del dispositivo. Para estos casos, existen extensiones del ASL5000 o productos adicionales fabricados también por IngMar Medical^[38], tales como *PreemieLung* (un kit de extensión del ASL5000 basado en un cilindro, el cual mejora hasta en 8 veces la resolución de volumen dentro del rango de 2 a 200 cm³)^[39] o *NeoLung* (un pequeño pulmón de prueba independiente que permite ajustar parámetros tales como complacencia, resistencia y volumen, y permite simular escenarios típicos en neonatos, tales como sobredistensión y pulmones rígidos, entre otros)^[40].

ASL5000 posee la funcionalidad de producir una respiración espontánea mientras está siendo ventilado, incluyendo tos, apnea, exhalación activa e incluso ronquidos. También permite la reproducción de la sesión de un paciente.



Figura 9 - ASL5000

En la imagen a la izquierda se puede apreciar el hardware del ASL5000 con los tubos para conectar al ventilador mecánico, y a la derecha el software ejecutando en una laptop. Tomado de IngMar Medical^[15]

Los cambios en los parámetros del paciente se pueden realizar desde un archivo de configuración o interactivamente desde la interfaz de usuario, con la posibilidad ajustar los mismos en cualquier momento de la simulación. También existen archivos de perfiles respiratorios preconfigurados que pueden ser cargados por el usuario.

Es un instrumento utilizado principalmente para la enseñanza, investigación, desarrollo de productos y como base de un sistema de pruebas para una amplia gama de dispositivos de terapia respiratoria (en particular ventiladores mecánicos).

Incorpora herramientas de modelado que permiten simular magnitudes tales como complacencias y resistencias no lineales (y sus efectos sobre la respiración), y elegir entre modelos de pulmón de un compartimiento o dos compartimientos. Además, posee un manual de usuario en donde se detalla cada funcionalidad.



Figura 10 - Configuración de parámetros del ASL5000

Se configuran aquí los parámetros del modelo de pulmón del ASL5000, tales como resistencias y complacencias. También se puede observar que en las otras pestañas se configuran otros parámetros del sistema, como por ejemplo los de la respiración espontánea. Tomado de IngMar Medical^[15]

Permite trabajar colaborativa e integradamente a través de la red con otros desarrolladores geográficamente distantes. Posee una frecuencia de muestreo de datos de 500Hz o 512Hz, lo cual permite un análisis detallado de las alarmas generadas por el ventilador (triggers) y otros eventos ventilatorios de interés.

Una barra deslizante (de 0 a 600 mL/min) permite fijar niveles de CO₂.

Genera reportes de simulación y la interfaz gráfica está basada en el sistema LabVIEW. Incorpora controles para simular inspiraciones espontáneas del paciente interactuando con un ventilador mecánico.

Posee una unidad pistón-cilindro controlada por computadora (sin resortes ni orificios) a través de parámetros programables que pueden ser cambiados en cualquier momento. Es portable y tiene un peso aproximado de 10 kg, por lo que puede ser transportado y utilizado en diversos lugares.

Realiza una medida del flujo propia calculada desde la posición del pistón, sin necesidad de utilizar medidores de flujo externos.

Emplea la difusión de datos de la red integrada para importar datos en tiempo real con un cliente TCP/IP.

El software realiza un análisis post-ejecución de los datos de la simulación, en donde un paquete de análisis de datos captura por varias horas valores de más de 90 parámetros como flujo, presión y volumen, entre otros, para realizar, por ejemplo, revisiones de los mismos y

análisis de tendencias. Permite exportar fácilmente todos los datos capturados a formato ASCII (legible por aplicaciones como Excel). También permite realizar un análisis de los datos en tiempo real.^[42]



Figura 11 - Señales respiratorias del ASL5000.

Se pueden ver en tiempo real las señales de flujo, presiones y volumen obtenidos desde el simulador hardware. Tomado de IngMar Medical^[15]

ASL5000 puede ser utilizado por docentes, estudiantes, investigadores e ingenieros, dependiendo de los requerimientos existentes y del resultado que se quiera obtener.

ASL5000 para docentes

Un adecuado manejo de los ventiladores mecánicos es muy importante en el cuidado intensivo. Frecuentemente los estudiantes no obtienen la experiencia adecuada con ventiladores mecánicos en su entrenamiento clínico.

La experiencia ajustando el ventilador mecánico para cambiar los valores de los parámetros del paciente es muy importante para lograr una terapia ventilatoria efectiva. ASL5000 permite crear

diferentes estados patológicos, lo cual puede ser utilizado para brindar entrenamiento en ventilación mecánica y cuidado del paciente a estudiantes.

ASL5000 para investigadores

ASL5000 brinda un paciente respiratorio virtual que puede ser utilizado como banco de pruebas con el objetivo de evaluar el desempeño de dispositivos de terapia respiratoria, como ventiladores mecánicos (y modos de ventilación), dispositivos CPAP y de medicación en estado gaseoso.

Existen diversos estudios de investigación que han sido completados (o aún se están realizando) utilizando el ASL5000. Estos estudios introducen nuevas aplicaciones y utilizan exhaustivamente las capacidades del dispositivo. En el sitio web del ASL5000 incluso invitan a los investigadores a enviar sus propios estudios realizados con el dispositivo, para que puedan ser visualizados y utilizados por otros usuarios e investigadores.^[29]

ASL5000 para ingenieros

El ASL5000 apunta a minimizar los tiempos de desarrollo y obtener un mejor control sobre los protocolos de pruebas de dispositivos. El mismo puede ser utilizado para el desarrollo de productos y control de calidad de dispositivos respiratorios.

Los simuladores de pulmón convencionales requieren componentes de medida adicionales (por separado) que deben ser inicializados, configurados, calibrados y monitoreados. ASL5000 integra todas las mediciones con un control totalmente automático vía la interfaz de automatización de pruebas (TAI). Esta interfaz permite a los usuarios integrar el ASL5000 a su software propietario para testeo automatizado de dispositivos, automatizando las configuraciones de las pruebas de verificación de los productos y la obtención de datos. Comprende un conjunto de comandos que controlan el software del ASL5000 desde un entorno de testeo independiente.^{[35][36][37]}

Pruebas individuales y secuenciales pueden ser codificadas manualmente o configuradas directamente en la interfaz, por ejemplo para:

- Probar un ventilador mecánico en una secuencia de pruebas de producción
- Realizar largas pruebas para resolución de problemas con tendencias de los parámetros respiratorios
- Desarrollar algoritmos adaptativos o evolutivos sobre los ventiladores
- Evaluar modos respiratorios avanzados, como la ventilación asistida proporcional
- Evaluar parámetros de desempeño y la interacción ventilador/paciente

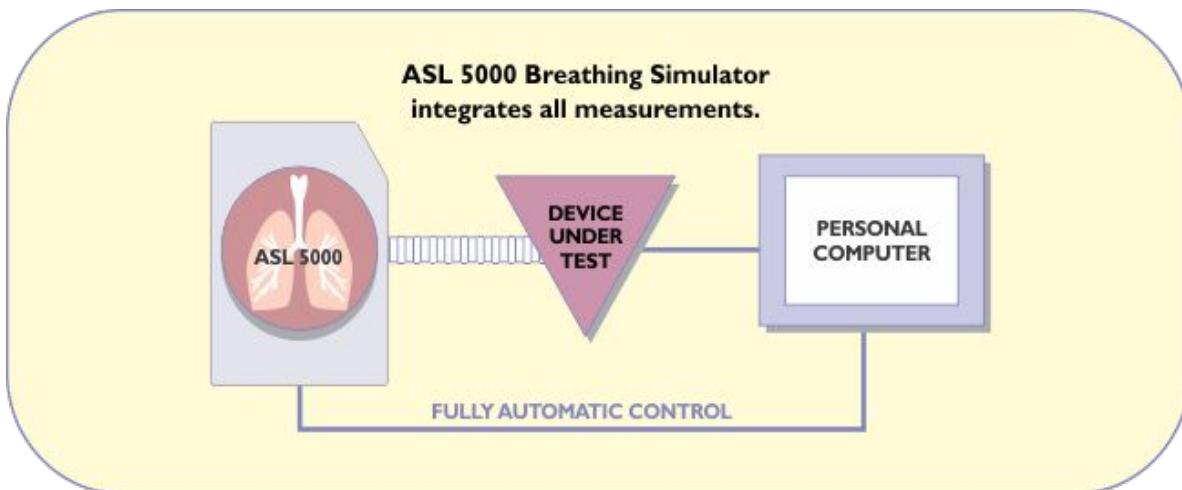


Figura 12 - Verificación de dispositivos con ASL5000

En la imagen se puede observar cómo se conectan entre sí el ASL5000 (que actuará como medidor o verificador), la PC (que permitirá configurar parámetros de la verificación y mostrará los datos obtenidos), y el dispositivo a verificar (en el centro de la imagen). Tomado de IngMar Medical^[15]

Escenarios de pacientes

ASL5000 posee una colección de más de 35 escenarios de pacientes preconfigurados, los cuales pueden ser modificados de acuerdo a las necesidades de cada usuario, y permite guardar ambas versiones en caso de requerir su uso posteriormente.

Estos escenarios fueron creados en base a investigaciones publicadas en revistas profesionales revisadas.

Existen tres categorías de escenarios respiratorios predefinidos: Pacientes respiratorios adultos, pacientes pediátricos y neonatos.

A continuación se listan las patologías predefinidas más relevantes para cada categoría.^[41]

Pacientes adultos

- Apnea
- Bronquitis crónica
- Enfisema
- Respiración normal
- Paciente pasivo

- SDRA
- EPOC
- Asma
- Fibrosis quística
- Neumotórax derecho (para el modelo de dos compartimientos)
- Complacencia aumentada (con parámetros que varían en el tiempo)
- Resistencia aumentada (con parámetros que varían en el tiempo)
- Neumonía (con parámetros que varían en el tiempo)

Pacientes pediátricos

- Respiración normal (varios escenarios según edad, desde niño pequeño hasta adolescente)
- Patología obstructiva de pulmón (varios escenarios según peso del paciente)
- Patología restrictiva de pulmón (varios escenarios según peso del paciente)
- Asma

Pacientes neonatos

- Paciente prematuro
- Paciente normal
- Paciente pasivo
- Apnea
- DBP
- SDRN
- Bronquiolitis

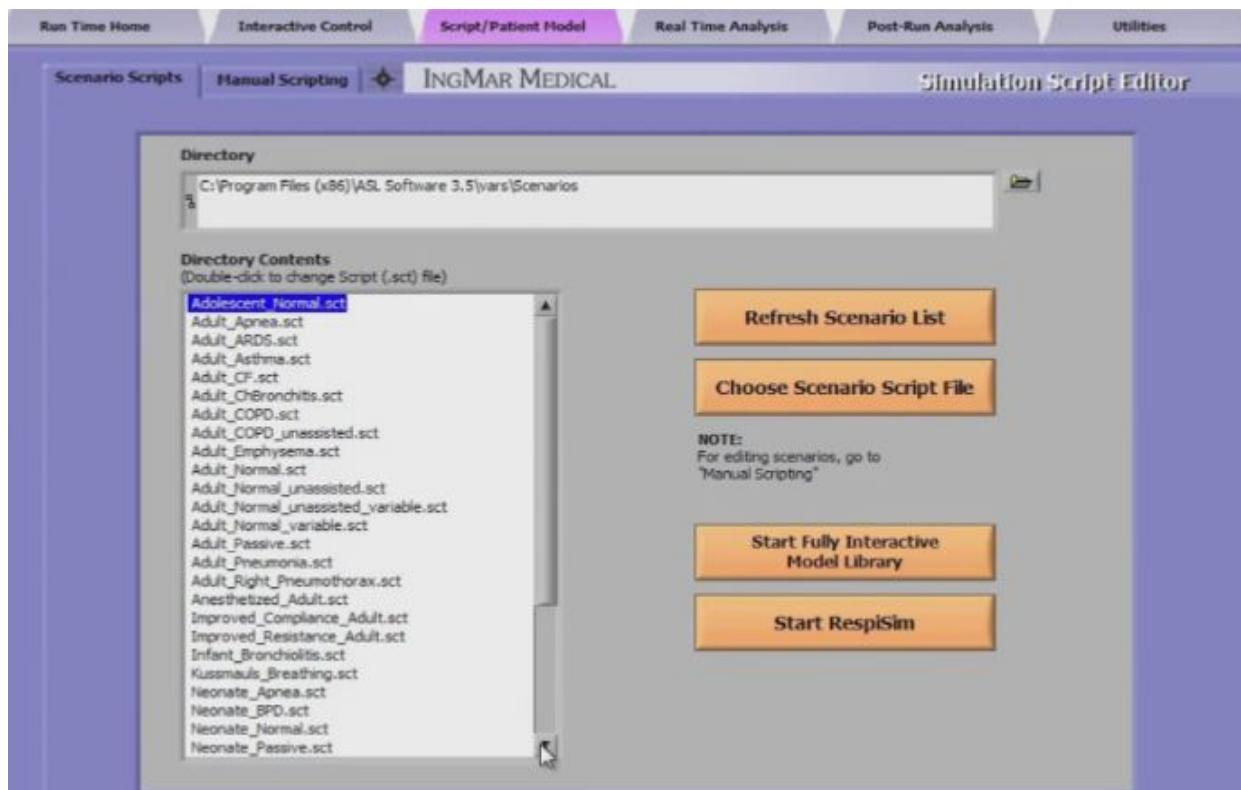


Figura 13 - Configuración del paciente.

En esta pantalla se listan los diversos escenarios de paciente existentes en ASL5000, donde cada uno simula una patología en particular, con un conjunto de parámetros predefinidos que permiten simular los efectos de dicha patología. Tomado de IngMar Medical^[15]

Ventilador virtual

El ventilador virtual es una funcionalidad adicional del software del ASL5000, que permite mostrar y enseñar las bases de la interacción paciente-ventilador sin contar con un ventilador real.

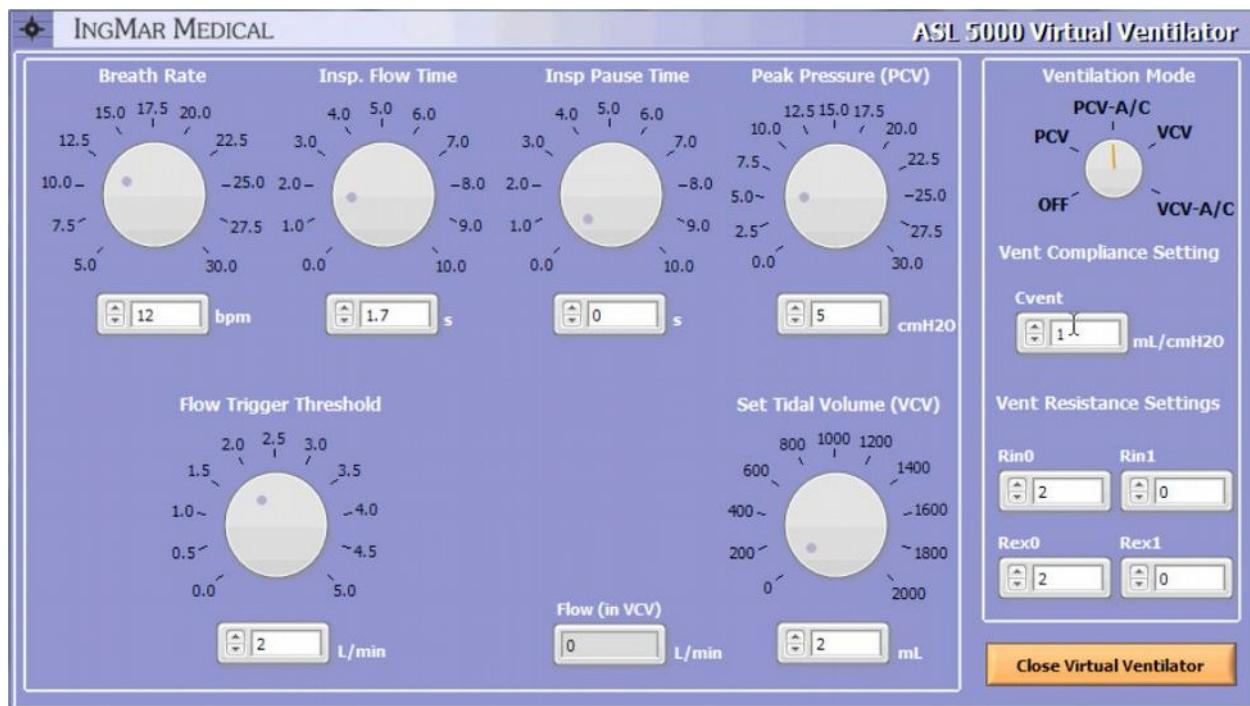


Figura 14 - Panel del ventilador virtual.

El panel permite configurar los parámetros usuales y el modo de operación de un ventilador mecánico, moviendo las “perillas” como si se estuviera operando un ventilador real (aunque también se pueden fijar en forma manual). Tomado de IngMar Medical^[43]

El ventilador virtual brinda al estudiante/docente los controles típicos de un ventilador mecánico. Permite seleccionar el modo de ventilación (controlado por presión o por volumen), si utiliza triggers (control asistido) o no, y fijar parámetros como el volumen corriente o la frecuencia respiratoria. Permite también visualizar la interacción con el patrón de respiración espontánea del paciente.

Puede ser utilizado para preparar y realizar simulaciones para aprendizaje básico de manejo de ventiladores sin disponer de un ventilador real.

Brinda a los estudiantes una herramienta para entrenarse en la ventilación mecánica, y en particular en la interacción paciente-ventilador.

Permite generar material educativo para entornos de aprendizaje y cursos online para estudiantes (e-learning), por ejemplo capturas (imágenes) y grabaciones de pantalla de sesiones de simulación.

Puede ser adquirido por separado como software “stand-alone”, sin el ASL5000.^[43]

En el sitio web de IngMar Medical (ver referencia al final de la sección) se pueden visualizar videos demostrativos de cada una de las características mencionadas hasta ahora.

RespiSim Software

Un componente adicional del ASL5000 es el software RespiSim. Este software permite a los estudiantes adentrarse en la formación de la historia clínica del paciente mediante diversos escenarios de simulación y estructuras que lo van guiando. El estudiante revisa datos del paciente, del ventilador, toma decisiones, y el paciente responde a estas decisiones.

RespiSim permite tanto al estudiante como al docente revisar los signos vitales del paciente e incluso escuchar sonidos del corazón y los pulmones. Las sesiones de simulación se pueden volver a reproducir una vez finalizadas, permitiendo que estudiantes y docentes puedan examinar la misma en busca de errores, o simplemente para revisar o ilustrar conceptos.

Los docentes pueden controlar todos los aspectos de la simulación mediante un panel específico para este fin. El docente puede mover la simulación a una etapa en particular, producir un evento espontáneo para ilustrar un punto o simplemente modificar la simulación por cualquier otro motivo que el docente considere adecuado.

RespiSim cuenta con varias sesiones de entrenamiento diseñadas junto a expertos educadores cuyo objetivo es introducir, así como también evaluar, los conceptos fundamentales de la ventilación mecánica a los estudiantes. Es una herramienta más a partir de la cual los educadores pueden preparar sus lecciones.



Figura 15 - RespiSim y RespiPatient.

RespiSim integrado con el maniquí de paciente RespiPatient, en una sesión de simulación.

Tomado de IngMar Medical^[34]

RespiSim puede ser integrado con los maniquíes de paciente (por ejemplo RespiPatient de la propia IngMar Medical, u otros) que normalmente se integran con ASL5000. Además es también compatible con la interfaz integrada ventilador-paciente, que muestra simultáneamente en una sola pantalla los valores del paciente y el ventilador mecánico.^[34]

Los creadores del ASL5000, a su vez, ofrecen otros simuladores más limitados y más baratos, siendo el ASL5000 su producto estrella. Es por esto que lo consideramos como el principal competidor de **SIMVENT** y **SIMVENT-DOCEO**.^[15]

2.4 Simulador de pulmón mecánico **SIMVENT-ENTRENA**

SIMVENT-ENTRENA o **SIMVENT** 2.0 es una mejora sobre la base del hardware original de **SIMVENT** y sus pruebas con ventiladores mecánicos, la cual se encuentra actualmente en desarrollo. A nivel de software no hay cambios y también es compatible con **SIMVENT-DOCEO**.

En **SIMVENT-ENTRENA** se realiza un rediseño del sistema simulador de pulmón, con el objetivo de eliminar problemas mecánicos, electrónicos y mejorar su funcionamiento en general. Las tareas a realizar en este proyecto incluyen: rediseño mecánico y de acoplamiento entre pistón y motor, minimizar inercia del sistema y tiempos muertos, rediseño de su presentación y gabinete para transformarlo en un equipo portátil.

El funcionamiento es el mismo que el de **SIMVENT**, solo que es más ligero, permite simulaciones más precisas, abarata costos y utiliza componentes de hardware más compactos y adecuados para un posible desarrollo industrial a futuro, aumentando además la facilidad de portabilidad del dispositivo en caso de ser necesario su traslado.

Este proyecto ha sido desarrollado por Adrián Monkas y Gonzalo Carballo, supervisado por los docentes Prof. Ing. Franco Simini, Prof. Adj. Dr. Arturo Briva y Prof. Dr. Javier Hurtado. El mismo ha sido financiado por la Comisión Sectorial de Enseñanza (CSE). Actualmente el proyecto se encuentra pausado, debido a la renuncia de sus implementadores.

Las características y funcionalidades principales de **SIMVENT-ENTRENA** serán similares a las de **SIMVENT**. Además, el prototipo aún no ha sido finalizado, por lo cual no se incluye una columna específica en la tabla comparativa.^[30]

2.5 MV-Trainer

MV-Trainer es una herramienta basada en varios modelos matemáticos, desarrollada para hacer más sencillo el estudio de la interacción entre el ventilador mecánico y el paciente. El mismo describe todas las etapas del desarrollo del sistema, incluyendo los modos ventilatorios simulados, las patologías de interés y la interacción entre el usuario y el sistema a través de una interfaz gráfica implementada usando Simulink y Matlab, los cuales proveen un entorno

gráfico de programación que fomenta la modularización de todo el modelo en una jerarquía de sistemas más pequeños.

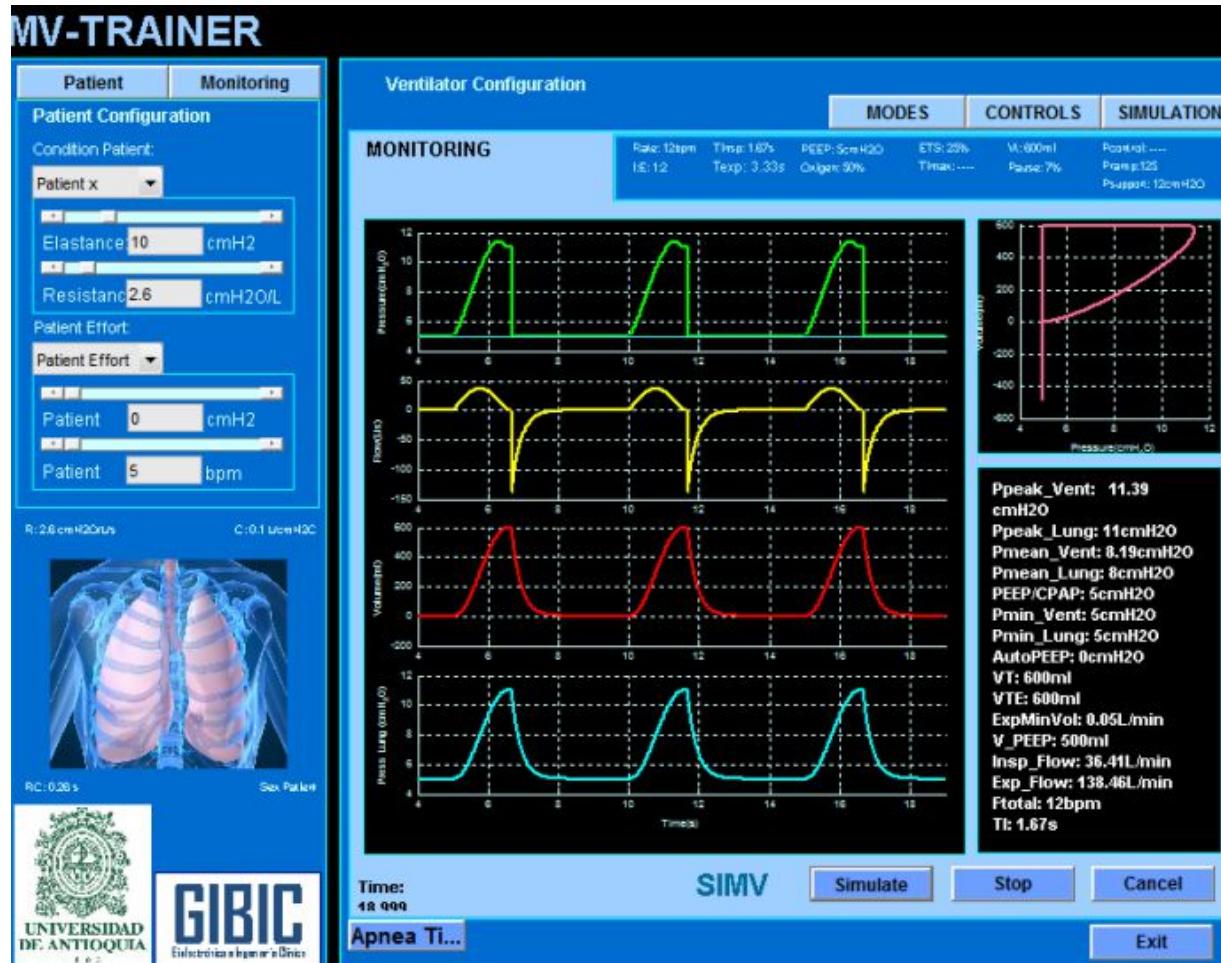


Figura 16 - Monitor de valores.

En esta pantalla se muestran para monitoreo todos los valores en tiempo real de forma numérica, y algunos en forma gráfica. Tomado de BIOART - Universitat Politècnica de Catalunya [CITA]

El simulador permite cambiar los valores del paciente o del ventilador durante la simulación. Simula diferentes modos de operación del ventilador mecánico, en particular los modos de control por presión, control por volumen y presión de soporte, entre otros.

Los pacientes que pueden ser simulados son: paciente con patología obstructiva crónica, paciente con patología restrictiva, o configurados manualmente, con los valores de elastancia y resistencia elegidos por el usuario.

Las variables/parámetros principales del modelo son:

- Flujo
- Presión en vías aéreas

- Presión alveolar
- Volumen
- Resistencia
- Elastancia

Pantalla de configuración de parámetros para el modo SIMV del ventilador:

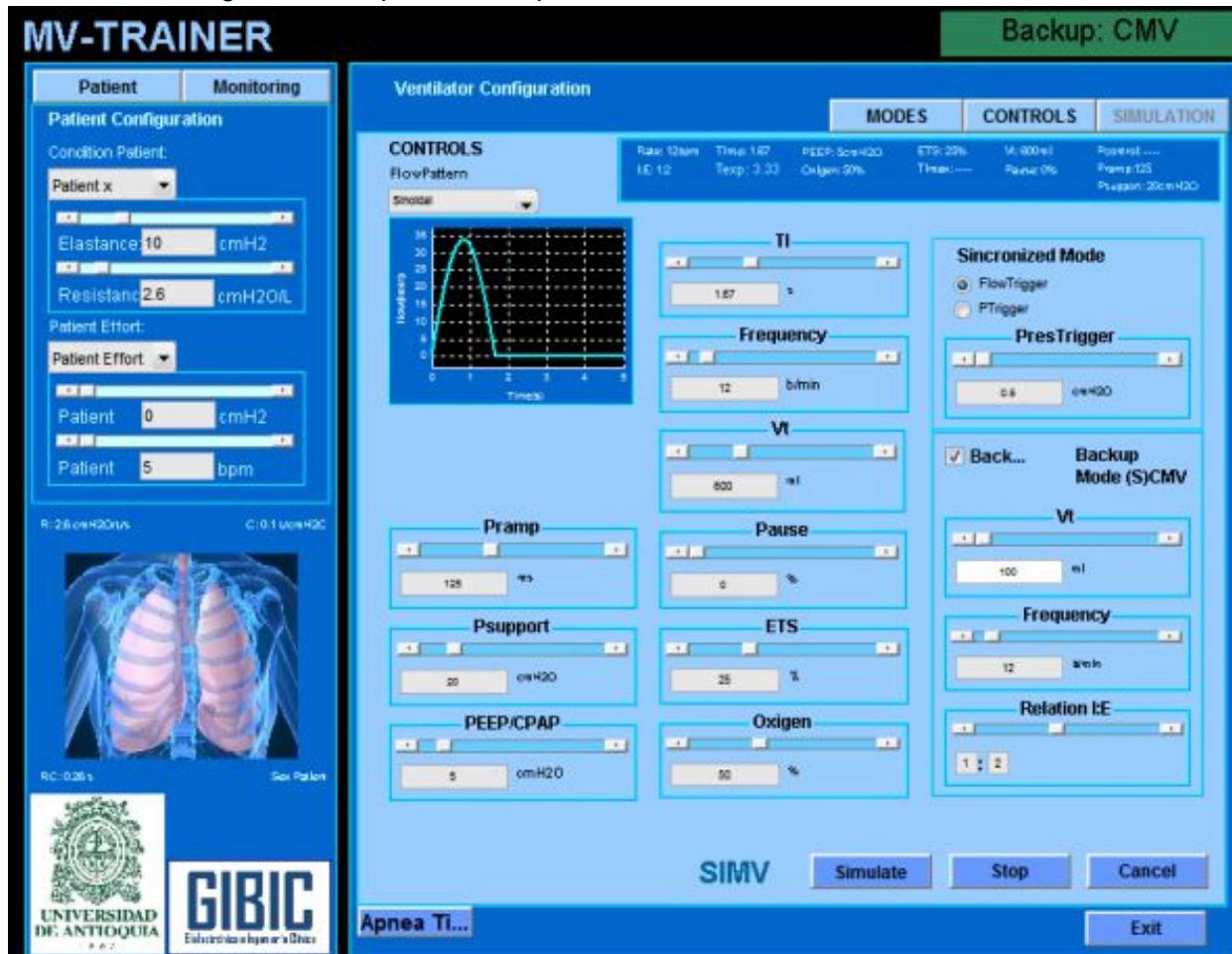


Figura 17 - Configuración de parámetros

En esta pantalla se pueden configurar los diversos parámetros del paciente y del ventilador.

Tomado de BIOART - Universitat Politècnica de Catalunya^[45]

La herramienta desarrollada permite el estudio de la mayoría de los métodos más usados en la ventilación mecánica y de sus ventajas en el tratamiento de diferentes tipos de pacientes. La interfaz gráfica expone todas las variables y parámetros de la forma en que lo hacen los modelos más actuales de ventiladores mecánicos y es completamente interactiva, permitiendo que sea posible su uso por personal clínico y ocultando al usuario la complejidad de los modelos matemáticos implementados. La evaluación en los diferentes escenarios clínicos simulados se ajusta correctamente con varios hallazgos recientes de la literatura científica relacionada a la ventilación mecánica.^[45]

2.6 SimBioSys

El software SimBioSys (Simulations of Biological Systems) es una herramienta de enseñanza que modela el corazón, la circulación, los pulmones y los riñones al mismo tiempo mediante un grupo de simulaciones numéricas. Permite a los profesionales de la salud practicar sus habilidades en un paciente realista.

El estudiante aprende al experimentar con un paciente simulado interactivo. El estudiante puede modelar pérdidas de sangre, la ingesta de drogas o fluidos, o incluso aparatos médicos, como un marcapasos o un ventilador mecánico. Está basado en más de 150 ecuaciones (diferenciales y algebraicas) diferentes, con más de 1000 parámetros configurables, en donde los valores de cada variable fisiológica se calculan en todo momento de la simulación.

El resultado de las simulaciones-experimentos están disponibles en tiempo real, algunos valores son calculados varias veces por milisegundo, mientras que otros un par de veces por segundo. Además, todas las simulaciones están sincronizadas, es decir, si se ejecuta una simulación y a continuación otra, los cambios que se hagan en los parámetros de la primera afectarán a la segunda.

El sistema está planeado para introducir conceptos avanzados de primer y segundo año a estudiantes de medicina, pero también le permite al usuario generar y guardar sus propios ejercicios, permitiendo así crear situaciones para estudiantes de cualquier nivel.

El sistema puede mostrar paneles numéricos con los valores instantáneos de todas las variables y parámetros que se pueden observar o configurar. Es posible incluso modificar valores que normalmente no sería posible modificar, como aquellos controlados por el sistema nervioso central. También es posible visualizar los valores en forma de curvas (gráficas).

SimBioSys posee varias herramientas que estarían presentes en un hospital. En particular, posee un ventilador mecánico virtual que puede ser utilizado cuando el paciente necesita asistencia ventilatoria. El usuario puede cambiar el modo de ventilación (controlado por volumen o por presión), la frecuencia respiratoria, el volumen corriente, PEEP y FiO₂.

El sistema brinda paneles numéricos para mostrar los valores de los parámetros de simulación. En el ejemplo que se muestra en las figuras 19 y 20 se reduce el valor de la FiO₂, lo cual causa una disminución en el valor de la SaO₂ y una variación en el resto de los parámetros.

Los parámetros de entrada se muestran en color azul (FiO₂ en el ejemplo), y los parámetros de salida en color negro.

Cardiac Output	5.57 L/min					
Parasympathetic Tone	0.360					
SaO ₂	96.7 %					
FiO ₂	0.21					
Heart Rate (observed)	68 per min					
Tidal Volume, Inspiratory	0.373 L					

Figura 18 - Valores iniciales de la simulación

Este es el estado inicial de los parámetros en el ejemplo. Se puede observar en azul la FiO₂ (parámetro de entrada). Tomado de IngMar Medical^[CITA]

Cardiac Output	(5.53) 7.02 L/min					
Parasympathetic Tone	(0.360) 0.362					
SaO ₂	(97.2) 94.4 %					
FiO ₂	(0.2) 0.107 *					
Heart Rate (observed)	(68) 93 per min					
Tidal Volume, Inspiratory	(0.397) 0.238 L					

Figura 19 - Valores modificados.

En la imagen se pueden observar los valores modificados en los parámetros, a causa de haber cambiado el valor de FiO₂. En particular, se puede observar la disminución significativa de la SaO₂. Tomado de Cyber-Anatomy Inc.^[44]

SimBioSys incluye además un libro de texto de 19 capítulos con 68 ejercicios guiados de laboratorio y conceptos teóricos, en su mayoría relacionados a la fisiología cardíaca y pulmonar. Muchos ejercicios son interactivos, e incluyen incluso animaciones para ilustrar conceptos. Al final de cada capítulo el estudiante se encontrará con una serie de preguntas, algunas múltiple opción (más de 250 en todo el libro), otras que requieren de ciertos cálculos matemáticos, que evaluarán su conocimiento sobre el capítulo estudiado.

El desarrollo del sistema comenzó en 1991 con un grupo de médicos, docentes y programadores debido a la necesidad de cubrir un requerimiento en la enseñanza de la medicina, en particular de la fisiología.^[44]

2.7 Simuladores de pulmón pasivos de un compartimiento

En esta categoría existen varios simuladores simples en el mercado, los cuales simulan las características básicas de los pulmones, tales como ciertos valores predeterminados de complacencia y resistencia, y en su mayoría no realizan intentos de inspiración espontánea.

Su principal objetivo es la verificación/certificación de ventiladores mecánicos, midiendo y comprobando su correcto funcionamiento. También puede ser utilizado en la enseñanza básica del cuidado respiratorio. En algunos casos, los que poseen la capacidad de simular inspiraciones espontáneas (activos), pueden servir para un entrenamiento básico de médicos y personal operativo de ventiladores.

Son compactos y fácilmente portables. Otra característica es que, en general, no poseen un software sofisticado asociado que los controle, envíe parámetros, reciba y muestre datos, al contrario de lo que ocurre con el software de **SIMVENT**, ASL5000 o el propio **SIMVENT-DOCEO**.

A continuación se detallarán brevemente algunos productos del mercado destacados dentro de esta categoría.

Linear Test Lung

LTL es un pequeño simulador de pulmón portable que produce una curva de complacencia lineal dentro de un rango de valores predeterminados. Es un simulador de tipo “bolsa”. Produce una respuesta fluida al inflado progresivo, sin ningún tipo de salto o “hipo” debido a la expansión de la bolsa, gracias a su diseño que a su vez, al evitar esto, previene distorsiones en la curva de complacencia.

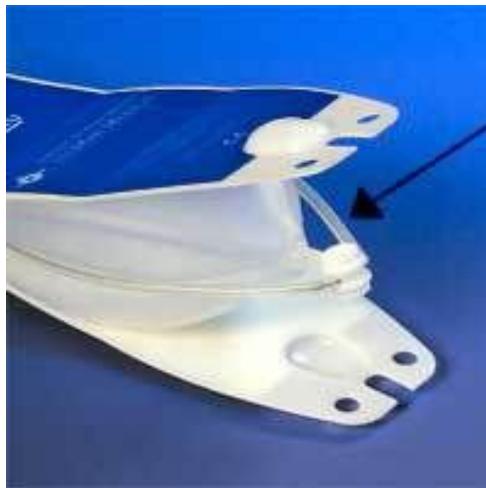


Figura 20 - Linear Test Lung.

En la imagen se puede observar el simulador LTL. La flecha señala la “bolsa” interna en donde se acumula el aire insuflado, con las características descritas anteriormente. Tomado de IngMar Medical^[32]

Tiene un costo menor al promedio de los simuladores del mismo tipo existentes en el mercado. Posee tres valores (aproximados) de complacencia: 30, 60 y 120 cm³/cmH₂O, volumen corriente máximo de 1 L y una resistencia en vías de 20 cmH₂O/L/s. Esterilización en autoclave a 120°C.

Se puede combinar con el anillo de resistencia parabólico^[31] para simular un mayor rango de resistencias en vías aéreas, soportando siete valores posibles de resistencia entre 5 y 500 cmH₂O/L/s.



Figura 21 - Anillo de resistencia parabólico.

Se puede apreciar el anillo y las diferentes circunferencias, donde cada una representa un valor de resistencia diferente que se indica en la parte superior, en función del diámetro de la abertura. Tomado de IngMar Medical^[31]

LTL es fabricado, al igual que el ASL5000, por la empresa IngMar Medical.^[32]

QuickLung

QuickLung es un pulmón para ensayos que simula las condiciones de un paciente respiratorio. Posee unas dimensiones de 185 x 277 x 58 mm y un peso de 1.6 kg. Funciona sobre una mesa o suspendido de un ventilador mecánico. Es fabricado también por la empresa IngMar Medical.



Figura 22 - QuickLung

QuickLung conectado a un ventilador mecánico. Tomado de IngMar Medical^[47]

Posee tres valores (aproximados) de complacencia: 10, 20 y 50 cm³/cmH₂O, volumen corriente máximo de 1.2 L (desde pacientes pediátricos hasta adultos) y una resistencia en vías de 5, 20 y 50 cmH₂O/L/s.

Una de sus principales características es su capacidad para producir esfuerzos inspiratorios espontáneos, con un volumen corriente máximo de entre 200 y 250 mL gracias a un dispositivo no-eléctrico desmontable llamado QuickTrigger, el cual mediante un mecanismo permite generar manualmente una presión negativa en el pulmón. QuickTrigger es un dispositivo que viene incluido con QuickLung, y puede ser utilizado opcionalmente con el fin de evaluar la respuesta del ventilador a estos estímulos para el aprendizaje de la ventilación mecánica.



Figura 23 - QuickTrigger. En la imagen se puede apreciar un dispositivo QuickTrigger colocado en un QuickLung. Tomado de IngMar Medical^[47]

QuickLung permite crear un escenario de paciente, seleccionando uno preconfigurado o editando manualmente los parámetros ventilatorios.

Aunque simula un modelo de un compartimiento, se puede combinar con otro QuickLung para generar un modelo de dos compartimientos mediante la interfaz DualQuickLung. Esto permite simular ciertas condiciones pulmonares como asma, o síndrome de dificultad respiratoria aguda.



Figura 24 - DualQuickLung.

Dos QuickLung combinados por la interfaz DualQuickLung, para generar un modelo de dos compartimientos. Tomado de IngMar Medical^[47]

El módulo opcional PMG permite mostrar, en una computadora, gráficas, ciclos y otros datos generados por la interacción entre el ventilador y el pulmón mecánico en una sesión, calculando los valores de unas 20 variables respiratorias.

Existe un componente opcional llamado QuickLung Breather que permite simular inspiraciones espontáneas en varios modos ventilatorios y patrones respiratorios, se puede adquirir por separado y se combina con QuickLung, agregando a sus funcionalidades la simulación de inspiraciones espontáneas.



Figura 25 - QuickLung Breather.

QuickLung Breather combinado con QuickLung, lo cual permite simular inspiraciones espontáneas. Tomado de IngMar Medical^[48]

Su finalidad principal es el entrenamiento de personal en la operación de ventiladores mecánicos y en el análisis de datos y gráficas de la mecánica pulmonar.^{[46][47][48][49]}

Accu Lung

El pulmón de ensayo portátil **Accu Lung** es un simulador de pulmón que ofrece una carga específica con complacencia y resistencia ajustables por el usuario, con el fin de evaluar las prestaciones de un ventilador de acuerdo a las expectativas clínicas y las especificaciones del fabricante del mismo. Es una unidad portátil que puede ser colocada sobre una mesa, sobre el propio ventilador o en la mano, ya que posee unas reducidas dimensiones.



Figura 26 - Accu Lung.

En la imagen se puede observar el simulador pulmonar y la perilla que permite configurar sus parámetros respiratorios. Tomado de Fluke Biomedical^[33]

El simulador cumple con las normas IEC para la conexión del circuito respiratorio.

Posee tres valores posibles de complacencia: 10, 20 y 50 cm³/cmH₂O, y tres de resistencia en vías: 5, 20 y 50 cmH₂O/L/s.

Tiene unas dimensiones de 27,9 cm x 21,6 cm x 10,2 cm y un peso de 1,8 kg.

Por su parte, el pulmón de ensayo portátil **Accu Lung II** es un simulador de pulmón que presenta un valor específico de resistencia y complacencia, siendo una versión “reducida” de Accu Lung.

Es utilizado para evaluar las prestaciones de un ventilador de acuerdo a las expectativas clínicas y las especificaciones del fabricante. Es una unidad portátil que puede ser colgada de una bandeja, del propio ventilador o en la mano, ya que tiene unas reducidas dimensiones.

Posee una resistencia y complacencia fija de 5 cmH₂O/L/s y 25 cm³/cmH₂O a 500 mL de volumen corriente, respectivamente.

Tiene unas dimensiones de 30 cm x 11,5 cm x 4,2 cm, y un peso de 0,19 Kg.



Figura 27 - Accu Lung II.

Se puede apreciar el simulador Accu Lung II, y parte del material interno en donde se almacena el aire insuflado. Tomado de Fluke Biomedical^[33]

Ambos poseen una capacidad máxima de 1 L y son fabricados por la empresa de equipos biomédicos *Fluke Biomedical*.^{[33][50][51]}

SmartLung

SmartLung es un simulador de pulmón que puede ser conectado directamente al sistema de entubación del ventilador mecánico. La resistencia de las vías aéreas, la complacencia, y la fuga son todos parámetros ajustables. Es fabricado por la empresa IMT Medical.

Su tamaño elimina la necesidad de tener una mesa aparte para el simulador. Los diferentes tamaños de bolsa permiten que prácticamente todos los tipos de pulmones puedan ser

simulados, tanto neonatos como adultos. No requiere de adaptadores adicionales y el sistema de fuga es totalmente ajustable. SmartLung permite la verificación de ventiladores para bebés prematuros así como la verificación de ventiladores de máscara. Incluso permite verificar la respiración espontánea detectando las fluctuaciones de flujo.

Se puede combinar con la herramienta de calibración de ventiladores mecánicos FlowAnalyser de IMT Medical, que permite medir los valores de la presión, el flujo y el volumen. FlowAnalyser incluye gráficas en tiempo real y verificación automática de la calibración del ventilador mecánico.



Figura 28 - SmartLung.

Se puede observar la válvula y parte del recipiente interno que contiene al aire insuflado.

Tomado de IMT Medical^[52]

La resistencia se puede configurar en 5, 20, 50 o 200 mbar/L/s, mientras que la complacencia puede variar entre 10, 15, 20 o 30 mL/mbar. El volumen corriente soportado oscila entre 0 y 600 mL (con bolsa de 1 L), y la fuga puede variar entre 0 y 10 L/min. Posee unas dimensiones de 300 x 115 x 40 mm y un peso de 325 g. Los componentes son reemplazables y es esterilizable.^{[52][53]}

Simuladores de pulmón de Michigan Instruments

Michigan Instruments provee tres tipos diferentes de simuladores pulmonares: un simulador de adultos de un compartimiento, un simulador dual (modelo de dos compartimientos) de adultos con un compartimiento cada uno, y un simulador dual donde uno de los simuladores corresponde a un adulto y el otro a un niño (un compartimiento cada uno).



Figura 29 - Simulador dual de adulto

Se muestran las dos partes del simulador de igual volumen corriente, y el monitoreo en una pantalla de los diferentes parámetros respiratorios en tiempo real, tales como frecuencia, flujo y volumen, entre otros. Tomado de Michigan Instruments^[55]

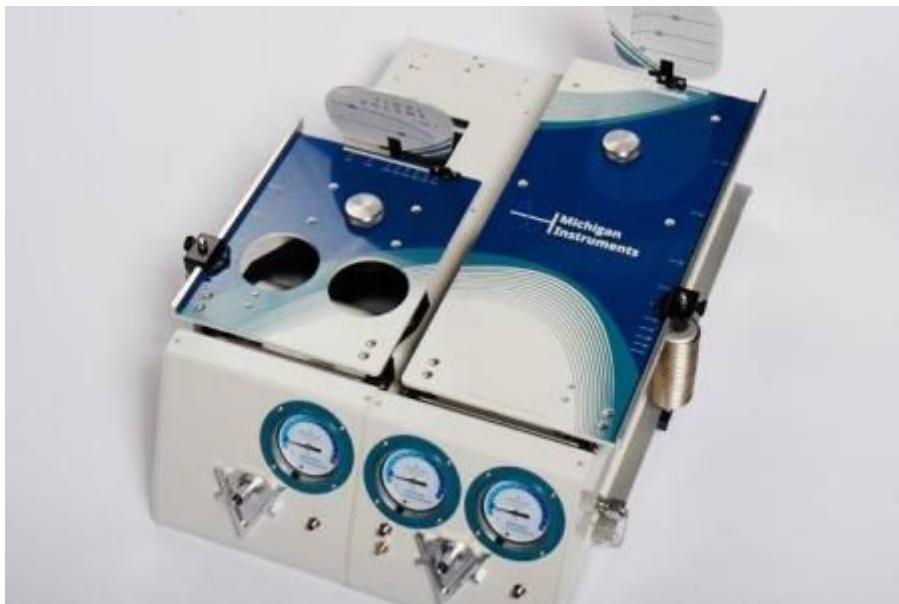


Figura 30 - Simulador dual de adulto/niño.

A diferencia del simulador dual de adulto, el volumen corriente de uno de ellos (el correspondiente al niño) es menor que el otro (adulto). El resto de las características generales son similares. Tomado de Michigan Instruments^[55]

Todos los productos cuentan con el software PneuView3, el cual amplía las capacidades de los simuladores y es capaz de mostrar al usuario los parámetros internos del pulmón simulado en

tiempo real, de forma gráfica y numérica, con una frecuencia de muestreo de 512 Hz. Muestra datos tales como flujo, presiones, volumen, FiO₂, temperatura, etc.

Además provee un módulo aparte llamado Breath Simulation Module, que sirve para generar respiraciones espontáneas al combinarlo con cualquiera de los simuladores anteriores (con funcionalidad limitada para el simulador de niños). Está especialmente diseñado para utilizar a pleno todas sus características al trabajar con el simulador dual de adultos. Permite generar una respiración espontánea manualmente de entre 50 y 2000 mL con un tiempo inspiratorio configurable de 0.5, 1.0, 1.5, 2.0 s y una frecuencia de entre 1 y 60 respiraciones por minuto.^[57]



Figura 31 - Breath Simulation Module

Se pueden apreciar los distintos parámetros respiratorios configurables, tales como frecuencia, volumen, tiempo inspiratorio y el trigger manual de respiración. Tomado de Michigan Instruments^[57]

El simulador dual adulto-niño permite simular diversas condiciones pulmonares y/o patologías tanto en niños como en adultos, y puede ser útil tanto para la enseñanza de la terapia respiratoria como para la investigación académica.

La resistencia se puede configurar en 5, 20, 50, 200, 500 cmH₂O/L/s tanto para el niño como para el adulto, mientras que la complacencia puede variar entre 0.01 - 0.10 L/cmH₂O para el adulto y 0.001 - 0.010 L/cmH₂O para el niño. El volumen corriente soportado oscila entre 0.100 - 2 L para el adulto y 0.005 - 200 mL para el niño, y el flujo puede variar entre 10 - 200 L/min para el adulto y 3 - 80 L/min para el niño.

El costo de cualquiera de estos simuladores es a partir de 10.000 dólares en adelante.^[55]

Simulador chileno

El Simulador chileno es un simulador de pulmón que fue desarrollado por un equipo encabezado por el Prof. Ing. Guillermo Avendaño (docente encargado), en la Universidad de Valparaíso, Chile, con el objetivo principal de probar y calibrar cualquier tipo de ventiladores mecánicos utilizados comúnmente en centros de salud.

La creación de este dispositivo surge de la necesidad de reducir la iatrogénica en el tratamiento respiratorio con ventiladores mecánicos, minimizando los factores asociados con su implementación que podrían causar daño en el paciente, problemas generados por la falta de calibración y en la selección de los modos de operación. El torso ha sido diseñado de forma antropomórfica, para simular más fielmente las condiciones reales del pulmón.

Para emular la propiedad elástica de los pulmones (complacencia), el prototipo desarrollado utiliza globos dentro de un contenedor inelástico conectado a un manómetro. El ingreso y salida de aire de los globos mueve los fuelles, lo cual permite medir el volumen en cada momento de los pulmones simulados. Además, el prototipo posee un método de medida análogo tanto para la presión como para el volumen, en función del desplazamiento de los fuelles dentro de un contenedor graduado. La medida de la presión mencionada es complementada con una medida electrónica de la misma, por medio del flujo aéreo. Para simular la resistencia de las vías aéreas se utiliza una tubuladura de sección variable. La posibilidad de variar el valor de estos parámetros dentro de cierto rango permite simular diversas condiciones respiratorias patológicas usuales. Es posible simular diferentes frecuencias y patrones respiratorios.

El modelo utilizado apunta a representar qué ocurre entre los pulmones del paciente y el sistema de soporte externo (ventilador mecánico). La mayoría de los modelos ventilatorios emulados con circuitos eléctricos consideran al humano como un circuito RC en serie (ver sección [7.2.4 Modelo RC](#)). El modelo que fue utilizado finalmente en este simulador considera al humano como un circuito RLC en serie, al incorporar los efectos de la capacitancia e inductancia (L) además de la resistencia. Este modelo además posee una mejor equivalencia para esfuerzos ventilatorios. El modelo considera que el sistema respiratorio es inflado y desinflado como un solo compartimiento. Dentro de ciertos límites, esta consideración es aproximadamente correcta para personas sanas. La relación entre el volumen estático y la presión está basada en una relación obtenida empíricamente por un equipo de investigadores en Holanda, representando la complacencia de toda la caja torácica y la complacencia propia de los pulmones.

Las condiciones patológicas son simuladas bloqueando el acceso de aire a un pulmón, bloqueando mecánicamente la vía mediante orificios de diferentes tamaños (para modificar la resistencia de las vías) o moviendo las paredes de los vasos para modificar el valor de complacencia de los pulmones.

Los componentes o bloques del sistema construido se pueden apreciar en la figura 32.

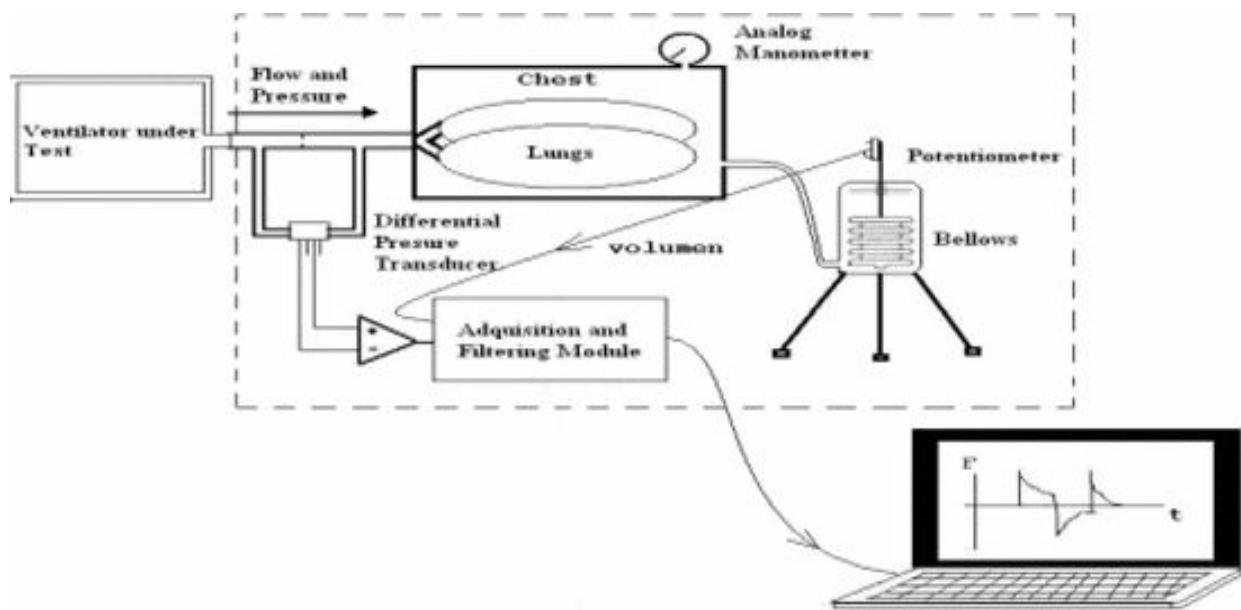


Figura 32 - Componentes del sistema.

Componentes mecánicos internos del simulador, y comunicación/transferencia de datos a PC.

Tomado de G. Avendano, F. Toncio, and P. Fuentes^[56]

El Prof. Ing. Guillermo Avendaño fue invitado por el NIB en 2010 para dar una conferencia sobre simuladores, y en esa instancia aportó algunos detalles del simulador de pulmón que estaba desarrollando su equipo.

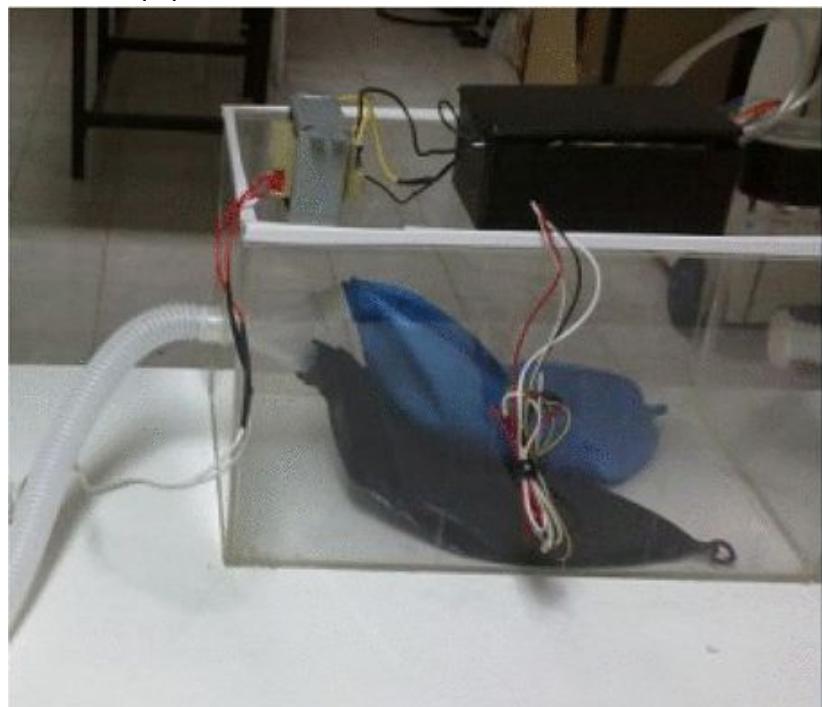


Figura 33 - Simulador chileno. Foto del simulador chileno y sus componentes, conectado a un ventilador mecánico. Tomado de G. Avendano, F. Toncio, and P. Fuentes^[56]

A diferencia de **SIMVENT**, la curva de resistencia puede ser lineal o parabólica y el rango de valores posibles es un poco mayor. Sin embargo, el rango de valores posibles de complacencia es bastante menor, así como también el volumen corriente máximo. El tamaño y peso son menores, y posee una precisión de movimiento un poco mayor. No posee monitoreo de curvas y variables ventilatorias en tiempo real, ni tampoco generación de reportes. Los datos concretos se muestran en la tabla comparativa de la sección 2.8. Para el análisis de las señales obtenidas del simulador, se utiliza el toolbox de procesamiento de señales de Matlab.

El costo de su desarrollo fue estimado en U\$S 35.000, tomando U\$S 50 como valor de la hora-persona dedicada al proyecto e implementación.

El prototipo fue testeado y se obtuvieron presiones y volúmenes equivalentes a los provistos por ventiladores mecánicos comerciales. La etapa actual del simulador es la introducción de un sistema completo en el torso antropomórfico y la producción de un equivalente “mecánico y fluídico” para simular respiraciones espontáneas. El siguiente paso es realizar pruebas con ventiladores mecánicos comerciales.

Este modelo está limitado a la evaluación de lo que entrega el ventilador y cubre las situaciones más comunes, y algunos escenarios patológicos o condiciones accidentales del paciente (como obstrucciones de las vías, restricciones o reducción en la capacidad del pulmón), situaciones en las cuales son comúnmente utilizados los ventiladores mecánicos. En el siguiente paso de este trabajo se incorporarán situaciones más complejas.^{[54][56]}

En una comunicación reciente, Guillermo Avendaño nos informó que el ingeniero biomédico que estaba a cargo del proyecto se retiró del mismo, por lo que al momento no se han realizado más avances sobre el simulador.

2.8 Estudio comparativo de simuladores

Tabla 1- Valores del pulmón

Especificaciones	Curva de complacencia	Rango de complacencias	Curva de resistencia	Rango de resistencias
SIMVENT^{[4][54]}	Constante a tramos por volumen (3)	5 – 100 cm3/cmH2O	Constante	5 - 35 cmH2O/L/s
Simulador pasivo (LTL)^{[32][54]}	Constante	30, 60, 120 cm3/cmH2O	Constante	20 cmH2O/l/sc
HULUNG^[13]	Constante por zonas pulmonares	1 - 300 cm3/cmH2O	Constante por zonas pulmonares	0-100 cmH2O/L/s
RESPILAB^[28]	Constante	25 - 200 cm3/cmH2O	Constante	2 - 12 cmH2O/L/s
ASL5000^[67]	Curvas no lineales	0.5 a 250 mL/cmH2O	Lineal o parabólica	3 a 500 cmH2O/L/s
SmartLung^[52]	Constante	10, 15 ,20, 30 mL/mbar	Constante	5, 20, 50, 200 mbar/L/s
Simulador chileno^[4] [54]	Constante a tramos	7.7 a 38.5 cm3/cmH2O	Lineal o parabólica	5 a 50 cmH2O/L/s

Tabla 2- Parámetros del modelo respiratorio

Especificaciones	Volumen corriente máximo	Volumen total	Flujo máximo	Rango de frecuencia respiratoria	Modelos de pulmón
SIMVENT^{[4][54]}	2.0 L	4.0 Lb	100 L/min	12 a 25 rpm	Pasivo Espontáneo
Simulador pasivo (LTL)^{[32][54]}	1 L	1 L	Sin datos	Sin datos	Pasivo
HULUNG^[13]	1.2 L	Sin datos	150 L/min	1 a 30 rpm	Pasivo Espontáneo Combinado
RESPILAB^[28]	Sin datos	No aplica	Sin datos	Calculada	Esportáneo
ASL5000^[67]	2.7 L	3.1 L	280 L/min	3 a 150 rpm (espontánea)	Pasivo (1 o 2 compartimientos) Espontáneo Combinado Generador de ondas de flujo
SmartLung^[52]	600 mL	1 L	Sin datos	Sin datos	Pasivo Espontáneo
Simulador chileno^{[4][54]}	500 mL	Sin datos	Sin datos	Sin datos	Pasivo Espontáneo

Tabla 3 - Prestaciones de los simuladores

Especificaciones	Monitoreo en tiempo real de curvas ventilatorias	Inspiración espontánea a (trigger por Flujo)	Inspiración espontánea a (trigger por Presión)	Informes en PDF, HTML, TXT u otro tipo de formato	Independiente del ventilador?	Interacción con LabView
SIMVENT^{[4][54]}	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	No
Simulador pasivo (LTL)^{[32][54]}	No	No	No	No	Sí	No
HULUNG^[13]	Sí	No	Sí	No	Sí	Sí
RESPILAB^[28]	Sí	No ^a	No ^a	No	Sí	No
ASL5000^[67]	Sí	Sí	Sí	Sí	No	Sí
SmartLung^[52]	Sí, pero con FlowAnalyser	Si	No	Si, pero con FlowAnalyser	Sí	No
Simulador chileno^{[4][54]}	No	No	Sí	No	Sí	No

Tabla 4- Modos y configuraciones de los simuladores

Especificaciones	Modos de operación	Métodos de configuración de parámetros	Perfiles respiratorios
SIMVENT^{[4][54]}	Muestreo de datos Verificación de ventiladores	Manual	Configurables
Simulador pasivo (LTL)^{[32][54]}	No aplica	Elegibles dentro de un rango	Configurables (valores limitados)
HULUNG^[13]	Muestreo de datos	Manual	Configurables
RESPILAB^[28]	Muestreo de datos	Elegibles dentro de un rango	Configurables (valores limitados)
ASL5000^[67]	Muestreo de datos Verificación de ventiladores Reproducción de sesión Pausa	Manual Predefinidos para cada ciclo Mediante software externo	Predefinidos y/o configurables
SmartLung^[52]	Muestreo de datos Verificación de ventiladores (con FlowAnalyser)	Elegibles dentro de un rango	Configurables (valores limitados)
Simulador chileno^{[4][54]}	Sin datos	Elegibles dentro de un rango	Configurables (valores limitados)

Tabla 5- Características y costos del hardware

Especificaciones	Precisión de movimiento	Frecuencia de muestreo	Retardo de medida del flujo	Peso	Dimensiones	Precio	Costo de desarrollo
SIMVENT^{[4][54]}	1.83 cm ³	100 Hz	50 ms	16 kg	680 x 482 x 270 mm	2400 dólares (proyectado)	82000 dólares
Simulador pasivo (LTL)^{[32][54]}	No aplica	No hay muestreo	No aplica	1 kg	250 x 120 x 30 mm	500 dólares	Sin datos
HULUNG^[13]	Sin datos	100 Hz	140 ms	Sin datos	Sin datos	Sin datos	Sin datos
RESPILAB^[28]	No aplica	Instantáneo	No aplica	No aplica	No aplica	Gratis (pero es sólo software)	Sin datos
ASL5000^[67]	0.014 cm ³	500 Hz	Menor a 50 ms	10 kg	425 x 219 x 315 mm	30000 dólares	Sin datos
SmartLung^[52]	No aplica	Sin datos	Sin datos	325 g	300 x 115 x 40 mm	475 euros	Sin datos
Simulador chileno^{[4][54]}	1 cm ³	Sin datos	Sin datos	2 kg	400 x 240 x 250 mm	Sin datos	35000 dólares

- RespiLab simula personas no pasivas (en reposo o bajo ejercicio físico, pero independientes de un ventilador), por lo tanto la respiración es espontánea en todo momento y no tiene sentido hablar de respiraciones espontáneas puntuales por flujo o presión.
- Volumen corriente máx. (2 L) + volumen residual (2 L).
- El dispositivo por sí solo, sin ningún dispositivo adicional como el anillo de resistencia parabólico.

2.9 Conclusiones respecto a otros simuladores

Luego del estudio de mercado realizado sobre los simuladores competidores, comprobamos que no existe en la actualidad un software que se conecte a un simulador de pulmón mecánico y realice una simulación con las características de **SIMVENT-DOCEO**, simulando el ciclo de "vida" del paciente robot, entre otras particularidades.

El más parecido en características es el software del robot ASL5000, pero su excesivo precio lo hace poco práctico para nuestro país, y a pesar de todas sus características, no simula el ciclo de vida del paciente robot.

3 Computación en tiempo real

En esta sección se mencionan varias definiciones y ejemplos de lo que es un sistema en tiempo real y la arquitectura dirigida por eventos, con la finalidad de introducir conceptos a partir de los cuales basaremos nuestro análisis, diseño e implementación de la solución.

3.1 Sistema de tiempo real

Un sistema de tiempo real controla un ambiente recibiendo datos, procesándolos, y devolviendo un resultado lo suficientemente rápido de forma de afectar al ambiente en ese tiempo definido.^[58]

Se dice que un sistema es de tiempo real si la correctitud de una operación depende no sólo de su correctitud lógica, sino también del tiempo que toma dicha operación en completarse.

Es un sistema que ante algún proceso considerado crítico, debe garantizar una respuesta antes de un límite definido de tiempo, el cual llamaremos "deadline". Podemos entonces clasificar los sistemas de tiempo real de acuerdo a las consecuencias de no cumplir con sus "deadlines":

Rígido – no cumplir con un "deadline" implica una falla total del sistema.

Firme – es tolerable no cumplir con un deadline de vez en cuando, pero se degrada la calidad del sistema. Además, no cumplir con un deadline implica que el resultado de la operación ya no es útil, descartándose el resultado.

Leve – la utilidad de un resultado se degrada al no cumplir con el deadline, degradando la calidad total del sistema, pero el resultado de la operación sigue siendo útil.

Un marcapasos puede ser considerado un sistema de tiempo real rígido, donde una falla en cumplir con los límites de tiempo puede ser fatal y no debería ocurrir jamás, mientras que un sistema que transmite audio-video de un evento en vivo puede ser considerado un sistema de tiempo real leve o firme (dependiendo de cómo se manejen los retrasos en la transmisión), donde un retraso es aceptable y el sistema continúa transmitiendo.^[59]

3.2 Arquitectura dirigida por eventos

La arquitectura dirigida por eventos es un patrón de desarrollo de arquitectura de software que promueve la producción, detección, consumo y reacción a eventos.

Un evento se puede definir como un cambio significativo de estado. Por ejemplo, cuando un auto deja de estar disponible en un sistema de compra/venta de autos, el sistema puede manejar esto como un evento, desencadenando una serie de notificaciones a otros sistemas a los cuales el evento puede ser relevante. Es importante entender que el evento no viaja, simplemente se produce; lo que viaja es la notification del que evento ocurrió, ante lo cual los sistemas consumen la notificación y reaccionan a ella.^[60]

3.3 Flujo de los eventos

Una arquitectura dirigida por eventos se puede construir sobre cuatro capas lógicas, comenzando por la detección del evento, siguiendo con la creación de su representación técnica (notification) y terminando con un conjunto de reacciones a ese evento.

Generación del evento

El generador del evento puede ser cualquier cosa: un email, un sensor, una nueva conexión tcp, un nuevo usuario en el sistema. El evento depende enteramente del sistema a modelar, y no existe una estandarización al respecto. La arquitectura debe definir cómo detectar este evento y qué es lo que lo genera.

Canal del evento

El canal del evento es un mecanismo por el cual la información del evento se transfiere al procesador de eventos, por ejemplo, a través de un email. Es el medio por el cual se representa el evento del sistema.

Motor de procesamiento de eventos

El motor de procesamiento de eventos es donde el evento es identificado y se elige una reacción apropiada, por ejemplo, si el evento es la indisponibilidad de un producto, la reacción puede ser realizar una orden de una compra de ese producto.

Actividad consecuencia

Aquí es donde las consecuencias del evento se muestran, por ejemplo, con una advertencia en pantalla o enviando un email. Dependiendo del nivel de automatización del motor de procesamiento de eventos, este paso puede llegar a ser omitido.

3.4 Utilidad

Una arquitectura dirigida por eventos presenta muy bajo acoplamiento entre sus componentes y muy buena distribución en el espacio-tiempo. La distribución de la arquitectura existe porque un evento puede ser casi cualquier cosa y existir casi en cualquier lugar. La arquitectura tiene bajo acoplamiento porque el evento no conoce las consecuencias de su causa; por ejemplo, un sistema de alarmas que reconoce información de cuándo una puerta se abre sólo conoce que la puerta se abrió; no sabe de otras consecuencias respecto a lo que representa la alarma.^[59]

A pesar de esto, la arquitectura dirigida por eventos presenta alto acoplamiento al nivel de la representación del evento. Las semánticas, la nomenclatura y las propiedades elegidas para representar al evento son un contrato que tanto quien produce el evento como quien lo consume deben respetar, creando una dependencia directa en el medio utilizado para representar el evento.^[61]

4 Clinical Document Architecture

Clinical Document Architecture (CDA) es un estándar de marcado de documentos definido por la organización internacional Health Level 7 (HL7), una organización que especifica estándares para el intercambio electrónico de información clínica en el ámbito de la salud, acreditada por el American National Standards Institute (ANSI).

Un documento CDA es un objeto informativo, definido y completo, que puede incluir texto, imágenes, sonidos y otros contenidos multimedia. Su propósito es especificar la estructura y semántica de los documentos clínicos.

Un documento clínico es la documentación de observaciones y servicios que se define por tener las siguientes características:

- **Persistencia.** Un documento clínico continúa existiendo en un estado inalterado, por un periodo de tiempo definido por requisitos locales y regulatorios
- **Administración.** Un documento clínico es mantenido por una persona u organización, la cual es encargada de su cuidado
- **Potencialmente autenticable.** Un documento clínico es un ensamblaje de información que puede ser legalmente autenticado.
- **Completitud.** La autenticación de un documento clínico aplica al todo y no a porciones del mismo sin el resto del contexto.
- **Legibilidad humana.** Un documento clínico es legible por un humano.

La implementación comúnmente usada de la especificación CDA es en Extensible Markup Language (XML). En general, las estructuras CDA son muy similares a las estructuras HTML. Dada su similaridad, transformar estructuras CDA en HTML con el objetivo de verlas en un web browser es bastante sencillo, y los documentos CDA se pueden generar con herramientas que generan HTML.^[62]

La especificación del formato CDA en su última versión se puede encontrar en la página web de HL7.^[63]

5 Especificación del proyecto

En esta sección definiremos las principales transformaciones sobre los objetivos iniciales del proyecto que fueron dándose a lo largo del ciclo de vida del mismo.

Tras un exhaustivo análisis de los mismos, desarrollo de muchos de ellos y negociaciones con el tutor del proyecto, se obtuvieron requerimientos más concretos que permitieron definir un alcance final para el proyecto o criterios de éxito/completitud.

Se detallan a continuación los requerimientos que fueron finalmente acordados.

5.1 Requerimientos heredados de SIMVENT

Se deberá seguir cumpliendo con los objetivos iniciales de SIMVENT (2011), listados a continuación:

1. Se deben poder variar los parámetros respiratorios (complacencia y resistencia) de forma continua dentro del rango de valores normales.
2. Se debe poder monitorear y ver en tiempo continuo en pantalla los valores de flujo, presión y volumen de las vías respiratorias.
3. Debe poder simular intentos de respiración espontánea de magnitud y duración programables.
4. Todas las acciones del prototipo deben ser configurables por software.
5. Se debe poder obtener un documento resumido con el resultado de la prueba del ventilador

5.2 Requerimientos funcionales

Verificación de ventiladores mecánicos

Se acordó mejorar, corregir y ampliar el modo de ensayo de ventiladores mecánicos de **SIMVENT**, siguiendo una idea similar. Se presentará como un módulo de software aparte, en caso de que deba ser mejorado o sustituido en el futuro.

Se reducirá la intervención manual del usuario y se agregarán nuevos parámetros a verificar. Se cambiará el formato del informe final a un formato CDA.

Sistema de enseñanza y evaluación

Se generará un sistema que permita a estudiantes y docentes simular diferentes pacientes y aprender a utilizar ventiladores mecánicos. La característica principal es que se agregara un modelo que permitirá simular el estado de vida del paciente en cada momento. Si los usuarios no logran un nivel adecuado de ventilación, el paciente simulado “morirá”.

Los docentes podrán poner a prueba a los estudiantes con diferentes pacientes y/o situaciones, a modo de evaluación. A su vez el modelo permitirá ver la evolución de un paciente a lo largo del tiempo, asumiendo constantes los otros factores fisiológicos no modelados (sistema circulatorio, nervioso, etc.).

Simulación de pacientes

Se contará con un ABM (Alta Baja Modificación) de pacientes. Una vez elegido el paciente, se podrá simular una situación de ventilación durante la cual la vida del paciente simulado recorrerá varios estados de peligro, incluyendo la propia muerte del paciente.

Se proveerá un medio por el cual verificar el estado de vida del paciente en tiempo real de forma gráfica. Los valores del paciente podrán ser modificados durante la simulación, reflejándose cada cambio en el informe final.

Modo asistido

En este modo se debe poder realizar una sesión de simulación docente, donde el programa dará indicaciones al usuario de que debe hacer para mejorar la ventilación del paciente.

Observación: este modo finalmente no se implementó, se realizó su diseño y especificación.

Modo examen

Este modo es similar al anterior en funcionamiento, con la diferencia de que no se muestran mensajes ni indicaciones, el estudiante debe resolver un problema respiratorio en una sesión de simulación, en la cual debe evitar que el paciente “muera” (o pase demasiado tiempo en las zonas con riesgo de muerte inminente).

Se deja a criterio del docente cómo evaluar al estudiante en este modo, proveyendo como herramienta el informe final.

Generación de informe docente

El informe se generará al finalizar la simulación, utilizando el formato CDA, y será un resumen de los acontecimientos más importantes durante la simulación, incluyendo:

- Valores de los parámetros al iniciar la simulación
- Cambios en la ventilación del paciente
- Cambios en el propio paciente
- Cambios en el estado de vida del paciente
- Muerte del paciente
- Valores de los parámetros al finalizar la simulación

Simulador de SIMVENT y Ventilador Mecánico

Se proveerá un simulador puramente software, el cual podrá usarse como reemplazo de **SIMVENT** hardware. La comunicación entre SIMVENT-DOCEO y el simulador será la misma que con SIMVENT, utilizando puertos seriales. El mismo también simulará el ventilador mecánico. Se deja a criterio de los estudiantes el modo de simulación del ventilador mecánico.

El simulador a su vez podrá correr en un modo “acelerado”, permitiéndole a los docentes y/o estudiantes observar qué pasaría si, por ejemplo, se deja el simulador corriendo una hora en un tiempo mucho menor (minutos o segundos). Este tiempo dependerá de la capacidad del sistema sobre el cual se ejecute la simulación.

El simulador será entregado como una aplicación compañera de SIMVENT-DOCEO.

Observación: Para conseguir mayores velocidades de simulación se tuvo que generar un tercer ejecutable (jar), el cual contiene tanto a **SIMVENT-DOCEO** como al Simulador de **SIMVENT** (integrados), donde la comunicación se realiza en forma directa, sin utilizar puertos seriales, ya que se detectó que los mismos agregaban un overhead de al menos 2 ms, no permitiendo acelerar la simulación más allá de ese valor.

5.3 Requerimientos no funcionales

Portabilidad

El sistema debe funcionar en varios sistemas y condiciones diferentes, incluyendo al menos: Windows XP, Windows 10, Ubuntu 14.04 y Mac OS X (versión El Capitán).

Rendimiento y estabilidad

El sistema, siendo un sistema de tiempo real, debe ser capaz de mantenerse en funcionamiento al menos por una hora sin sufrir errores y manteniendo su consumo de memoria y cpu estables durante la misma.

6 Simulador de paciente SIMVENT

El software actual de **SIMVENT** permite observar las curvas en tiempo real según los datos obtenidos, guardar las curvas, definir los parámetros del pulmón, realizar ensayo del ventilador (verificación), entre otras cosas.

Al iniciar, el software se intenta conectar con el hardware a través del puerto USB, verificando si está conectado correctamente. En caso afirmativo, se ingresa al sistema y se muestra en pantalla el menú principal del mismo, el cual posee las opciones: nueva sesión, curvas ventilatorias, curvas pulmonares, ensayo de ventilador, modelo de pulmón y salir.

Para comenzar con la ejecución, primero se debe crear una nueva sesión con el botón correspondiente. Al crear la nueva sesión, los parámetros vuelven a sus valores por defecto, con una complacencia lineal de 30 ml/cmH₂O, una resistencia de 10 cmH₂O/(ml/s) y sin intentos de inspiración espontánea. También se reinician las gráficas y el tiempo transcurrido.

La opción de curvas ventilatorias muestra las gráficas de presión en vías aéreas, volumen corriente en cada instante y el flujo aéreo. Al presionar el botón “comenzar”, el dispositivo comenzará a enviar datos al software y éste generará las gráficas en función de esos datos. Presionando el botón “capturar”, se agregarán los gráficos de ese instante de tiempo al informe PDF de la sesión, que se generará al cliquear la opción “Generar informe en PDF”, dentro del menú “Archivo” en la barra superior del programa.

En la opción curvas pulmonares se pueden observar las gráficas de presión alveolar y volumen corriente en cada instante de tiempo. También se muestra un gráfico en la parte inferior con la relación entre el volumen corriente y la presión alveolar (complacencia) según los datos obtenidos del dispositivo, y se contrasta con la relación teórica que debería existir (gráfico lineal correspondiente a la complacencia seteada).^[4]

6.1 Restricciones del modelo de pulmón de SIMVENT

Los componentes mecánicos de **SIMVENT** restringen los valores máximos y mínimos para ciertos parámetros.^[4] En la tabla 6 se muestra resumidamente cuáles son estas restricciones.

Tabla 6- Valores límite del modelo de SIMVENT

Parámetro	Máximo	Mínimo
Volumen (V)	2 litros	0.1 litros
Resistencia vías aéreas (R _{va})	35 cmH ₂ O/l/s	5 cmH ₂ O/l/s
Complacencia (C)	80 ml/cmH ₂ O	15 ml/cmH ₂ O
Presión vías aéreas (P _{va})	213.3 cmH ₂ O	0 cmH ₂ O
Flujo (V')	100 l/m	20 l/m
Frecuencia respiratoria (f)	25 resp/m	12 resp/m

A su vez se restringe la variabilidad de la complacencia y la resistencia, siendo la primera constante o a tres tramos, y siendo la segunda siempre constante. La frecuencia de muestreo se restringe a 100 Hz, y solamente se soportan los modos de operación pasivo y espontáneo.

6.2 Datos enviados desde el simulador hacia el programa

A continuación describimos los datos de entrada para las distintas rutinas que soporta **SIMVENT**:

Envío de datos del paciente cada 50 ms

Frecuencia de envío: 1 envío / 50 ms

Datos recibidos:

- Presión alveolar (filtrada)
- Volumen
- Presión en las vías aéreas

Formato: "W, [Presión alveolar (filtrada)], [Volumen], [Presión en las vías aéreas]"

Observación: En la documentación original de **SIMVENT**, se habla de una subrutina I. Esta subrutina en realidad no existe y es esta la que se describe.

Envío de datos del paciente cada 10 ms

Frecuencia de envío: 1 envío / 10 ms

Datos recibidos:

- Presión alveolar (sin filtrar)
- Volumen
- Presión en las vías aéreas

Formato: "X, [Presión alveolar (sin filtrar)], [Volumen], [Presión en las vías aéreas]"

6.3 Datos enviados desde el programa hacia el simulador

Para la recepción de datos se utiliza el protocolo de envío de datos definido en UBW (USB Bit Whacker), "Letras,N°1,N°2,.....,N°X".

Comenzar o detener el envío de datos del paciente cada 50 ms

Para utilizar esta subrutina se envía el comando W al PIC. Este comando sirve para comenzar o detener el envío de datos de presión alveolar, volumen y presión de las vías aéreas desde el PIC a la PC.

Estos datos se envían cada 50 ms. Cuando se inicializa **SIMVENT** se configura por defecto que no se envíen datos a PC.

El dato de presión alveolar que se envía es una presión a la que se le aplicó un filtro para eliminar los picos de presión de comienzo y fin de ciclo.

Comenzar o detener el envío de datos del paciente cada 10 ms

Al igual que el comando W, el comando X configura el comienzo o fin de envío de datos a la PC. La diferencia entre este comando y el anterior es que envía datos de presión alveolar, volumen y presión cada 10ms. Además envía el dato de presión alveolar leído, sin el tratamiento de filtro de recorte de picos de inicio y fin de ciclo.

Al igual que el comando anterior se configura por defecto que no se envíen datos a PC.

Configurar el valor de la complacencia

Con este paquete se configura a través de la PC el valor de complacencia que se desea utilizar.

Para configurar el valor se debe enviar al PIC "CO, [Complacencia1], [Complacencia2], [Complacencia3], [VolumenComplacencia1], [VolumenComplacencia2]".

Como se puede observar en este comando se pueden configurar hasta tres valores diferentes de complacencia, logrando una complacencia variable a tramos. Si simplemente se desea configurar un valor de complacencia se ponen los otros dos valores en cero.

El valor VolumenComplacenciaX indica hasta qué volumen corriente se mantiene el valor de complacencia X.

Configurar el valor de la resistencia

Mediante el comando "RE, [ValorResistencia]" se configura el valor de resistencia en vías aéreas que se desea.

Configurar inspiración espontánea por flujo

A través de este comando se configura la inspiración espontánea por flujo. Con el envío del comando "EF, [ValorFlujo]" se configura el flujo que habrá cuando exista una respiración espontánea. Dicha configuración establece una cantidad de pasos determinada que deberá dar el motor.

Configurar inspiración espontánea por diferencia de presión.

Este comando es análogo al comando EF. La diferencia radica en que en este caso se configura la diferencia de presión que habrá mientras se realice la inspiración espontánea. Para utilizar este comando se debe enviar al PIC "EP, [ValorPresion]".

6.4 Verificación de ventiladores mecánicos

El software original de **SIMVENT** tiene la funcionalidad de generar un informe sobre ensayos de VM. A continuación se detalla el proceso que termina generando este informe.

Se procesan las muestras de presión alveolar, presión en vías y volumen dados por SIMVENT y los datos del display del ventilador, recibidos a través de la interfaz de usuario. De las muestras se obtienen por ciclo ventilatorio, los valores de Volumen Máximo, Presión en Vías Máxima, Presión Media en Vías, PEEP, frecuencia ventilatoria y relación I:E.

Inicialmente se separan las muestras en ciclos ventilatorios. A partir del flujo se identifica el comienzo de la inspiración, ya que el inicio de la insuflación genera un “pico” en el flujo, debido al repentino aumento de volumen. Encontrando estos picos a lo largo de las muestras se delimitan todos los inicios de ciclo, y por ende todos los ciclos respiratorios.

Se prosigue con el cálculo de los valores antes mencionados.

Volumen Máximo: Es el punto máximo del volumen normalizado a presión atmosférica. Para normalizar se opera:

$$V_{PTN} = ((V_C + V_{RES}) \cdot (P_{ALV} + PTN) / PTN) - V_{RES}$$

Presión Máxima en Vías Respiratorias: Se obtiene el valor máximo del ciclo.

Presión Media: Valor de presión promedio en el ciclo.

PEEP: Se obtienen los índices de las muestras cercanas al final de ciclo en que el valor de flujo asociado se encuentra en torno al cero. De la observación de los histogramas de los valores de presión se decidió utilizar el promedio como estimador del valor de PEEP. Sin embargo, para los casos donde la presión al final del ciclo no es estable por un intervalo considerable, simplemente se elige el punto de menor presión como estimador.

Frecuencia: Del cálculo de los ciclos se obtienen varios valores de frecuencia, a partir del número de muestras y el periodo de muestreo (10ms).

Relación I:E: Se inicia identificando los índices de la inspiración. Observando el flujo se calcula la cantidad de muestras que hay desde el inicio de la insuflación hasta la pausa inspiratoria en el volumen máximo inclusive y luego el tiempo. El resto del ciclo es espiración. Finalmente se calcula la relación tiempo de inspiración sobre tiempo de espiración.

Luego del análisis ciclo a ciclo de las muestras comienza el enfoque estadístico de los valores obtenidos. Por un lado, se calcula la media y desviación estándar de los valores obtenidos a partir del post procesamiento; por otro, a partir de los datos obtenidos del display del ventilador. Como índices comparativos también se obtienen la media y desviación de las diferencias entre los valores dados por el post procesamiento y el VM.^[4]

6.5 Respiración espontánea

El software original de **SIMVENT** permite configurar los intentos de inspiración espontánea por presión o por flujo, configurando también la magnitud del intento.

El hardware **SIMVENT** al recibir una orden de intento de inspiración lo simulará inmediatamente. Para que el dispositivo no realice intentos en momentos no adecuados, mientras se está dando una inspiración o todavía no se haya expulsado la mayoría del aire, se realizó un algoritmo sencillo.

Las órdenes de intentos solamente se enviarán en el momento en que esté terminado una espiración, es decir cuando la mayor parte de aire haya sido expulsado. Para lograrlo se utiliza la señal de flujo; cuando es negativa y llega a un entorno de cero se habilita el envío de orden de intento hasta que comience un ciclo ventilatorio, generándose una ventana de acción.

Esta orden se puede enviar directamente por el usuario o de forma aleatoria. Si el usuario envía la orden durante la ventana, el dispositivo se accionará inmediatamente si no se accionará en cuanto se habilite esta. Si se selecciona de forma aleatoria, un timer con intervalo de tiempo variable se activará enviando la orden, en caso expirar y encontrarse habilitada la ventana de acción se enviará la orden de intento, en otro caso se repetirá en la siguiente ventana de acción.

6.6 Informe de ensayo de ventilador mecánico

Se genera un archivo en formato PDF con los siguientes datos:

- Usuario que realizó el Ensayo
- Lugar donde se realizó
- Fecha y hora de la prueba
- Marca, modelo y número de serie del Ventilador Mecánico
- Resistencia y complacencia del paciente simulado por SIMVENT
- Capturas de las curvas generadas a través del software
- Modo de ventilación y cantidad de ciclos analizados
- Tabla comparativa con media y desviación de Volumen Máximo, Presión en Vías Máxima, Presión en Vías Media, PEEP, frecuencia respiratoria y relación I:E tanto para los valores dados por el ventilador como para los obtenidos por post procesamiento, así como la media y desviación de la resta de estos valores.

6.7 Informe de visualización de curvas de ventilador mecánico

Se genera un PDF con los siguientes datos:

- Fecha y hora de la prueba
- Marca y modelo del Ventilador Mecánico
- Resistencia y complacencia del paciente simulado por SIMVENT
- Capturas de las curvas generadas a través del software

7 Fisiología respiratoria desde el punto de vista de la simulación

Veremos desde un punto de vista teórico la función respiratoria, definiendo los conceptos necesarios para comprender el modelo implementando, sin entrar en detalle de los mismos.

7.1 Procesos respiratorios

Para asegurar la correcta oxigenación de la sangre, en el aparato respiratorio se deben cumplir de manera coordinada tres grandes procesos fisiológicos: **Ventilación Pulmonar, Circulación Pulmonar e Intercambio Gaseoso**

La fisiología de la **ventilación pulmonar** describe y explora los mecanismos que determinan la entrada y salida de aire del aparato respiratorio. El aire llega desde la atmósfera hasta los espacios alveolares con un **volumen** y una **frecuencia respiratoria** determinada. Para ello, los músculos respiratorios se contraen realizando trabajo muscular. La contracción muscular mueve las estructuras de la caja torácica, haciendo descender la **presión dentro del tórax** a niveles sub atmosféricos, con lo que se genera el **flujo aéreo** inspiratorio. Al mismo tiempo, existen fuerzas o resistencias que se oponen a este proceso. Ellas son las llamadas **resistencias elásticas y resistencias no elásticas**. Las resistencias elásticas son las que se oponen a la deformación de las estructuras anatómicas del aparato respiratorio. Las resistencias no elásticas son las llamadas resistencias de las vías aéreas (R_{VA}), que dependen del calibre, la longitud y las características del flujo aéreo que las recorre.

La **circulación pulmonar** tiene un régimen especial de presiones y depende del estado funcional del corazón, que impulsa la sangre dentro de este árbol vascular para que se oxigene en su pasaje por la proximidad de los alvéolos.

Una vez que la ventilación alveolar y el flujo sanguíneo están asegurados, se produce un **intercambio de gases** entre alvéolos y capilares por el cual el oxígeno se incorpora al torrente sanguíneo mientras que el anhídrido carbónico sigue un trayecto inverso y se elimina a la atmósfera.

7.2 Ventilación mecánica

El estudio de la mecánica ventilatoria se basa en el registro y análisis de las señales de la presión de vía aérea (P_{va}) y el flujo (F_l) además del volumen aéreo (V) que se obtiene por integración de la señal de flujo. En circunstancias especiales es necesario complementar el estudio de la mecánica del aparato respiratorio con una cuarta señal: la presión pleural (P_{pl}).

Funcionamiento general de la ventilación pulmonar

La ventilación pulmonar, entendida como secuencia de eventos que permiten la entrada y salida de aire del aparato respiratorio, está gobernada por un complejo sistema de control que responde a diferentes estímulos fisiológicos. En condiciones habituales la respiración es un fenómeno automático, aún cuando al mismo tiempo se realizan otras actividades como hablar, comer, toser o dormir. Este mecanismo complejo nunca se detiene ya que el gas alveolar debe renovarse de manera continua. Es un fenómeno rítmico que tiene dos fases: **inspiración y espiración**. La inspiración es la entrada de un volumen de aire dentro de los pulmones y la espiración es la salida de un volumen de aire de similar cantidad pero de diferente composición.

Presión de la vía aérea

El análisis de la curva de Pva (cmH₂O) en el tiempo permite caracterizar la resultante de las fuerzas que se aplican en inspiración y espiración para el movimiento de gases dentro y fuera del aparato respiratorio. En el punto de reposo respiratorio, la Pva es igual a la presión alveolar y vale 0 cmH₂O. A medida que progresá la inspiración, la Pva disminuye debajo de 0 para volver a este valor al final de la inspiración. Estos cambios de presión son consecuencia de la acción de los músculos respiratorios. Al finalizar la contracción muscular, por la retracción elástica de las estructuras anatómicas del aparato respiratorio, la presión intratorácica se vuelve supra-atmosférica. Así se genera el gradiente de presión necesario para que el aire salga al exterior en el tiempo espiratorio.

Flujo aéreo

El flujo de gas (FI, L/s) que entra o sale por la vía aérea puede ser cuantificado y representado en el tiempo. En el punto de reposo, antes del inicio de la inspiración, el flujo parte de un valor cero, que indica que no entra ni sale aire del aparato respiratorio. A medida que los músculos respiratorios se contraen, el flujo inspiratorio aumenta hasta un valor máximo que luego declina hacia el final de la inspiración. Por convención, el flujo inspiratorio se grafica con valores positivos, mientras que el flujo espiratorio se representa con valores de signo negativo. En el pasaje de inspiración a espiración el flujo aéreo pasa por un punto de flujo cero. Los puntos de cruce por cero en la señal de FI son utilizados para identificar los momentos de inicio de inspiración y de espiración.

Volumen corriente

El volumen total de aire que entra o sale en cada inspiración o espiración es el volumen corriente (Vc, mL). A los efectos prácticos y en condiciones de normalidad, el volumen de aire que entra debe ser igual al volumen que sale. Sin embargo, fisiológicamente, estos volúmenes no son exactamente iguales debido a que la composición gaseosa es diferente en términos de concentraciones de oxígeno y de anhídrido carbónico, como consecuencia del metabolismo celular.

Inspiración y espiración

Las variables fisiológicas deben ser analizadas en el tiempo ya que describen los cambios propios del ciclo respiratorio. Es así que es posible identificar un momento de inicio y fin de inspiración y por lo tanto, un **tiempo inspiratorio (Ti)**. Luego, los ciclos se suceden en el tiempo con una frecuencia que puede ser variable. De la misma forma, se identifica un punto de inicio y otro de fin de espiración que delimitan el tiempo espiratorio (**Te**). La suma de los tiempos inspiratorio y espiratorio conforma el tiempo total (**Ttot**) o duración total del ciclo ventilatorio. La duración total de un ciclo es del orden de 4 a 6 segundos. La relación “tiempo inspiratorio: tiempo espiratorio” (**relación IE**) es generalmente 1:2, vale decir que la espiración suele durar el doble que la inspiración. Otra forma de expresarlo es en términos de **Ti/Ttot**, cuyos valores normales son de 0.3 a 0.4.

Resistencia

Cualquier flujo de gas que entra o sale del aparato respiratorio durante la respiración debe vencer fuerzas que se le oponen. La resistencia de la vía aérea es la relación entre el gradiente de presión aplicada sobre el flujo aéreo resultante. $R_{va} = \Delta P / F$

Se expresa en unidades de presión/volumen/unidad de tiempo (cmH₂O/L/s).

Complacencia

El parénquima pulmonar contiene tejido elástico. Normalmente, sacado de su compartimento torácico que lo mantiene abierto, el pulmón tiende a colapsar. Así, para lograr que el aire penetre en su interior durante una inspiración, es necesario vencer su resistencia elástica. Esta fuerza que se opone al movimiento de gas puede medirse a través del estudio de la elastancia pulmonar (presión necesaria para generar un cambio de volumen, $E = \Delta P / \Delta V$) o su inversa, la **complacencia pulmonar (C = ΔV/ΔP)**. La complacencia C es entonces una magnitud que representa las resistencias elásticas del aparato respiratorio que se opone a la deformación de sus estructuras anatómicas. Se determina estimando el cambio de volumen producido por un cambio de presión. En términos estrictos, C debe ser medida en condiciones de estática, en ausencia absoluta de flujo aéreo, cuando las presiones pulmonares están en equilibrio.

La complacencia se expresa en unidades de volumen por unidades de presión (mL/cm H₂O).

Modelo RC

El modelo RC es uno de los tantos modelos existentes que permiten representar mecánicamente el funcionamiento del aparato respiratorio. En este modelo, la función respiratoria queda definida con los valores de los dos parámetros mencionados en las secciones anteriores: **resistencia y complacencia**, permaneciendo constantes para todo valor de flujo y volumen pulmonar. El producto entre ambos representa la constante de tiempo del sistema respiratorio (RC).

Es un modelo lineal de un compartimiento, en donde existe una única vía aérea conectada a un único balón elástico.

Este modelo se corresponde con un circuito eléctrico donde cada uno de los parámetros respiratorios tiene su equivalente a nivel eléctrico. En la figura 34 se puede observar un diagrama de este circuito eléctrico.

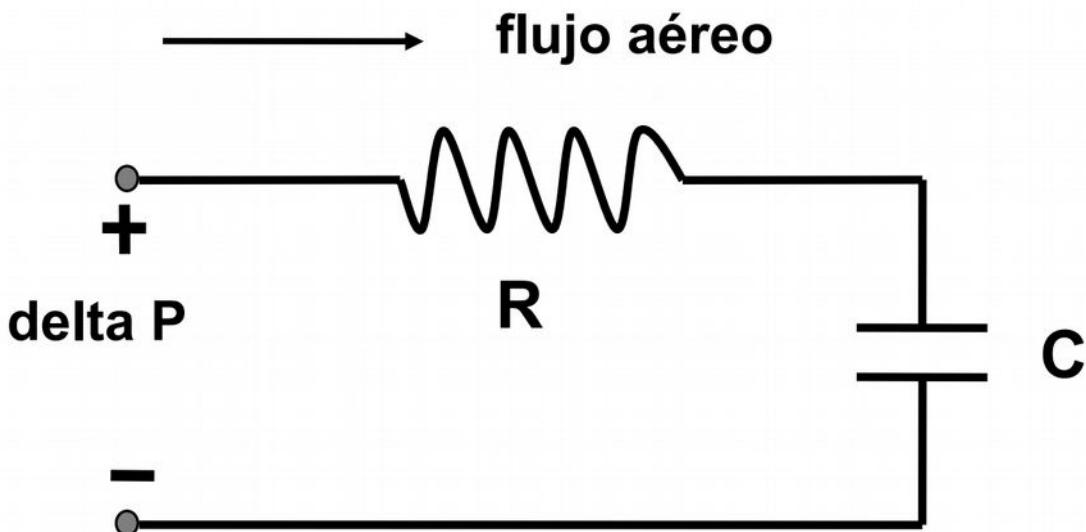


Figura 34 - Circuito eléctrico del modelo RC.

Este circuito se corresponde con el modelo mecánico RC. Las equivalencias que se pueden identificar entre el modelo mecánico y el circuito que se muestra son: resistencia (**R**) con la resistencia de vías aéreas, capacitancia (**C**) con la complacencia, la corriente con el flujo aéreo, y la diferencia de potencial aplicada al circuito (**delta P**) con la diferencia de presión entre la boca y la pleura. Tomado de F. Simini^[1]

Este modelo es útil para representar un aparato respiratorio normal, pero su aplicación en situaciones patológicas es cuestionable.

Para poder reflejar asimetrías se debe utilizar un modelo lineal de dos compartimientos, formado por una vía aérea que se divide en dos “bronquios”, donde cada uno está conectado a un balón elástico. En este caso, cada rama tiene sus propios valores de **R** y **C** independientes de la otra, y por lo tanto cada una tiene su propia constante de tiempo **RC**. Este modelo puede representar mejor ciertas patologías donde un pulmón esté más afectado que el otro, o donde un pulmón esté sano y el otro no.

Los parámetros del modelo no son constantes en la realidad (dentro de un ciclo respiratorio), ya que la resistencia y complacencia varían con los cambios de flujo y volumen. Esto se puede modelar utilizando circuitos de parámetros no constantes, lo cual permite representar de manera más fiel a la realidad las características de ciertas patologías, como el síndrome de distress respiratorio agudo o la fibrosis pulmonar. En estos casos, la complacencia va disminuyendo a medida que aumenta el volumen (conocido como “sobre-distensión”).^[1]

SIMVENT implementa el modelo RC descrito, con **C** variable a tramos.^[4]

7.3 Ventilación alveolar

La ventilación alveolar describe específicamente el comportamiento de los gases en los alvéolos y en el intercambio realizado entre los mismos y el torrente sanguíneo, para poder conocer o estimar la cantidad presente de cierto gas en sangre, y de esta forma poder evaluar si corresponde a niveles aceptables o peligrosos para la vida humana.

Ventilación minuto o total es la cantidad de aire que entra o sale de los pulmones en un minuto. Cuantitativamente, la cantidad de aire que penetra en los pulmones en un minuto (VI), es ligeramente superior que la cantidad de aire espirado en un minuto (VE).

En un adulto joven, el **volumen corriente** normal (VC) es de alrededor de 500 ml. Sólo una parte de este volumen llega a los alvéolos, ya que alrededor de 130-160 ml quedan en las vías aéreas y no participan en el intercambio gaseoso. Este último volumen se denomina **espacio muerto** anatómico. Existen además alvéolos, que aun en condiciones normales tienen un flujo sanguíneo nulo, por lo que tampoco participan en el intercambio gaseoso. El volumen ocupado por estos alvéolos no perfundidos se denomina espacio muerto alveolar o funcional (normal 20-50ml).

El conjunto de los espacios muertos anatómico y alveolar se llama **espacio muerto fisiológico** (VEM o VD). En un adulto joven, el valor normal del espacio muerto fisiológico es de alrededor de 150 ml. El VEM depende del sexo, edad y talla. En un sujeto normal es de aproximadamente un tercio del volumen corriente de reposo.

La **frecuencia respiratoria** (f) se define como la **cantidad de ciclos respiratorios que ocurren en un minuto** (en general suele utilizarse esta unidad de tiempo), y su valor normal es de 12 respiraciones por minuto (en promedio), aunque este valor depende de la edad si se requiere un análisis más riguroso del mismo.

Si se multiplica el VC por la frecuencia respiratoria (f), se obtiene el volumen global ventilado en un minuto que, por recolectarse usualmente en espiración, se designa como volumen espiratorio por minuto o \dot{V}_E (el punto sobre la V significa "por unidad de tiempo"). La parte de esta ventilación que queda en el VEM se calcula multiplicando este último por la frecuencia respiratoria. El volumen minuto neto que llega a los alvéolos funcionantes y toma parte en el intercambio gaseoso se denomina ventilación alveolar (\dot{V}_A). Las siguientes ecuaciones expresan estos conceptos:

$$\dot{V}_E = VC \times f$$

$$\dot{V}_A = (VC - V_{EM}) \times f$$

La frecuencia respiratoria por minuto se define en el ventilador mecánico. En el ventilador mecánico se podría definir también el valor del volumen corriente (si se quiere utilizar un valor distinto al normal) e incluso el volumen minuto. En este caso, el espacio muerto fisiológico se debe calcular como el 30% del volumen corriente.

Presión alveolar de CO₂ (PACO₂)

La ventilación alveolar normal se define como aquella capaz de mantener la presión alveolar de CO₂ (PACO₂) dentro de los límites normales de 35 a 45 mmHg. Si esta presión está por debajo de 35, estamos en un caso de hiperventilación (ventilación alveolar excesiva), en cambio si está por encima de 45, estamos frente a un caso de hipovenitilación (ventilación alveolar insuficiente).^[2] Debido a la gran difusibilidad del dióxido de carbono, la presión arterial y alveolar de CO₂ se consideran iguales en la práctica.^[68]

La PACO₂ depende del balance entre su producción por el organismo ($\dot{V}CO_2$) y de su remoción por la ventilación alveolar, que es muy eficaz dada la escasa cantidad de CO₂ en el aire ambiente. En condiciones de equilibrio, la eliminación de CO₂ es igual a su producción, manteniéndose una PACO₂ estable de 40 mmHg. Esta relación se expresa en la ecuación que sigue, en donde K es un coeficiente (0,863) para expresar la presión de CO₂ en mmHg:

$$P_A CO_2 = K \cdot \frac{\dot{V}CO_2}{\dot{V}_A}$$

El valor promedio normal de VCO₂ es de 200 ml/min en reposo (para una dieta balanceada).

En enfermedades obstructivas severas, el Vem aumenta y/o el VC disminuye, lo que hace que la ventilación alveolar y el volumen minuto disminuyan para los mismos valores de f (y por tanto se requiera una mayor frecuencia respiratoria). También existen patologías que pueden provocar un aumento en la producción de CO₂ del organismo.

Presión alveolar de O₂ (PAO₂)

La PAO₂ está determinada por el equilibrio entre el consumo de O₂ del organismo y el aporte de la ventilación. Este último depende básicamente de la presión parcial de O₂ en el aire inspirado, con lo cual la PaO₂ "normal" es diferente según la altitud.

A diferencia de lo que sucede con el CO₂, la presión arterial de O₂ no es igual a la alveolar. La PaO₂ se calcula usualmente mediante la ecuación del aire alveolar, que en su forma simplificada se expresa en la siguiente forma:

$$P_A O_2 = P_i O_2 - (P_a CO_2 / QR)$$

En la cual:

- P_iO₂ es la presión inspirada de oxígeno que se calcula con la siguiente fórmula:

$$P_{iO_2} = (PB - 47) F_{iO_2}$$

La presión total del aire inspirado es igual a la presión atmosférica o barométrica (PB). Si se le resta 47 mmHg, que es la presión producida por el vapor de agua una vez que el aire ha sido saturado y calentado a 37°C en la nariz y vía aérea alta, se tiene la presión total de aire inspirado seco. Al multiplicar esta presión por la fracción que el O₂ representa en el aire seco (F_{iO₂}, 0,2094 o 20,94%) se obtiene la presión parcial de O₂.

El cociente respiratorio (QR = $\dot{V} CO_2 / \dot{V} O_2$) se incluye en la fórmula como un factor de corrección para los cambios de presiones parciales que se producen en el aire alveolar debido a que el volumen inspirado es aproximadamente un 20% mayor que el espirado, porque es más el O₂ que entra al capilar que el CO₂ que sale de éste. La explicación de este hecho reside en que con una dieta mixta el consumo de O₂ en reposo es aproximadamente de 250 ml/min y la producción de CO₂ de 200 ml/min. Esto se debe a que la combustión de grasas y proteínas produce como residuos no sólo CO₂ sino que también como agua, que se elimina por el riñón. Si se calcula el QR con estos datos este será de 200 / 250, o sea, 0,8 (valor más frecuente) cifra que se usa para cálculos aproximados de P_aO₂. Si la alimentación fuera exclusivamente de hidratos de carbono el QR sería 1,0. y si predominaran las grasas el QR sería de 0,7.

La P_aCO₂ es igual a la P_aCO₂ media. Como el CO₂ llega por los capilares directamente al alvéolo, ocupa en ellos un espacio que limita la entrada de O₂, por lo cual debe restarse a la presión inspirada de O₂.

Hipoxemia

La hipoxemia es una disminución anormal de la presión parcial de oxígeno en sangre arterial por debajo de 80 mmHg.

La tolerancia a la hipoxemia varía considerablemente entre individuos. Las manifestaciones clínicas son inespecíficas y dependen de las condiciones físicas del sujeto, de su nivel de actividad y de si la hipoxemia es de carácter agudo o crónico. Mientras más rápida es la caída de la P_aO₂, mayores son los trastornos que se producen, porque los mecanismos de compensación agudos son de capacidad limitada. En cambio, cuando la hipoxemia es de instalación lenta (enfermedades crónicas pulmonares y cardíacas), hay tiempo para el desarrollo de mecanismos de compensación eficaces.

A pesar de que son muchas las variables que determinan la gravedad de una hipoxemia, los siguientes criterios de calificación son útiles como una primera aproximación:

- Si P_aO₂ <= 80 mmHg se considera que existe hipoxemia moderada.
- Si P_aO₂ <= 60 mmHg se considera una hipoxemia importante
- Si P_aO₂ <= 40 mmHg el trastorno es grave y debe temerse daño miocárdico y cerebral

- Si $P_aO_2 \leq 20$ mmHg el trastorno es severo y el riesgo de muerte es inminente

Como la menor presión arterial de O_2 que puede mantener la vida es de 20 mmHg, suponiendo una diferencia alvéolo-arterial media de 10 mmHg la menor presión alveolar de O_2 capaz de mantener la vida es de 30 mmHg.^[2]

Hipercapnia

La hipercapnia o hipercarbia es un importante trastorno que consiste en el aumento de la P_aCO_2 por sobre el límite superior normal de 45 mmHg.

Normalmente, están presentes unos 40 mmHg de dióxido de carbono (CO_2) en sangre. La hipercapnia comienza a ocurrir cuando hay más de 45 mm Hg de CO_2 en la sangre.

En niveles leves de exposición, la cantidad de dióxido de carbono varía entre 45 y 50-55 mmHg. En niveles moderados, entre 55 y 70-75 mmHg. En tales casos, los pacientes muestran una recuperación completa después de un lapso de tiempo. En casos severos de exposición, el nivel de CO_2 en la sangre es de 75 mmHg o más. Esto puede causar daño permanente en el sistema nervioso central. Si no se trata adecuadamente en el tiempo, podría incluso causar la muerte.^{[73][74]}

Hipoxia

La hipoxia se define como la disminución del aporte de oxígeno a las células y tejidos, lo que limita la producción de energía a niveles por debajo de los requerimientos celulares. Puede generarse por diversos mecanismos que se esquematizan de la siguiente forma:

1. **Por disminución de la P_aO_2** a raíz de cualquiera de las causas de hipoxemia enumeradas.
2. **Por disminución de la capacidad de transporte de oxígeno** de la sangre: anemia, intoxicación por CO, metahemoglobinemia.
3. **Por disminución del aporte sanguíneo a los tejidos:**
 - generalizado: shock, insuficiencia cardíaca.
 - localizado: oclusión arterial o venosa.
4. **Por trastorno de difusión entre capilar y célula** por aumento de líquido intersticial (edema).
5. **Por intoxicación de los sistemas enzimáticos celulares de óxido-reducción:** intoxicación por cianuro.
6. **Por consumo excesivo de oxígeno en los tejidos:** fiebre alta, ejercicio muscular intenso.^[2]

Las células cerebrales son las primeras que comienzan a morir a causa de una hipoxemia grave o severa, al no recibir la cantidad adecuada de oxígeno. El tiempo promedio máximo que puede pasar antes de que comience un daño cerebral irreversible es de unos cinco minutos. El daño provocado por hipoxemia depende de la magnitud de la misma y del tiempo de exposición, entre otros factores.^{[76][77]}

8 Ventilación mecánica para la simulación de pacientes

Analizaremos conceptos básicos de la ventilación mecánica necesarios para comprender este texto. En caso de ya estar familiarizado con dichos conceptos, no es necesario leer este capítulo.

8.1 Ventiladores mecánicos y su funcionamiento

Un ventilador mecánico es un dispositivo capaz de suplir el control de ventilación del paciente para posibilitar el intercambio gaseoso. Además, debe ser capaz no solo de suplir enteramente la función ventilatoria, sino también debe poder reducir el trabajo respiratorio, logrando de esta forma la recuperación muscular del paciente.^[4]

Las interacciones del ventilador y el paciente están gobernadas por la ecuación de movimiento, la cual establece que la presión requerida para insuflar los pulmones (PT) depende de las propiedades resistivas (PR) y elásticas (PE) del sistema respiratorio:

$$PT = PR + PE$$

Las propiedades resistivas vienen determinadas por el flujo inspiratorio (FI) y la resistencia de las vías aéreas (R), mientras que las propiedades elásticas dependen de la complacencia (C) y del volumen corriente (V_c):

$$PR = FI \times R \text{ y } PE = V_c / C$$

$$PT = (FI \times R) + (V_c / C)$$

Las variables que hacen posible que se desarrolle un ciclo ventilatorio mecánico son de tres tipos: variables de control, variables de fase y variables condicionales. En este texto sólo hablaremos de las variables de control y de fase.

8.2 Variables de control

La variable de control es aquella que el ventilador manipula para lograr la inspiración y que se mantiene constante a pesar de los cambios en la mecánica ventilatoria. Como se muestra en la ecuación de movimiento, un ventilador mecánico puede controlar en cada momento sólo una de tres variables: presión, volumen y flujo.

Debido a que el control del volumen implica también el control del flujo (el volumen es el producto del flujo y el tiempo inspiratorio), y viceversa, las dos variables comúnmente controladas por los ventiladores son la presión y el volumen, de modo que la ventilación mecánica se clasifica en: ventilación controlada por volumen y ventilación controlada por presión.

8.3 Ventilación controlada por volumen

Aunque normalmente se utiliza el término volumen controlado, en realidad el ventilador controla el flujo inspiratorio. En este tipo de ventilación, el flujo inspiratorio y el volumen corriente programados se mantienen constantes, y constituyen las variables independientes. El tiempo inspiratorio viene determinado por el flujo y el volumen prefijados, mientras que la presión depende de la resistencia de la vía aérea y de la complacencia.

8.4 Ventilación controlada por presión

En este caso, la presión inspiratoria programada es constante y se establece como variable independiente, mientras que el volumen y el flujo varían de acuerdo con el nivel de presión establecido y con los cambios en la resistencia. El tiempo inspiratorio se prefija en el ventilador, mientras que el flujo disminuye a medida que la presión alveolar se aproxima a la presión aplicada a la vía aérea.

8.5 Variables de fase

Un ciclo ventilatorio completo, controlado por un ventilador, consta de cuatro fases:

1. Cambio de espiración a inspiración (comienzo de la inspiración)
2. Inspiración
3. Cambio de inspiración a espiración (final de la inspiración)
4. Espiración

Una variable de fase es una señal física (presión, volumen, flujo o tiempo) que el ventilador mide y utiliza para iniciar alguna parte del ciclo ventilatorio. Es decir, sirve para comenzar (disparo o trigger), sostener (límite) y finalizar (ciclado) cada una de sus fases.

Se llama variable de trigger o disparo al mecanismo (tiempo, presión o flujo) que el ventilador utiliza para finalizar la espiración y comenzar la fase inspiratoria.

Si la ventilación es iniciada por el ventilador, la variable de *trigger* es el tiempo, el cual viene determinado por la frecuencia respiratoria programada. Esta modalidad puede denominarse simplemente **ventilación controlada**, la cual se caracteriza porque el ventilador no es sensible al esfuerzo inspiratorio del paciente.

Para que el ventilador pueda sentir el esfuerzo inspiratorio en los pacientes que conservan la capacidad para respirar, debe establecerse un parámetro de sensibilidad, el cual determina un valor umbral de presión o flujo necesario para iniciar la inspiración. Esta forma de soporte ventilatorio se denomina **ventilación asistida**, ya que el ventilador ayuda al esfuerzo inspiratorio del paciente.

El trigger por presión ocurre cuando el esfuerzo inspiratorio del paciente produce una caída programada de presión en la rama inspiratoria del circuito ventilatorio. Típicamente se establece en 0,5 a 2 cm H₂O.

El *trigger* por flujo se produce cuando el esfuerzo inspiratorio del paciente ocasiona un descenso predeterminado en el flujo del circuito ventilatorio. Lo habitual es establecerlo en 2 a 3 l/min.

Una **ventilación espontánea** es aquella iniciada y ciclada por el paciente. En este caso, el volumen o la presión, o ambos, no dependen de un valor previamente seleccionado, sino de la demanda inspiratoria y de la mecánica pulmonar del paciente. En el caso de la ventilación con presión de soporte (PSV, pressure support ventilation), el paciente dispara y cicla la inspiración, mientras que el ventilador suministra una presión inspiratoria programada que asiste el esfuerzo inspiratorio, por lo que se denomina **respiración soportada**.^[3]

8.6 Interfaz con el operador

La interfaz con el operador es el dispositivo encargado de la comunicación bidireccional entre el usuario y sistema de control del ventilador. Con este dispositivo es posible “configurar” los diferentes parámetros que se necesitan para lograr la ventilación del paciente deseada por el usuario. Los parámetros principales que se programan son: la frecuencia respiratoria (f), el tiempo de inspiración (Ti), la relación entre el tiempo de inspiración y el de espiración (I:E), el volumen corriente (Vc), la Presión máxima admitida (Pmáx), la presión inspiratoria positiva (PEEP), el trigger, etc. Además puede llegar a desplegar en pantalla las curvas de presión, flujo y volumen en función del tiempo y los valores fijados por el usuario. También con este dispositivo es posible la programación de los niveles para el disparo de alarmas, tanto de forma visual como auditiva. Finalmente y no menos importante con la interfaz de usuario se selecciona el modo ventilatorio con el cual el ventilador desarrollará su tarea.^[4]

9 Simulación para la enseñanza

El objetivo de esta sección es analizar los objetivos del proyecto, identificar los problemas clave, diseñar una solución para los mismos y definir entre otros elementos un modelo de la realidad, una arquitectura del sistema a construir y las funcionalidades principales del sistema para cumplir con los requerimientos establecidos.

Comenzaremos mostrando un diagrama del funcionamiento del sistema de enseñanza y evaluación con sus componentes. A continuación veremos un diagrama del funcionamiento del sistema de verificación de ventiladores mecánicos y sus componentes. Finalmente veremos un modelo general del sistema y empezaremos a definir la arquitectura de la solución, que abarca ambas modalidades.

9.1 Funcionamiento en alto nivel

Generación de paciente

El usuario podrá modificar, eliminar o generar nuevos pacientes, entendiendo por “paciente” una situación normal o patológica.

Configuración de parámetros generales

El usuario podrá modificar diversos parámetros de configuración del sistema: generales de todos los pacientes, particulares de cada paciente y su patología, visuales, de la máquina de estados de vida del paciente, del entorno.

Simulación de paciente

El usuario (docente o estudiante) configura el ventilador mecánico y elige un paciente predefinido en **SIMVENT-DOCEO**. El usuario luego solicita a **SIMVENT-DOCEO** comenzar la simulación. Este comunica al robot **SIMVENT** los valores de complacencia, resistencia y la configuración de respiración espontánea del paciente que inicie y le pide que comience a enviar los valores de presión y volumen. El robot **SIMVENT** envía los valores a **SIMVENT-DOCEO** y éste empieza a registrarlos, realizando los cálculos correspondientes para simular el estado del paciente en cada momento.

SIMVENT-DOCEO decidirá entonces, en base a los datos registrados y los cálculos realizados al final de cada ciclo respiratorio, si los valores de los parámetros son compatibles con la “vida” o si entran en zona de peligro para la misma.

Existen dos modos: modo guiado y modo autónomo (examen).

En el modo autónomo, no se muestra ninguna recomendación ni mensaje más allá de los valores de las variables en cada momento. El objetivo de este modo es el de evaluar a los estudiantes, sin ningún tipo de ayuda, en la técnica de recuperación del paciente simulado. Se buscará, por ejemplo, que al finalizar la sesión el paciente esté fuera de una zona de peligro para la “vida” y haya sobrevivido, partiendo dentro de dicha zona.

En caso de estar en el modo guiado, **SIMVENT-DOCEO** deberá mostrar una serie de recomendaciones para ayudar al usuario a salir de la zona peligrosa.

Mientras el paciente viva (estará fuera de peligro en las zonas verde y amarilla), se espera a que el usuario finalice la simulación manualmente. En caso de que el paciente muera o el usuario solicite finalizar la simulación, se finalizará y se generará un informe de la simulación en formato CDA.

En la figura 35 se muestra un diagrama general del funcionamiento de la simulación de paciente.

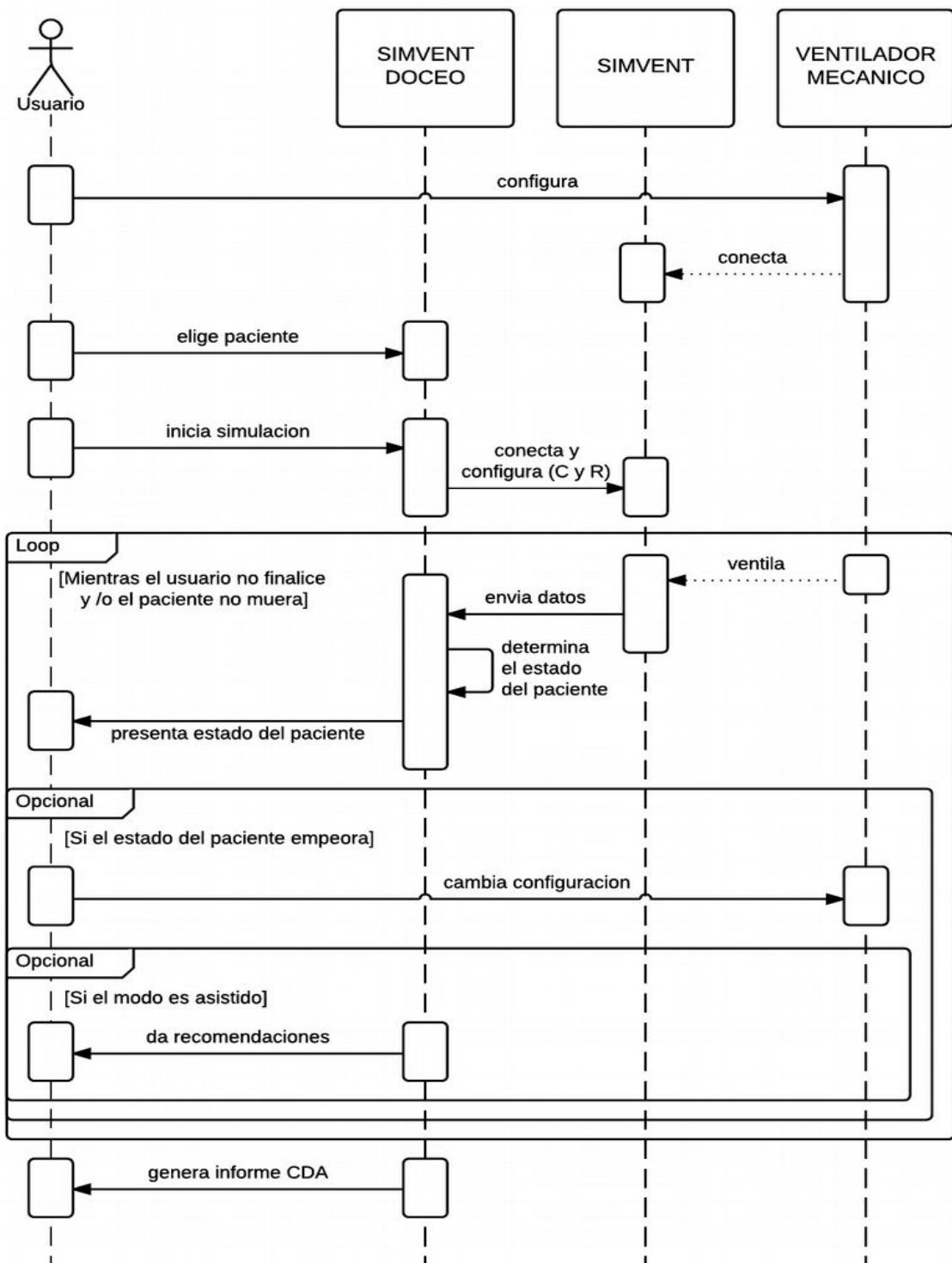


Figura 35- Funcionamiento de la simulación docente

En el diagrama se puede observar cómo interactúan entre sí los diferentes componentes a lo largo de la simulación.

9.2 Modelos de aparato respiratorio, paciente y entorno

La realidad a simular se puede dividir en varios componentes que interactúan entre sí: el paciente, su aparato respiratorio, el ventilador mecánico, y el entorno. Estos componentes son fácilmente identificables y determinan qué tan bien se oxigena el paciente, lo cual a su vez determina si el paciente vive, muere o está en zona de peligro.

Consideramos a su vez que existen dos conceptos clave a modelar: la máquina de estados de vida del paciente, el cual modela las condiciones que se deben dar para que el paciente viva, muera o tenga daño permanente durante la simulación, y la patología del paciente, la cual queda determinada por los valores de complacencia y resistencia.

El modelo del aparato respiratorio se caracteriza por sus valores de complacencia y resistencia (ver [9.3 Modelo del aparato respiratorio](#)) que intervendrán en el proceso de ventilación pulmonar.

El modelo del paciente se caracteriza por ciertos valores como su edad, peso, altura, etc. (ver [9.4 Modelo del paciente](#)), los cuales se utilizarán o bien para determinar valores a recomendar en el modo guiado (volumen corriente deseado, fracción inspirada de O₂ deseada, etc.), o para determinar la capacidad de oxigenación del mismo (presión de O₂, CO₂, etc.).

El modelo del entorno (ver [9.5 Modelo del entorno](#)) determina factores influyentes en el proceso de intercambio gaseoso del paciente, tales como la presión barométrica.

En este texto introduciremos tres pacientes distintos: un paciente normal (promedio y sin patologías), el mismo paciente pero con síndrome de pulmón obstruido y finalmente el paciente con síndrome de pulmón distendido. No estudiaremos cambios en otros factores que no sean la patología.

Los valores para cada caso de estudio fueron tomados de los límites de resistencia y complacencia de **SIMVENT**, y de un paciente real internado en el CTI.

Existen otros parámetros que son dinámicos, con valores que no se configuran al momento de modelar el caso de estudio, sino que pueden cambiar durante toda la simulación, en función de la intervención del usuario docente/estudiante, que son los parámetros del ventilador mecánico.

9.3 Modelo del aparato respiratorio

El modelo del aparato respiratorio queda determinado por parámetros simulados por hardware y otros simulados por software. Los parámetros simulados por hardware vienen determinados por el modelo original de **SIMVENT**: resistencia constante durante toda la simulación y complacencia que puede variar a tramos de manera lineal a lo largo de la misma. ^[4]

Los parámetros simulados por software se utilizan para simular los niveles de O₂ y CO₂ del paciente.

El modelo de pulmón utilizado es el de **un compartimiento** (pulmones homogéneos), ya que es el modelo soportado actualmente por el hardware de **SIMVENT**.^[4] El modelo no podrá entonces simular pacientes en los que los pulmones posean diferencias entre ellos, o entre distintas zonas de los mismos, a no ser que se realicen cambios sobre el hardware y se ajuste el software.

En la tabla 7 se muestran todos los parámetros del aparato respiratorio, su participación en el modelo y su valor por defecto cuando el parámetro es configurable.

Tabla 7- Parámetros del modelo del aparato respiratorio

Parámetro	Unidad s	Participación en el modelo	Valor por defecto
Complacencia Teórica	mL/cmH2 O	Representa las resistencias elásticas del aparato respiratorio que se opone a la deformación de sus estructuras anatómicas. ^[4] Se determina estimando el cambio de volumen producido por un cambio de presión ^[4] Es configurada y enviada al hardware.	50 ^{[65][66]}
Complacencia Instantánea (Ci)	mL/cmH2 O	Es la complacencia medida por el software en un instante de la simulación, en función de los valores obtenidos del hardware. Se calcula: $Ci = Vi / (PALVi - PEEPi)$ Donde Vi es el volumen, PALVi es la presión alveolar, y PEEPi es el PEEP, en el instante i. ^[4]	N/A
Resistencia Teórica	cmH2O/L /s	Es la relación entre la diferencia de presión aplicada sobre el flujo aéreo. ^[4] Es configurada y enviada al hardware.	10 ^[65]
Resistencia Instantánea (Ri)	cmH2O/L /s	Es la resistencia medida por el software en un instante de la simulación, en función de los valores obtenidos del hardware. Se calcula: $Ri = (PTRi - PALVi) / Fi$ Donde PTRi es la presión en las vías aéreas, PALVi es la presión alveolar, y Fi es el Flujo Aéreo, en el instante i. ^[4]	N/A
Espacio Muerto (V_{EM})	mL	Si aumenta, aumenta la presión alveolar de CO ₂ y disminuye la alveolar de O ₂ . Puede ser estimado a partir del 30% del volumen corriente o configurado en un valor fijo. Se estima como: $Vem = Vc * 0.3$	150 ^[2]
Presión Alveolar	cmH2O	Es la presión alveolar medida por SIMVENT en un instante. Es obtenido directamente del hardware.	N/A
Presión en Vías Aéreas	cmH2O	Es la presión en vías aéreas medidas por SIMVENT en un instante. Es obtenido directamente del hardware.	N/A
Volumen	mL	Es el volumen medido por SIMVENT en un instante. Es obtenido directamente del hardware.	N/A

9.4 Modelo del entorno

Las propiedades del entorno son los parámetros relevantes que pueden afectar el grado de oxigenación del paciente, tales como la presión barométrica.

En la tabla 8 se muestran todos los parámetros del entorno y su participación en el modelo.

Tabla 8 - Parámetros del modelo del entorno

Parámetro	Unidades	Participación en el modelo	Valor por defecto
Altitud	m	Es la altitud de la ciudad donde reside el paciente. Permite estimar la presión barométrica. ^[11] Se utiliza si la presión barométrica no se explica.	0
Presión Barométrica	mmHg	Es la presión barométrica de la ciudad donde reside el paciente. PB = 760 mmHg (10330 mmH₂O) es la presión barométrica a nivel del mar. Afecta la presión alveolar de O ₂ . ^[2]	760

9.5 Modelo del ventilador mecánico

El ventilador mecánico es el encargado de insuflar volumen al paciente generando una presión alterna durante toda la simulación. **SIMVENT** mide estos valores de volumen y presión a intervalos regulares durante todo el ciclo respiratorio, enviándolos a **SIMVENT-DOCEO** para su posterior análisis.

SIMVENT-DOCEO registra los valores recibidos de **SIMVENT** y en función de ellos estima otros valores del ventilador mecánico (como por ejemplo el volumen corriente) necesarios para la máquina de estados del paciente. Sin embargo, no todos los valores utilizados en la simulación pueden ser estimados y algunos deben ser introducidos manualmente por el usuario (como por ejemplo la FiO₂).

En la tabla 9 se muestran todos los parámetros recibidos, estimados y manualmente introducidos del modelo del ventilador mecánico y su utilidad dentro del modelo.

Tabla 9- Parámetros del modelo de ventilador mecánico

Parámetro	Unidades	Descripción	Valor por defecto
Flujo Aéreo	mL / s	Es registrado automáticamente como la derivada del volumen al recibir datos.	N/A
Fracción Inspirada de O2 (FiO2)	-	Afecta la presión alveolar de O2 ^[2] y el valor del gradiente alveolo-arterial. ^[6] Debe ser introducido manualmente cada vez que se cambia en el ventilador. En caso de que no se especifique un valor al comenzar la simulación, el mismo tomará el valor por defecto (contenido de O2 normal en el aire).	0.2094
Volumen Corriente (VC)	mL	Afecta la presión alveolar de CO2 y la presión alveolar de O2. Es registrado automáticamente al final de la inspiración. Se estima como el volumen que queda al final de cada inspiración . Puede ser utilizado para calcular el volumen de espacio muerto. ^[2]	500
Frecuencia	respiraciones / minuto	Al aumentar, aumenta la presión alveolar de O2 y disminuye la presión de alveolar CO2. ^[2] Es registrado automáticamente al final de cada ciclo respiratorio. Se estima como el inverso de la duración del ciclo .	12
PEEP	mmHg	Es registrado automáticamente al final de la espiración. Se estima como la presión alveolar al final de la espiración .	0
Relación I:E	-	Es registrado automáticamente al final del ciclo respiratorio. Se estima como la duración de la inspiración dividido la duración de la espiración. I:E = Ti/Te	1:2

9.6 Modelo del paciente

El modelo del paciente intenta identificar las características físicas más relevantes del paciente y que pueden afectar el grado de oxigenación a lo largo de la vida del mismo, como por ejemplo la edad o el peso.

En la tabla 10 se muestran todos los parámetros del paciente y su participación en el modelo.

Tabla 10- Parámetros del modelo de paciente

Parámetro	Unidades	Participación en el modelo	Valor por defecto
Edad	años	Es la edad del paciente simulado. Permite calcular el gradiente alveolo arterial ideal ^[3]	N/A
Peso	Kg	Es el peso del paciente simulado. Permite calcular la producción de oxígeno del organismo (VO ₂) ^[64]	N/A
Índice QR (QR)	-	Afecta la presión alveolar de CO ₂ . Se puede calcular en base a los valores de VO ₂ y VCO ₂ , elegir alguno de los valores típicos o configurarlo en un valor fijo. Se calcula como: VCO₂/VO₂ Valores típicos: QR = 0.8 Dieta balanceada QR = 0.7 Dieta en base a grasas QR = 1.0 Dieta de hidratos de carbono ^[2]	0.8
VO₂	mL/min	Es el consumo de O ₂ del organismo.	250 ^[2]
VCO₂	mL/min	Es la producción de CO ₂ del organismo	200 ^[2]
Presión Alveolar de O₂ (PAO₂)	mmHg	Es la presión alveolar de O ₂ estimado por SIMVENT-DOCEO en un instante. Permite calcular la presión arterial de O ₂ . PAO₂ = P_iO₂ - (P_aCO₂ / QR) En la cual P _i O ₂ es la presión inspirada de oxígeno que se calcula con la siguiente fórmula: P_iO₂ = (PB - 47) F_iO₂ Siendo PB la presión barométrica del lugar donde se encuentra el paciente. ^[2]	N/A
Presión Alveolar de CO₂ (PACO₂)	mmHg	Es la presión alveolar de CO ₂ estimado por SIMVENT-DOCEO en un instante. Permite obtener la presión arterial de CO ₂ . ^[2] Se calcula: PACO₂ = K.VCO₂/V_a Siendo:	N/A

		<p>K, la constante de proporcionalidad para que el resultado quede expresado en mmHg.</p> <p>K = 863 mmHg</p> <p>VCO₂, la producción de CO₂ del organismo en mL/minuto.</p> <p>V_A, la ventilación alveolar que se calcula como:</p> $V_A = (V_C - V_{EM}) \times f \text{ mL/minuto}$ <p>Siendo:</p> <p>V_C, el volumen corriente</p> <p>V_{EM}, el volumen de espacio muerto</p> <p>f, la frecuencia</p>	
Gradiente Alveolo-Arterial de O₂ (P_{A-a}O₂)	mmHg	<p>Permite calcular la PaO₂ en base a la alveolar. ^[2]</p> <p>Se puede calcular en base a la edad y el valor de la FiO₂, o configurarlo en un valor fijo (para una FiO₂ normal).</p> <p>Se calcula:</p> $P_{A-a}O_2 \text{ (FiO}_2 \text{ normal)} = (2,5 + 0,21 * \text{edad}) \text{ mmHg}$ $P_{A-a}O_2 = P_{A-a}O_2 \text{ (FiO}_2 \text{ normal)} + (\text{FiO}_2 - 0,2094) * 10^*6 \text{ mmHg}$ <p>P_{A-a}O₂ (FiO₂ normal) corresponde a la fórmula para calcular el valor normal del gradiente según la edad ^[6]. También puede fijarse en un valor arbitrario.</p> <p>El segundo término corresponde al incremento del gradiente según el aumento de FiO₂. Por cada aumento de 10% de FiO₂ se incrementa el valor normal del gradiente A-a de 5 a 7 mmHg (utilizamos 6 mmHg). ^[6]</p>	10 (persona joven y saludable)
Presión Arterial de O₂ Teórica (PaO₂)	mmHg	<p>Es la presión arterial de O₂ estimado por SIMVENT-DOCEO en un instante. Es el valor teórico al cual el modelo se approxima al pasar una cantidad infinita de ciclos respiratorios bajo condiciones ventilatorias estables.</p> <p>Determina si el paciente presenta algún grado de hipoxemia. ^[2]</p>	N/A

		$P_aO_2 = P_{AO_2} - P_{A-a}O_2$	
Presión Arterial de CO ₂ (PaCO ₂)	mmHg	<p>Es la presión arterial de CO₂ medido por SIMVENT-DOCEO en un instante. Coincide en valor con la presión alveolar de CO₂.</p> <p>Determina si el paciente presenta algún grado de hipercapnia ^[2]</p> <p>PaCO₂ = PACO₂</p>	N/A
Porcentaje de absorción de oxígeno (% abs)	%	<p>Utilizamos este valor para hacer evolucionar los valores de PaO₂ en el tiempo, acercándose % abs en cada ciclo a su valor teórico.</p> <p>Representa qué tan rápido reacciona el organismo a los cambios de presión de oxígeno, y permite regular la velocidad con la que el organismo absorbe oxígeno.</p> <p>Es un valor experimental propio del modelo.</p> <p>Sea P_aO₂⁽ⁿ⁾ la presión arterial de O₂ al final del ciclo inspiratorio n, y sea P_aO₂ la presión arterial de O₂ teórica estimada por SIMVENT-DOCEO bajo condiciones estables durante el ciclo n+1, entonces, P_aO₂⁽ⁿ⁺¹⁾, el valor de la presión arterial de O₂ al final del ciclo inspiratorio n+1, se define como:</p> $P_{aO_2^{(n+1)}} = P_{aO_2^{(n)}} + (P_{aO_2} - P_{aO_2^{(n)}}) \times (\% \text{ abs})$ <p>Nota: el dióxido de carbono no tiene análogo, ya que debido a su difusibilidad, su presión arterial y alveolar se consideran iguales en la práctica.^[68] Por lo tanto, se utiliza su valor teórico calculado de PaCO₂ en cada ciclo.</p>	
Porcentaje de aleatoriedad en la absorción de oxígeno (% ale)	%	<p>Para introducir un componente aleatorio al sistema, se introdujo un componente que permite variar el nivel de oxígeno absorbido en cada instante de forma aleatoria.</p> <p>Para esto, una vez calculado P_aO₂, se le aplica una distribución normal de media P_aO₂ y desviación P_aO₂ x (% ale).</p> <p>Este valor permite simular la aleatoriedad del cuerpo humano. Valores muy altos pueden dar</p>	

		<p>resultados de simulación poco precisos.</p> <p>Nota: el dióxido de carbono no tiene análogo, ya que debido a su difusibilidad, su presión arterial y alveolar se consideran iguales en la práctica.^[68] Por lo tanto, se utiliza su valor teórico calculado de PaCO₂ en cada ciclo.</p>	
--	--	--	--

En la figura 36 se puede observar un diagrama que muestra todos los datos necesarios para calcular PaO₂ y PaCO₂, sin las fórmulas intermedias.

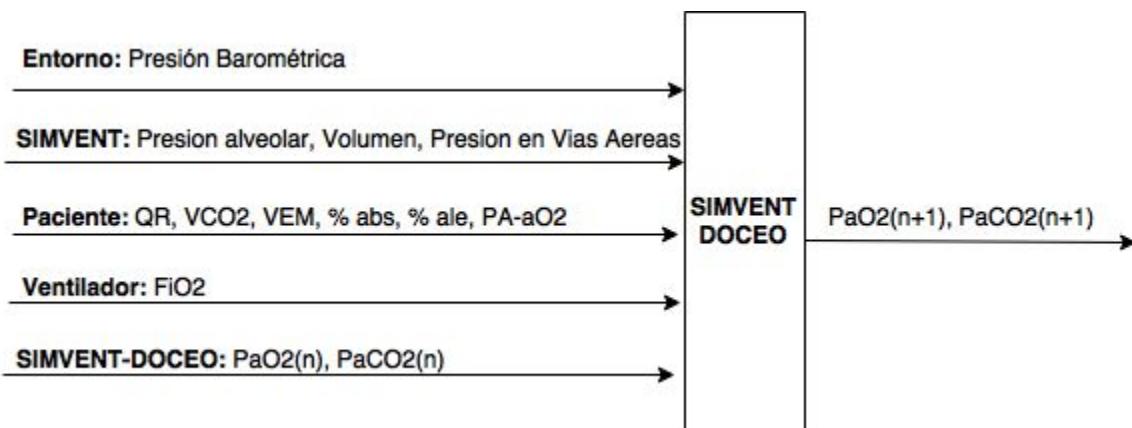


Figura 36 - Representación del modelo de paciente.

En el diagrama se muestra el cálculo de P_aO₂ y P_aCO₂ para el ciclo n+1, con las respectivas entradas y salidas del modelo en cada paso.

Valores como la frecuencia y el volumen corriente son internos del modelo, y no se necesitan como entrada, ya que se calculan. Los valores como edad y peso son intermediarios, se utilizan para calcular otros valores del modelo, por lo que tampoco se muestran. Los valores de complacencia y resistencia no afectan directamente el cálculo, pero sí condicionan los valores recibidos de SIMVENT.

Se necesita al menos un valor inicial para P_aO₂ y P_aCO₂ con el cual iniciar la simulación. La secuencia de valores de P_aO₂ y P_aCO₂ en cada ciclo se utiliza luego para definir el modelo de estado de vida del paciente, obteniendo los grados de hipoxemia e hipercapnia en base a estos valores y a los límites definidos para cada grado.

9.7 Modelo del estado de vida del paciente

A partir de las definiciones de hipoxia, hipercapnia e hipoxemia, hemos podido sintetizar las condiciones que determinan si el paciente fallecerá o no. Asimismo, hemos determinado las condiciones que determinan si el paciente sufrirá daño permanente en el sistema nervioso central.

La hipoxia que nos interesa es la hipoxia hipoxémica (el primer grupo, que se caracteriza por presentar P_aO_2 baja), ya que es el escenario que puede ocurrir en la simulación si no se alcanza la cantidad mínima necesaria de oxígeno en sangre.

Para modelar este comportamiento teniendo en cuenta el grado y la duración de la patología, podemos considerar que si la P_aO_2 cae por debajo de los 40 mmHg (hipoxemia grave), el tiempo máximo antes de que ocurra daño cerebral irreversible será de X minutos, y en caso de que la presión arterial de oxígeno caiga por debajo de los 20 mmHg (hipoxemia severa), el tiempo máximo sea de Y minutos, con X e Y configurables, a definir.

Para la hipercapnia, podemos considerar por defecto que si se alcanza el valor de P_aCO_2 en sangre de 75 mmHg o más, ocurre daño permanente en el sistema nervioso central debido a la presencia excesiva de CO₂ en sangre.^{[73][74]}

Los valores de presiones parciales y tiempo mencionados anteriormente se basan en los valores normales “por defecto” para cada patología. Tanto los parámetros de duración para causar daño o muerte como los parámetros que limitan los grados de hipoxemia e hipercapnia se pueden modificar en la parametrización del sistema, si el usuario lo considera necesario.

En las tablas 11 y 12 se muestra un resumen de los distintos grados de hipoxemia e hipercapnia, acompañados por los valores de tiempo mínimos necesarios para causar daño permanente o muerte en cada grado. A su vez mostraremos los valores de PaO_2 y $PaCO_2$ que permiten identificar cada grado de hipoxemia e hipercapnia.

Tabla 11 - Grados de Hipoxemia^{[2][3][76][77]}

Límite inferior	Límite superior	Grado de hipoxemia	Tiempo para causar daño permanente	Tiempo para causar la muerte
80 <= PaO_2	-	No hipoxemia	-	-
60 <= PaO_2	$PaO_2 <= 80$	Moderada	-	-
40 <= PaO_2	$PaO_2 <= 60$	Importante	-	-
20 <= PaO_2	$PaO_2 <= 40$	Grave	5 minutos*	10 minutos*
-	$PaO_2 <= 20$	Severa	2 minutos*	5 minutos*

*: Valores por defecto, elegidos arbitrariamente en base a algunos valores encontrados en la literatura asociada (la cual no brindaba valores concretos en estos casos). Pueden ser modificados.

Tabla 12 - Grados de Hipercapnia^{[73][74]}

Límite inferior	Límite superior	Grado de hipercapnia	Tiempo para causar daño permanente	Tiempo para causar la muerte
75 <= $PaCO_2$	-	Severa	Inmediato*	5 minutos*
55* <= $PaCO_2$	$PaCO_2 <= 75$	Moderada	-	-
45 <= $PaCO_2$	$PaCO_2 <= 55^*$	Leve	-	-
-	$PaCO_2 <= 45$	No hipercapnia	-	-

*: Valores por defecto, elegidos arbitrariamente en base a algunos valores encontrados en la literatura asociada (la cual no brindaba valores concretos en estos casos). Pueden ser modificados.

Diagrama de estados del paciente

A partir de las tablas de hipercapnia e hipoxemia podemos definir el estado del paciente en base a los valores de PaO₂ y PaCO₂ en cada momento de forma gráfica, como se muestra en la figura 37.

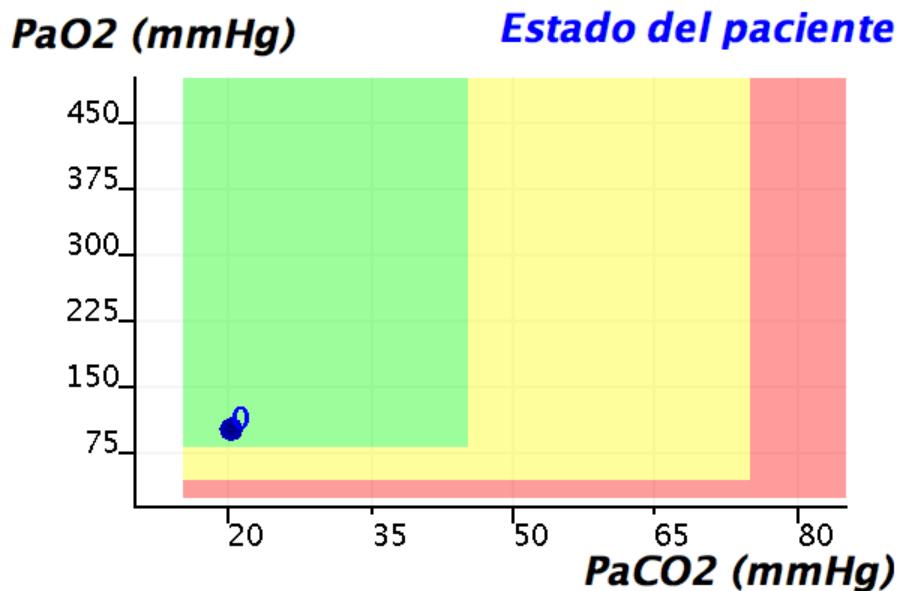


Figura 37 - Estado del Paciente en función de la PaO₂ y PaCO₂.

El estado actual del paciente está representado por el punto azul con la etiqueta 0 (que a su vez representa el estado inicial). En este caso se puede apreciar un paciente sin hipoxemia ni hipercapnia.

Leyenda:

Verde: No hay hipoxemia, no hay hipercapnia.

Amarillo: Hipoxemia moderada y/o hipoxemia importante y/o hipercapnia leve y/o hipercapnia moderada

Rojo: Hipoxemia grave-severa y/o hipercapnia severa.

Las distintas zonas de colores representan los diferentes grados de hipoxemia e hipercapnia, y el punto azul representa el estado actual del paciente simulado de acuerdo a los valores de presión arterial de oxígeno y dióxido de carbono del mismo, representando con verde un estado compatible con la vida y con rojo un estado de riesgo inminente de daño y/o muerte.

Los valores de ambas presiones parciales en sangre se calcularán al final de cada ciclo respiratorio, luego de obtener los valores de frecuencia y volumen corriente actualizados para dicho ciclo. Inmediatamente después se verificará el grado en el que se encuentra el paciente correspondiente a cada patología, en base a los valores calculados de las presiones parciales mencionadas.

En el modo guiado se notificará al usuario del grado de hipoxemia e hipercapnia actuales. En caso de que los estados sean causantes de daño permanente o muerte, se le alertará a su vez si éste ya ha sido causado o si el riesgo es inminente.

En el modo docente no se darán alertas y se realizará una evaluación docente al final de la simulación indicando si el paciente sufrió daños permanentes y/o la muerte, detallando a su vez los estados por los que pasó el mismo.

En ambos modos al alcanzarse la muerte, la simulación finaliza.

Vale la pena aclarar que en todos los casos, una vez que se ha alcanzado un grado que pueda causar daño o muerte, el contador de tiempo de permanencia no volverá a cero hasta que se pase a un grado menos grave. De esta forma, un paciente podría morir de Hipoxemia Grave aún estando en Hipoxemia Severa, si el tiempo que estuvo en Hipoxemia Grave sumado al tiempo que estuvo en Hipoxemia Severa es mayor al límite para muerte por Hipoxemia Grave.

En la figura 38 se muestra el modelo de datos final, aplicando todo lo descripto hasta el momento.

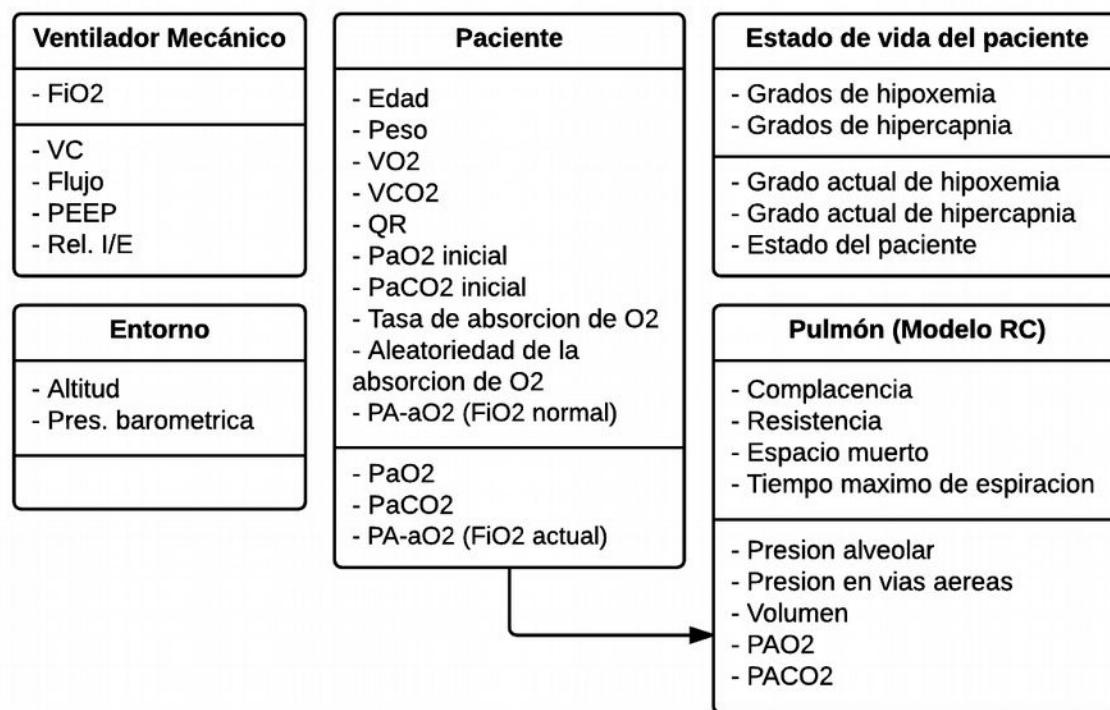


Figura 38 - Modelo de datos del sistema.

En el diagrama se pueden observar las distintas entidades del modelo que participan en el sistema. Los parámetros en la parte superior de cada entidad son configurables por el usuario, mientras que las variables de la parte inferior son inferidas por SIMVENT-DOCEO cuando se necesitan. Obsérvese que los pulmones, si bien se representan como una entidad separada debida su complejidad, forman parte de la entidad paciente.

9.8 Pacientes típicos

En esta sección analizaremos casos de pacientes típicos que se pueden simular con **SIMVENT-DOCEO**. Daremos al menos tres ejemplos distintos. Nos concentraremos únicamente en los valores de complacencia y resistencia.

Paciente normal

La complacencia respiratoria normal es generalmente mayor que 50 - 100 mL/cm H₂O.^[5]

La resistencia de las vías aéreas es generalmente menor que 5 - 15 cm H₂O/L/s.^[5]

Tratando de utilizar valores que permitan a **SIMVENT** funcionar óptimamente (alejándonos de los límites inferiores y superiores de **SIMVENT**) decidimos tomar 50 mL/cm H₂O como la complacencia normal, y 10 cm H₂O/L/s como la resistencia normal.

Paciente con pulmón obstruido

Un paciente con una patología de pulmón obstruido sufre de un aumento de la resistencia. Como consecuencia se requiere una mayor presión para contrarrestar el incremento de la resistencia al flujo, y el volumen en cada respiración es menor. Alta resistencia puede ser una consecuencia de asma, bronquitis, o enfisema.^[10]

Utilizaremos el valor máximo de resistencia que SIMVENT permite simular (35 cmH₂O/L/s) para este caso. El resto de los valores se mantendrán igual al paciente normal.

Paciente con pulmón rígido

Un paciente con pulmones rígidos posee una baja complacencia en ellos, lo que significa que se necesita una presión mucho mayor para alcanzar un determinado volumen con respecto a pulmones que tienen alta complacencia. Esto puede ocurrir debido a diversos problemas que afecten la normal movilidad de los pulmones.^[75]

Utilizaremos el valor mínimo de complacencia que SIMVENT permite simular (15 mL/cmH₂O) para este caso. El resto de los valores se mantendrán igual al paciente normal.

9.9 Registro de sesión

Un requerimiento adicional es el de poder persistir la sesión de simulación para poder reproducirla más tarde, a una velocidad potencialmente distinta a la original, y con limitadas variaciones. Es necesario entonces definir qué datos es necesario almacenar para poder identificar un instante dado de la sesión.

Datos iniciales de la simulación: Son los valores iniciales de todas las variables no calculadas de **SIMVENT-DOCEO**, en particular, los valores del paciente. El usuario puede o no querer reproducir la sesión utilizando otro paciente, por lo que no se almacena.

Datos que se mantienen constantes a lo largo de la simulación: Son los datos del entorno del paciente y los datos de configuración de hipoxemia e hipercapnia. Nuevamente, el usuario puede o no querer reproducir la sesión utilizando diferentes datos, por lo que no se almacenan.

Datos con cambios ocasionales: Son los datos de complacencia y resistencia del robot SIMVENT, así como el FiO2, los intentos de respiración espontánea, la configuración del ventilador mecánico, y la configuración del paciente. En particular, el único dato que nos interesa, es la FiO2, ya que el resto de los datos influencian al robot SIMVENT de una u otra forma.

Datos recibidos desde SIMVENT: Son los datos que se reciben del robot **SIMVENT** (volumen, presión alveolar, y presión en vías aéreas), y definen unívocamente una sesión de simulación.

Entonces, los datos a almacenar, son los recibidos desde **SIMVENT**, y la FiO2. Con esto será posible reproducir una misma sesión de ventilación, para diferentes pacientes.

9.10 Sistema de recomendaciones del modo asistido

En esta sección se detalla una propuesta de diseño para la implementación de las recomendaciones. La misma debe ser ajustada y validada con los médicos previamente a ser implementada, lo cual se deja como trabajo a futuro.

Tomamos valores promedio dentro de los rangos normales (siempre hacia el límite más seguro para la vida en cada caso):

PaO2 deseada: 95 mmHg (rango normal: 80 - 100)

PaCO2 deseada: 38 mmHg (rango normal: 35 - 45)

Al ingresar al primer grado de Hipoxemia o Hipercapnia, se da aviso del hecho al usuario y se recomienda mejorar la oxigenación o ventilación para volver al paciente a la normalidad, pero al seguir avanzando e ingresar a los grados siguientes, se comienzan a mostrar las recomendaciones con los valores concretos para volver al paciente a la normalidad desde cada estado. En el caso de la Hipoxemia, tanto la mejora en la oxigenación como en la ventilación son válidas, pero en el caso de la Hipercapnia sólo aplica la recomendación de mejorar la ventilación, por lo que éstas serán las recomendaciones que se mostrarán en cada uno de estos casos.

Se recomiendan los cuatro cambios (uno por línea o todos en una misma): FiO2 deseada, Vt deseado, Pi deseada y Fr deseada. El estudiante puede elegir cambiar en el ventilador el valor

de cualquiera de estas cuatro magnitudes para que el paciente vuelva a la normalidad, según los valores resultantes de las siguientes ecuaciones, tomadas del propio modelo de vent. alveolar utilizado en **SIMVENT-DOCEO**.

Los valores "actuales" son los valores calculados/obtenidos por **DOCEO** al momento de aplicar la fórmula.

Sustituyendo por los valores deseados (mencionados al comienzo de la sección) de las presiones parciales, y con la ecuación del V_t deseado en la P_i deseada, las ecuaciones del modelo quedan de la siguiente forma:

$$(95 + \text{gradiente} + (\text{PaCO}_2 \text{ actual} / \text{QR})) / \text{PB} - 47 = \mathbf{FiO}_2 \text{ deseado} \text{ (cuando está mal el O}_2\text{)}$$

$$K \cdot VCO_2 / (38 * (Vc \text{ actual} - Vem)) = \mathbf{Fr \text{ deseado}} \text{ (cuando está mal el CO}_2\text{)}$$

$$(K \cdot VCO_2 / (38 * Fr \text{ actual})) + Vem = \mathbf{Vc \text{ deseado}} \text{ (cuando está mal el CO}_2\text{)}$$

$$\mathbf{Fr \text{ deseado}} = K \cdot VCO_2 / (((PB - 47) * FiO_2 \text{ actual}) - 95 - \text{GradO}_2) * (Vc \text{ actual} - Vem) \text{ (cuando está mal el O}_2\text{)}$$

$$\mathbf{Vc \text{ deseado}} = (K \cdot VCO_2 / (((PB - 47) * FiO_2 \text{ actual}) - 95 - \text{GradO}_2) * Fr \text{ actual}) + Vem \text{ (cuando está mal el O}_2\text{)}$$

$$\mathbf{Pi \text{ deseada (PIP)}} = (Vc \text{ deseado (sale de las fórmulas de arriba)}/C) + (R/FlujoPico \text{ actual (flujo en el momento que se da la presión máxima en vías)}) + PEEP \text{ actual (para ambos casos)}$$

Los mensajes se deben actualizar al finalizar cada ciclo en función de los nuevos valores actuales de cada uno, aplicando de vuelta las fórmulas.

En caso de encontrarse en un estado tanto de hipoxemia como de hipercapnia, se deberá tomar como recomendación de ajuste el mayor valor entre ambas recomendaciones de cada parámetro, de tal forma de contemplar y revertir ambas situaciones.

Los mensajes que se deberían mostrar son:

- Al entrar a hipoxemia moderada: "Aviso: Se ha ingresado a la zona de hipoxemia moderada, mejorar la oxigenación/ventilación para volver al paciente a un estado normal sin hipoxemia."
- Al entrar a hipercapnia leve: "Aviso: Se ha ingresado a la zona de hipercapnia leve, mejorar la ventilación para volver al paciente a un estado normal sin hipercapnia."
- Al entrar a hipoxemia importante: "Aviso: Se ha ingresado a la zona de hipoxemia importante, se debe mejorar la oxigenación/ventilación para volver al paciente a un estado normal antes de que continúe bajando el nivel de oxígeno en sangre a valores peligrosos para la vida. Se debe

configurar en el ventilador al menos alguno de los siguientes valores: **mostrar aquí recomendaciones de valores con las fórmulas**"

- Al entrar a hipoxemia grave: "ADVERTENCIA: Se ha ingresado a la zona de hipoxemia grave, se debe mejorar de forma urgente la oxigenación/ventilación del paciente para evitar una muerte inminente y volver a valores de oxígeno normales para la vida del mismo. Se debe configurar en el ventilador al menos alguno de los siguientes valores: **mostrar aquí recomendaciones de valores con las fórmulas**"

- Al entrar a hipoxemia severa: "ADVERTENCIA: Se ha ingresado a la zona de hipoxemia severa, se debe mejorar de forma urgente la oxigenación/ventilación del paciente para evitar una muerte inminente y volver a valores normales para la vida del mismo. Se debe configurar en el ventilador al menos alguno de los siguientes valores: **mostrar aquí recomendaciones de valores con las fórmulas**"

- Al entrar a hipercapnia moderada: "Aviso: Se ha ingresado a la zona de hipercapnia moderada, se debe mejorar la ventilación para volver al paciente a un estado normal antes de que continúe bajando el nivel de CO2 en sangre a valores peligrosos para la vida. Se debe configurar en el ventilador al menos alguno de los siguientes valores: **mostrar aquí recomendaciones de valores con las fórmulas**"

- Al entrar a hipercapnia grave: "ADVERTENCIA: Se ha ingresado a la zona de hipercapnia grave, se debe mejorar de forma urgente la ventilación del paciente para evitar una muerte inminente y volver a valores normales de CO2 para la vida del mismo. Se debe configurar en el ventilador al menos alguno de los siguientes valores: **mostrar aquí recomendaciones de valores con las fórmulas**"

- Daño permanente por hipoxemia: ADVERTENCIA: El paciente ha adquirido un daño permanente a causa de la alta y prolongada hipoxemia, se debe mejorar la oxigenación/ventilación de forma urgente para evitar una muerte inminente. Se debe configurar en el ventilador al menos alguno de los siguientes valores: **mostrar aquí recomendaciones de valores con las fórmulas**"

- Daño permanente por hipercapnia: ADVERTENCIA: El paciente ha adquirido un daño permanente a causa de la alta y prolongada hipercapnia, se debe mejorar la ventilación de forma urgente para evitar una muerte inminente. Se debe configurar en el ventilador al menos alguno de los siguientes valores: **mostrar aquí recomendaciones de valores con las fórmulas**".

9.11 Inspiración espontánea

El funcionamiento de esta lógica se configura en el paciente. Los intentos comienzan cuando se presiona un botón, representado con una "E". Al presionar dicho botón, consulta la configuración y se obtiene si el modo es manual o aleatorio y si el intento está configurado por

flujo o por diferencia de presión, junto con el valor fijado. En función de ese parámetro va a enviar el comando correspondiente a **SIMVENT**: **EF** para flujo o **EP** para diferencia de presión. Los detalles de estos comandos ya fueron mencionados en las secciones 6.3.5 y 6.3.6.

En caso de ser manual, se envía inmediatamente el comando a **SIMVENT** y se debe presionar nuevamente el botón para enviar nuevamente un comando de intento de inspiración.

En el modo aleatorio se debe configurar (en los parámetros) el intervalo de segundos dentro del cual puede ser enviada una solicitud de inspiración espontánea. Este modo implementa un timer que se inicia cada vez en un valor aleatorio dentro del intervalo seteado, y al vencer el timer (timeout) envía el comando correspondiente a **SIMVENT**, según el modo configurado. Luego de vencer, se inicia inmediatamente de nuevo con otro valor aleatorio dentro del intervalo.

En el modo aleatorio, para indicar que se están realizando inspiraciones espontánea, el botón “E” debe cambiar su apariencia para indicar que está en ejecución este mecanismo. Al ser presionado nuevamente, el botón vuelve a su estado original y se desactiva el timer que genera inspiraciones espontáneas.

10 Verificación de ventiladores mecánicos

Para realizar la verificación de un ventilador mecánico realizamos una comparación entre ciertos valores clave definidos en el ventilador y los mismos valores medidos por **SIMVENT**.

10.1 Funcionamiento en alto nivel

El usuario configura el ventilador mecánico e ingresa los parámetros configurados en **SIMVENT-DOCEO**. Éste registra los valores enviados por **SIMVENT** y analiza los datos, estimando los valores del ventilador en cada instante y calculando errores relativos y absolutos respecto a los valores configurados en el ventilador mecánico. Una vez analizados los valores correspondientes a una cantidad arbitraria de ciclos respiratorios, **SIMVENT-DOCEO** genera el informe de verificación en formato CDA, mostrando una tabla con los valores y sus errores. En la figura 39 se puede ver un diagrama de secuencia del funcionamiento (simplificado) de este modo.

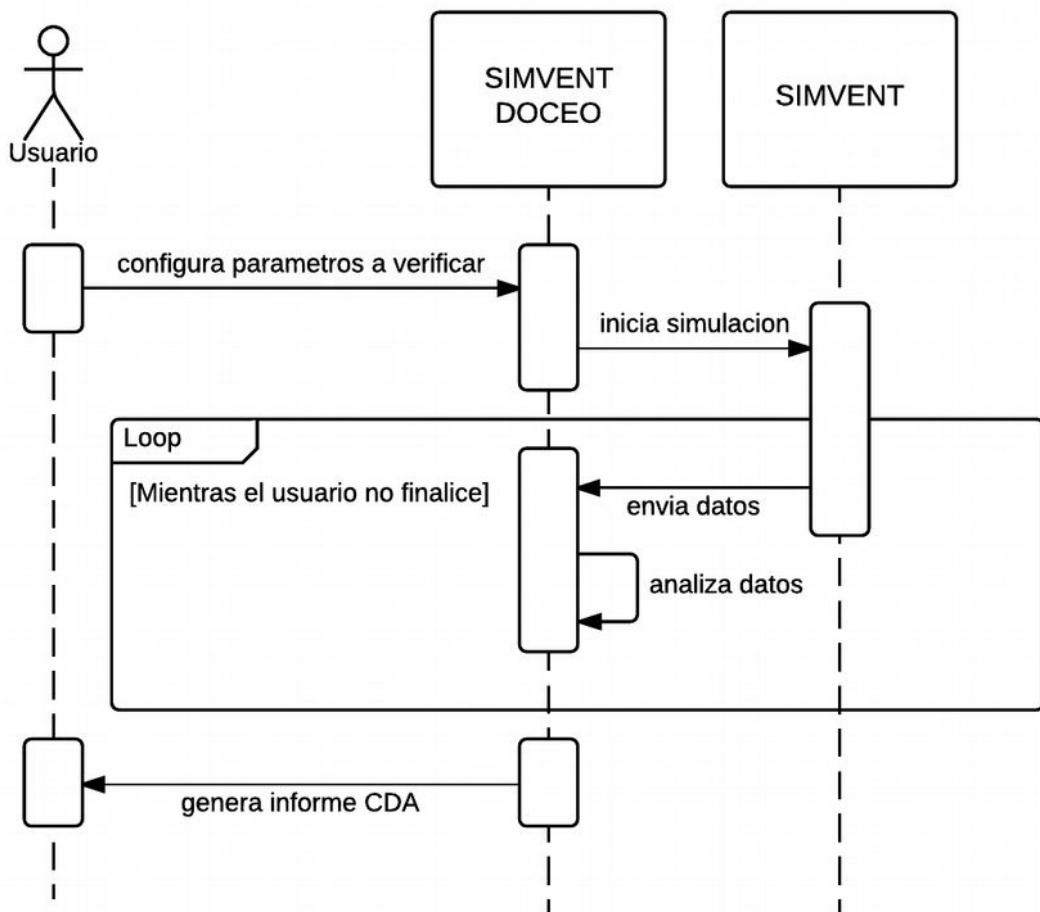


Figura 39 - Funcionamiento del modo verificación.

En el diagrama de secuencia se puede observar cómo interactúan entre sí los diferentes componentes del sistema y las etapas del modo verificación.

10.2 Valores a verificar

Volumen corriente, presión en vías aéreas máxima, Presión en vías aéreas media, PEEP, frecuencia y relación I:E.

10.3 Procedimiento de verificación

Para cada valor a verificar se toman N muestras a lo largo del tiempo de verificación t, y se calculan: promedio de las muestras, error absoluto del promedio, desviación estándar muestral del error absoluto del promedio, error relativo del promedio, y desviación estándar muestral del error relativo del promedio.

Dada la enorme cantidad de muestras que deben almacenarse para poder realizar estos cálculos, se optó por actualizar el promedio en tiempo real a medida que se obtienen nuevas muestras.

Siendo n el número de muestras tomadas hasta el momento, X_n el valor de la muestra n , y Prom_{n-1} el valor del promedio para la muestra $n-1$, entonces Prom_n , el promedio para la muestra n , se define como:

$$\text{Prom}_n = \text{Prom}_{n-1} + (X_n - \text{Prom}_{n-1}) / n$$

El error absoluto actual se calcula simplemente haciendo la diferencia entre el promedio actual y el valor objetivo. De forma similar se calcula el error relativo.

Para calcular la varianza podemos llegar a una ecuación a partir de su definición, sin embargo, la forma más natural de expresar la ecuación termina presentando un problema de cancelación catastrófica, por lo que en su lugar utilizaremos el algoritmo de Welford, el cual es matemáticamente estable. Dicho algoritmo exige que hagamos un paso intermedio antes de calcular la varianza, en el cual se calcula la suma de los cuadrados de las diferencias respecto al promedio actual. A continuación se define dicho procedimiento de forma genérica.

Siendo n el número de muestras tomadas hasta el momento, X_n el valor de la muestra n , Prom_{n-1} el valor del promedio para la muestra $n-1$ y $M_{2,n-1}$ la suma de los cuadrados de las diferencias respecto a Prom_{n-1} , entonces $M_{2,n}$, la suma de los cuadrados de las diferencias respecto a Prom_n , se define como:

$$M_{2,n} = M_{2,n-1} + (X_n - \text{Prom}_{n-1}) (X_n - \text{Prom}_n)$$

Luego, s^2_n , el cuadrado de la varianza muestral se define como:

$$s^2_n = M_{2,n} / (n-1)$$

Del anterior procedimiento se desprende que para calcular la varianza actual del error (absoluto o relativo) debe contarse con: número de muestras, valor actual del error, promedio (actual y anterior) del error, y suma de cuadrados de las diferencias (actual y anterior) respecto al promedio. No es necesario contar con la varianza anterior.

11 Informes de simulación

El informe de simulación se realiza siguiendo la especificación del formato CDA. Se generará un archivo XML, y a partir del mismo, se generará también un informe en HTML, el cual podrá ser visto por los usuarios en cualquier navegador web (de preferencia Chrome o Firefox).

No se proveerá de un archivo PDF. Si el usuario desea imprimir o exportar el informe a HTML, tan solo debe hacerlo usando la opción de exportar a PDF del navegador (disponible tanto en Chrome como en Firefox).

A continuación detallamos las secciones incluidas en los informes para satisfacer los requisitos que exige un informe CDA, así como también para satisfacer los requerimientos de este proyecto.

En el Anexo C se muestran varios ejemplos de informes CDA, tanto de simulación docente como de verificación.

11.1 Informe de simulación docente

- Datos requeridos por especificación CDA:
 - Nombre del paciente
 - Género del paciente
 - Autenticador legal: Médico (Nombre y Apellido) en Fecha del ensayo
 - Custodio: Nombre del custodio del documento
 - ID del paciente (SIMVENT)
 - Autor del informe: SIMVENT-DOCEO
 - Organización: NIB, FING, UDELAR
 - Fecha de creación del informe (formato CDA)
- Nombre del usuario de SIMVENT
- Lugar donde se realiza la simulación
- Tiempo total del ensayo
- Estado del paciente al iniciar la simulación
 - Todos los valores detallados en [9.3 Modelo del aparato respiratorio](#)
 - Captura de las gráficas de **Complacencia, Resistencia y Estado del paciente**
- Configuración del ventilador mecánico al iniciar la simulación
 - Todos los valores detallados en [9.6 Modelo del ventilador mecánico](#)
- Configuración del paciente al iniciar la simulación
 - Todos los valores detallados en [9.4 Modelo del paciente](#)
- Registro de cambios en el estado del paciente
 - Momento de la simulación en que ocurrió el cambio (horas:minutos:segundos)
 - Estado de Hipercapnia Anterior → Estado de Hipercapnia Nuevo (si aplica)
 - Estado de Hipoxemia Anterior → Estado de Hipoxemia Nuevo (si aplica)
- Registro de cambios en la configuración del paciente
 - Momento de la simulación en que ocurrió el cambio (horas:minutos:segundos)

- Valor de configuración anterior → Valor de configuración nuevo
- Comentario del usuario (si aplica)
- Gráficas en ese momento (todas las gráficas)
- Registro de cambios en la configuración del ventilador mecánico
- Momento de la simulación en que ocurrió el cambio (horas:minutos:segundos)
- Valor de configuración anterior → Valor de configuración nuevo
- Comentario del usuario (si aplica)
- Gráficas en ese momento (todas las gráficas)

11.2 Informe de Verificación de Ventilador Mecánico

- Datos requeridos por especificación CDA:
 - Nombre del paciente
 - Género del paciente
 - Autenticador legal: Médico (Nombre y Apellido) en Fecha del ensayo
 - Custodio: Nombre del custodio del documento
 - ID del paciente (SIMVENT)
 - Autor del informe: SIMVENT-DOCEO
 - Organización: NIB, FING, UDELAR
 - Fecha de creación del informe
- Nombre del operador del ventilador
- Modo de ventilación artificial
- Lugar donde se realiza la simulación
- Tiempo total del ensayo
- Configuración del ventilador mecánico al iniciar la simulación
- Todos los valores detallados en [9.6 Modelo del ventilador mecánico](#)
- Resultados del ensayo:
 - Tabla comparativa donde las filas son los valores detallados en [9.6 Modelo del ventilador mecánico](#) (a excepción de FiO2 que nosotros no simulamos), y las columnas son las siguientes:
 - IUT (Instrumento bajo ensayo): Valor seteado en el ventilador +/- variación deseada, en las unidades del valor seteado
 - Cantidad de muestras tomadas del valor
 - Promedio del valor +/- variación a lo largo del ensayo, en las unidades del valor seteado
 - Error absoluto (IUT vs promedio, en las unidades del valor seteado)
 - Error relativo (IUT vs promedio en %)

12 Simulador software de SIMVENT

Simulador de SIMVENT es el simulador del robot **SIMVENT** que implementamos para poder realizar pruebas con **SIMVENT-DOCEO** independientemente del hardware, sin necesidad de tener a **SIMVENT** conectado físicamente.

Pero **Simulador de SIMVENT** no sólo simula ser **SIMVENT**, sino que también simula ser el ventilador mecánico, lo cual nos permite entonces realizar simulaciones con **SIMVENT-DOCEO** como si realmente tuviéramos a **SIMVENT** conectado a un ventilador mecánico y enviando datos.

Dado que el robot **SIMVENT** estuvo fuera de servicio durante varios meses este simulador nos fue útil para continuar con el desarrollo de **SIMVENT-DOCEO**, sin mencionar que era uno de los objetivos del proyecto.

El **simulador de SIMVENT** nos permitió sin duda alguna acelerar el tiempo de resolución de errores al trabajar de forma remota sin necesidad de estar pendientes del hardware.

A pesar de sus grandes ventajas, dada la dificultad de reproducir la complejidad de lo que son los fenómenos físicos que ocurren durante la respiración, este simulador se ve limitado en comparación con el robot **SIMVENT**, por lo que recomendamos tomarlo en cuenta sólo como un prototipo y no como un simulador real para utilizar en la enseñanza.

En lo que a **SIMVENT-DOCEO** respecta, no hay forma de diferenciar entre si se está conectado a **SIMVENT** o al simulador de **SIMVENT**. En el futuro esperamos que ambos puedan ser intercambiables.

Vale la pena destacar que al ser un simulador por software no cuenta con las mismas limitaciones que el simulador hardware, por ejemplo, no tiene límite en los valores de la complacencia y resistencia, ni tampoco volumen y/o flujo máximos.

12.1 Funcionamiento en alto nivel

Simulador de SIMVENT se comporta e interactúa con **SIMVENT-DOCEO** como si fuera el robot **SIMVENT**. A su vez, simula internamente los procesos del ventilador mecánico, por lo que **SIMVENT-DOCEO** no puede distinguirlo del robot **SIMVENT**.

Como entendimos que un ventilador mecánico controlado por volumen era más sencillo de modelar que uno por presión, decidimos implementar ese modo de simulación, de todas formas dejamos la posibilidad de implementar otros modos a futuro. No consideramos que implementar otros modos sea necesario para el alcance de este proyecto, ya que su objetivo principal era poder realizar pruebas de **SIMVENT-DOCEO**.

En la figura 40 mostramos un diagrama de cómo sería el intercambio con **SIMVENT-DOCEO**.

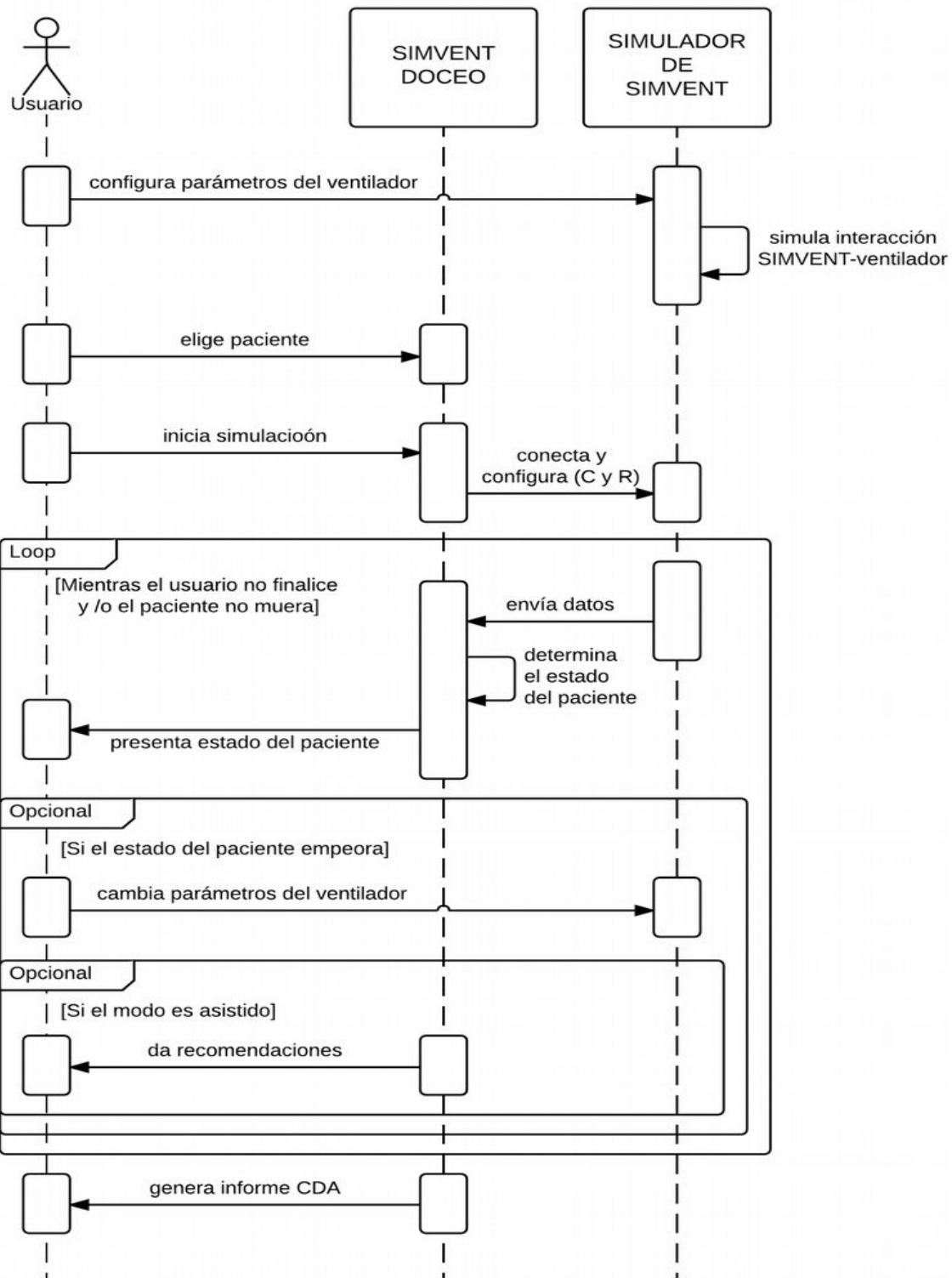


Figura 40 - Funcionamiento del simulador de SIMVENT.

En el diagrama se puede observar la secuencia de interacciones entre los diferentes componentes y el simulador de SIMVENT.

12.2 Modelo de la realidad

Para realizar el modelo del simulador, nos basamos en el modelo RC de **SIMVENT** ^[4] y en el modo de simulación controlado por volumen descrito en el libro Fundamentos de Ventilación Mecánica. ^[3]

Tabla 13 - Parámetros del modelo del simulador de SIMVENT

Factor	Unidades	Participación en el modelo
PEEP	mmH ₂ O	Se utiliza para calcular la presión alveolar. El simulador permite elegir su valor. El valor debe ser mayor a cero.
Flujo	mL/seg	Se utiliza para calcular el volumen a enviar en cada instante. El simulador permite elegir su valor.
Volumen Corriente	mL	Se utiliza para calcular el volumen máximo que se debe enviar. El simulador permite elegir su valor.
Relación I:E	-	Se utiliza para calcular el tiempo espiratorio. El simulador permite elegir su valor.
Frecuencia Respiratoria	resp/min	Es calculado y mostrado por el simulador, pero no puede ser cambiado. No se utiliza para ningún cálculo.
Tiempo Inspiratorio	seg	Es el tiempo que dura la inspiración. Es calculado y mostrado por el simulador, pero no puede ser cambiado.
Tiempo espiratorio	seg	Es el tiempo que dura la espiración. Es calculado por el simulador.
Complacencia	mL/cmH ₂ O	Es la complacencia del paciente. Se utiliza para determinar la presión alveolar. Es configurada mediante SIMVENT-DOCEO .
Resistencia	cmH ₂ O/L/s	Es la resistencia del paciente. Se utiliza para determinar la presión de las vías aéreas. Es configurada mediante SIMVENT-DOCEO .

Ventilación controlada por volumen

Aunque habitualmente se habla de ventilación controlada por volumen, en realidad el ventilador controla el flujo inspiratorio. En este tipo de ventilación, el flujo inspiratorio y el volumen corriente programados se mantienen constantes constituyendo las variables independientes. El tiempo inspiratorio viene determinado por el flujo y el volumen prefijados, mientras que las presiones se desprenden de la resistencia y de la complacencia. ^[3]

Se definirán entonces ecuaciones que permitan obtener los valores de presión alveolar, volumen y presión en las vías aéreas que **SIMVENT** debe enviar a **SIMVENT-DOCEO** cada 50 o 10 ms.

Ecuaciones para la Inspiración

Para simular la inspiración, como el flujo es constante, consideramos una aproximación de la curva de volumen como una función lineal en el tiempo.

Sea F el flujo prefijado

Sea V_C el volumen corriente prefijado

Sea δ la frecuencia con la que **SIMVENT** debe enviar nuevos valores

Sea V_F el volumen al final de la última espiración.

Sea V_n el volumen al final de la enésima entrega de valores a **SIMVENT-DOCEO**

Sea T_i el tiempo inspiratorio: $T_i = V_C / F$

Sea t el tiempo transcurrido desde que comenzó la inspiración ($0 \leq t \leq T_i$)

Ya que el flujo es constante, se puede afirmar que el volumen en el tiempo t , $V_t = V_F + F \times t$

Entonces el volumen en la siguiente iteración $V_{t+\delta} = V_F + F \times (t + \delta)$

Sea PEEP la presión positiva al final de la espiración

Sea PTR_t la presión en la tráquea o vías aéreas

Sea $PALV_t$ la presión alveolar en los pulmones

Sea C el valor de la complacencia pulmonar

Sea R el valor de la resistencia de las vías aéreas

Entonces:

$$PALV_t = V_t / C + PEEP \quad [4]$$

$$PTR_t = R \times F + PALV_t \quad [4]$$

De esta forma podemos simular todos los valores que **el simulador de SIMVENT** debe enviar a **SIMVENT-DOCEO** para cualquier tiempo t .

Ecuaciones para la Espiración

Para simular la espiración, como el flujo no es constante no podemos aproximar de forma lineal.

Estudiando las curvas de presión observamos que la presión alveolar disminuye de una forma similar a una curva exponencial decreciente^{[3][7]}. Consideramos entonces una aproximación de la curva de presión alveolar como una función exponencial en el tiempo.

Sea t el tiempo transcurrido desde que comenzó la espiración ($0 \leq t \leq T_i$)

Sea TE el tiempo espiratorio

Sea $PALV_f$ la presión alveolar en los pulmones al final de la inspiración

Sea $PALV_t$ la presión alveolar en los pulmones en el tiempo de espiración t

Sea PEEP la presión positiva al final de la espiración

Se cumple entonces que:

$$PALV_f = PALV_0$$

$$PALV_{TE} = PEEP$$

Entonces para modelarla como una ecuación exponencial quedaría de la forma:

$$PALV_t = A \times e^{-B \times t}$$

Donde A y B son dos valores a determinar.

De las condiciones iniciales se desprende:

$$PALV_f = PALV_0 = A \times e^{-B \times 0} = A$$

$$PALV_{TE} = A \times e^{-B \times TE} = PALV_f \times e^{-B \times TE} = PEEP - B = - \ln(PEEP/PALV_f) \times (1/TE)$$

De la ecuación anterior se desprende que para que nuestra aproximación funcione se debe cumplir: $PEEP > 0$. Si bien esto es una limitante del modelo, no consideramos necesario implementar un caso especial para cubrirlo.

Finalmente tenemos:

$$PALV_t = PALV_f \times e^{\ln(PEEP/PALV_f) \times (1/TE) \times t}$$

Sea PTR_t la presión en la tráquea o vías aéreas

Sea C el valor de la complacencia pulmonar

Sea R el valor de la resistencia de las vías aéreas

Sea δ la frecuencia con la que **SIMVENT** debe enviar nuevos valores

Sea F_t el flujo

Entonces de $PALV_t = V_t / C + PEEP$ ^[4] se desprende:

$$V_t = (PALV_t - PEEP) \times C$$

El flujo lo calculamos como la derivada del volumen:

$$F_t = (V_t - V_{t-1}) / \delta$$

La presión de la tráquea:

$$PTR_t = R \times F_t + PALV_t$$

De esta forma podemos simular todos los valores que el simulador de **SIMVENT** debe enviar a **SIMVENT-DOCEO** para cualquier tiempo t.

12.3 Simulación acelerada

Una de las características más relevantes del sistema es que permite realizar una simulación en un tiempo acelerado respecto al real, es decir, que es posible hacer que una simulación de una hora del paciente se vea reducida a un par de minutos para el usuario.

Para esto se incluye un parámetro adicional del modelo, la aceleración, que aumenta la frecuencia con la que se envían los datos al simulador respecto a la frecuencia real. Así, por

ejemplo, si se elige el modo de simulación W, donde la frecuencia de envío de datos es un dato cada 50 ms, y se acelera en un factor de 10, el simulador enviará datos cada 5 ms. **SIMVENT-DOCEO** seguirá procesándolos como si se hubieran enviado cada 50 ms, realizando los mismos cálculos, tal como si no se hubiera acelerado la simulación. Cuando para el usuario hayan pasado 30 segundos, para la simulación habrán sido 300 segundos.

Los límites de aceleración dependen de los recursos de la máquina que se esté usando para correr el simulador. No todos los componentes de **SIMVENT-DOCEO** se verán de forma acelerada, en particular, aquellos que están mostrando la fecha y hora actuales.

Además es posible que las gráficas de **SIMVENT-DOCEO** empiezan a deformarse en valores de aceleración muy altos. De todas formas, esto es solo a nivel visual, y los cálculos siguen realizándose de la misma forma.

12.4 Limitaciones

Por ser un simulador por software y por ser un prototipo, el **Simulador de SIMVENT** cuenta con algunas limitaciones funcionales respecto a la versión hardware, que detallamos a continuación:

- No permite simular una PEEP de 0 (ya que utiliza una función exponencial, que modela mejor las curvas en la espiración)
- No permite simular la FiO2 (no es necesario y su ausencia no modifica los cálculos). Se le puede fijar la FiO2 directamente a **SIMVENT-DOCEO** de todas formas. Esto es igual para **SIMVENT** hardware.
- Solamente permite simular un modo de ventilación: controlado por **volumen** (aunque otros modos pueden implementarse a futuro)
- No implementa intentos de respiración espontánea

13 Decisiones de diseño

Las siguientes decisiones de diseño fueron tomadas teniendo en cuenta los requerimientos no funcionales definidos por el tutor del proyecto, Franco Simini.

13.1 Modularizar componentes dentro de las capas versus Implementar cada capa en un solo componente

Se optó por modularizar los componentes de **SIMVENT** a fin de permitir que futuros proyectos extiendan los componentes sin necesidad de conocer los detalles de implementación de otros componentes (inclusive aquellos que estén dentro de la misma capa). Por ejemplo, se podría sustituir el componente **External Comm** por otro sin necesidad de cambiar ninguno de los demás componentes. Esto permitiría, por ejemplo, la integración con otros simuladores distintos de **SIMVENT**, que se comporten de manera similar.

13.2 Conectarse a **SIMVENT** a demanda versus Conectarse a **SIMVENT** manualmente

Se optó por hacer que el programa se intente conectar a **SIMVENT** cuando lo necesite en lugar de conectarse mediante un pedido por parte del usuario como se hacía en **SIMVENT** anteriormente. La idea es que si el usuario intenta comenzar la simulación o configurar parámetros de **SIMVENT**, **SIMVENT-DOCEO** intentará conectarse a **SIMVENT** en ese momento.

No se va a bloquear la posibilidad de acceder a los menús principales de la aplicación si **SIMVENT** no está conectado. Esto es de especial importancia si se utiliza nuestro simulador **Simulador de SIMVENT**.

En caso de que se pierda la conexión en medio de la simulación, el sistema reintentará conectarse automáticamente.

13.3 Empezar de cero versus Basarnos en el código ya existente de **SIMVENT**

Se optó por empezar de cero el proceso de diseño e implementación del software de **SIMVENT-DOCEO** en un lenguaje de programación diferente y sin basarse en el código ya existente de **SIMVENT**. En particular, dado que **SIMVENT** es mayormente un proyecto de ingeniería eléctrica, su documentación define mayormente la implementación de la parte eléctrica, no así de la parte software, por lo que no tuvimos una base con la cual empezar el diseño del software y extender dicha implementación. Además, Java es un lenguaje ya conocido por el grupo; sin embargo, ninguno de los integrantes había trabajado antes con Visual Basic. Finalmente, dada la portabilidad de Java de un sistema operativo a otro y las facilidades

que brinda en el desarrollo y a la hora de la integración con el entorno, elegir este lenguaje nos permitió aprovechar al máximo las capacidades de los diferentes sistemas operativos del grupo y la experiencia en dicho lenguaje.

13.4 Definir parámetros a nivel de componentes versus Definir parámetros a nivel de aplicación

Se optó por definir los parámetros de configuración a nivel de componentes y no a nivel de aplicación, como se había pensado en un principio. Nos pareció que dada la modularidad de la arquitectura de software era conveniente tener los parámetros de cada módulo por separado en lugar de definirlos a un nivel global. Esto le permitirá a futuros integrantes de proyectos conocer de dónde surgen los parámetros que pueden o deben definir para mantener las funcionalidades de SIMVENT-DOCEO, además de brindar mayor flexibilidad e independencia a la definición de los parámetros actuales y posibles nuevos parámetros.

13.5 Limitar el simulador de SIMVENT versus Concentrarse en el simulador de SIMVENT

Se optó por construir una versión limitada del **simulador de SIMVENT**, ya que se consideró que el trabajo debe concentrarse principalmente en **SIMVENT-DOCEO** y el **simulador de SIMVENT** es únicamente una herramienta para realizar pruebas sin depender de **SIMVENT**. Es por esto que se implementó solamente un modo de funcionamiento de ventilador mecánico.

14 Diseño del software de SIMVENT-DOCEO

Una vez analizado el problema pasamos a construir una arquitectura de software capaz de satisfacer los requerimientos funcionales y no funcionales previamente descritos.

Mostraremos un diagrama global de la arquitectura y pasaremos a explicar cada uno de sus módulos. Finalmente detallaremos las más relevantes decisiones de diseño tomadas.

14.1 Arquitectura del software

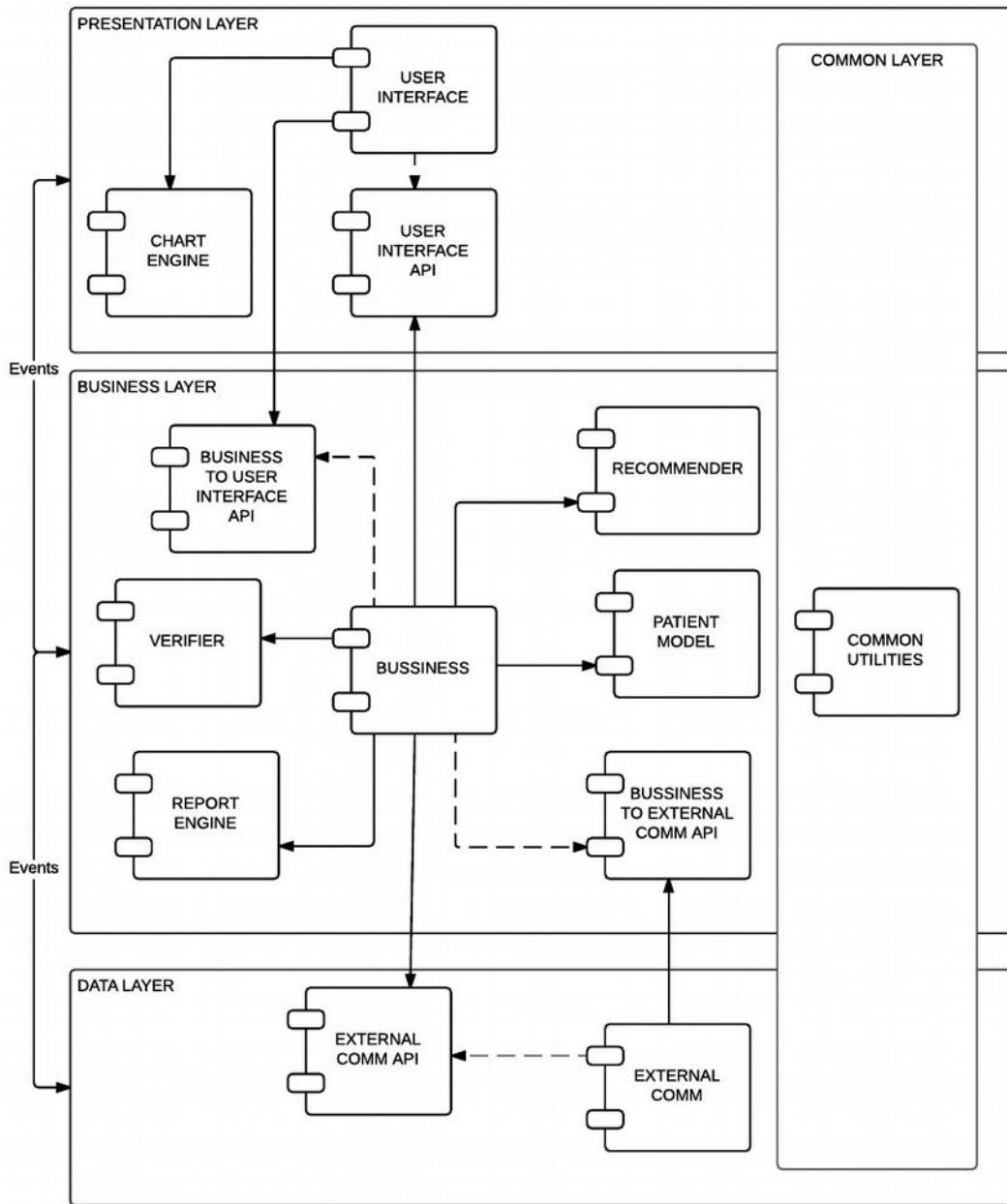


Figura 41 - Diagrama de arquitectura de SIMVENT-DOCEO. Se pueden apreciar las 3 capas del sistema (presentación, lógica y datos) con los módulos correspondientes a cada una y sus respectivas dependencias. La capa Common abarca todas las otras.

14.2 Módulos de software

Identificamos tres capas principales de software: la capa de presentación (presentation layer), la capa lógica o de negocio (business layer), la capa de datos (data layer). Además identificamos una capa transversal a las otras capas (common layer).

La capa de presentación (**Presentation Layer**) encapsula los módulos de dibujado de gráficas y la interacción con el usuario a través de una interfaz gráfica.

La capa de negocio (**Business Layer**) implementa las soluciones vistas en el análisis, brindando interfaces a la capa de presentación para la obtención de datos y a la capa de datos para la recepción de los mismos.

La capa de datos (**data layer**) proveerá los datos que se deberán procesar mediante la integración con **SIMVENT** o hardware similar (que respete la misma interfaz de comunicación, ej. **SIMVENT-ENTRENA**).

La capa transversal es una capa que provee operaciones y tipos de datos compartidos por más de un componente o que son de utilidad en todas las otras capas, por lo que sus servicios pueden ser consumidos desde cualquier parte del sistema.

Cada módulo tendrá sus propios parámetros de configuración específicos, los cuales podrán ser configurados desde la interfaz gráfica.

A continuación se describe cada componente.

User Interface

Es el módulo encargado de proveer la interacción principal con los usuarios, de recolectar los datos de negocio y mostrarlos de forma adecuada. Es también el componente encargado de iniciar la interacción entre los distintos componentes. El mismo mostrará ciertos datos en forma de curvas y otros de forma numérica como valores calculados en el módulo Business.

Chart Engine

Es el módulo encargado de dibujar, adaptar y mantener las gráficas en tiempo real.

Business

Es el módulo encargado de simular al paciente, mantener el estado del paciente, guardar y reproducir la sesión del usuario, procesar los datos recibidos y realizar todos los cálculos de los valores correspondientes, etc. Implementa la lógica de negocio más importante del sistema.

Este módulo también se encarga de manejar los intentos de inspiración espontánea al presionar el botón correspondiente, en función del modo y los valores establecidos por el usuario.

Business to User Interface API

Es la interfaz que define las operaciones que provee el componente de negocio al componente de presentación. A través de la misma se podrán obtener los parámetros configurados por el

usuario, necesarios para el funcionamiento del sistema, acceder a los valores guardados en la sesión, etc.

Business to External API

Es la interfaz que define las operaciones que provee el componente de negocio al componente de comunicación con **SIMVENT**. Permite al componente externo acceder al estado de la sesión y enterarse de los cambios de configuración.

Simulation Model

Define los parámetros del modelo del paciente, modelo de estado del paciente, modelo del ventilador mecánico, modelo del entorno, etc. Los mismos podrán ser configurados por el usuario en la interfaz.

Recommender

Define la lógica de las recomendaciones: cómo se obtienen, cuándo deben de darse, etc.

Verifier

Define la lógica y el procedimiento de verificación de ventiladores mecánicos.

Report Engine

Define los mecanismos para obtener reportes en formato CDA y exportarlos a HTML

External Comm

Define la integración con **SIMVENT**, permitiendo la obtención en tiempo real de sus datos, y la configuración del mismo.

External Comm API

Es la interfaz que define las operaciones que provee el componente de comunicación con el robot **SIMVENT** a los componentes de negocio. Permite iniciar la simulación y configurar los parámetros del robot **SIMVENT**.

Common Utilities

Define un conjunto de librerías de utilidad para uso en otros módulos (ej: librería y utilitarios de unidades científicas). Define además formatos para el intercambio de mensajes entre los diferentes módulos.

Eventos

SIMVENT-DOCEO se basa fuertemente en el procesamiento de eventos. El robot **SIMVENT** coloca datos en un puerto serial, lo que despierta un evento que avisa a **SIMVENT-DOCEO** de que tiene nuevos datos para procesar. Esto levanta un proceso que valida los datos, los transforma, y los envía a otros componentes. Estos componentes a su vez reciben estos datos, actualizan su estado interno, y envían otros datos a otros componentes, para que estos a su vez continúen con el proceso.

Esta forma de trabajo entra dentro de lo que es el modelo de programación por eventos, lo que permite la baja cohesión de los componentes. Los componentes no exponen su estado interno, sino que reciben los eventos y deciden ellos mismos cómo modificar su estado.

Los eventos son transversales a todas las capas de nuestro sistema, y funcionan utilizando el patrón observer. Cualquier componente puede registrarse como suscriptor y recibir updates, y cualquier componente puede enviar los eventos.

La definición de los eventos y las clases necesarias para realizar la suscripción a los mismos se encuentran también en la librería Common Utilities. Podría haberse definido otro módulo separado para registrar los eventos, pero se consideró innecesario.

14.3 Diseño de un sistema de tiempo real

SIMVENT-DOCEO, debido a su naturaleza puede verse como el análogo de un sistema que transmite video en tiempo real. Si en algún momento de la transmisión ocurre un retraso, el sistema pierde calidad, pero puede seguir funcionando sin fallar de forma crítica. Es necesario entonces definir si al pasarse el "deadline" se descartan los resultados o si se aceptan los resultados en el momento en que llegan aunque se degrade la calidad de los mismos.

Antes de tomar una decisión debemos recordar que el robot **SIMVENT** es un sistema de tiempo real rígido que escribe datos en el puerto USB al que estamos conectado a una frecuencia dada, y siempre a la misma frecuencia durante una misma simulación. El problema entonces es si **SIMVENT-DOCEO** es capaz de procesar una entrada del robot **SIMVENT** antes de que llegue la siguiente, siendo nuestro deadline el tiempo en que tarda el robot **SIMVENT** en generar otra entrada. Además las entradas deben procesarse en orden de llegada.

En principio, debemos asumir que la velocidad con la que **SIMVENT-DOCEO** procesa las entradas es (en promedio) mayor a la velocidad con la que las recibe, de lo contrario, las entradas tenderán a acumularse y la calidad del servicio se degradará exponencialmente. También podemos decir que nuestro sistema corre en modo exclusivo, no habiendo nadie, a excepción del sistema operativo, que pueda quitarnos los recursos del sistema. Podemos decir entonces que las demoras en el procesamiento son y deben ser eventos infrecuentes, de los cuales **SIMVENT-DOCEO** debe recuperarse. Estas demoras infrecuentes pueden deberse, por ejemplo, a alguna falla de lectura del puerto USB, a algún proceso ajeno al sistema que tome control de los procesadores, o a algún retraso en la escritura del disco duro. En los casos en los que haya alguna falla de lectura del puerto USB, es posible que algunas entradas se

pierdan del todo. En estos casos, asumiremos que las entradas nunca llegaron, y se procederá con los siguientes datos.

En caso de que se produzcan demoras frecuentes, la calidad del servicio se degradará a tal punto que **SIMVENT-DOCEO** no será útil como sistema. Se recomienda en estos casos investigar el problema, o reemplazar el hardware donde se ejecuta **SIMVENT-DOCEO** con uno mejor.

Analizaremos entonces cómo se afectan las curvas y los cálculos que debe hacer **SIMVENT-DOCEO** en caso de producirse una demora infrecuente dentro de un ciclo respiratorio cualquiera.

Sea D (ms), el tiempo que demora **SIMVENT-DOCEO** en dibujar las curvas y actualizar su interfaz de usuario

Sea C (ms), el tiempo que demora **SIMVENT-DOCEO** en procesar los cálculos y actualizar su estado interno

Si $C < 50$ ms, entonces el cálculo de los valores de **SIMVENT-DOCEO** tiene un error tolerable y estamos dentro de los valores aceptados.

Si $C > 50$ ms, entonces el cálculo de los valores de **SIMVENT-DOCEO** se retrasa en $(C - 50$ ms), sin embargo, **SIMVENT-DOCEO** asumirá que el dato se recibió en tiempo y forma, y lo procesará como si se hubiera recibido a los 50 ms. Se asume que en este caso, deberían luego llegar datos con $C < 50$ ms, permitiéndonos eventualmente sincronizarnos con **SIMVENT**.

Si C es muy grande, el sistema entenderá que **SIMVENT** se ha desconectado, y, dependiendo de un valor máximo de tolerancia, terminará la simulación con un error.

En vista de que el error se arrastra a todos los puntos siguientes, decidimos catalogar los cálculos como un **componente de tiempo real firme**. El error produce un resultado que no es útil, y la calidad del servicio se deteriora. De todas formas, podemos continuar hasta que el sistema vuelva a sincronizarse con el robot **SIMVENT**.

Una vez que las entradas pasan por la parte lógica, se transforman en entradas para la interfaz de usuario y el proceso se repite. Para este análisis ignoraremos el error que puede llegar a producirse en los cálculos y discutiremos solamente el posible error en el dibujado de las curvas. Analizaremos principalmente las curvas ya que son las más sensibles al retardo.

Si $D < 50$ ms, entonces el punto se dibuja en la curva en el instante correcto, con un leve desfasaje, menor a 50 ms.

Si $D > 50$ ms, entonces el punto se dibuja en la curva $(D - 50$ ms) más adelante de lo que debería, y las curvas en pantalla pierden calidad. Se asume que en este caso, deberían luego llegar datos con $D < 50$ ms, permitiéndonos eventualmente sincronizarnos con **SIMVENT**. Mientras mayor la demora, peor es la pérdida de calidad. **SIMVENT-DOCEO** no terminará la simulación, sin importar qué tanto se degrade la calidad de las gráficas.

Observamos que si bien el error se propaga y la curva empieza a verse con una calidad degrada, el efecto es únicamente visual, y el estado interno del sistema no es afectado por el retardo en el dibujado de las curvas. Podemos catalogar entonces el dibujado de curvas como un componente de tiempo real leve, donde si bien los resultados no son del todo correctos al producirse una demora, son igualmente útiles para el usuario.

14.4 Persistencia de la sesión de simulación

Para registrar una sesión de simulación, se generará un archivo llamado: “[Fecha actual]-[Nombre del usuario]-[Nombre del paciente].session”.

El archivo de sesión es una recopilación de los datos enviados por **SIMVENT** a **SIMVENT-DOCEO** con la adición de la FiO2, la cual es vital para realizar los cálculos de oxigenación. Su formato es el siguiente:

W,[Presión Alveolar],[Volumen],[Presión Vías],[FiO2]

El archivo de sesión se genera a medida que se va simulando, agregando líneas al final del mismo.

La misma podrá ser reproducida en tiempo real o en tiempo acelerado eligiendo la velocidad de lectura de datos del archivo de sesión desde la UI (por defecto 50 ms).

14.5 Informes de simulación

Para poder cumplir con los requisitos necesarios para generar [Informe de simulación docente](#), debemos tener la capacidad de almacenar los datos necesarios para generarlo en algún lugar, para posteriormente generar el informe, o ir generándolo de a trozos a medida que ocurren eventos. En particular, nos interesan los datos del paciente, ventilador, y capturas de las gráficas en cada momento en que el usuario realiza un cambio sobre el paciente o el ventilador, o en cualquier cambio de estado del paciente.

Habiendo ya analizado la persistencia de la sesión, una de las opciones planteadas fue utilizar los datos persistidos para poder generar el informe. Esta opción implica volver dato por dato, generando todas las gráficas y haciendo todos los cálculos nuevamente, hasta conseguir los datos necesarios para el informe. Descartamos esta opción por considerar que puede llegar a ser demasiado lenta, incluso usando el modo acelerado de simulación, a pesar de ser una solución que implica mínimos cambios sobre el sistema.

Otra de las opciones es ir generando el informe paso a paso, a medida que el usuario o el paciente van generando cambios sobre el sistema. Esta opción sin embargo implica un mayor consumo de CPU, la cual es crítica para nuestro sistema que funciona en tiempo real, por lo cual también la descartamos.

La opción por la cual finalmente nos decidimos fue guardar todos los datos necesarios para generar el informe en memoria, y una vez terminada la simulación volcar los datos en el informe. Esta opción consume más memoria, sin embargo, consideramos que es muy poco probable que el usuario genere suficientes entradas en el informe como para causar que el programa se quede sin memoria. Esto fue luego verificado al correr el programa.

Los datos que se guardan en memoria son los todos los detallados en el [Informe de simulación docente](#).

No se requieren cambios adicionales para generar el [Informe de Verificación de Ventilador Mecánico](#)

15 Implementación

15.1 Lenguaje y entorno de desarrollo

La aplicación fue desarrollada en el lenguaje Java 8 utilizando como IDE (entorno de desarrollo integrado) Netbeans 8.1. La misma fue desarrollada y testeada en Windows 7 y Mac OS X 10.8.5. A su vez, al testear la aplicación junto con el **SIMVENT**, la misma se realizó sobre Windows XP en el NIB.

La máquina con Windows 7 posee un procesador Intel Core i5, 4 GB de RAM, disco duro de 500 GB + 120 GB y tarjeta de video GeForce GT 630 de 4 GB. La máquina con Mac OS posee un procesador Intel Core i5, 8 GB de RAM, disco duro de 320 GB y tarjeta de video Intel HD 3000 de 512 MB.

Las razones para elegir Java sobre otros posibles lenguajes se listan a continuación:

- Gran variedad de utilidades para elegir (Netbeans, Eclipse, JConsole, etc.)
- Amplio catálogo de librerías tercerizadas (JScience, JChart2D, etc.) de dominio público
- Documentación accesible, completa y sencilla
- Fuerte comunidad de desarrolladores
- Independiente de la plataforma en que se desarrolle
- Independiente de la plataforma en que se ejecute
- Excelente performance
- Excelente especificación
- Buen manejo de memoria
- Threads nativos
- Utilizada por muchos vendedores
- Es un lenguaje libre y no se necesita ningún tipo de licenciamiento
- Es el lenguaje en el que poseemos mayor experiencia laboral y académica

El IDE Netbeans fue elegido ya que es gratis y a su vez provee herramientas para el diseño de interfaces gráficas, que se destacan por la facilidad en la creación de ventanas en forma gráfica e intuitiva (generando el código asociado y por ende reduciendo tiempos de desarrollo de la parte gráfica).

15.2 Detalles de implementación

A continuación se destacan aquellas librerías o módulos externos que fueron utilizados por sus propiedades como herramientas fundamentales para el proyecto. En la sección [24 ANEXO D: Librerías Java utilizadas](#) se encuentra un listado de las versiones de estas y todas las librerías utilizadas.

Comunicación con puertos seriales

Para solucionar el problema de comunicación con los puertos seriales utilizamos una librería llamada RXTX, que provee esta funcionalidad en Java. La misma debe instalarse directamente sobre la JRE tal cual se detalla en su Wiki.^[69] Se recomienda revisar la lista de ejemplos de RXTX para comprender mejor su funcionamiento e instalación.^[70]

Para poder hacer debugging en Mac OS y en Ubuntu fue necesario utilizar **socat** para abrir los puertos seriales (lo cual no es necesario en Windows). Asimismo, se le debe decir a la aplicación dónde están estos puertos para que los encuentre.

Ejemplos:

Mac OS, abriendo los puertos **/dev/master** y **/dev/slave**, para el usuario **tremualin**:

```
sudo socat -d -d -d -d -lf /tmp/socat pty,link=/dev/master,raw,echo=0,user=tremualin,group=staff
pty,link=/dev/slave,raw,echo=0,user=tremualin,group=staff
```

Mac OS, parámetros de la JVM para los puertos **/dev/master** y **/dev/slave**:

```
-Dgnu.io.rxtx.SerialPorts=/dev/master:/dev/slave
```

Gráficas en tiempo real

Para dibujar las gráficas en tiempo real elegimos utilizar la librería de Java Swing, JChart2D.^[71] Esta librería contiene varias implementaciones de distintos tipos de gráficas, siendo su característica principal el performance. Nos pareció una excelente adquisición dada la gran importancia de dibujar los datos de este sistema en tiempo real.

Conversión de unidades científicas

Para manejar las distintas unidades científicas del proyecto y asegurarnos de obtener resultados correctos y precisos utilizamos la librería jscience.^[72] La misma contiene la mayoría de las unidades científicas que utilizamos y además permite definir nuevas unidades si hacen falta.

También provee operaciones para suma, multiplicación y división de unidades científicas con otras unidades. Se recomienda leer los ejemplos en su página web.

Reportes XML y HTML

Para realizar la generación de los reportes en XML y HTML nos basamos en un template XML (CDA) el cual se genera a partir de los datos guardados en memoria. Luego al reporte XML generado se le aplica una transformación XSL que lo transforma en un HTML.

Tanto el template XML como la transformación XSL fueron un esfuerzo colaborativo con otros proyectos de Franco Simini. Los mismos se incluyen como parte del código fuente, dentro del módulo de generación de reportes.

Simulador de SIMVENT

El simulador de software fue inicialmente implementado como un banco de pruebas pero terminó tomando mayor importancia a lo largo del proyecto, y fue ideado como un componente separado de SIMVENT-DOCEO.

Sin embargo, debido a problemas de rendimiento en el modo de ejecución acelerada, debió generarse un entregable en el cual el Simulador mismo estuviera incluido dentro del código de SIMVENT-DOCEO. Para generar este entregable debe reemplazarse el módulo Maven **external-communication** por el módulo Maven **simulator-communication**, el cual reemplaza la comunicación por puertos seriales por una comunicación directa vía código.

No es posible utilizar este entregable para comunicarse con SIMVENT hardware ya que no cuenta con la implementación de puertos seriales. El diseño original solo tuvo en cuenta una implementación a la vez, por lo que no es posible cambiar entre una y otra en tiempo de ejecución. La implementación standalone está optimizada para ese modo.

Detección de fin de inspiración y/o espiración

Para adaptarnos al comportamiento de **SIMVENT** y que los cálculos se realicen correctamente, debemos realizar un análisis de tendencia de los puntos recibidos en un intervalo fijo. Debemos analizar los últimos X puntos del flujo calculado (siendo X un parámetro interno del sistema), y, al obtener una mayoría de puntos de flujo mayores, iguales, o menores a cero, detectar, el principio de la inspiración, la pausa inspiratoria, y la espiración, correspondientemente.

Los cálculos utilizando **SIMVENT** fueron todos correctos considerando 13 puntos o más, en función de las pruebas realizadas. En el caso del simulador de **SIMVENT**, al ser ideal, bastaba con considerar el último punto.

El software original de **SIMVENT** ya lo hacía así, descubrimos, al ver su código fuente. En su caso, X era 5, por lo que creemos que el sistema perdió mucha precisión con el paso del tiempo. Este valor no estaba documentado en su informe (si bien se menciona que detectan la inspiración y/o espiración de esta forma), por lo que lo incluimos en esta sección.

16 Caso de estudio de un paciente real

16.1 Objetivo

El fin del caso de estudio es demostrar que dados los datos de un paciente real configurados sobre **SIMVENT-DOCEO**, éste genera valores de PaO₂ y PaCO₂ similares a los obtenidos del paciente real.

16.2 Procedimiento

Se obtuvieron los datos del modelo de **SIMVENT-DOCEO** de un paciente real; los mismos fueron analizados y en base a esto se generó un paciente simulado cuyos valores del modelo se corresponden con los del paciente real.

En nuestro modelo se dejaron de lado factores ajenos al aparato respiratorio, pero que pueden de alguna influenciar la presión de oxígeno en sangre, y además, se asumió un pulmón heterogéneo al usar un modelo RC de un compartimiento. Se buscó entonces un paciente que no presentará ninguna patología en otras áreas ajenas al aparato respiratorio y que no presentará ninguna aflicción pulmonar que lleva a pensar que un pulmón se comporta de forma diferente al otro.

Se estimaron los valores de complacencia y resistencia dado que no estaban ingresados en la historia de monitoreo clínico del paciente. La complacencia fue estimada utilizando las fórmulas descritas en la literatura para tal fin, utilizando los valores proporcionados del ventilador^[3]. Para estimar el valor de la resistencia se tomó el valor normal en un adulto (10 cmH₂O/L/s.), ya que en el modo de ventilación por presión el flujo no es constante y no se tienen suficientes datos como para realizar la estimación.

Realizamos una tabla comparativa donde se pueden ver los datos del paciente real, los datos calculados por **SIMVENT-DOCEO** durante una simulación utilizando **el simulador de SIMVENT** (software), y los datos calculados durante una simulación utilizando **SIMVENT** (hardware).

Cada entrada de la tabla se corresponde a una medición realizada en una fecha y hora determinadas a lo largo de 10 días. Las mediciones fueron realizadas por personal médico en un hospital del Uruguay. Eliminamos datos personales del paciente no relevantes e información del hospital con el fin de respetar la confidencialidad de los mismos.

La prueba realizada con el simulador de **SIMVENT** se hizo con un modo de ventilación diferente al usado en el paciente dado que el simulador de **SIMVENT** no tiene la capacidad de simular el modo de ventilación por presión.

Para las pruebas se realizó una simulación en la cual ingresamos los valores correspondientes a cada entrada y esperamos a que los valores del sistema alcancen la estabilidad. Para minimizar los efectos de la aleatoriedad del sistema utilizamos un valor de aleatoriedad de

0,1%, una tasa de absorción de oxígeno del 80%, y definimos que el sistema alcanza la estabilidad cuando observamos que los valores no presentan una variación mayor a 1 mmHg.

16.3 Datos y resultados obtenidos

En la tabla 14 se muestran los datos obtenidos del paciente real en cada día, y abajo los valores obtenidos luego de la simulación con **SIMVENT** y con el simulador de **SIMVENT**.

Tabla 14- Datos del paciente y la simulación para cada día

Parámetro/Fecha	7/8	8/8	9/8	10/8	11/8	13/8	14/8	15/8	15/8	16/8	17/8
FiO₂	0.6	0.6	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.35	0.5	0.4	0.5
Fr (resp/min)	15	15	18	13	8	14	16	16	16	15	15
V_c (mL)	500	500	500	500	500	500	500	500	500	500	500
P Máxima (cmH₂O)	17	17	17	13	13	17	17	15	15	15	15
P Meseta (cmH₂O)	13	13	13	13	13	13	13	13	13	13	13
PEEP (cmH₂O)	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
P Soporte (cmH₂O)	10	10	10	6	6	10	10	8	8	8	8
C (mL/cmH₂O)	50.0 0	50.0 0	50.0 0	83.3 3	83.3 3	50.0 0	50.0 0	62.5 0	62.5 0	62.5 0	62.5 0
R (cmH₂O/L/s)	10.0 0										
PaO₂ (mmHg)	241	213	167	215	212	150	174	176	276	192	180
PaO₂ SIMUL (mmHg)	369	369	306	290	255	293	301	194	300	226	298
PaO₂ SIMV (mmHg)	350	350	286	*28 0	**	277	284	189	284	214	283
ERR SIMUL (mmHg)	128	156	139	75	43	143	127	18	24	34	118
ERR SIMV(mmHg)	109	137	119	65	**	127	110	13	8	22	103
PaCO₂ (mmHg)	28	28	33	30	28	32	31	30	36	33	29
PaCO₂ SIMUL (mmHg)	32	32	27	38	61.6	35.2	30.8	30.8	30.8	32.7	32.7
PaCO₂ SIMV (mmHg)	31	31	26	*30	**	35	29.4	30.1	30.3	33.1	32.6
ERR SIMUL (mmHg)	4	4	6	8	33.6	3.2	0.2	0.8	5.2	0.3	3.7
ERR SIMV(mmHg)	3	3	7	0	**	3	1.6	0.1	5.7	0.1	3.6

*: La complacencia superaba los límites de **SIMVENT** y la simulación no fue tan precisa en este caso. Se utilizó el límite máximo de complacencia admitido por **SIMVENT** (80).

: La frecuencia era inferior al límite de **SIMVENT (10) y el sistema no logró alcanzar la estabilidad, resultando en gráficas muy deformadas que no permitieron realizar la medición en este caso.

A partir de las tablas comparativas generamos gráficas que muestran las diferencias entre los valores de cada simulación respecto a los valores del paciente real a largo del tiempo.

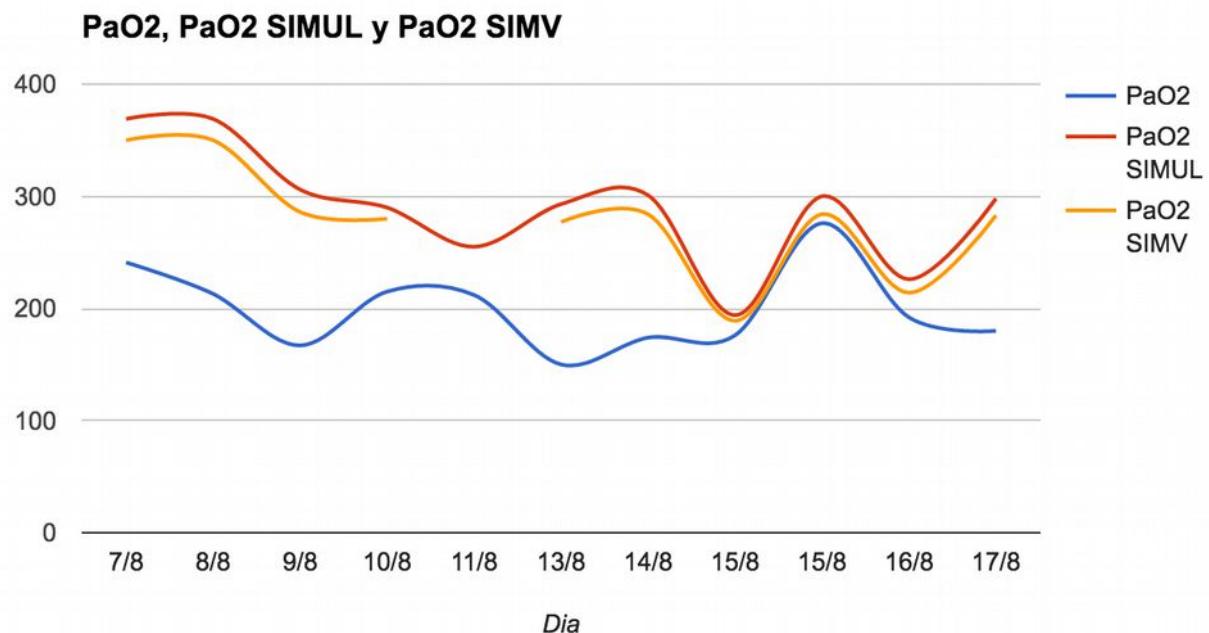


Figura 42 - Comparación de la PaO₂ de SIMVENT y del Paciente.

La tendencia de ambas gráficas es similar, si bien los valores del paciente simulado están siempre por encima del real, se aproximan bastante en el último tercio de la gráfica.

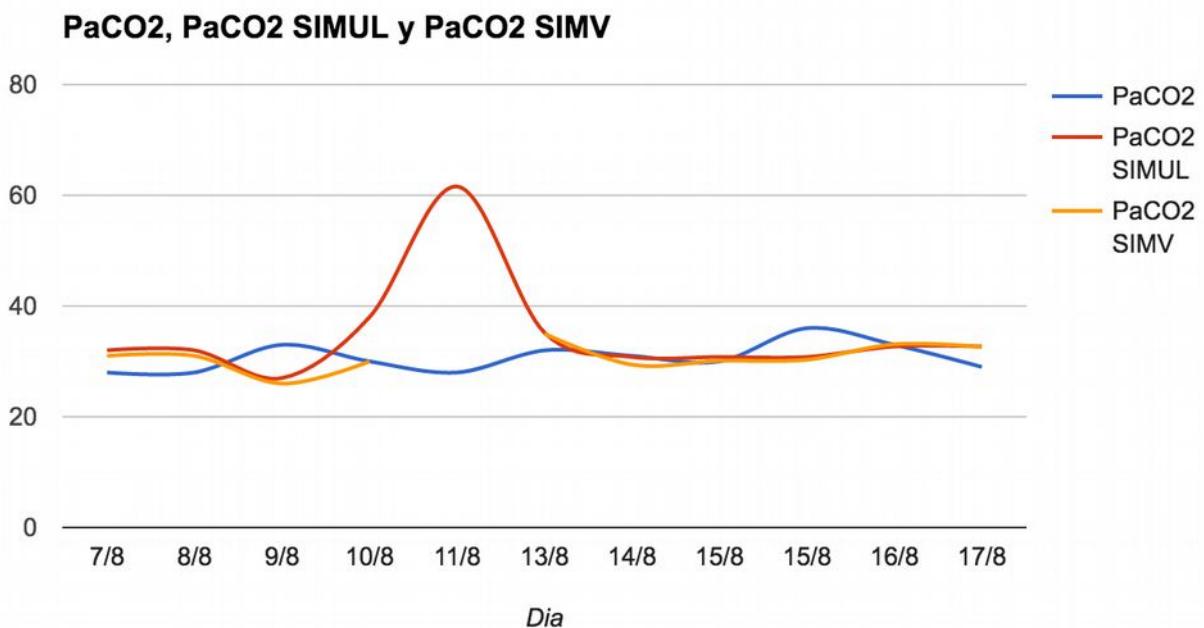


Figura 43 - Comparación de la PaCO₂ de SIMVENT y del Paciente.

La tendencia de ambas gráficas es similar en prácticamente todo el rango, a excepción del valor cercano a la mitad de la gráfica que difiere bastante del resto. Ese día no pudo ser simulado por **SIMVENT**.

Observamos un valor desproporcionado en la gráfica de PaCO₂ para el dia 11/8 en el que el valor de PaCO₂ simulado presenta una diferencia de 33.6 mmHg respecto al valor del paciente real. Analizamos este caso para ver si tiene sentido esta diferencia.

En primer lugar observamos que respecto al día anterior la frecuencia respiratoria baja de 13 a 8 respiraciones por minuto, manteniendo todos los otros valores. Sin embargo, la PaCO₂ pasa de 30 a 28 (disminuye un poco). De acuerdo a nuestro modelo la PaCO₂ debería aumentar considerablemente debido a la baja frecuencia. Entendemos que, o bien ocurrió un error humano al tomar la medida, o alguna de las variables no modeladas (por ej. sistema circulatorio) influyó sobre esa bajada de presión.

En cualquier caso, el modelo actual no es capaz de explicar este comportamiento. Hablamos con el doctor Javier Hurtado sobre las posibles causas por las cuales nuestro paciente puede llegar a presentar discrepancias con el modelo.

En nuestro modelo asumimos que el ritmo cardiaco, el volumen de sangre y otros factores ajenos al modelo, se mantienen constantes y sus valores son normales, y esto en muchos casos no es así. Incluso con el factor de aleatoriedad, todavía no estamos listos para simular completamente un paciente real.

A pesar de todo, vale la pena destacar que nuestro simulador SOFTWARE de **SIMVENT** presentó valores muy similares al simulador HARDWARE.

Decidimos volver a graficar eliminando el punto del día 11/8, ya que no solo dio valores extraños con **el simulador de SIMVENT**, sino que además no fue posible simularlo usando **SIMVENT**.

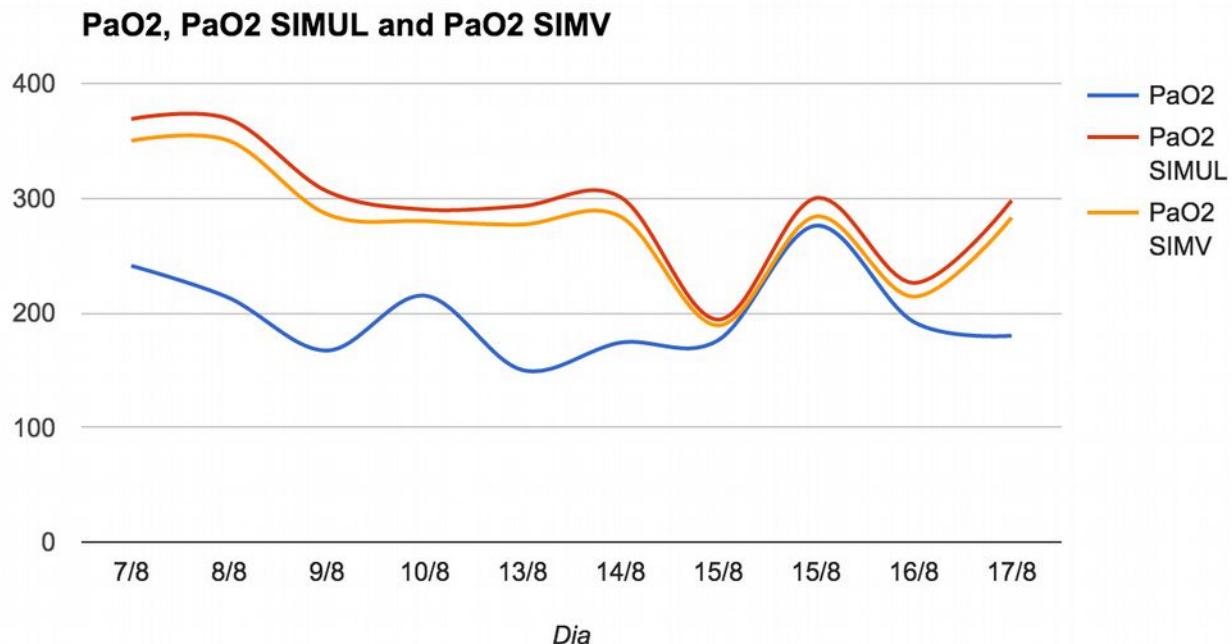


Figura 44 - Comparación de la PaO₂ de SIMVENT y del Paciente sin el 11/8.
La tendencia de SIMVENT y SIMVENT-SIMULATOR son muy similares, y se acercan mucho al paciente real en los últimos días.

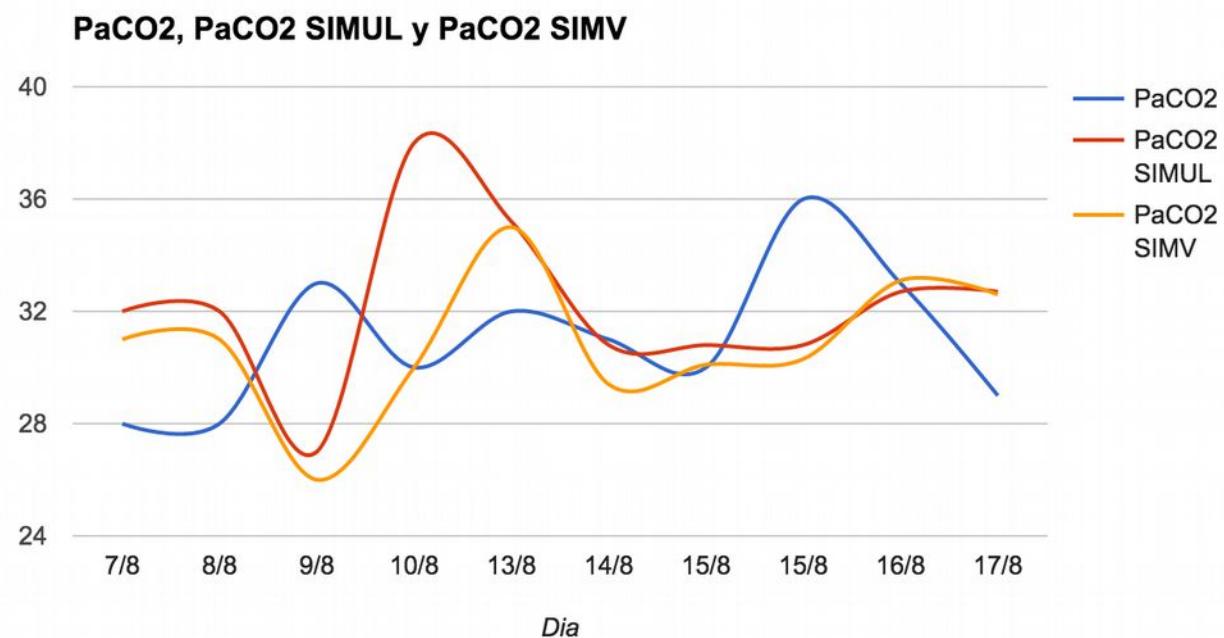


Figura 45 - Comparación de la PaCO₂ de SIMVENT y del paciente sin el 11/8.
Las diferencias en PaCO₂ de los simuladores difieren en muy poco, a pesar de los errores mecánicos de SIMVENT.

16.4 Conclusiones del caso de estudio

El modelo presentado puede llegar a asemejarse a la realidad en casos puntuales; sin embargo, hace falta incorporar más variables al modelo (no necesariamente todas relacionadas al modelo respiratorio), ajustarlo y extenderlo, para poder explicar las diferencias entre los valores reales del paciente y los obtenidos durante la simulación.

El error humano es otro factor importante. Estos datos fueron tomados por personal médico y no por máquinas especializadas. Algunos datos debieron ser estimados ya que no fueron proporcionados. Sin mejores máquinas que hagan mediciones más frecuentes y precisas, no podemos confiar en todos los datos.

En el caso de la medición de las presiones parciales de O₂ y CO₂ no existen actualmente métodos que permitan su medición de forma no invasiva y en tiempo real, por lo que no podemos medir la velocidad de su evolución. Tampoco podemos asumir que el estado del paciente se mantuvo estable durante toda la simulación, ya que no sabemos si algún otro factor no tomado en cuenta influenció los resultados.

A la lista de problemas se agrega el error de **SIMVENT**, el ventilador antiguo del que dispusimos, y en el caso de nuestro simulador software, que el mismo no implementa el modo de ventilación por presión. Tampoco pudimos configurar el ventilador para que funcionara en el modo por presión por lo que la simulación con **SIMVENT** también se hizo utilizando ese modo.

Creemos que es necesario seguir trabajando en el modelo, ajustando y mejorándolo, para que **SIMVENT** y **SIMVENT-DOCEO** puedan mejorar su precisión y fidelidad respecto a la realidad, para poder tomarlos como referencia; sin embargo, es sumamente importante que primero se mejore el robot **SIMVENT** y se consigan ventiladores mecánicos de mejor calidad y diseño moderno.

A pesar de todo estamos muy satisfechos con la poca diferencia existente entre los valores calculados por **SIMVENT** y el simulador de **SIMVENT**, lo cual indica cierta fidelidad del simulador respecto al hardware, y creemos que vale la pena seguir invirtiendo en mejorar este último.

17 Gestión del proyecto

En esta sección se realizará un análisis de los tiempos invertidos en cada área de trabajo del proyecto y los costos asociados al mismo. Se realizará un desglose de horas totales invertidas en cada una de dichas áreas y se compararán las horas efectivamente realizadas al finalizar el proyecto con las horas establecidas en la planificación inicial.

17.1 Tiempos del proyecto

El tiempo total estimado son 1650 horas para 3 personas, con una dedicación semanal promedio de 15 horas, en un periodo de 40 semanas aprox.

Se estimaron 360 horas para el estado del arte y el análisis de la solución, 110 horas para el desarrollo y construcción de la misma, y 180 horas para verificación y correcciones. No se estimaron costos de gestión, los cuales fueron incluidos luego.

En la tabla 15 se puede ver un desglose de cada etapa, con una descripción del mismo en la tabla 16.

Tabla 15- Tiempos reales y estimados del proyecto

	REAL		CRONOGRAMA		DIFERENCIA	
	Hora s	%	Horas	%	Horas	%
<i>Estudio del estado del arte</i>	90	3.6%				
<i>Estudios de fisiología</i>	150	6.0%	360	21.8%	80	22.2%
<i>Análisis de la solución</i>	200	7.9%				
<i>Documentación</i>	600	23.8%				
<i>Diseño de la solución</i>	150	6.0%				
<i>Construcción de los prototipos</i>	80	3.2%				
<i>Construcción de SIMVENT-SIMULATOR</i>	180	7.1%	1110	67.3%	510	45.9%
<i>Construcción de SIMVENT-DOCEO</i>	450	17.9%				
<i>Integración con SIMVENT hardware</i>	160	6.3%				
<i>Verificación y correcciones</i>	300	11.9%	180	10.9%	120	66.7%
<i>Gestión</i>	160	6.3%	N/A	N/A	N/A	N/A
Tiempo total	252	100.0 %	1650	100.0 %	870	52.7%

Tabla 16- Detalle de las categorías

Categoría	Descripción
Estudio del estado del arte	El estudio del estado del arte de simuladores, ventiladores mecánicos, otros simuladores, los sistemas de tiempo real
Estudios médicos	El estudio y la comprensión de los términos médicos, del funcionamiento del aparato respiratorio y de las técnicas de ventilación mecánica
Análisis de la solución	El análisis de los problemas propuestos para el proyecto, incluyendo el modelado de pacientes y enfermedades, la construcción del modelo de SIMVENT-SIMULATOR y el ciclo de vida del paciente
Documentación	La construcción de este informe
Diseño de la solución	El diseño de la arquitectura de la solución, de los diferentes módulos, y el análisis del impacto de las diferentes decisiones de diseño tomadas durante el desarrollo del proyecto.
Construcción de los prototipos	La construcción del prototipo capaz de comunicarse con los puertos seriales de SIMVENT y del prototipo capaz de simular a SIMVENT hardware enviando datos al software original de SIMVENT.
Construcción de SIMVENT-SIMULATOR	Implementación del simulador por software de SIMVENT basado en el prototipo.
Construcción de SIMVENT-DOCEO	Implementación de los distintos componentes de SIMVENT-DOCEO.
Integración con SIMVENT hardware	Las tareas llevadas a cabo para integrar al software realizado con el simulador SIMVENT existente
Verificación y retrabajo	Las pruebas realizadas sobre el entregable final y el retrabajo que trajo consigo los resultados de las mismas.
Gestión	Las tareas realizadas con el registro de horas y la organización en tareas del proyecto.

El tiempo real fue mayor, dado que finalmente no fuimos 3 personas y no pudimos dedicarnos exclusivamente al proyecto durante el tiempo transcurrido para la realización del mismo. No incluimos horas de reuniones de personas ajenas al proyecto (por ejemplo los médicos que nos ayudaron o las horas de los compañeros de **SIMVENT-ENTRENA**). Tampoco incluimos las horas utilizadas para preparar y asistir a Ing. de Muestra. Sí se incluyen las horas de trabajo y retrabajo necesarias para compensar la salida de nuestro tercer integrante.

Creemos que el proyecto podría haberse desarrollado en tiempo y forma si hubiéramos contado con 4 o 5 personas, en lugar de 2, como finalmente ocurrió. También creemos que hubiera sido buena idea haber combinado algún estudiante de ingeniería eléctrica al proyecto, y haber asistido a capacitaciones de los temas médicos necesarios antes de comenzar el proyecto.

17.2 Costos del proyecto

Para estimar el costo de un prototipo se debe calcular el costo total del desarrollo incluyendo las horas-hombre insumidas y otros costos indirectos que no se hayan incluido. La hora-hombre se valora en US\$ 30. Este valor asciende a un total de **US\$ 75600**.

Por último se agrega el costo debido a tener reemplazar algunos componentes de **SIMVENT** (fuente, tubos) y el costo de los tanques de oxígeno y aire necesarios, los cuales se estiman en **US\$ 300**, el cual fue cubierto por el **NIB**. El costo total estimado del proyecto sería entonces de: **US\$ 75900**.

18 Discusión y conclusiones

18.1 Organización y distribución del trabajo

Dado el tamaño del grupo, inicialmente intentamos organizarnos de manera informal, llevando apuntes de lo realizado en las reuniones y de las tareas que cada uno iba haciendo por su lado, y luego haciendo una puesta en común.

En principio funcionó, sin embargo a medida que fue pasando el tiempo los apuntes se hacían cada vez más extensos y comenzó a ser difícil buscar qué habíamos realizado anteriormente, cuándo, si era importante o no, y con qué tareas debíamos seguir. Subestimamos el tamaño del proyecto y nuestra capacidad para comunicarnos. Decidimos entonces buscar alternativas para organizarnos mejor.

En un principio decidimos crear el documento del proyecto e ir agregando al mismo las anotaciones que nos parecen importantes a medida que íbamos realizando el proyecto, y lo ya investigado anteriormente, además de intentar establecer objetivos semanales/mensuales en cuanto a cada sección del documento.

Luego al ver que cada uno tenía distintas prioridades y que el avance del proyecto era menor al esperado, decidimos implementar las reuniones de equipo periódicas para poder revisar en conjunto las cosas que se estaban investigando y seguir más de cerca el proceso, además de asegurar una dedicación mínima semanal. Esta alternativa no fue del todo factible ya que el tiempo que consumía realizar dichas reuniones se fue incrementando con el tiempo.

Finalmente, decidimos adoptar un método Kanban para mejorar nuestro proceso de desarrollo. En particular, comenzamos a utilizar la aplicación web KanbanFlow, que implementa el anteriormente mencionado método.

Utilizando un Kanban Board (un pizarrón con tareas que define prioridades y responsables) logramos disminuir la cantidad de reuniones necesarias para coordinar, y la cantidad de información que entraba al documento del proyecto.

Gracias al método Kanban aprendimos a organizarnos de manera efectiva, obteniendo un panorama general del proyecto y de lo que cada uno iba realizando, definiendo las tareas y subtareas relevantes para el desarrollo de los objetivos del mismo, estableciendo prioridades entre las distintas tareas y llevando un control más riguroso del proyecto.

Consideramos que es un método que vale la pena utilizar en el futuro y por eso decidimos comentarlo.

18.2 Dificultades encontradas

La documentación de **SIMVENT** se basó mucho más en el hardware que en el software, lo que dificultó la continuación de un proyecto basado en el software, ya que se omitieron detalles importantes en ese aspecto que dificultaron la implementación, hubo que revisar el código de ellos directo, etc.

El ventilador mecánico usado para las pruebas resultó ser poco preciso; esto no sorprende ya que es un ventilador antiguo que fue donado por no estar más en uso.

El hardware de **SIMVENT** fue difícil de mantener funcionando correctamente, debido a errores mecánicos en el movimiento de las piezas que deformaban las curvas con un paso “escalonado” en lugar de fluido, y el ruido en la medición de los sensores de presión, y tuvimos que adaptarnos al problema mejorando la robustez del programa pero perdiendo cierta precisión no significativa en algunos cálculos, para obtener resultados coherentes.

Haber perdido un integrante del proyecto extendió sin duda la duración del proyecto, ya que debimos tomar tareas que le hubieran correspondido. Creemos además que hubiese sido necesario contar con 4 personas, en vez de 2 o 3, para realizar el proyecto. En particular hubiese sido interesante contar con alguien que se dedicara a la medicina o a la ingeniería eléctrica.

El lenguaje médico, y los conceptos de ingeniería eléctrica y medicina que debimos aprender, fueron a su vez grandes limitantes para el estudio del estado del arte de los sistemas.

18.3 Lecciones aprendidas

Se debió haberle dado más relevancia al simulador de software, y haber pasado más tiempo analizando y realizando pruebas con el software original de **SIMVENT** desde un principio, antes de comenzar a implementar **SIMVENT-DOCEO**.

18.4 Trabajo a futuro

Comunicación directa con ventiladores mecánicos

Uno de los problemas encontrados a la hora de diseñar el sistema es que se deben obtener datos del ventilador mecánico conectado a **SIMVENT** en tiempo real. En la práctica, esto no fue posible, y se optó por solicitar al usuario que ingrese los datos del ventilador mecánico cada vez que ocurre un cambio en la configuración del mismo.

Poder obtener los datos comunicándose directamente con el ventilador mecánico no solo mejoraría la precisión de los cálculos sino que además permitiría generar informes de mayor calidad, y le daría libertad al usuario de cambiar los valores de configuración del ventilador mecánico sin preocuparse por hacer el registro en **SIMVENT-DOCEO**. Para esto, el ventilador

utilizado debe brindar soporte a nivel de hardware y una especificación de comandos para obtener los parámetros requeridos a nivel de software. **SIMVENT-DOCEO** debe ser extendido para soportar y poder utilizar esta nueva interfaz.

Interfaz web y posibilidad de ejecución remota

El sistema actual fue desarrollado como una aplicación de escritorio usando Java Swing. Si bien la aplicación es portable y es un sistema autocontenido (es decir, no depende de nada más), es difícil en este modo lograr que el docente pueda ver o cambiar parámetros de la simulación a la vez que el estudiante maneja al robot y al ventilador mecánico. Además la interfaz Swing exige una gran cantidad de recursos de procesamiento a la máquina para dibujar y mantener las gráficas en pantalla.

Migrar la aplicación a un servidor web permitiría no solo que los docentes se conecten desde su computadora o celular a SIMVENT-DOCEO, sino que además permitiría separar la lógica del servidor de la lógica de dibujo de gráficas. Esto tendría como consecuencia que todas las gráficas se dibujaran fuera del servidor, mientras que el servidor se encargará únicamente de mantener el estado interno del sistema. Se evitarían posibles errores de procesamiento en el servidor por consumo de recursos al dibujar las gráficas, o incluso por interferencia de otras aplicaciones corriendo en el cliente. También sería posible que varios docentes y/o estudiantes se conecten al servidor web y vean las gráficas y/o cambien la configuración de SIMVENT desde sus computadoras o celulares, en lugar de solo uno.

El trabajo requerido para hacer lo anterior, si bien es muy interesante, excede el alcance de este proyecto, y se propone como trabajo futuro.

Implementación del módulo de recomendaciones y alertas

Las recomendaciones o alertas no solo implican notificar al usuario sobre un cambio en el grado de hipoxemia y/o hipercapnia a un grado riesgoso para la vida del paciente, sino recomendar posibles cambios en los parámetros ventilatorios para poder regresar al paciente a un estado respiratorio normal. Esto implica definir criterios o reglas en donde se debe definir en qué momento se dispara la alerta y cuáles deben ser los nuevos valores a ser fijados en el ventilador. Estos criterios deberían ser validados por profesionales en la fisiopatología respiratoria antes de ser implementados.

En este proyecto se realizó una propuesta de diseño de los criterios de recomendaciones y alertas, la misma se encuentra en la sección [9.10 - Sistema de recomendaciones del modo asistido](#). Se deja como trabajo a futuro su validación, ajuste e implementación.

Extender y mejorar las funcionalidades del simulador de SIMVENT

El simulador de SIMVENT puede incorporar nuevas funcionalidades o incluso mejorar las que ya tiene. A continuación se listan algunas de estas posibles mejoras:

- Extender el simulador para que soporte modelo de 2 compartimientos
- Más modos y parámetros de ventilación mecánica
- Ajustar el modelo matemático de pulmón o incluso cambiarlo (complacencias y resistencias no lineales por ejemplo)
- Reducir o eliminar sus limitaciones.
- Comunicación directa a SIMVENT-DOCEO de valores del ventilador mecánico

Incorporación de un sistema de generación de escenarios

Si bien nuestro sistema permite generar diferentes pacientes, no es posible controlar lo que le pasa a ese paciente de forma automática luego de que comienza la simulación. Sería muy interesante programar un cambio de complacencia y/o resistencia si se produce cierto evento, o simular varias inspiraciones espontáneas durante un intervalo fijo de tiempo. Estas situaciones podrían ser resultado de eventos que no necesariamente están ligados a nuestro modelo, y que el usuario debe saber cómo manejar.

Un sistema de este tipo permitiría al docente preparar al alumno para un montón de situaciones inesperadas que de momento no podemos simular, salvo que el docente se siente junto al estudiante y haga los cambios el mismo en el modelo del paciente durante la simulación, lo cual entendemos que no es práctico más aún si se cuenta con un gran número de estudiantes.

Creemos que poder generar un conjunto de escenarios que enseñe al usuario cómo tratar con situaciones inesperadas es sumamente importante para un sistema con fines educativos como es **SIMVENT-DOCEO**, es por esto que lo proponemos como trabajo a futuro.

18.5 Conclusiones finales del proyecto

A lo largo de este proyecto se estudiaron diversos conceptos de fisiopatología respiratoria en varios libros y artículos disponibles en la literatura. A partir de la comprensión y asimilación de dicho fundamento teórico, se generó un modelo matemático que tuvo como fin simular el estado de vida de un paciente, calculando los valores de gases en sangre y los grados de hipoxemia e hipercapnia en cada momento, claves en el estado de vida del paciente.

Se desarrolló un software que implementó dicho modelo, el cual obtiene y muestra los datos recibidos de **SIMVENT** (en forma numérica y gráfica), calcula y monitorea en cada ciclo respiratorio el valor de las variables respiratorias y del estado del paciente. Además, permite configurar una gran cantidad de parámetros respiratorios del modelo, lo cual a su vez permite crear muy diversos perfiles de paciente para probar diferentes patologías respiratorias. También genera reportes de simulación docente con el estándar CDA, al finalizar cada sesión. Se implementó también un modo de verificación de ventiladores mecánicos, para que **SIMVENT** pueda ser utilizado como banco de pruebas para ventiladores mecánicos. Algunas de estas funcionalidades (como la verificación, las gráficas de datos y la inspiración espontánea) ya

existían en el primer software de **SIMVENT**; las mismas fueron tomadas como base, reimplementadas en el lenguaje Java, ampliadas y mejoradas en varios aspectos.

Se implementó también un simulador puramente software del hardware de **SIMVENT**, para poder trabajar y realizar pruebas independientemente del mismo, el cual también simula un ventilador mecánico con algunos parámetros configurables, operando en el modo de control por volumen/flujo. Previamente, se debió generar un modelo matemático basado en la especificación del modelo RC que utiliza **SIMVENT**^[4], para simular lo más fielmente posible el comportamiento del mismo.

El modelo de estado de vida planteado es ciertamente una gran simplificación de la realidad, ya que el comportamiento de la fisiología humana es muy complejo de modelar, en particular el sistema respiratorio y el intercambio gaseoso, ya que en la realidad existen muchas más variables y factores que los considerados, pero en gran parte de ellas no estaba muy clara su influencia en el modelo planteado, en base a la literatura estudiada sobre el tema médico.

SIMVENT tiene varios problemas mecánicos que resultan en una degradación de la precisión del sistema, que deberían ser solucionados para poder mejorar la confiabilidad y precisión de los cálculos.

Algunas de las posibles causas de los problemas mecánicos de **SIMVENT** pueden ser:

- Desgaste por uso
- Golpes y movimiento en traslados
- Calidad y precisión de las piezas disponibles localmente y accesibles económicamente

Estos problemas implicaron que **SIMVENT-DOCEO** debiera tener cierta tolerancia al realizar los cálculos, realizando un análisis de tendencia para detectar cuándo realmente el paciente cambia de inspiración a espiración y viceversa. Solucionando estos problemas mecánicos y utilizando un nuevo ventilador más moderno y calibrado, se mejoraría el funcionamiento del paciente **SIMVENT** y, en consecuencia, la precisión de los valores calculados por **SIMVENT-DOCEO**. Para poder mejorar lo mencionado, se propuso como trabajo a futuro mejorar la parte mecánica de **SIMVENT**, creando otro prototipo con mejores y más modernas piezas, en la misma línea que lo que se estaba realizando con **SIMVENT-ENTRENA**, y siguiendo las propuestas de mejora establecidas en el documento de **SIMVENT**.

Respecto a las pruebas realizadas y los resultados obtenidos, observamos que los valores calculados como frecuencia, volumen corriente, relación I:E y PEEP, son razonablemente cercanos al valor mostrado por el ventilador en las pruebas realizadas, más aún teniendo en cuenta el muy probable error entre lo que dice entregar en su pantalla y lo que efectivamente entrega el ventilador a **SIMVENT**, debido principalmente a falta de calibración, tiempo de uso y antigüedad del mismo. También entendemos que influye el error mecánico de **SIMVENT**, el cual de cierta manera amplifica los errores en los cálculos; esto puede explicar los valores obtenidos en las gráficas de C y R que no coinciden tanto con la gráfica del valor parametrizado.

Para estar seguros, lo comparamos con las gráficas obtenidas del software original de **SIMVENT** y obtuvimos resultados similares tanto en valores como en las gráficas, con lo que se

descartó en principio un error en el modelo o en nuestros cálculos, y todo apuntó más bien a los notorios problemas mecánicos en las piezas e instrumentos de medida de **SIMVENT**, en particular a la falta de fluidez en el movimiento del pistón y al “ruido” generado por los sensores de presión. Esto deja de ser tan notorio si se utilizan valores bajos de complacencia y resistencia.

En el documento de **SIMVENT** se mencionan algunas posibles mejoras a nivel de hardware.

Entendemos que sería interesante, además, que soporte un modelo de pulmón de dos compartimientos con dos pistones diferentes, debiendo ajustar el modelo matemático a nivel de software para acompañar este cambio. Si es posible, sería interesante que varios **SIMVENT** puedan anidarse para que cada uno represente un pulmón diferente.

Entendemos que, pese a las condicionantes negativas ya mencionadas, el modelo arrojó resultados razonablemente buenos en cuanto a su fidelidad con respecto al paciente real. Se puede utilizar como guía o apoyo para el entrenamiento en la ventilación mecánica dentro del ámbito académico, pero no se puede asumir aún un comportamiento similar al de un paciente real. Para esto, previamente se debería pulir, ampliar y probar más profundamente el modelo, lo cual implica un trabajo a futuro tomando este modelo como base.

El sistema debería ser analizado, ampliado y mejorado en el futuro, para alcanzar un nivel de fidelidad más alto y así lograr una representación óptima de la realidad. Sugerimos, entre otros ejemplos: investigar si existen modelos que involucren más parámetros respiratorios, estudiar la influencia que pueden tener otras variables fisiológicas para poder incorporarlas de alguna forma en este modelo, por ejemplo las del sistema circulatorio.

Creemos que el trabajo realizado a lo largo de este proyecto, en particular la arquitectura de software utilizada y el modelo matemático planteado, pueden llegar a ser un paso importante en el desarrollo de sistemas de simulación docente en el futuro, y esperamos que así lo sea.

19 Referencias

- [1] F. Simini, INGENIERIA BIOMEDICA: perspectivas desde el Uruguay, 1st ed. Montevideo: NIB, Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Fac. de Medicina e Ingeniería, Univ. de la República Oriental del Uruguay, 2007.
- [2] E. Cruz Mena and R. Moreno Bolton, Aparato respiratorio: fisiología y clínica, 5th ed. Mediterráneo, 1999.
- [3] Luis A. Ramos Gómez and Salvador Benito Vales, Fundamentos de la ventilación mecánica. MARGE BOOKS, 2012.
- [4] F. BLIMAN, J. P. BRAGA, J. M. CÁCERES, and V. RAMÍREZ, "SIMVENT," UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA, 2011.
- [5] N. MacIntyre, "Evidence-Based Guidelines for Weaning and Discontinuing Ventilatory SupportA Collective Task Force Facilitated by the American College of Chest Physicians; the," CHEST J., vol. 120, no. 6, pp. 375–395, Dec. 2001.
- [6] P. L. Marino, Marino's The ICU Book, vol. 14. Lippincott Williams & Wilkins, 2013.
- [7] LUMB AB, Nunns Applied Respiratory Physiology, 7th ed., no. 7TH. Elsevier Health Sciences UK, 2010.
- [8] V. Chijani, "Resultados de la primera encuesta poblacional en Uruguay sobre Factores de Riesgo para Osteoporosis," 1999.
- [9] C. Mateu, "Condiciones climatológicas de Uruguay para implantación de energías renovables," 2011. [Online]. Available: <http://www.suelosolar.com/newsolares/newsol.asp?id=6162>. [Accessed: 25-Aug-2016].
- [10] McGill University, "Respiration Lab: Lung Diseases (obstructive/restrictive)," The McGill Physiology Virtual Lab, 2005. [Online]. Available: http://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/resp/lungdiseases_n.htm. [Accessed: 18-Apr-2014].
- [11] T. B. Formula, "The Barometric Formula," HyperPhysics, 2014. [Online]. Available: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/kinetic/barfor.html>. [Accessed: 25-Aug-2016].
- [12] P. Bernasconi, S. Molina, A. Rodiño, and Universidad Católica del Uruguay, "HuLung - Simulador de pulmón humano," 2013. [Online]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=S1lbAFp4VBk>. [Accessed: 03-May-2014].
- [13] P. Bernasconi, "HuLung," 2013. [Online]. Available: <http://prezi.com/dvn3hgapim4l/copy-of-hulung/>. [Accessed: 03-May-2014].
- [14] Universitat Politècnica de Catalunya, "RespiLab — BIOsignal Analysis for Rehabilitation and Therapy Research Group." [Online]. Available: <http://bioart.upc.edu/virtual-laboratories/respiLab>. [Accessed: 03-May-2014].
- [15] IngMar Medical, "ASL 5000 Breathing Simulator," 2016. [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/asl-5000/>. [Accessed: 03-May-2014].
- [16] National Instruments, "NI LabVIEW - Mejorar la Productividad de Ingenieros y Científicos," 2014. [Online]. Available: <http://www.ni.com/labview/esa/>. [Accessed: 22-Oct-2014].

- [17] M. Torre and E. Granado, "Design and Implementation of a Predictive Control strategy based on an Industrial Controller," *IEEE Lat. Am. Trans.*, vol. 9, no. 5, pp. 638–643, Sep. 2011.
- [18] B. M. Vinagre, I. Petr , I. Podlubny, and Y. Q. Chen, "Using fractional order adjustment rules and fractional order reference models in model-reference adaptive control," *Nonlinear Dyn.*, vol. 29, no. 1–4, pp. 269–279, Jul. 2002.
- [19] The MathWorks, Inc., " MATLAB - The Language of Technical Computing (Version R2010a)," 2010. [Online]. Available: <http://www.mathworks.com/products/matlab/>. [Accessed: 22-Oct-2014].
- [20] F. Esquembre, *Creación de simulaciones interactivas en Java : aplicación a la enseñanza de la física*. Madrid, España: Pearson Education, Prentice Hall, 2005.
- [21] A. B. Otis, W. O. Fenn, and H. Rahn, "Mechanics of breathing in man.," *J. Appl. Physiol.*, vol. 2, no. 11, pp. 592–607, May 1950.
- [22] P. Health, "Control of respiratory frequency," *Exch. Organ. Behav. Teach. J.*, vol. 15, no. 3, pp. 325–336, May 1959.
- [23] J. G. Widdicombe and J. a Nadel, "Airway Volume, Airway Resistance, and Work and Force of Breathing: Theory.," *J. Appl. Physiol.*, vol. 18, no. 30, pp. 863–868, Sep. 1963.
- [24] W. F. Fincham and F. T. Tehrani, "A mathematical model of the human respiratory system," *J. Biomed. Eng.*, vol. 5, no. 2, pp. 125–133, Apr. 1983.
- [25] F. T. Tehrani, "Mathematical analysis and computer simulation of the respiratory system in the newborn infant," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 5, pp. 475–481, May 1993.
- [26] M. A. Ma??anas, C. Navarro, S. Romero, R. Gr????, R. Rabinovich, S. Benito, and P. Caminal, "Control system response of different respiratory models under ventilatory stimuli and pathologies," in *IFAC Proceedings Volumes (IFAC-PapersOnline)*, 2002, vol. 15, no. 1, pp. 145–150.
- [27] M. a. Mananas, a. M. Hernandez, S. Romero, R. Grino, R. Rabinovich, S. Benito, and P. Caminal, "Analysis of respiratory models at different levels of exercise, hypercapnia and hypoxia," in *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2003, vol. 3, pp. 2754–2757.
- [28] A. M. Hernández, M. Á. Mañanas, and R. Costa, "RESPILAB USER MANUAL, Virtual Laboratory for Analysis of Human Respiratory System," 2006. [Online]. Available: <https://bioart.upc.edu/virtual-laboratories/respilab/files/manual>. [Accessed: 03-Nov-2014].
- [29] IngMar Medical, "Research Studies with the ASL 5000," 2014. [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/how-we-help/researchers/research-studies-with-the-asl-5000/>. [Accessed: 03-Nov-2014].
- [30] F. Simini, "Proyectos del NIB," 2014. [Online]. Available: <http://www.nib.fmed.edu.uy/proyectos.html>. [Accessed: 05-Dec-2014].
- [31] IngMar Medical, "Parabolic Resistor Ring," 2015. [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/parabolic-resistor-ring/>. [Accessed: 01-Mar-2015].
- [32] IngMar Medical, "Linear Test Lung," 2013. [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/linear/>. [Accessed: 01-Mar-2015].
- [33] Fluke Biomedical, "Precision Test Lung | Lung Simulator | Test Lung." [Online]. Available: <http://www.flukebiomedical.com/biomedical/usen/gas-flow-analyzers/acculung-test-lung.htm?PID=69204>. [Accessed: 08-Apr-2015].

- [34] IngMar Medical, “RespiSim Software.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/respisim-pvi-alternative/software/>. [Accessed: 10-Mar-2015].
- [35] IngMar Medical, “Test Automation Interface (TAI).” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/how-we-help/engineers/test-automation-interface-tai/>. [Accessed: 12-Mar-2015].
- [36] IngMar Medical, “Automated Product Verification at CareFusion.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/user-stories/automated-product-verification-carefusion/>. [Accessed: 12-Mar-2015].
- [37] IngMar Medical, “ASL 5000 Patient Scenarios.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/asl-5000/whats-new-software-3-5/asl-5000-patient-models/>. [Accessed: 12-Mar-2015].
- [38] IngMar Medical, “Infant and Pediatric Respiratory Simulation.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/infant-and-pediatric-respiratory-simulation/>. [Accessed: 15-Mar-2015].
- [39] IngMar Medical, “PreemieLungTM Option.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/asl-5000/asl-options-2/preemielung-option/>. [Accessed: 15-Mar-2015].
- [40] IngMar Medical, “NeoLung.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/neolung/>. [Accessed: 15-Mar-2015].
- [41] IngMar Medical, “ASL 5000 Patient Scenarios.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/asl-5000/whats-new-software-3-5/asl-5000-patient-models/>. [Accessed: 22-Mar-2015].
- [42] IngMar Medical, “What’s New in Software 3.5.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/asl-5000/whats-new-software-3-5/>. [Accessed: 23-Mar-2015].
- [43] IngMar Medical, “Virtual Ventilator.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/asl-5000/asl-options-2/virtual-ventilator/>. [Accessed: 26-Mar-2015].
- [44] Cyber-Anatomy Inc., “Cyber Physiology - SimBioSys.” [Online]. Available: http://www.cyber-anatomy.com/product_CPSBS.php. [Accessed: 01-Apr-2015].
- [45] BIOART - Universitat Politècnica de Catalunya, “MV-Trainer.” [Online]. Available: https://bioart.upc.edu/virtual-laboratories/mv_trainer. [Accessed: 02-Apr-2015].
- [46] IngMar Medical, “Affordable Spontaneous Breathing Simulation.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/affordable-spontaneous-breathing-simulation/>. [Accessed: 06-Apr-2015].
- [47] IngMar Medical, “QuickLung.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/quicklung-notebook-test-lung/>. [Accessed: 06-Apr-2015].
- [48] IngMar Medical, “QuickLung Breather.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/breather-option-for-the-quicklung-test-lung/>. [Accessed: 06-Apr-2015].
- [49] IngMar Medical, “PMG Option.” [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/breather-option-for-the-quicklung-test->

- lung/quicklung-breather-options/pmg-3000-module-for-pulmonary-mechanics-graphics/. [Accessed: 06-Apr-2015].
- [50] Celyon Técnica, “Accu Lung II - Fluke Biomedical - Pulmones ensayo Ventiladores.” [Online]. Available: <http://www.celyontecnica.es/productos/111/accu-lung-ii>. [Accessed: 08-Apr-2015].
- [51] Celyon Técnica, “Accu Lung II - Fluke Biomedical - Pulmones ensayo Ventiladores.” [Online]. Available: <http://www.celyontecnica.es/productos/111/accu-lung-ii>. [Accessed: 08-Apr-2015].
- [52] IMT Medical, “SmartLung Adult Testlung,” 2016. [Online]. Available: <http://www.imtmedical.com/en-us/products/testlungs/adult/Pages/index.aspx>. [Accessed: 08-Apr-2015].
- [53] SurMedical, “Simulador de Pulmón adulto SmartLung Adulto.” [Online]. Available: <http://tienda.surmedical.com.uy/equipos/simulador-pulmon-adulto-smartlung-adulto-p-2579.html>. [Accessed: 08-Apr-2015].
- [54] F. BLIMAN, J. P. BRAGA, J. M. CÁCERES, D. GEIDO, J. HURTADO, V. RAMÍREZ, C. SANTOS, and F. SIMINI, “SIMVENT – Simulador pulmonar de paciente para ensayar ventiladores mecánicos,” Mar del Plata, 2011.
- [55] “Test Lung Products.” [Online]. Available: <https://www.michiganinstruments.com/shop/test-lung-products>. [Accessed: 12-Apr-2015].
- [56] G. Avendaño, F. Toncio, and P. Fuentes, “Design and construction of a real simulator for calibrating lung servo-ventilators,” in 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC’10, 2010, pp. 2971–2974.
- [57] Michigan Instruments, “Breath Simulation Module,” 2016. [Online]. Available: <http://www.michiganinstruments.com/training-test-lung-simulators/breath-simulation-module/>. [Accessed: 04-Aug-2016].
- [58] J. Martin, Programming real-time computer systems. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1965.
- [59] K. G. Shin and P. Ramanathan, “Real-Time Computing: A New Discipline of Computer Science and Engineering,” Proc. IEEE, vol. 82, no. 1, pp. 6–24, 1994.
- [60] K. M. Chandy, “Event-Driven Applications: Costs, Benefits and Design Approaches,” in Gartner Application Integration and Web Services Summit, 2006, p. 40.
- [61] S. Hasan, S. O’Riain, and E. Curry, “Approximate Semantic Matching of Heterogeneous Events,” in 6th ACM International Conference on Distributed Event-Based Systems (DEBS 2012), 2012, pp. 252–263.
- [62] R. H. Dolin, L. Alschuler, C. Beebe, P. V. Biron, S. L. Boyer, D. Essin, E. Kimber, T. Lincoln, and J. E. Mattison, “The HL7 Clinical Document Architecture,” J. Am. Med. Informatics Assoc., vol. 8, no. 6, pp. 552–569, 2001.
- [63] Health Level Seven International, “HL7 Standards product brief - CDA® Release 2,” 2005. [Online]. Available: http://www.hl7.org/implement/standards/product_brief.cfm?product_id=7. [Accessed: 11-Aug-2016].
- [64] S. P. Brown, W. C. Miller, and J. M. Eason, Exercise physiology : basis of human movement in health and disease. Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [65] Dra. M. C. Unzueta and Hospital de Sant Pau. Barcelona, “Ventilación mecánica en anestesia.”

- [66] "SINDROME DE INSUFICIENCIA RESPIRATORIA PULMONAR AGUDA," Rev. Cuba. Med. Intensiva y Emergencias, vol. 3, no. 3, pp. 17–51, 2004.
- [67] IngMar Medical, "ASL 5000 - Specifications." [Online]. Available: <http://www.ingmarmed.com/products/asl-5000/asl-5000-specifications/>. [Accessed: 29-Aug-2016].
- [68] L. Martin, Pulmonary physiology in clinical practice : the essentials for patient care and evaluation. C.V. Mosby, 1987.
- [69] RXTX, "Installation - Rxtx," 2009. [Online]. Available: <http://rxtx.qbang.org/wiki/index.php/Installation>. [Accessed: 29-Aug-2016].
- [70] RXTX, "Examples - Rxtx," 2009. [Online]. Available: <http://rxtx.qbang.org/wiki/index.php/Examples>. [Accessed: 29-Aug-2016].
- [71] A. Westermann, "JChart2D, precise visualization of data," 2010. [Online]. Available: <http://jchart2d.sourceforge.net/>. [Accessed: 29-Aug-2016].
- [72] J. M. Dautelle, "JScience," 2014. [Online]. Available: <http://jscience.org/>. [Accessed: 29-Aug-2016].
- [73] A. F. Bautista and O. Akca, "Hypercapnia: is it protective in lung injury?," Med. Gas Res., vol. 3, no. 1, p. 23, 2013.
- [74] W. Zhou and W. Liu, "Hypercapnia and hypocapnia in neonates.," World J. Pediatr., vol. 4, no. 3, pp. 192–6, Aug. 2008.
- [75] Open Anesthesia, "Chest wall compliance: Calculation." [Online]. Available: https://www.openanesthesia.org/chest_wall_compliance_calculation/. [Accessed: 29-Aug-2016].
- [76] MedlinePlus encyclopedia médica, "Hipoxia cerebral," 2014. [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/001435.htm>. [Accessed: 29-Aug-2016].
- [77] National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS), "Hipoxia cerebral," 2014. [Online]. Available: <https://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/anoxia.htm>. [Accessed: 29-Aug-2016].

20 ANEXO A: Glosario de términos

Tabla 17- Glosario

Término	Definición
Complacencia	La complacencia es una magnitud que representa las resistencias elásticas del aparato respiratorio que se opone a la deformación de sus estructuras anatómicas. ^[1]
Espacio Muerto Anatómico	Sólo una parte del volumen corriente llega a los alvéolos, ya que una parte queda en las vías aéreas y no participa en el intercambio gaseoso. Este volumen se denomina espacio muerto anatómico. ^[2]
Espacio Muerto Alveolar	Algunos alvéolos tienen un flujo sanguíneo nulo, por lo que no participan en el intercambio gaseoso. El volumen ocupado por estos alvéolos no se denomina espacio muerto alveolar. ^[2]
Espacio Muerto Fisiológico	El conjunto de los espacios muertos anatómico y alveolar se llama espacio muerto fisiológico (V_{EM}) ^[2]
Fracción Inspirada de Oxígeno	Representa la fracción de O ₂ contenido en el gas inspirado.
Frecuencia Respiratoria	Es el número de respiraciones que efectúa un ser vivo en un lapso específico de tiempo.
Gradiente Alveolo Arterial de O₂	Es la diferencia que existe entre las presiones alveolar y arterial de O ₂ .
Hipercapnia	La hipercapnia o hipercarbia es un importante trastorno que consiste en el aumento de la P_aCO_2 por sobre el límite superior normal de 45 mmHg ^[2]
Hipoxemia	Es la disminución de la P_aO_2 bajo los límites normales para la edad del sujeto ^[2]
Hipoxia	Es la disminución del aporte de oxígeno a las células ^[2]
Índice QR	Es el cociente respiratorio, refleja la relación entre la producción de CO ₂ y el consumo de O ₂ del organismo.
K	Es una constante de proporcionalidad utilizada para expresar la presión de CO ₂ en mmHg.
Presión Alveolar	Es la presión ejercida sobre los alvéolos ^[2]
Presión en Vías Aéreas	Es la presión ejercida sobre las vías aéreas ^[2]
Presión Alveolar de CO₂ (PACO₂)	Es la presión ejercida por las moléculas del CO ₂ dentro del alveolo ^[2]
Presión Alveolar de O₂ (PAO₂)	Es la presión ejercida por las moléculas de O ₂ dentro del alveolo ^[2]
Presión Arterial de CO₂ (PaCO₂)	Es la presión ejercida por las moléculas del CO ₂ disuelto en la sangre ^[2]
Presión	Es la presión ejercida por las moléculas del O ₂ disuelto en la

Arterial de O ₂ (PaO ₂)	sangre ^[2]
Presión Barométrica (PB)	Es la presión del ambiente ^[2]
Presión Inspirada de O ₂ (PiO ₂)	Es la presión ejercida por las moléculas de O ₂ inspiradas ^[2]
Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP)	Es el valor de la presión alveolar al final de la espiración. Es un valor que normalmente es seteado en el ventilador mecánico.
Relación I:E	Es la relación entre la duración de la inspiración y la espiración (I:E) ^[3]
Resistencia (de la vía aérea)	La resistencia de la vía aérea es la relación entre el gradiente de presión aplicada sobre el flujo aéreo resultante. ^[1]
Tiempo Espiratorio	Es el tiempo que dura la espiración ^[3]
Tiempo inspiratorio	Es el tiempo que dura la inspiración ^[3]
Patrón Respiratorio	Un término general que describe las características de la actividad respiratoria, por ejemplo, el volumen corriente, la frecuencia de la respiración, y la forma de la curva de volumen en el tiempo.
Volumen	Volumen de aire que hay en cada momento en los pulmones, y valor que envía SIMVENT cada 50 o 10 ms.
Volumen Corriente	Volumen total de aire que entra/sale en cada inspiración/espiración. ^[1]

21 ANEXO B: Capturas de pantalla

En esta sección mostraremos capturas de pantalla del programa desarrollado. Las capturas son a modo guía para familiarizar a los usuarios con las distintas secciones del programa.

21.1 Pantalla de inicio

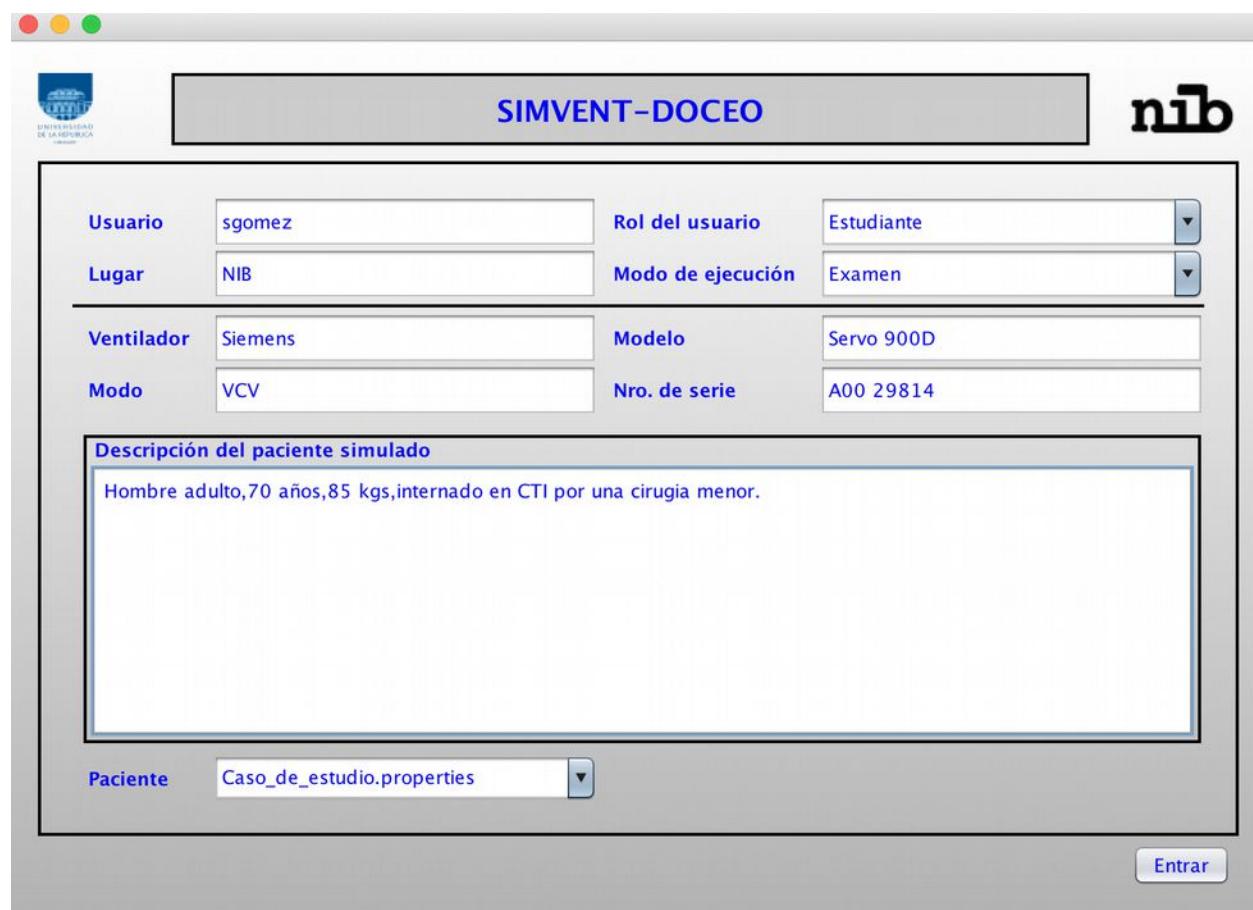


Figura 46 - SIMVENT-DOCEO: Pantalla de Inicio.

Pantalla que se muestra al iniciar el programa **SIMVENT-DOCEO**. Se piden los datos del usuario que ejecuta el programa, el ventilador mecánico, y el paciente inicial.

21.2 Menú principal



Figura 47 - SIMVENT-DOCEO: Menú principal.

Arriba, usuario, paciente, y fecha actual, seguido de los botones de inspiración espontánea, inicio de la sesión, y un timer con la duración de la sesión. Abajo, curvas ventilatorias, verificación de ventiladores y configuración.

21.3 Curvas ventilatorias

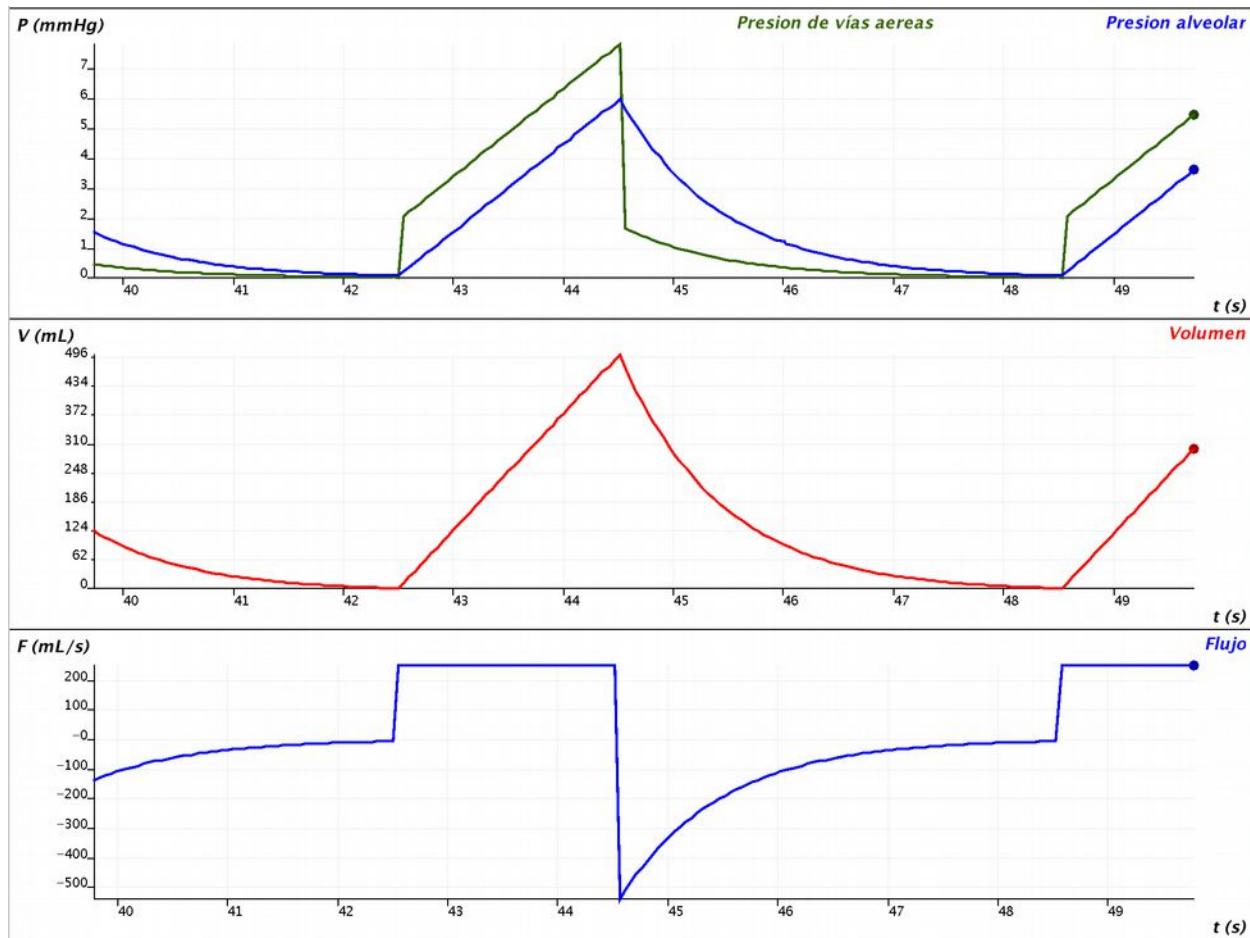


Figura 48 - SIMVENT-DOCEO: Curvas ventilatorias.

Gráficas de presión en vías aéreas, presión alveolar, volumen y flujo. El eje de las y se adaptan automáticamente al tamaño de las curvas, mientras que el eje X abarca hasta 10 segundos.

Más curvas

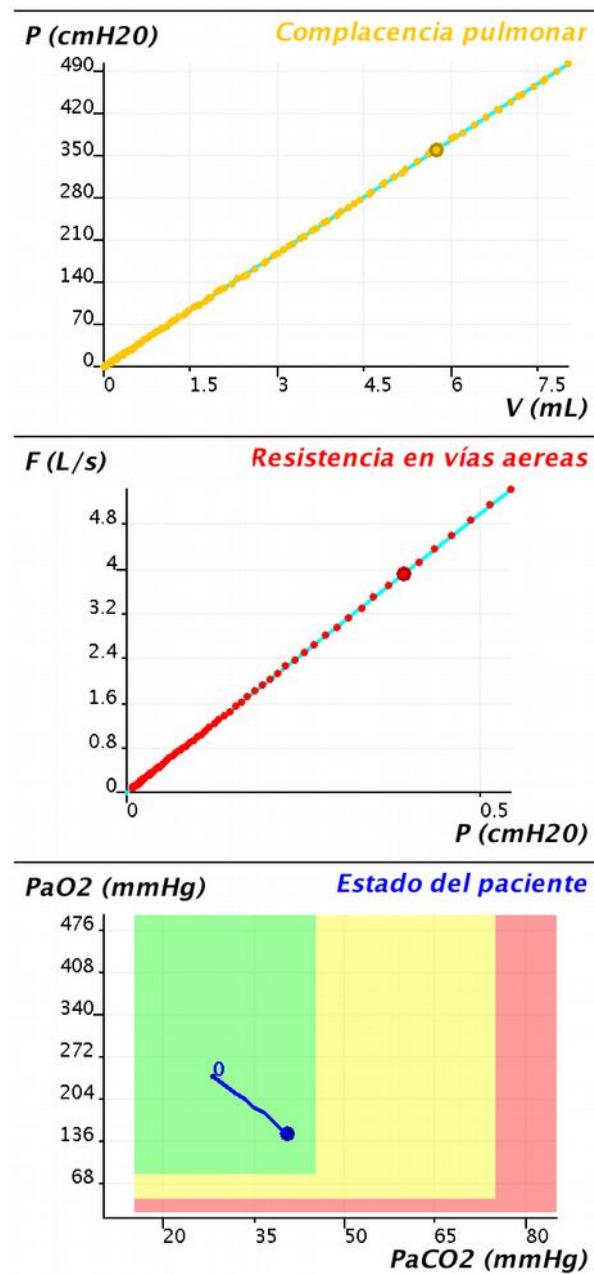


Figura 49 - SIMVENT-DOCEO: Más curvas

Figura. Gráficas de complacencia, resistencia y estado del paciente.

Fe de erratas: La curva de complacencia tiene los ejes invertidos.

Valores Calculados

Complacencia	62.5	mL/cmH ₂ O
Resistencia	10.0	cmH ₂ O·s/L
Frecuencia	10.0	resp/min
Volumen corriente	500.0	mL
Relacion I:E	0.5	
PEEP	0.07	mmHg

Gr. de hipercapnia *No Hipoxemia*

Gr. de hipoxemia *No Hipoxemia*

PaCO ₂	41.8	mmHg
PaO ₂	138.0	mmHg

Flujo esp. maximo 541.0 mL/s

Flujo esp. minimo 7.0 mL/s

Flujo insp. maximo 250.0 mL/s

Flujo insp. minimo 250.0 mL/s

Figura 50 - SIMVENT-DOCEO: Valores calculados.

Lista de valores calculados por el programa. Los valores se actualizan ciclo a ciclo.

Cambios en los parámetros del ventilador o paciente

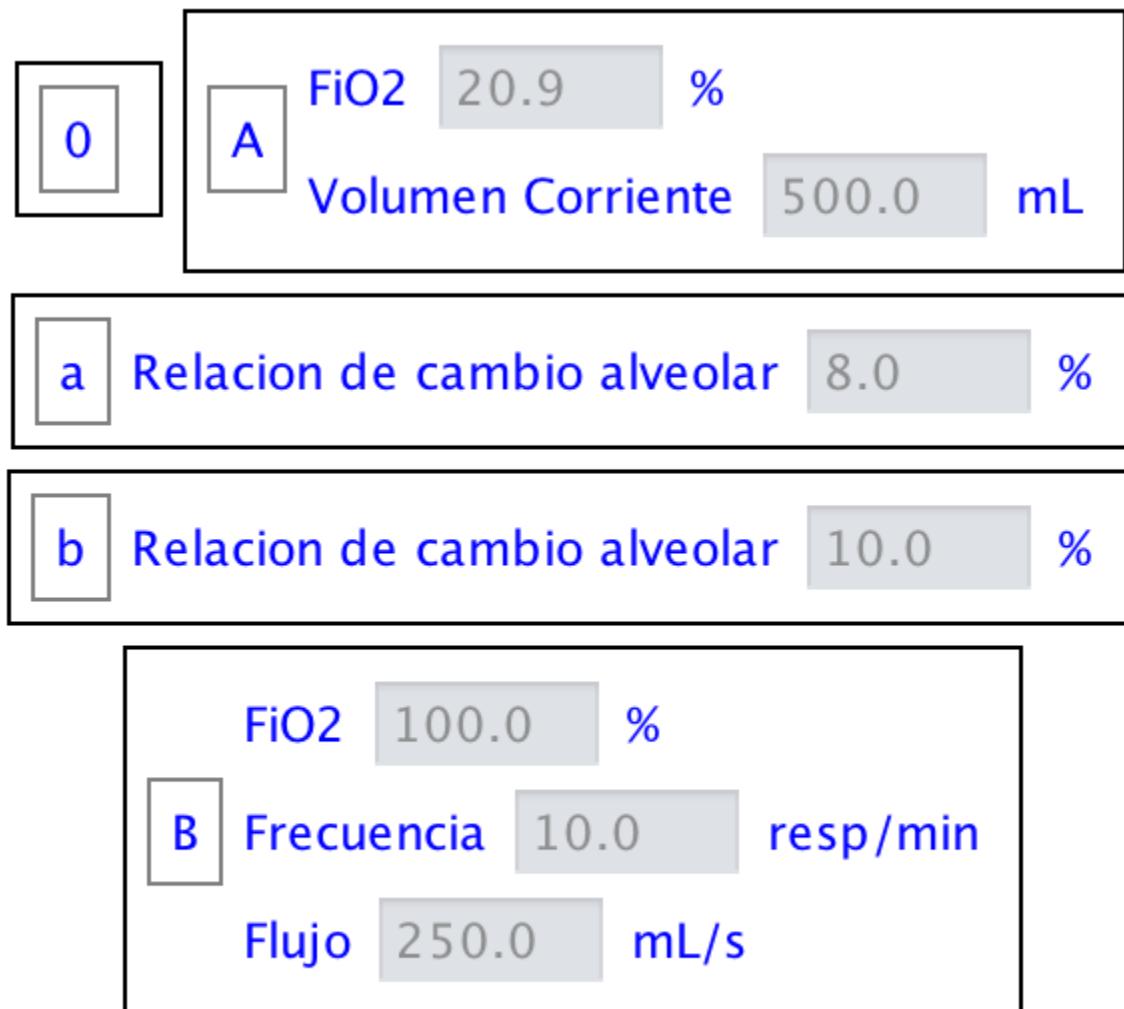


Figura 51 - SIMVENT-DOCEO: Cambios en los parámetros del ventilador o paciente.
Lista de cambios del paciente. Siempre comienza en 0 y termina en 1 (al finalizar la sesión).
Las letras minúsculas simbolizan cambios en el paciente, y las mayúsculas en el ventilador.

Parámetros del Ventilador

Presion de soporte	<input type="text"/>	mmHg
Frecuencia	<input type="text" value="10.0"/>	resp/min
Volumen corriente	<input type="text" value="500.0"/>	mL
Tiempo inspiratorio	<input type="text" value="2.0"/>	s
Flujo	<input type="text" value="250.0"/>	mL/s
Relacion I:E	<input type="text" value="0.5"/>	
PEEP	<input type="text" value="0.7"/>	mmHg
FiO2	<input type="text" value="20.9"/>	%

Actualizar

Refrescar

Figura 52 - SIMVENT-DOCEO: Parámetros del ventilador.

Lista de parámetros que se pueden registrar en el programa, para el ventilador mecánico. Actualizar guarda los parámetros en memoria, refrescar trae los parámetros de memoria.

21.4 Verificación de ventiladores

Curvas Ventilatorias		Verificación de Ventiladores		Configuracion												
Parametros a verificar		Parametro	#Muestras	Muestra actual	Promedio	E. Absoluto	Delta E. Absoluto	E. Relativo	Delta E. Relativo							
Volumen corriente	501.0	mL	Volumen corriente	144	500.0	mL	500.0	mL	1.0	mL	0.0	mL	0.2	%	0.0	%
Relacion I:E	0.5		Relacion I:E	143	0.5		0.5		0.0		0.0		0.0	%	0.0	%
Frecuencia	10.0	resp/min	Frecuencia	143	10.0	resp/min	10.0	resp/min	0.0	resp/min	0.0	resp/min	0.0	%	0.0	%
PEEP	0.07	mmHg	PEEP	143	0.07	mmHg	0.07	mmHg	0.0	mmHg	0.0	mmHg	4.8	%	0.0	%
Flujo	250.5	mL/s	Flujo	5720	250.0	mL/s	250.0	mL/s	0.5	mL/s	0.0	mL/s	0.2	%	0.0	%
Presion maxima	8.0	mmHg	Presion maxima	144	7.8	mmHg	7.8	mmHg	0.2	mmHg	0.0	mmHg	2.6	%	0.0	%
Presion media	2.5	mmHg	Presion media	143	1.9	mmHg	1.9	mmHg	0.6	mmHg	0.0	mmHg	31.7	%	0.0	%

Figura 53 - SIMVENT-DOCEO: Verificación de ventiladores

Pantalla de verificación de ventiladores. A la izquierda, los valores que se quieren verificar. A la derecha, los resultados de la verificación. El informe de verificación se genera automáticamente al presionar el botón finalizar.

21.5 Configuración

Parámetros del Paciente

Parametros del paciente

Peso: 85.0 kg
Edad: 70.0 year

Gradiente O2

Manual 10.0 mmHg
 En funcion de la edad

VO2

Manual 200.0 mL/min
 En funcion del peso

VCO2

200.0 mL/min

Indice QR

Manual 0.7
 En funcion de VO2 y VCO2
 Dieta mixta
 Dieta en base a grasas
 Dieta en base a carbohidratos

Archivo de paciente

/Users/tremualin/NetBeansProjects/SIMVENT-DOCEO/user-interface/patients/Caso_de_estudio.properties

Parametros del pulmon

Resistencia: 10.0 cmH₂O·s/L

Complacencia

Complacencia 1: 62.5 mL/cmH₂O
Limite 1: mL

Complacencia 2: mL/cmH₂O
Limite 2: mL

Complacencia 3: mL/cmH₂O

Volumen de Espacio Muerto

Manual 200.0 mL
 En funcion del volumen corriente

Tasa de absorcion de oxigeno 10.0 %
Aleatoriedad de la absorcion 1.0 %
PaO₂ inicial 241.0 mmHg
PaCO₂ inicial 28.0 mmHg
Tiempo maximo de espiracion 10.0 s

Descripción del paciente

Hombre adulto, 70 años, 85 kgs, internado en CTI por una cirugía menor.

Parámetros de Inspiración Espontánea

Manual
 Aleatorio entre 5 s y 25 s
 Por flujo 25.0 mL/s
 Por dif. de presion mmHg

Actualizar Guardar Guardar como Cargar Revertir Eliminar

Figura 54 - SIMVENT-DOCEO: Parámetros del paciente.

Pantalla de creación de pacientes. El botón de actualizar guarda el paciente en memoria, mientras que el botón de guardar lo persiste a disco. Guardar como permite copiar un paciente a otro archivo, mientras que cargar permite levantarla. Revertir deshace los cambios, y Eliminar destruye al paciente.

Límites de Hipoxemia e Hipercapnia

Pacientes
Límites de O2 y CO2
Simulacion
Entorno

Parámetros de Hipoxemia	
Límites superiores de los grados	
Moderada:	80.0 mmHg
Importante:	60.0 mmHg
Grave:	40.0 mmHg
Severa:	20.0 mmHg
Límites de tiempo en hipoxemia grave	
Daño permanente:	4.0 min
Muerte:	5.0 min
Límites de tiempo en hipoxemia severa	
Daño permanente:	2.0 min
Muerte:	3.0 min
Parámetros de Hipercapnia	
Límites inferiores de los grados	
Leve:	45.0 mmHg
Moderada:	65.0 mmHg
Severa:	75.0 mmHg
Límites de tiempo en hipercapnia severa	
Daño permanente:	0.0 min
Muerte:	3.0 min
Guardar Revertir	

Figura 55 - SIMVENT-DOCEO: Límites de hipoxemia e hipercapnia.
Pantalla de mantenimiento de límites de hipoxemia e hipercapnia.

Comunicación con SIMVENT

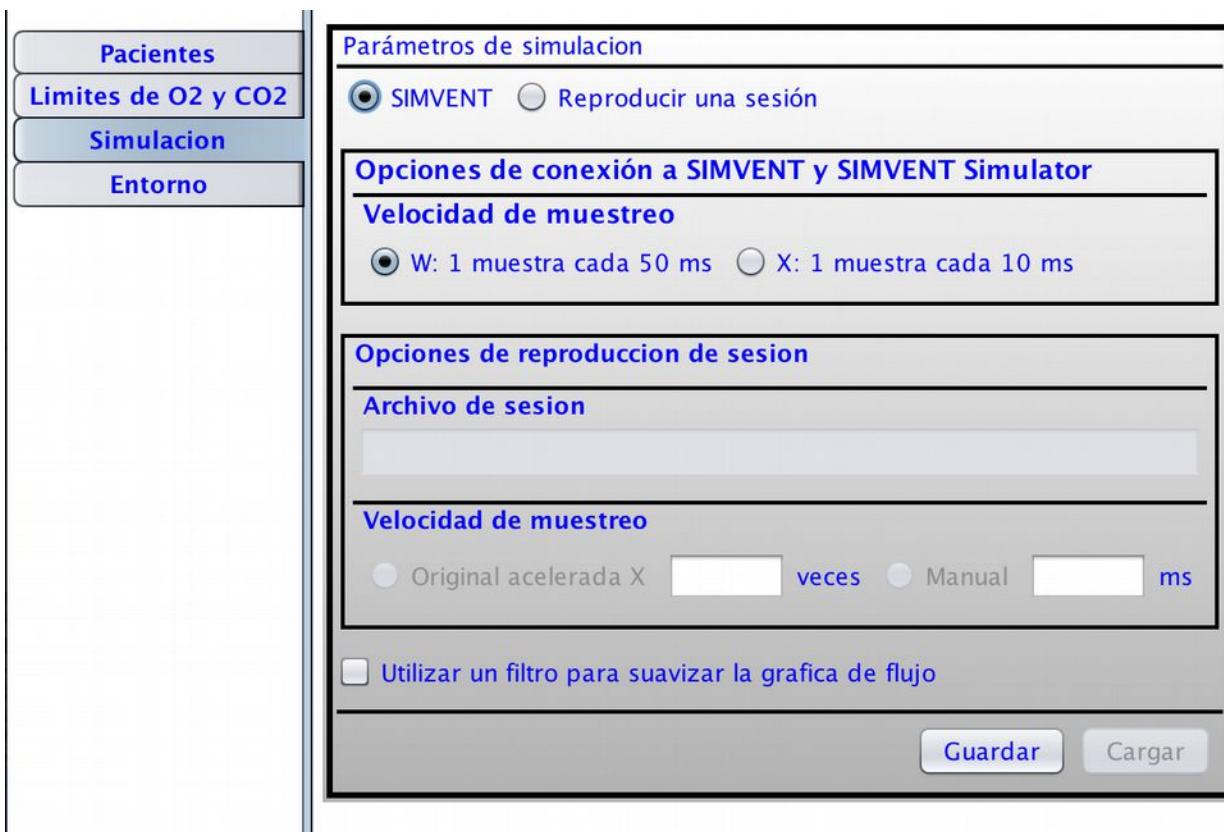


Figura 56 - SIMVENT-DOCEO: Comunicación con SIMVENT.

Pantalla de configuración de la comunicación con SIMVENT. En el caso de utilizar el simulador de SIMVENT, se recomienda desactivar los filtros de suavizado. Estos parámetros sólo se guardan en memoria.

Entorno

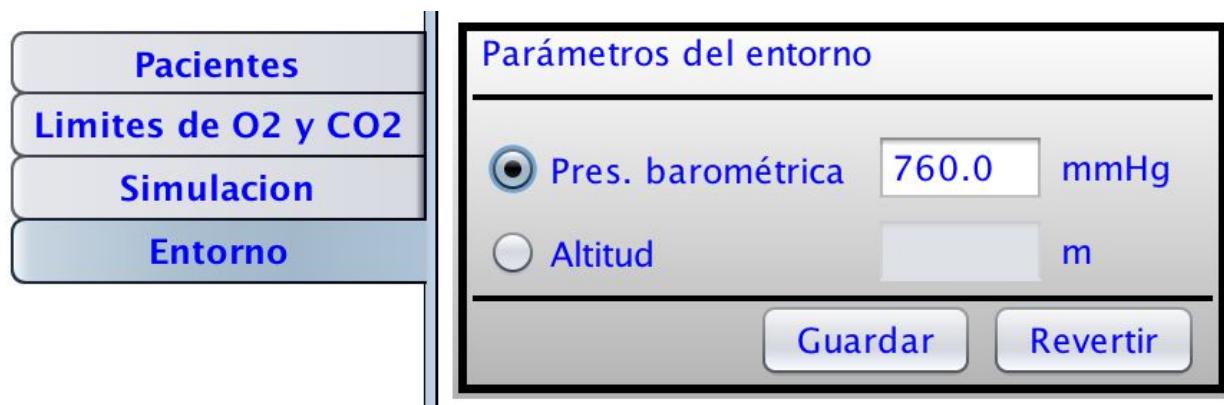


Figura 57 - SIMVENT-DOCEO: Entorno.

Pantalla de configuración del entorno.

21.6 Simulador de SIMVENT y ventilador

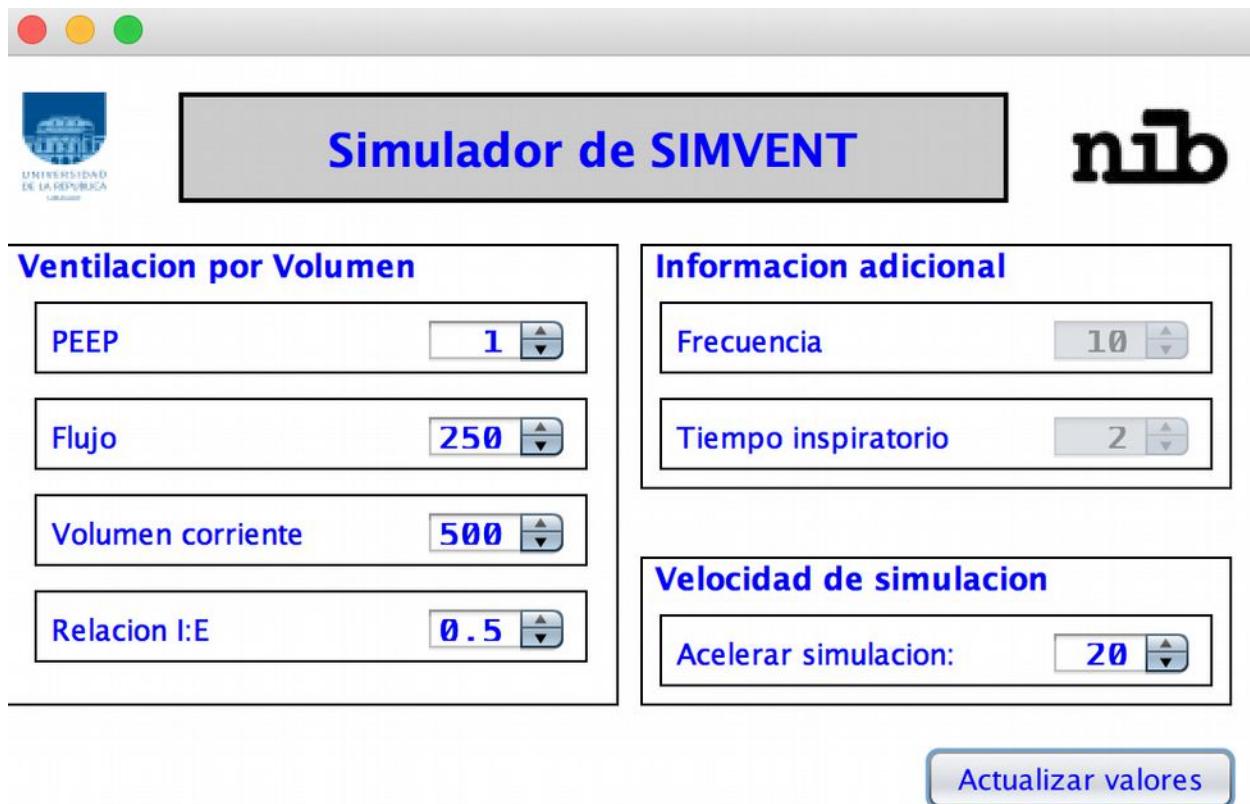


Figura 58 - Interfaz gráfica del simulador de SIMVENT.

Actualizar valores realiza los cambios inmediatamente sobre el simulador. La información adicional muestra los valores a modo informativo, no se puede modificar ya que son calculados en base a los otros parámetros. En Velocidad de simulación se puede configurar un factor para acelerar la simulación tantas veces como se indique (esto está limitado por los recursos de la máquina que lo ejecuta).

22 ANEXO C: Pruebas y resultados

A continuación se mostrarán los resultados de las pruebas realizadas sobre los distintos pacientes y ventiladores, incluyendo datos relevantes y los respectivos informes CDA.

22.1 Simulación docente

Para esta simulación, todos los pacientes fueron conectados al mismo ventilador (Siemens Servo 900D), a excepción del [Paciente normal \(simulador de SIMVENT\)](#) que no fue conectado a ningún ventilador, sino que fue ejecutado con nuestro simulador de SIMVENT (que también simula el ventilador mecánico).

Paciente normal (SIMVENT)

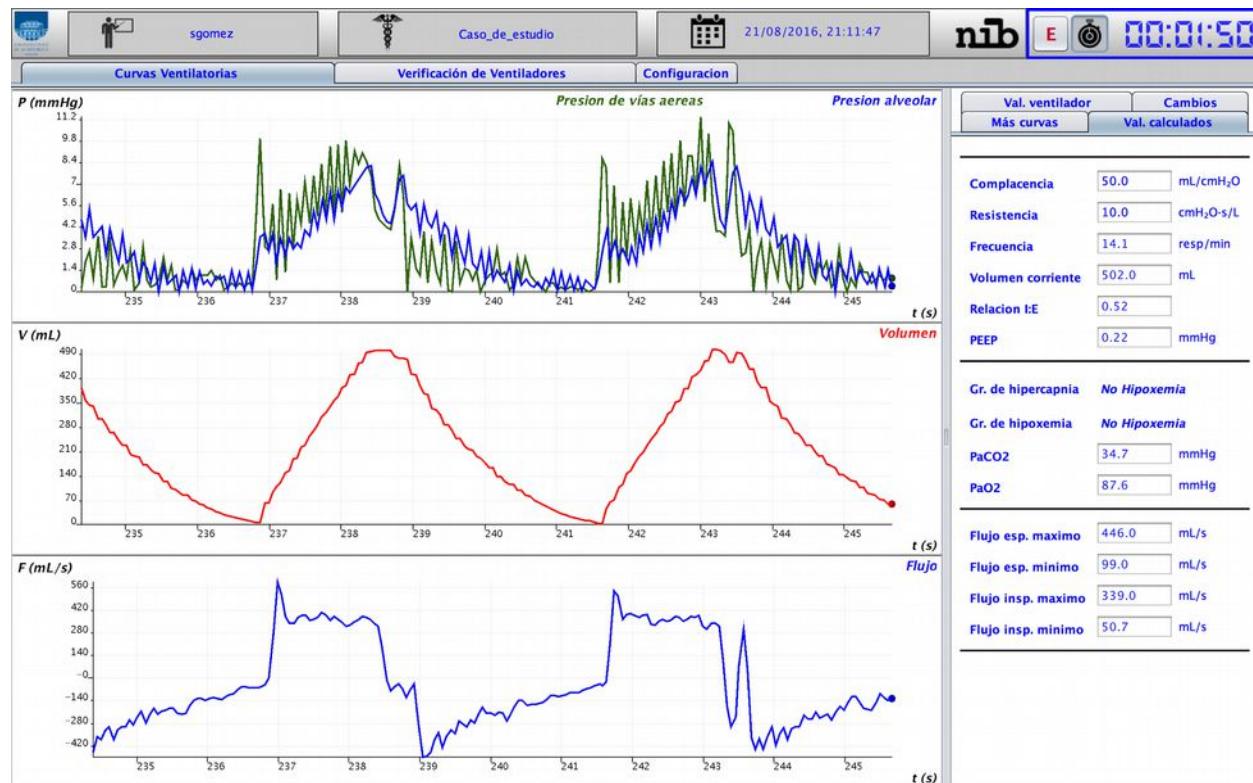


Figura 59 - SIMVENT-DOCEO: Curvas ventilatorias del paciente normal y valores calculados.

Curvas ventilatorias del paciente normal durante una simulación. A la derecha, los valores calculados.

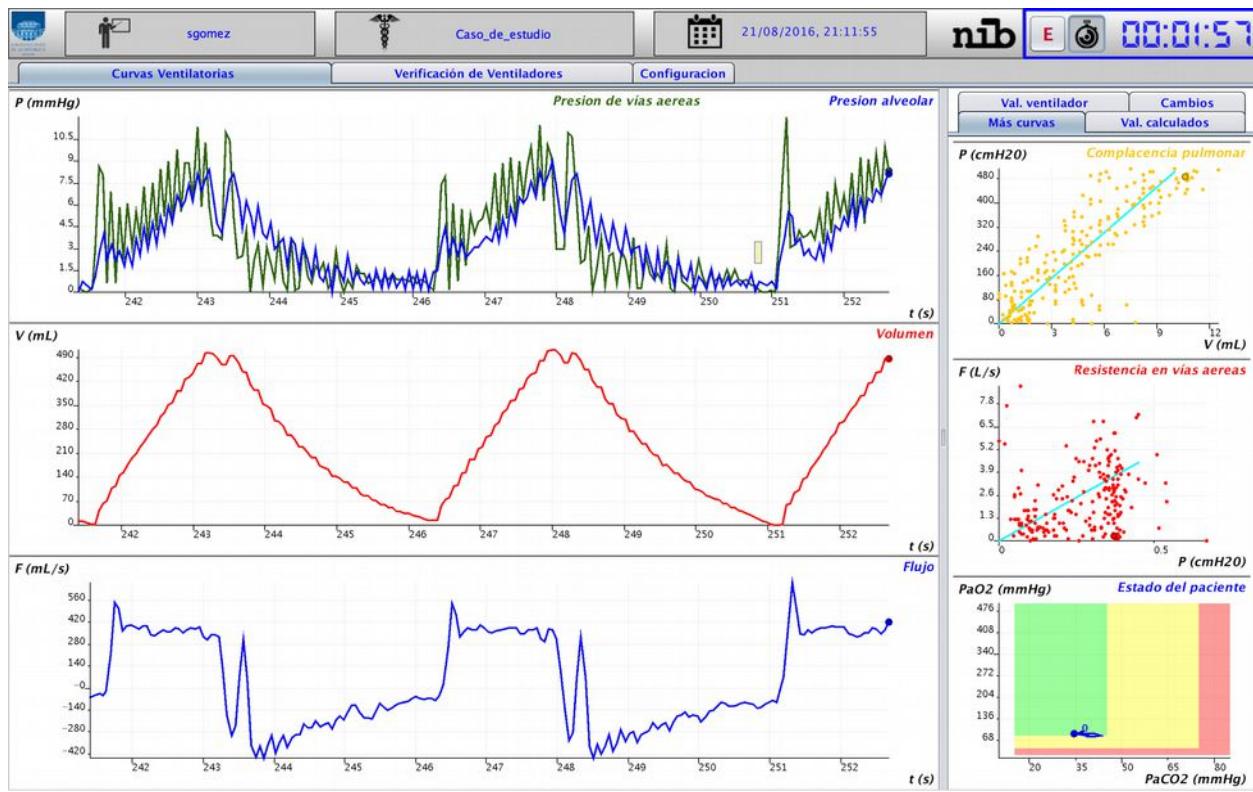


Figura 60 - SIMVENT-DOCEO: Curvas ventilatorias del paciente normal y más curvas.

Curvas ventilatorias del paciente normal durante una simulación. A la derecha, más curvas.



SIMVENT-DOCEO

Informe de Simulación Docente

Paciente: SIMVENT

Género: Masculino ID de paciente: SIMVENT

Autor: SIMVENT-DOCEO, Organización: NIB, FING, UDELAR, Creación: Agosto 21, 2016, 21:09

- Tabla de contenido ▾**
 - [Información relevante](#)
 - [Evolución del paciente simulado](#)

Información relevante

Usuario: sgomez
 Tipo de usuario: Estudiante
 Modo de simulación: Evaluacion
 Lugar: NIB
 Comienzo de la simulación: 2016/08/21 21:09
 Tiempo de ensayo: 00:03:50 hs

Identificación del ventilador:

Marca: Siemens
 Modelo: Servo 900D
 Número de serie: A00 29814

Valores iniciales del ventilador (punto 0):

Presión de soporte: Desconocido
 Frecuencia respiratoria: 140.0 resp/min
 Volumen corriente: 500.0 mL
 Tiempo inspiratorio: Desconocido
 Flujo: Desconocido
 Relación I:E: Desconocido
 PEEP: Desconocido
 FIO2: 20.94 %

Valores del entorno:

Presión barométrica: 1.0 atm

Valores iniciales del paciente (punto 0):

Descripción: Hombre adulto, 70 años, 85 kgs, internado en CTI por una cirugía menor.
 Sexo: M
 Peso: 85 kg
 Edad: 70 year
 Gradiente PaCO2: 10.0 mmHg
 VO2: 200.0 mL/min
 VCO2: 200.0 mL/min
 Indice: 70.0 %
 Volumen de espacio muerto: 200.0 mL
 Tasa de absorción de oxígeno: 80.0 %
 Aleatoriedad de la absorción: 1.0 %
 PaO2 inicial: 95.0 mmHg
 PaCO2 inicial: 37.0 mmHg
 Tiempo máximo de espiración: 10 s

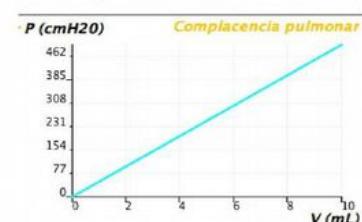
Criterios fisiopatológicos:

Muerte si PaO2 <= 40.0 mmHg durante al menos 5 min y/o <=20.0 mmHg durante al menos 3 min y/o PaCO2 >= 75.0 mmHg durante al menos 3 min
 Daño permanente si PaO2 <= 40.0 mmHg durante al menos 4 min y/o <=20.0 mmHg durante al menos 2 min y/o PaCO2 >= 75.0 mmHg durante al menos 3 min

Valores iniciales del modelo de pulmón:

Complacencia:

50.0 mL/cmH2O, en todo el rango de 0 mL a 1000 mL.

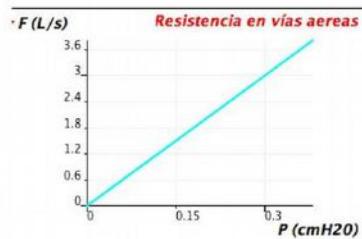


La curva verde azulada representa el valor teórico característico del modelo de pulmón configurado sobre SIMVENT, mientras que los puntos en amarillo muestran la complacencia calculada por el software en cada instante.

Resistencia:

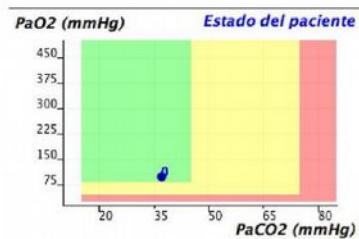
10.0 cmH2O·s/L, en todo el rango de flujo.

Figura 61 - SIMVENT-DOCEO: Informe de simulación del paciente normal, parte 1. Valores iniciales del paciente, ventilador, y complacencia inicial. **Fe de erratas:** la frecuencia es 14, no 140.



La curva verde azulado representa el valor teórico característico del modelo de pulmón configurado sobre SIMVENT, mientras que los puntos en rojo muestran la resistencia calculada por el software en cada instante.

Estado inicial del paciente:



Las distintas zonas de colores representan el estado de bienestar del paciente simulado de acuerdo a los valores de PaO₂ y PaCO₂.
 Verde = Estado fisiológico
 Amarillo = Estado de alerta
 Rojo = Riesgo imminent de muerte

Evolución del paciente simulado

Punto B (00:02:42)

Cambios impuestos en el paciente:

FiO₂: cambia de 20.94 a 50.0 %
 Comentario: Aumento en la FiO₂

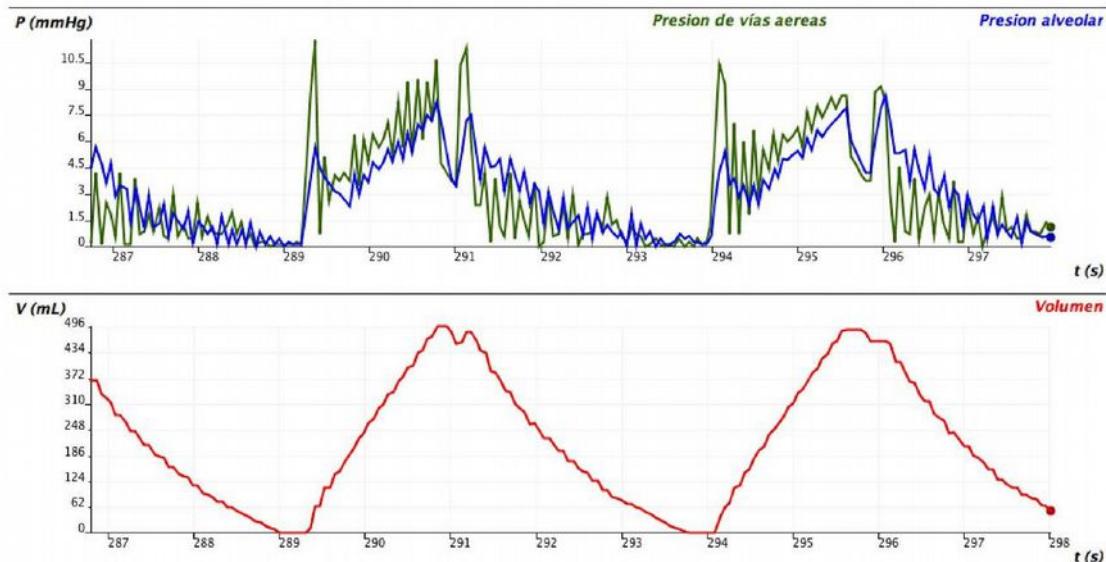


Figura 62 - SIMVENT-DOCEO: Informe de simulación del paciente normal, parte 2.

Valores iniciales de resistencia, y presiones de oxígeno y dióxido de carbono. Primer punto de cambio de la gráfica.

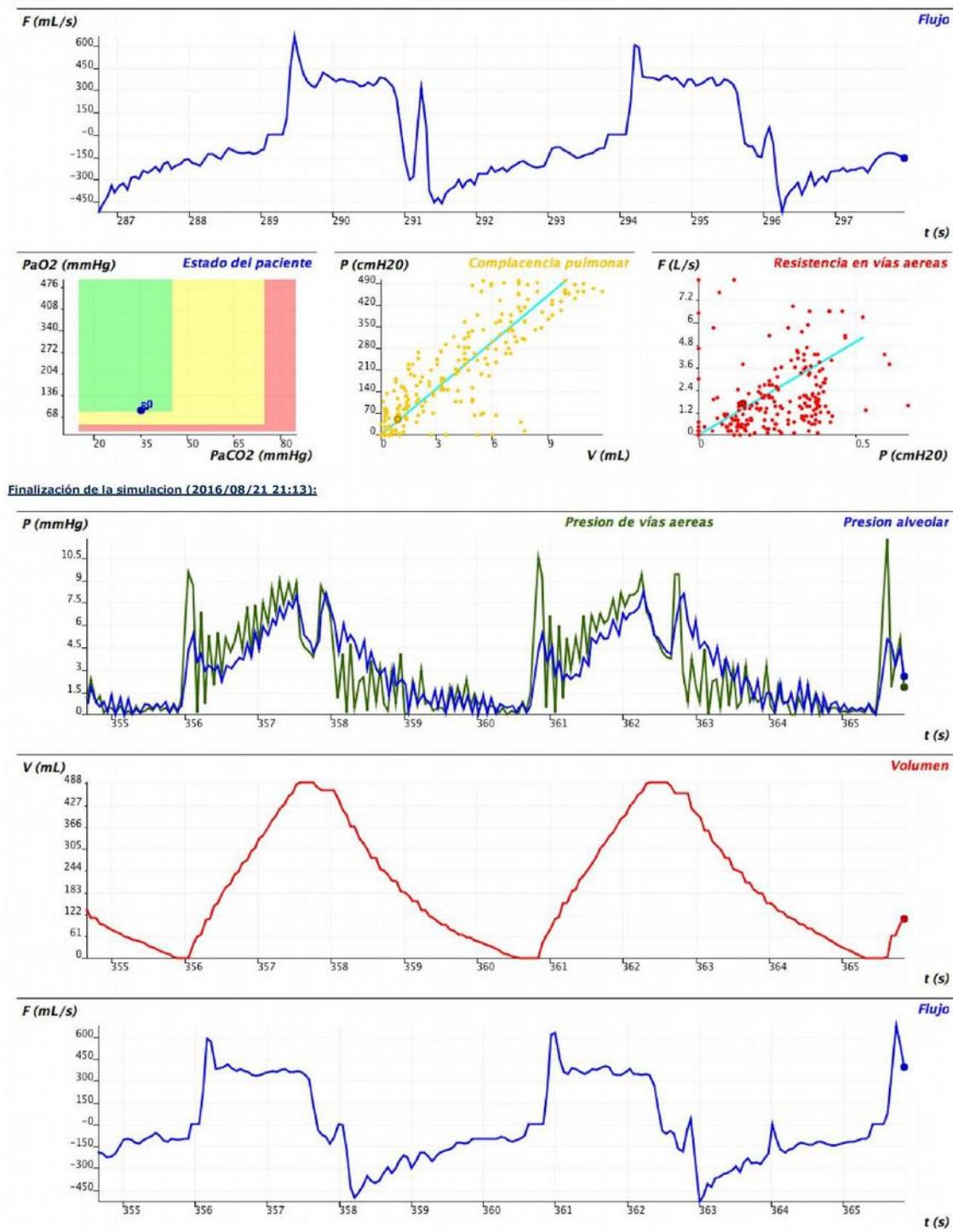


Figura 63 - SIMVENT-DOCEO: Informe de simulación del paciente normal, parte 3.
Continuación del primer punto de cambio, inicio de la finalización de la simulación.

8/23/2016

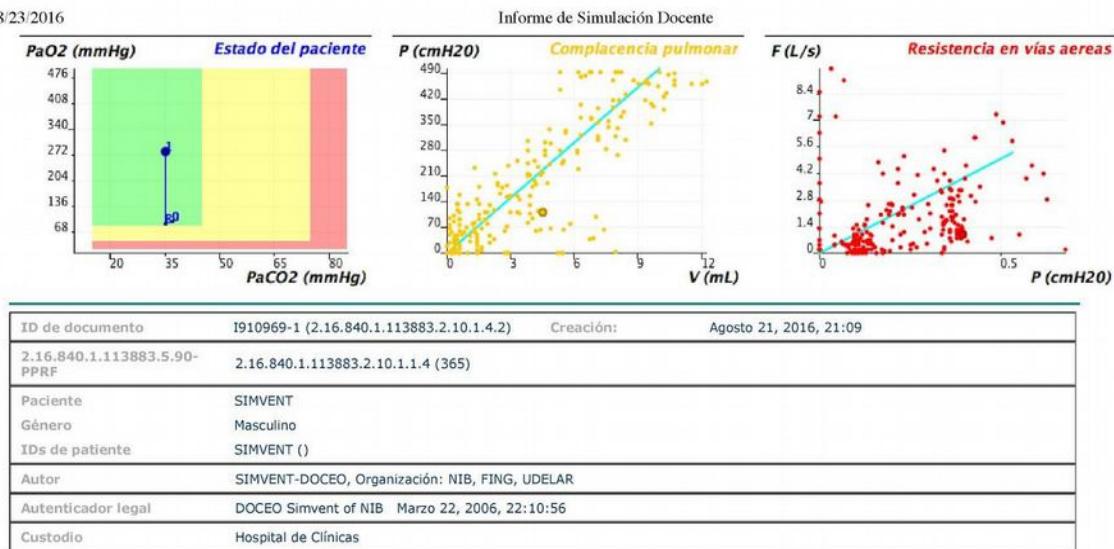


Figura 64 - SIMVENT-DOCEO: Informe de simulación del paciente normal, parte 4.
Estado final, al fin de la simulación.

Paciente normal (simulador de SIMVENT)

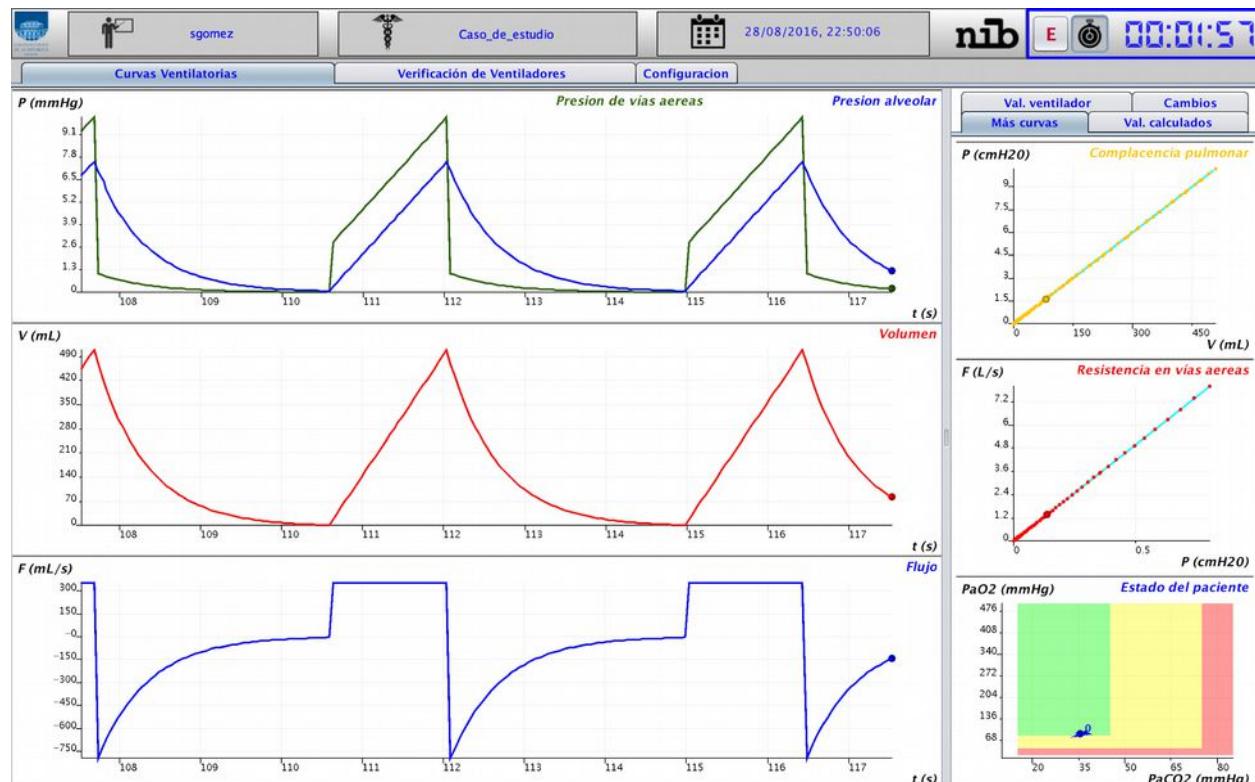


Figura 65 - SIMVENT-DOCEO con Simulador: Curvas ventilatorias y más curvas.
Las curvas del simulador realizan una simulación casi perfecta en comparación con SIMVENT.

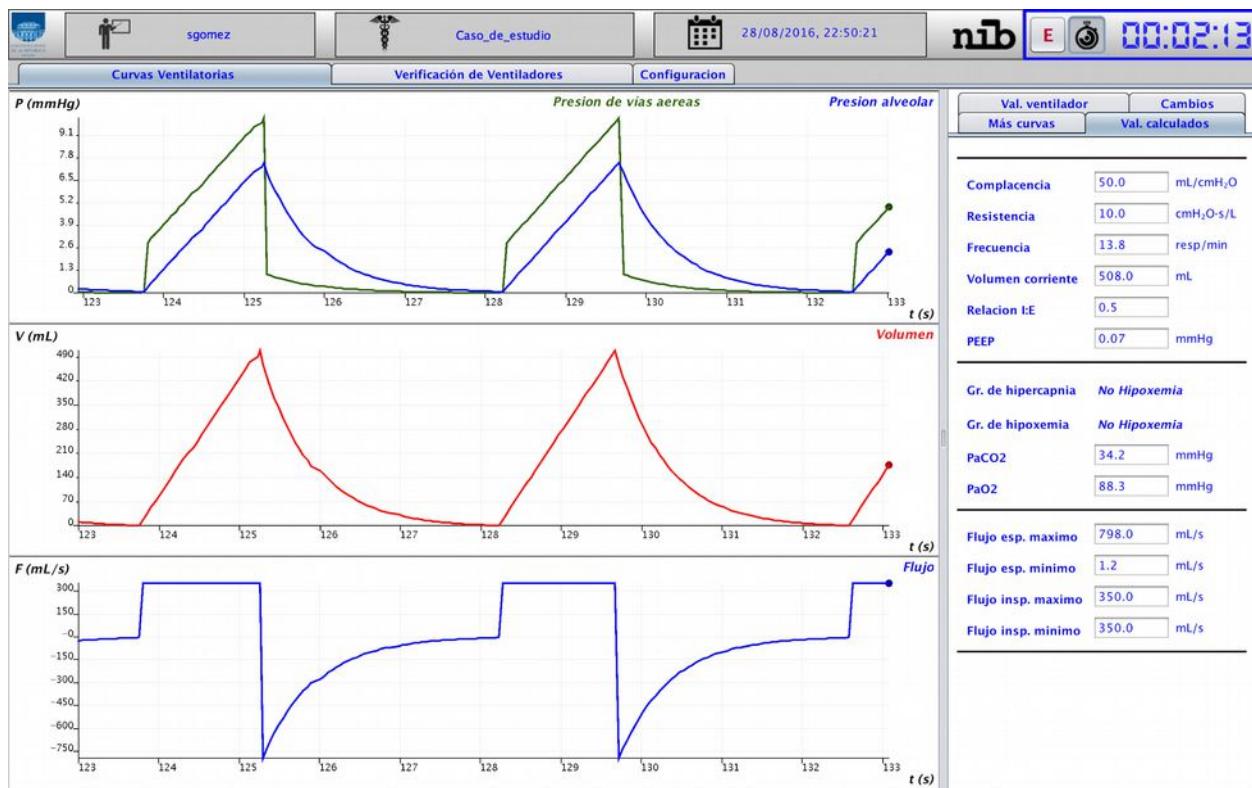


Figura 66 - SIMVENT-DOCEO con Simulador: Curvas ventilatorias y valores calculados.

Los valores calculados son casi perfectos en comparación con la curva de SIMVENT.



SIMVENT-DOCEO

Informe de Simulación Docente

Paciente: SIMVENT

Género: Masculino ID de paciente: SIMVENT

Autor: SIMVENT-DOCEO, Organización: NIB, FING, UDELAR, Creación: Agosto 28, 2016, 22:48

Tabla de contenido ▾

- [Información relevante](#)
- [Evolución del paciente simulado](#)

Información relevante

Usuario: sgomez
 Tipo de usuario: Estudiante
 Modo de simulación: Evaluación
 Lugar: NIB
 Comienzo de la simulación: 2016/08/28 22:48
 Tiempo de ensayo: 00:05:10 hs

Identificación del ventilador:

Marca: Siemens
 Modelo: Servo 900D
 Número de serie: A00 29814

Valores iniciales del ventilador (punto 0):

Presión de soporte: Desconocido
 Frecuencia respiratoria: 14.0 resp/min
 Volumen corriente: 500.0 mL
 Tiempo inspiratorio: Desconocido
 Flujo: Desconocido
 Relación I:E: Desconocido
 PEEP: Desconocido
 FIO2: 20.94 %

Valores del entorno:

Presión barométrica: 1.0 atm

Valores iniciales del paciente (punto 0):

Descripción: Hombre adulto, 70 años, 85 kgs, internado en CTI por una cirugía menor.
 Sexo: M
 Peso: 85 kg
 Edad: 70 year
 Gradiente O2: 10.0 mmHg
 VO2: 200.0 mL/min
 VCO2: 200.0 mL/min
 Índice QR: 70.0 %
 Volumen de espacio muerto: 200.0 mL
 Tasa de absorción de oxígeno: 80.0 %
 Aleatoriedad de la absorción: 1.0 %
 PaO2 inicial: 95.0 mmHg
 PaCO2 inicial: 37.0 mmHg
 Tiempo máximo de espiración: 10 s

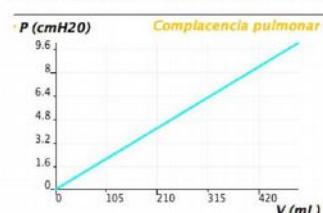
Criterios fisiopatológicos:

Muerte si PaO2 <= 40.0 mmHg durante al menos 5 min y/o PaCO2 >= 75.0 mmHg durante al menos 3 min
 Daño permanente si PaO2 <= 40.0 mmHg durante al menos 4 min y/o <= 20.0 mmHg durante al menos 2 min y/o PaCO2 >= 75.0 mmHg durante al menos 3 min

Valores iniciales del modelo de pulmón:

Complacencia:

50.0 mL/cmH2O, en todo el rango de 0 mL a 1000 mL.



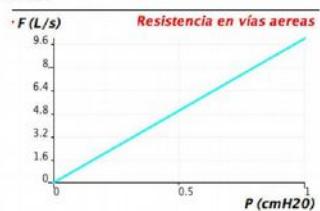
La curva verde azulada representa el valor teórico característico del modelo de pulmón configurado sobre SIMVENT, mientras que los puntos en amarillo muestran la complacencia calculada por el software en cada instante.

Resistencia:

10.0 cmH2O·s/L, en todo el rango de flujo.

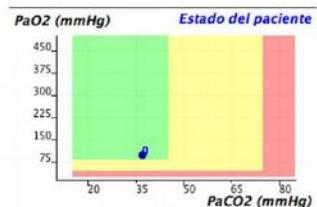
Figura 67 - SIMVENT-DOCEO con Simulador: Informe de simulación del paciente normal, parte 1.

Estado inicial, comienzo de la simulación.



La curva verde azulado representa el valor teórico característico del modelo de pulmón configurado sobre SIMVENT, mientras que los puntos en rojo muestran la resistencia calculada por el software en cada instante.

Estado inicial del paciente:



Las distintas zonas de colores representan el estado de bienestar del paciente simulado de acuerdo a los valores de PaO₂ y PaCO₂.

Verde = Estado fisiológico

Amarillo = Estado de alerta

Rojo = Riesgo inminente de muerte

Evolución del paciente simulado

Punto B (00:03:35)

Cambios impuestos en el paciente:

FIO₂: cambia de 20.94 a 50.0 %

Comentario: FIO₂ al 50%

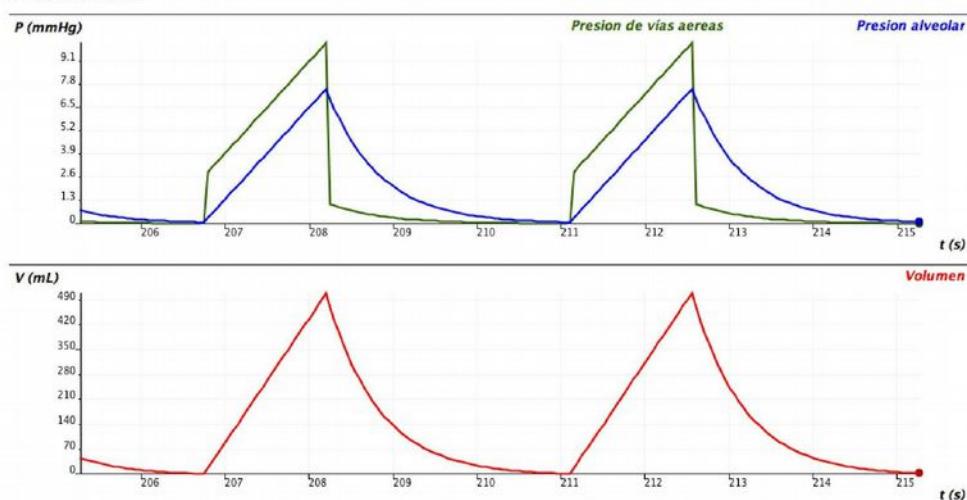


Figura 68 - SIMVENT-DOCEO con Simulador: Informe de simulación del paciente normal, parte 2.

Primer punto, cambio de FIO₂.

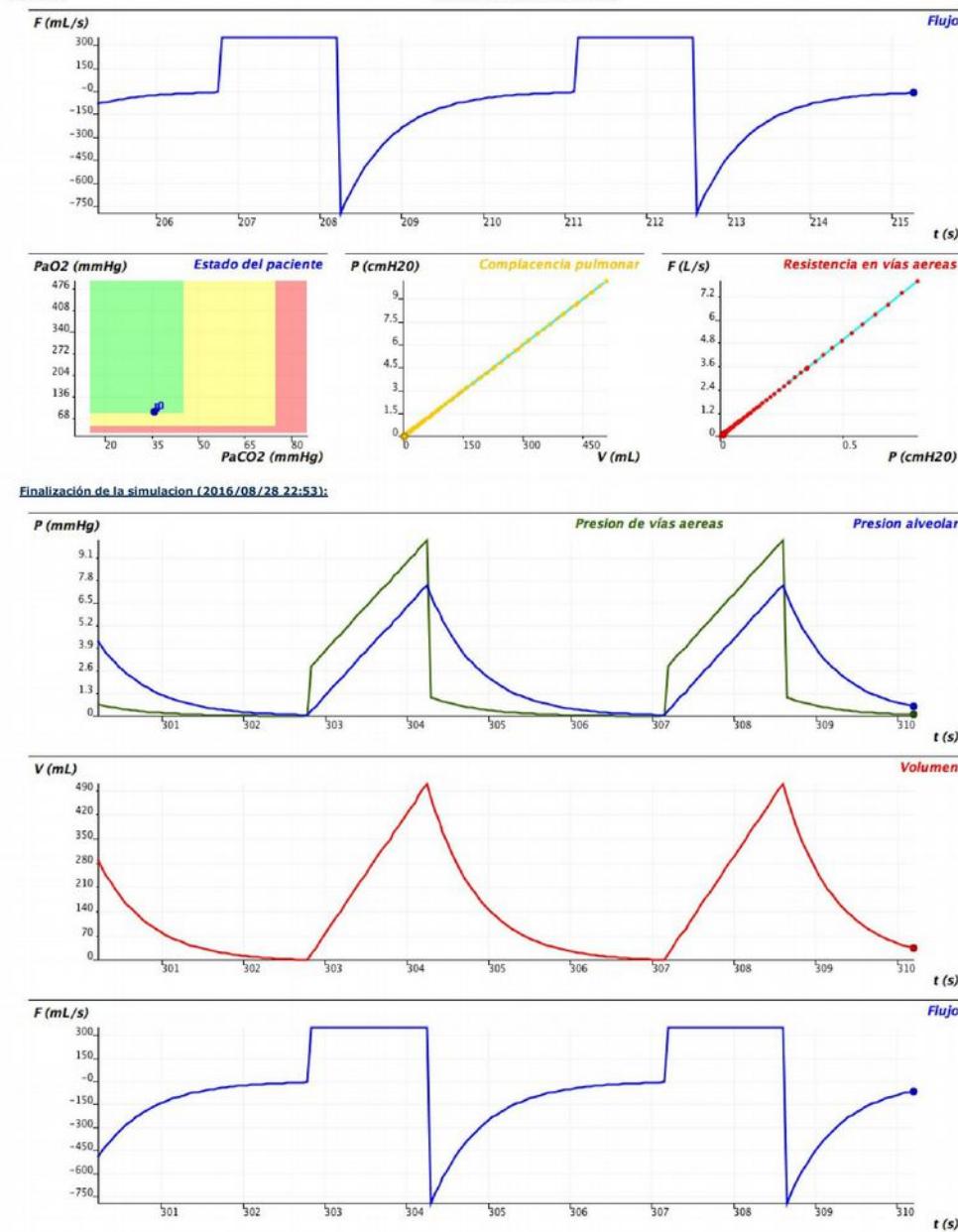


Figura 69 - SIMVENT-DOCEO con Simulador: Informe de simulación del paciente normal, parte 3.

Finalización, curvas ventilatorias.

8/28/2016

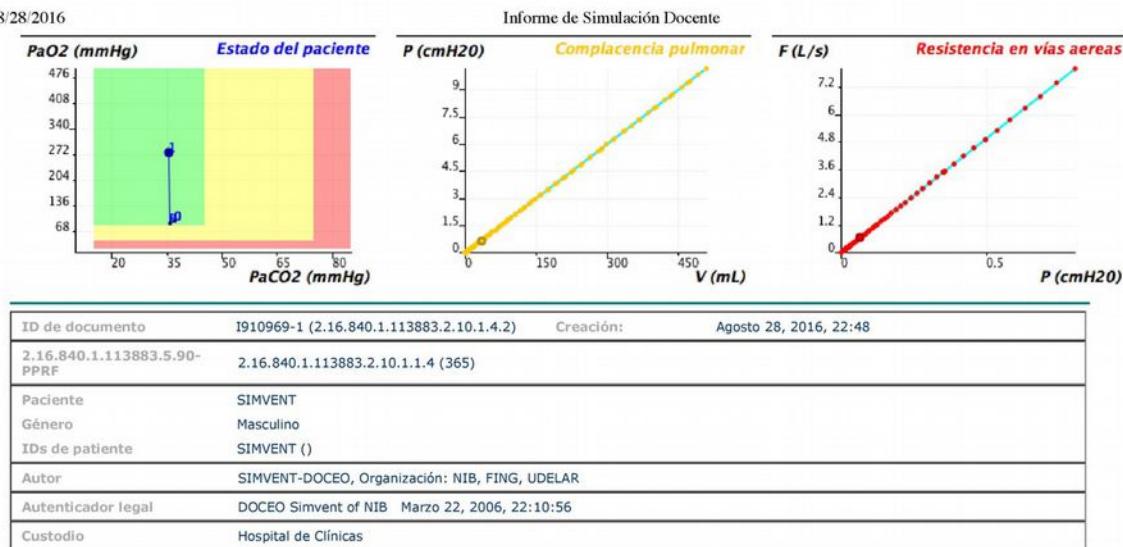


Figura 70 - SIMVENT-DOCEO con Simulador: Informe de simulación del paciente normal, parte 4.

Finalización, estado del paciente, complacencia, resistencia.

Paciente con patología de pulmón rígido (baja complacencia)

Esta prueba se realizó sobre SIMVENT.

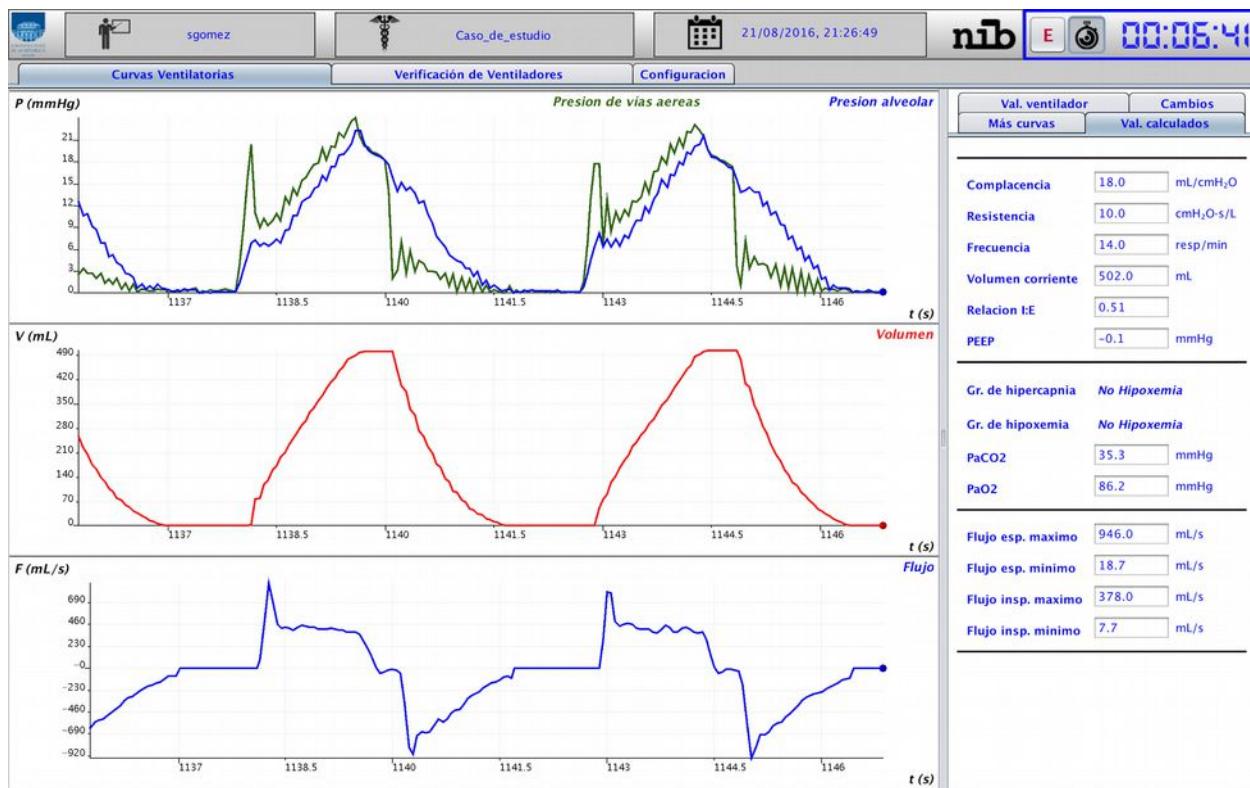


Figura 71 - SIMVENT-DOCEO: Curvas ventilatorias del paciente y valores calculados: pulmón rígido

Curvas ventilatorias del paciente con patología de pulmón rígido durante una simulación. A la derecha, los valores calculados.

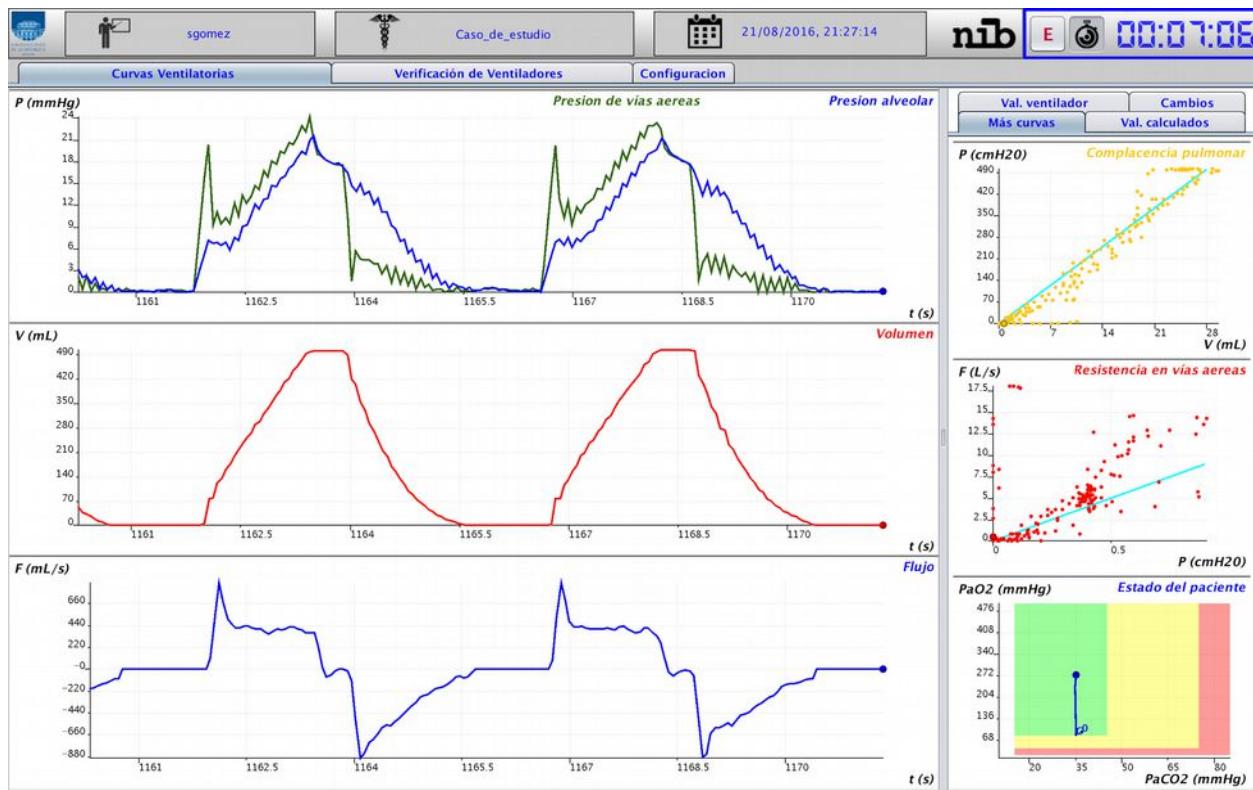


Figura 72 - SIMVENT-DOCEO: Curvas ventilatorias del paciente y más curvas: pulmón rígido.

Curvas ventilatorias del paciente con patología de pulmón rígido durante una simulación. A la derecha, más curvas. Aquí se puede observar que los puntos de la gráfica de Complacencia real se aproximan a la teórica mucho mejor que en los otros casos.



SIMVENT-DOCEO

Informe de Simulación Docente

Paciente: SIMVENT

Género: Masculino ID de paciente: SIMVENT

Autor: SIMVENT-DOCEO, Organización: NIB, FING, UDELAR, Creación: Agosto 21, 2016, 21:20

Tabla de contenido ▾

- Información relevante
- Evolución del paciente simulado

Información relevante

Usuario: sgomez

Tipo de usuario: Estudiante

Modo de simulación: Evaluación

Lugar: NIB

Comienzo de la simulación: 2016/08/21 21:20

Tiempo de ensayo: 00:07:23 hs

Identificación del ventilador:

Marca: Siemens

Modelo: Servo 900D

Número de serie: A00 29814

Valores iniciales del ventilador (punto 0):

Presión de soporte: Desconocido

Frecuencia respiratoria: Desconocido

Volumen corriente: Desconocido

Tiempo inspiratorio: Desconocido

Flujo: Desconocido

Relación I:E: Desconocido

PEEP: Desconocido

FiO2: 50.0 %

Valores del entorno:

Presión barométrica: 1.0 atm

Valores iniciales del paciente (punto 0):

Descripción: Hombre adulto, 70 años, 85 kgs, internado en CTI por una cirugía menor.

Sexo: M

Peso: 85 kg

Edad: 70 year

Gradiente O2: 10.0 mmHg

VO2: 200.0 mL/min

VCO2: 200.0 mL/min

Índice QR: 70.0 %

Volumen de espacio muerto: 200.0 mL

Tasa de absorción de oxígeno: 80.0 %

Aleatoriedad de la absorción: 1.0 %

PaO2 inicial: 95.0 mmHg

PaCO2 inicial: 37.0 mmHg

Tiempo máximo de espiración: 10 s

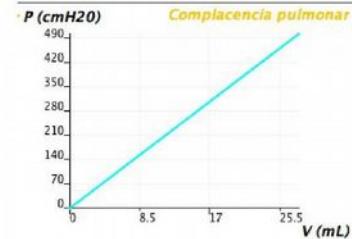
Criterios fisiopatológicos:

Muerte si PaO2 <= 40.0 mmHg durante al menos 5 min y/o <=20.0 mmHg durante al menos 3 min y/o PaCO2 >= 75.0 mmHg durante al menos 3 min
Daño permanente si PaO2 <= 40.0 mmHg durante al menos 4 min y/o <=20.0 mmHg durante al menos 2 min y/o PaCO2 >= 75.0 mmHg durante al menos 3 min

Valores iniciales del modelo de pulmón:

Complacencia:

18.0 mL/cmH2O, en todo el rango de 0 mL a 1000 mL.



La curva verde azulada representa el valor teórico característico del modelo de pulmón configurado sobre SIMVENT, mientras que los puntos en amarillo muestran la complacencia calculada por el software en cada instante.

Resistencia:

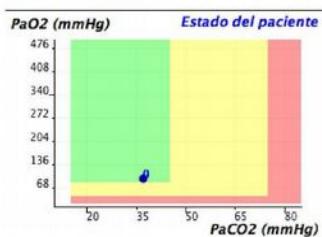
10.0 cmH2O/s/L, en todo el rango de flujo.

Figura 73 - SIMVENT-DOCEO: Informe de simulación del paciente: pulmón rígido, parte 1.
Valores iniciales del paciente, ventilador, y complacencia.



La curva verde azulada representa el valor teórico característico del modelo de pulmón configurado sobre SIMVENT, mientras que los puntos en rojo muestran la resistencia calculada por el software en cada instante.

Estado inicial del paciente:



Las distintas zonas de colores representan el estado de bienestar del paciente simulado de acuerdo a los valores de PaO₂ y PaCO₂.
 Verde = Estado fisiológico
 Amarillo = Estado de alerta
 Rojo = Riesgo imminent de muerte

Evolución del paciente simulado

Punto C (00:06:54)

Cambios impuestos en el paciente:

Comentario: 50% FiO₂

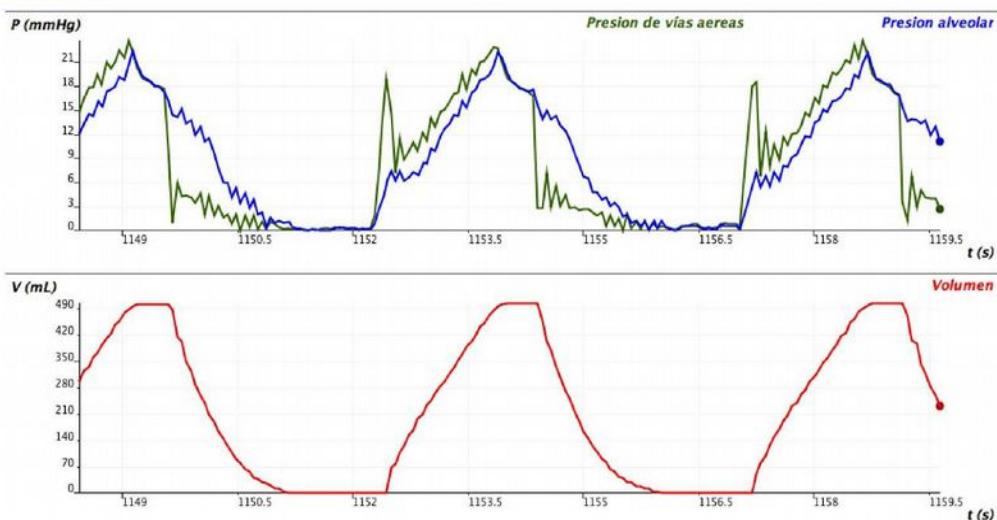


Figura 74 - SIMVENT-DOCEO: Informe de simulación del paciente: pulmón rígido, parte 2.
 Valores iniciales de resistencia, presiones de oxígeno y dioxigo de carbono

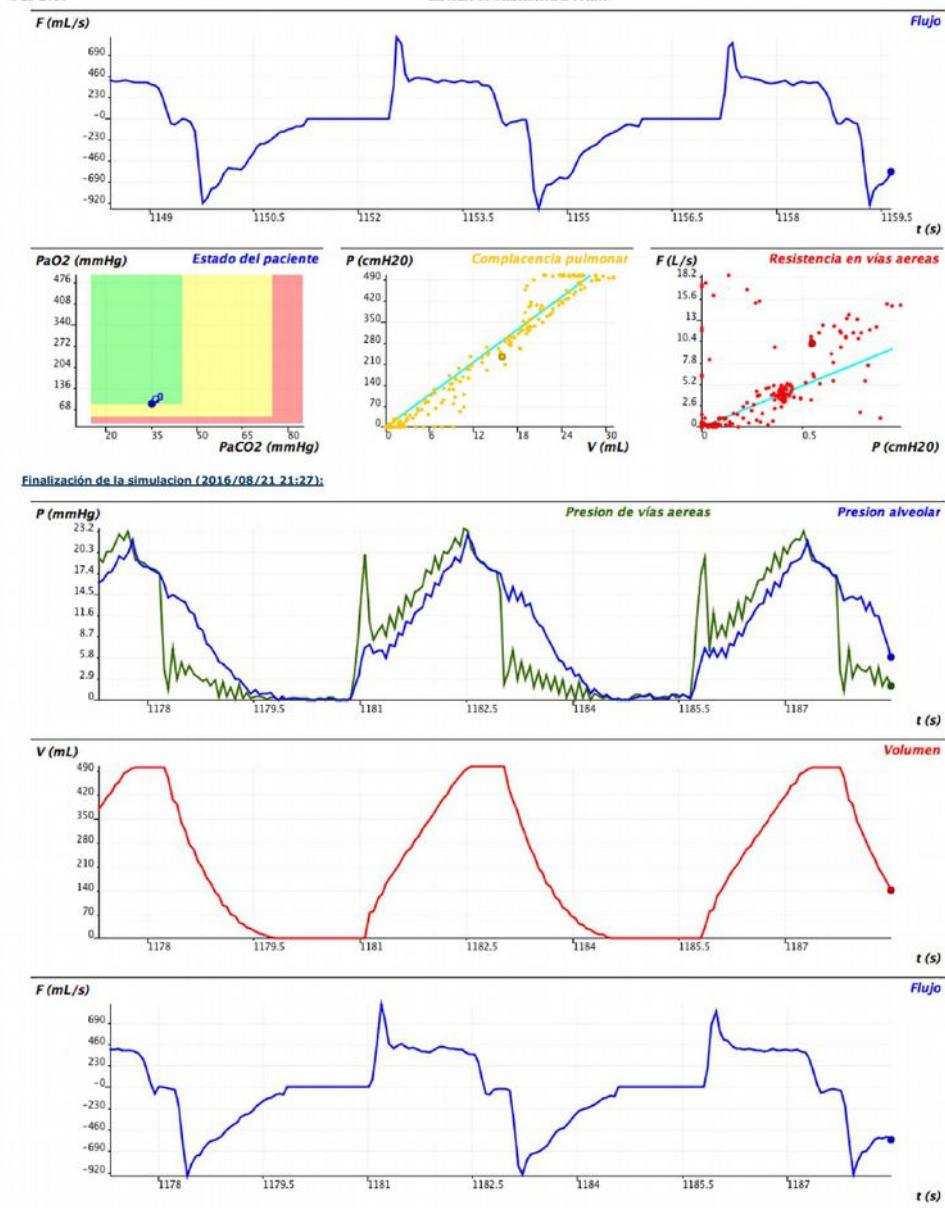


Figura 75 - SIMVENT-DOCEO: Informe de simulación del paciente: pulmón rígido, parte 3.
Curvas ventilatorias al finalizar la simulación.

8/23/2016

Informe de Simulación Docente

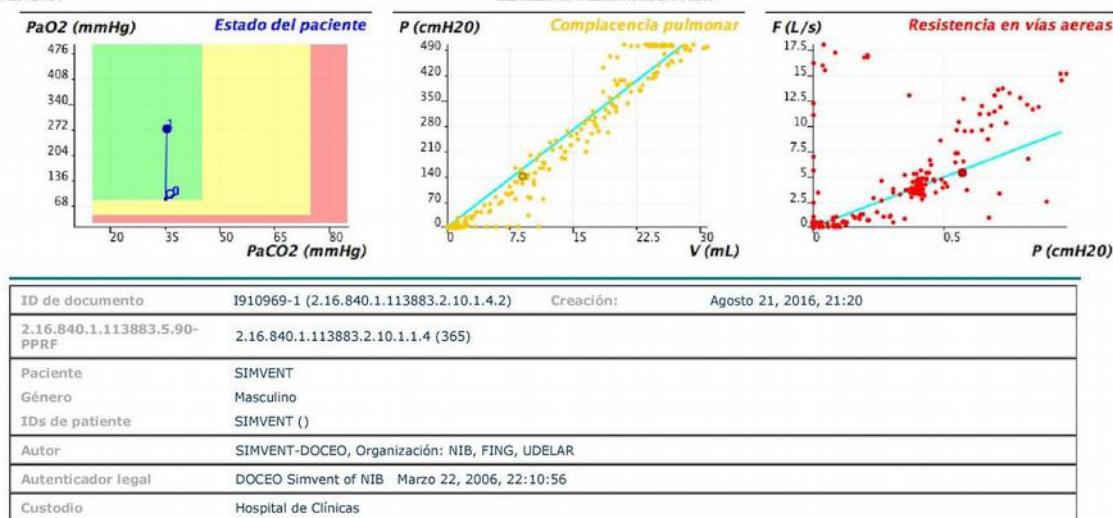


Figura 76 - SIMVENT-DOCEO: Informe de simulación del paciente: pulmón rígido, parte 4.
Estado al finalizar la simulación.

Paciente con patología de pulmón obstruido (alta resistencia)

Esta prueba se realizó sobre **SIMVENT**.

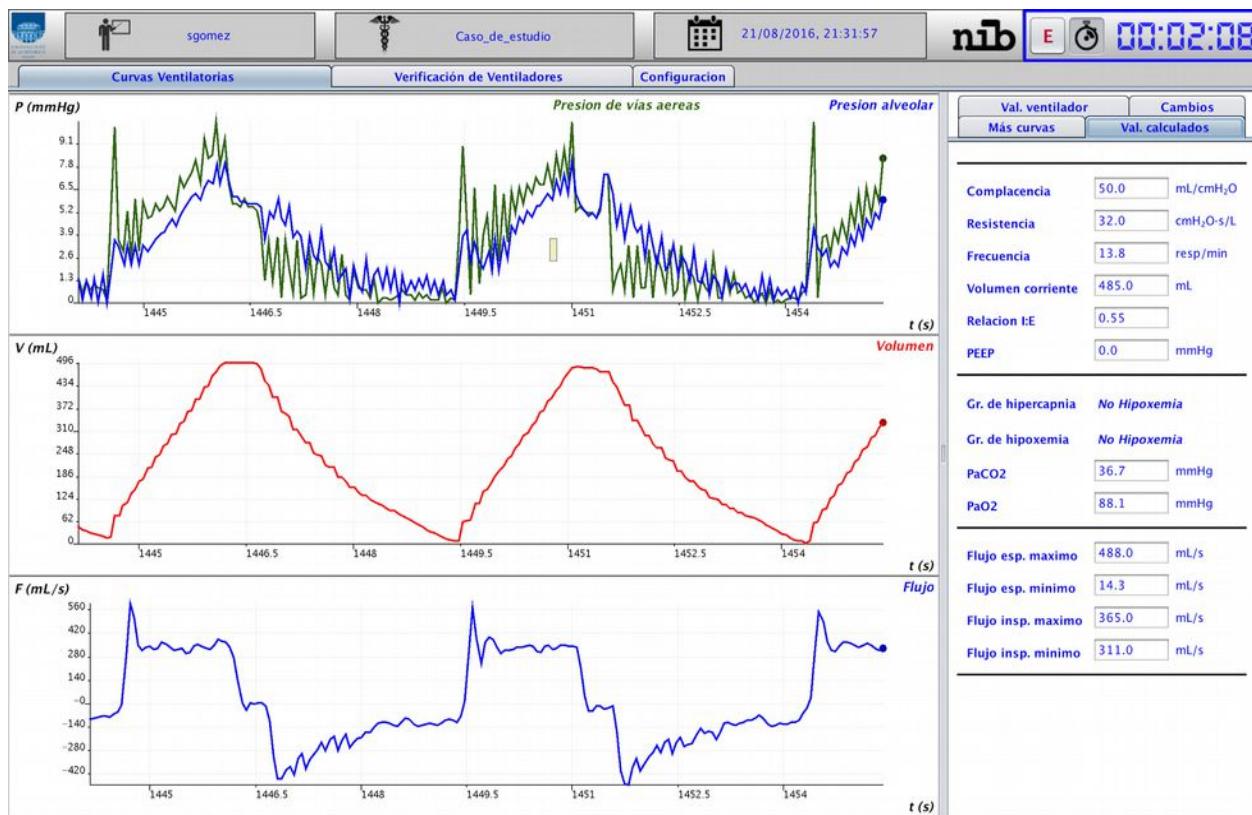


Figura 77 - SIMVENT-DOCEO: Curvas ventilatorias del paciente y valores calculados: pulmón obstruido.

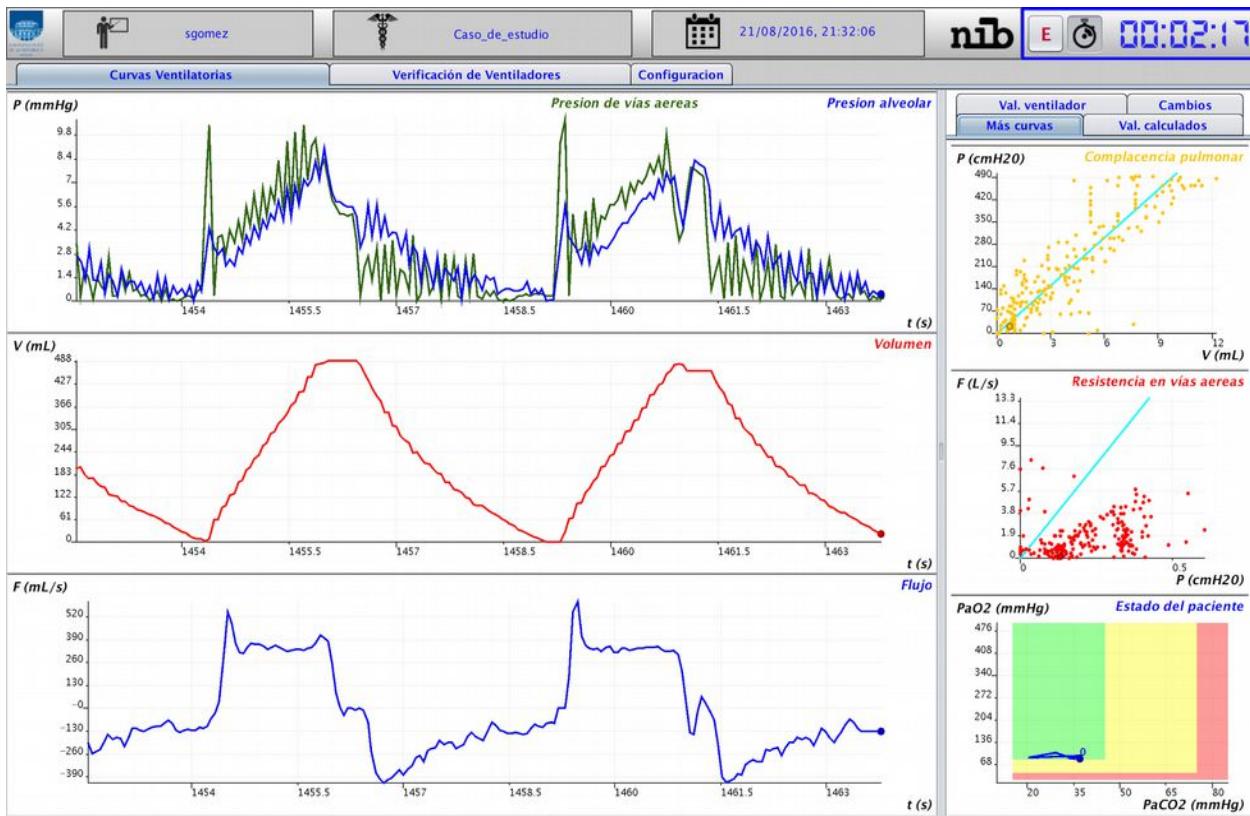


Figura 78 - SIMVENT-DOCEO: Curvas ventilatorias del paciente y más curvas: pulmón obstruido.

22.2 Verificación de un ventilador mecánico

En esta sección se muestran las sesiones de verificación realizadas con los ventiladores disponibles.

Se intentó conseguir varios ventiladores más para realizar las pruebas, pero lamentablemente no fue posible.

Ventilador Siemens Servo 900D

Es el ventilador mecánico que se encontraba en el NIB y con el que se han realizado todas las pruebas, y es el que siempre estuvo conectado a SIMVENT. Se muestra en la figura 79 un informe CDA de verificación de este ventilador.



Universidad de la República
Uruguay
nib
núcleo de ingeniería biomédica

SIMVENT-DOCEO

Informe de Ensayo de Ventilador Mecanico

Paciente: SIMVENT

Género: Masculino ID de paciente: SIMVENT

Autor: SIMVENT-DOCEO, Organización: NIB, FING, UDELAR, Creación: Agosto 21, 2016, 22:01

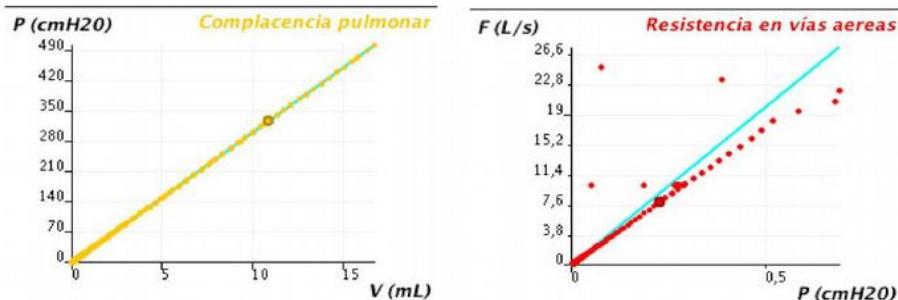
Tabla de contenido ▾

- [Información relevante](#)
- [Resultado del estudio](#)

Información relevante

El día 2016/08/21 22:01, en NIB fue sometido el ventilador Siemens, modelo Servo 900D, número de serie A00 29814 al ensayo de ventilación del simulador de paciente SIMVENT-DOCEO versión 1.0.

El paciente SIMVENT actuó con resistencia de vías aéreas R y complacencia C dadas por las siguientes curvas, características del modelo de pulmón usado:



La curva en verde azulado representa el valor teórico característico del modelo de pulmón configurado sobre SIMVENT, mientras que en amarillo se muestra la complacencia real, y en rojo la resistencia real.

Complacencia:

50.0 mL/cmH₂O, en todo el rango de 0 mL a 1000 mL.

Resistencia:

10.0 cmH₂O·s/L, en todo el rango de flujo.

Resultado del estudio

Comparación de valores dados por el ventilador (instrumento bajo ensayo - IUT) que pretende medir el paciente y valores del paciente SIMVENT

Modo de ventilación artificial: VCV
Operador: sgomez

Parametro	IUT	#Muestras	Promedio	E. Absoluto	E. Relativo
Volumen corriente	500.0 mL	150.0	431.33 mL	68.67 mL	15.85 %
PEEP	0.0 mmHg	150.0	0.06 mmHg	0.25 mmHg	178.94 %
Frecuencia Respiratoria	14.0 resp/min	150.0	15.12 resp/min	1.12 resp/min	7.43 %

file:///Users/tremualin/Downloads/veif.html

1/2

Figura 79 - SIMVENT-DOCEO: Informe de verificación de un ventilador mecánico, parte 1.

8/23/2016

Informe de Ensayo de Ventilador Mecánico

Relación IE	0.5	150.0	0.58	0.08	13.44 %
-------------	-----	-------	------	------	---------

ID de documento	1910969-1 (2.16.840.1.113883.2.10.1.4.2)	Creación:	Agosto 21, 2016, 22:01
2.16.840.1.113883.5.90- PPRF	2.16.840.1.113883.2.10.1.1.4 (365)		
Paciente	SIMVENT		
Género	Masculino		
IDs de paciente	SIMVENT ()		
Autor	SIMVENT-DOCEO, Organización: NIB, FING, UDELAR		
Autenticador legal	DOCEO Simvent of NIB	Marzo 22, 2006, 22:10:56	
Custodio	Hospital de Clínicas		

Figura 80 - SIMVENT-DOCEO: Informe de verificación de un ventilador mecánico, parte 2.

Ventilador del Simulador de SIMVENT

8/28/2016

Informe de Ensayo de Ventilador Mecánico



Universidad de la República
Uruguay
nib
núcleo de Ingeniería Biomédica

SIMVENT-DOCEO

Informe de Ensayo de Ventilador Mecánico

Paciente: SIMVENT

Género: Masculino ID de paciente: SIMVENT

Autor: SIMVENT-DOCEO, Organización: NIB, FING, UDELAR, Creación: Agosto 28, 2016, 22:57

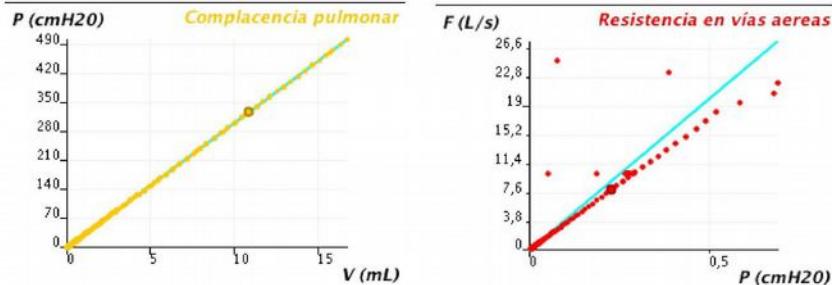
Tabla de contenido ▾

- Información relevante
- Resultado del estudio

Información relevante

El día 2016/08/28 22:57, en NIB fue sometido el ventilador Siemens, modelo Servo 900D, número de serie A00 29814 al ensayo de ventilación del simulador de paciente SIMVENT-DOCEO versión 1.0.

El paciente SIMVENT actuó con resistencia de vías aéreas R y complacencia C dadas por las siguientes curvas, características del modelo de pulmón usado:



La curva en verde azulado representa el valor teórico característico del modelo de pulmón configurado sobre SIMVENT, mientras que en amarillo se muestra la complacencia real, y en rojo la resistencia real.

Complacencia:

50.0 mL/cmH₂O, en todo el rango de 0 mL a 1000 mL.

Resistencia:

10.0 cmH₂O·s/L, en todo el rango de flujo.

Resultado del estudio

Comparación de valores dados por el ventilador (instrumento bajo ensayo - IUT) que pretende medir el paciente y valores del paciente SIMVENT

Modo de ventilación artificial: VCV
Operador: sgomez

Parametro	IUT	#Muestras	Promedio	E. Absoluto	E. Relativo
Volumen corriente	500.0 mL	150.0	507.5 mL	7.5 mL	1.48 %
PEEP	0.07 mmHg	150.0	0.07 mmHg	0.0 mmHg	4.83 %
Frecuencia Respiratoria	14.0 resp/min	150.0	13.79 resp/min	0.21 resp/min	1.5 %

file:///Users/tremualin/NetBeansProjects/SIMVENT-DOCEO/user-interface/verificacion.html

1/2

Figura 81 - SIMVENT-DOCEO y Simulador: Informe de verificación de un ventilador mecánico, parte 1.

8/28/2016

Informe de Ensayo de Ventilador Mecánico

Relacion IE	0.5	150.0	0.5	0.0	0.0 %
ID de documento	I910969-1 (2.16.840.1.113883.2.10.1.4.2)		Creación:	Agosto 28, 2016, 22:57	
2.16.840.1.113883.5.90-	2.16.840.1.113883.2.10.1.1.4 (365)	PPRF			
Paciente	SIMVENT				
Género	Masculino				
IDs de paciente	SIMVENT ()				
Autor	SIMVENT-DOCEO, Organización: NIB, FING, UDELAR				
Autenticador legal	DOCEO Simvent of NIB	Marzo 22, 2006, 22:10:56			
Custodio	Hospital de Clínicas				

Figura 82 - SIMVENT-DOCEO y Simulador: Informe de verificación de un ventilador mecánico, parte 2.

22.3 Comparación con el software original de SIMVENT

Se van a comparar las gráficas obtenidas en una simulación con un paciente normal (con los mismos valores de paciente y ventilador que la simulación del Paciente normal con **SIMVENT**), para analizar si son similares a las obtenidas por **SIMVENT-DOCEO**. Se compararán también los informes de **SIMVENT** con los informes CDA de **SIMVENT-DOCEO** para esta simulación.

Volumen

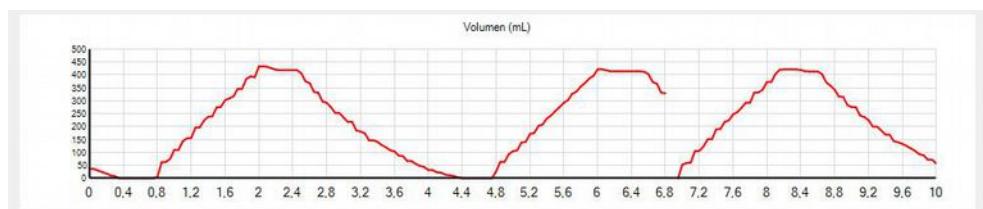


Figura 83 - SIMVENT original - Volumen.

La forma de la gráfica y los valores de volumen son similares a los observados en la gráfica de **SIMVENT-DOCEO**.

Flujo

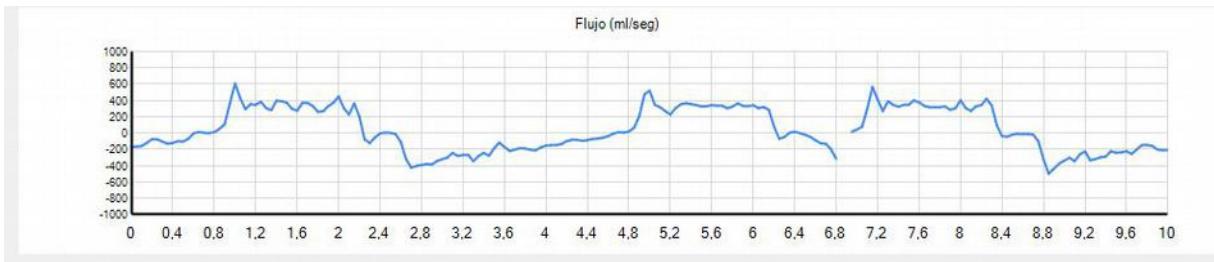


Figura 84 - SIMVENT original - Flujo.

Presiones

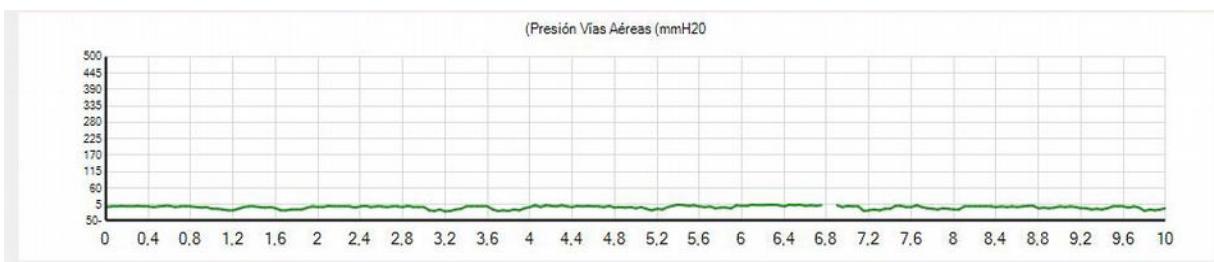


Figura 85 - SIMVENT original – Presion Vias Aereas.

Debido a un problema con el tubo de aire, el sensor no detectaba correctamente este valor, ya que el tubo ingresaba más profundo a la boca de **SIMVENT** (fue necesario realizarlo de esta manera, ya que el tubo se rompió y de otra manera se escapaba aire), y el sensor se encontraba antes.

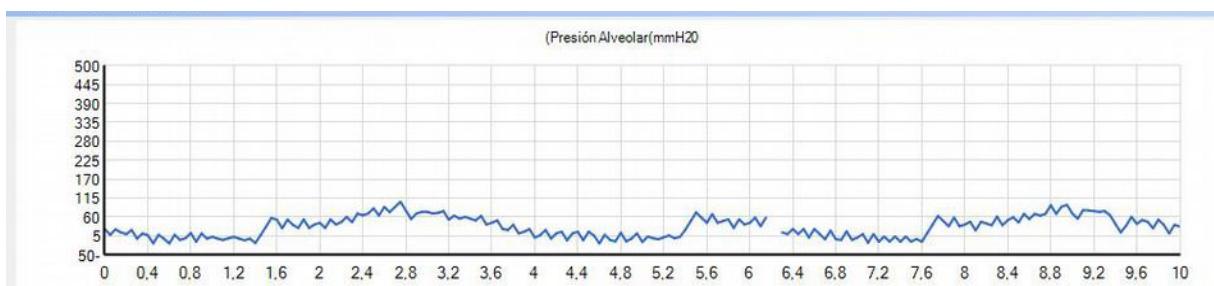


Figura 86 - SIMVENT original – Presión Alveolar.

Complacencia

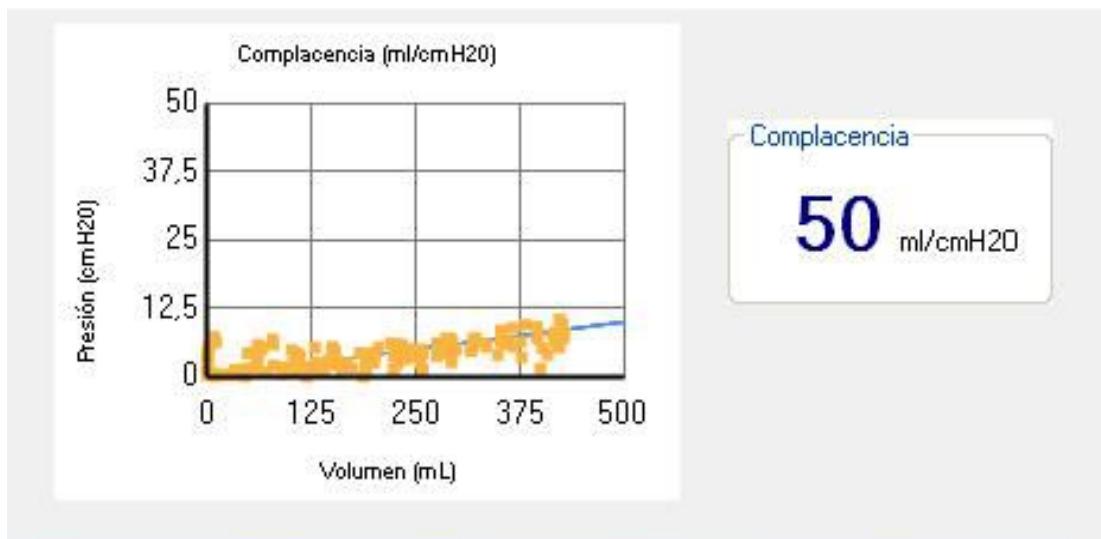


Figura 87 - SIMVENT original - Complacencia.

Es difícil realizar una comparación estricta con la gráfica de **SIMVENT-DOCEO** en este caso, ya que la escala en este caso es fija y en **DOCEO** se autoajusta, mostrando la misma en mayor detalle y más “amplificada”. A grandes rasgos y tomando en cuenta esto, se puede afirmar que las gráficas son similares.

No se disponen de capturas para la resistencia, ya que **SIMVENT** no la graficaba.

22.4 Simulación para salvar al paciente

Se realizó una simulación de prueba en donde se fijaron valores iniciales de PaO_2 y PaCO_2 tales que el paciente simulado iniciara con hipercapnia e hipoxemia severa, y se intentara “salvarlo”, llevándolo a una zona normal, libre de peligro para su vida.

Inicio (zona roja):

PaO_2 : 15 mmHg

PaCO_2 : 80 mmHg

Valores fijados en el ventilador:

Fr : 16 resp/min

Vc : 500 mL

Peep : 0 cmH₂O

Modo controlado por volumen

Valores finales observados (al momento de alcanzar la zona verde):

PaO₂: 94.1 mmHg
PaCO₂: 29.6 mmHg

Este trayecto ocurrió en un tiempo total de: **2 min 37 seg.**

8/23/2016 Informe de Simulación Docente



SIMVENT-DOCEO
Informe de Simulación Docente

Paciente: SIMVENT **Género:** Masculino **ID de paciente:** SIMVENT
Autor: SIMVENT-DOCEO, **Organización:** NIB, FING, UDELAR, **Creación:** Agosto 21, 2016, 23:04

Tabla de contenido ▾
• [Información relevante](#)
• [Evolución del paciente simulado](#)

Información relevante

Usuario: sgomez
Tipo de usuario: Estudiante
Modo de simulación: Evaluacion
Lugar: NIB
Comienzo de la simulación: 2016/08/21 23:04
Tiempo de ensayo: 00:04:12 hs

Identificación del ventilador:
Marca: Siemens
Modelo: Servo 900D
Número de serie: A00 29814

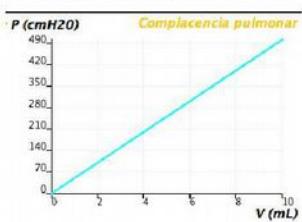
Valores iniciales del ventilador (punto 0):
Presión de soporte: Desconocido
Frecuencia respiratoria: Desconocido
Volumen corriente: Desconocido
Tiempo inspiratorio: Desconocido
Flujo: Desconocido
Relación I:E: Desconocido
PEEP: Desconocido
FIO₂: 20.94 %

Valores del entorno:
Presión barométrica: 1.0 atm

Valores iniciales del paciente (punto 0):
Descripción: Hombre adulto, 70 años, 85 kgs, internado en CTI por una cirugía menor.
Sexo: M
Peso: 85 kg
Edad: 70 year
Gradiente O₂: 10.0 mmHg
V_A: 200.0 mL/min
VCO₂: 100.0 mL/min
Índice QR: 70.0 %
Volumen de espacio muerto: 200.0 mL
Tasa de absorción de oxígeno: 10.0 %
Aleatoriedad de la absorción: 1.0 %
PaO₂ inicial: 15.0 mmHg
PaCO₂ inicial: 80.0 mmHg
Tiempo máximo de espiración: 10 s

Criterios fisiopatológicos:
Muerte si PaO₂ <= 40.0 mmHg durante al menos 5 min y/o <= 20.0 mmHg durante al menos 3 min y/o PaCO₂ >= 75.0 mmHg durante al menos 3 min
Daño permanente si PaO₂ <= 40.0 mmHg durante al menos 4 min y/o <= 20.0 mmHg durante al menos 2 min y/o PaCO₂ >= 75.0 mmHg durante al menos 3 min

Valores iniciales del modelo de pulmón:
Complacencia:
50.0 mL/cmH₂O, en todo el rango de 0 mL a 1000 mL

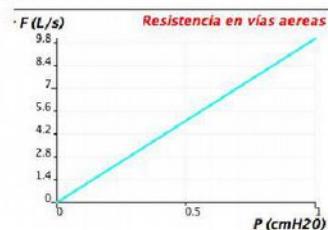

The graph plots Pressure (P) in cmH₂O on the y-axis (0 to 490) against Volume (V) in mL on the x-axis (0 to 10). A theoretical green line represents the characteristic pulmonary model configuration. Yellow points represent calculated compliance values at various volumes.

La curva verde azulada representa el valor teórico característico del modelo de pulmón configurado sobre SIMVENT, mientras que los puntos en amarillo muestran la complacencia calculada por el software en cada instante.

Resistencia:
10.0 cmH₂O·s/L, en todo el rango de flujo.

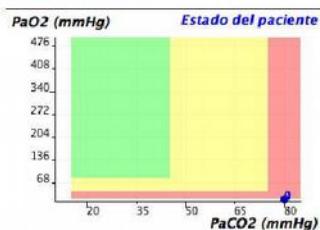
file:///Users/tremuina/Downloads/sim4.html

Figura 88 - SIMVENT-DOCEO: Simulación para salvar al paciente, parte 1.



La curva verde azulado representa el valor teórico característico del modelo de pulmón configurado sobre SIMVENT, mientras que los puntos en rojo muestran la resistencia calculada por el software en cada instante.

Estado inicial del paciente:



Las distintas zonas de colores representan el estado de bienestar del paciente simulado de acuerdo a los valores de PaO_2 y $PaCO_2$.
 Verde = Estado fisiológico
 Amarillo = Estado de alerta
 Rojo = Riesgo inminente de muerte

Evolución del paciente simulado

Finalización de la simulación (2016/08/21 23:08):

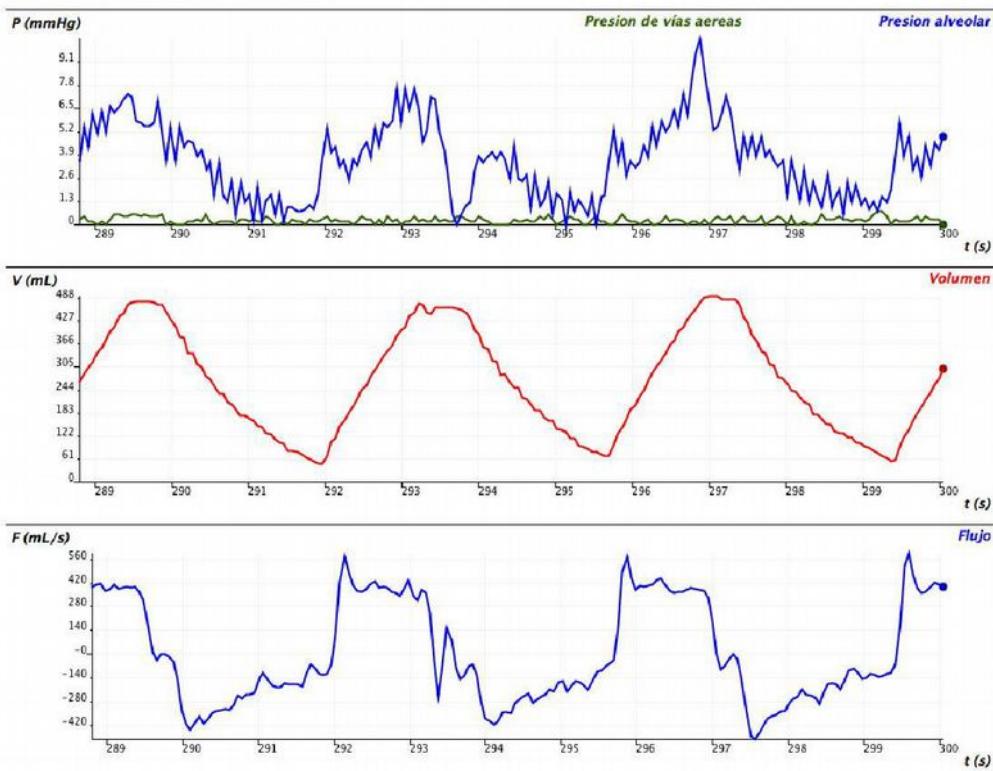


Figura 89 - SIMVENT-DOCEO: Simulación para salvar al paciente, parte 2.

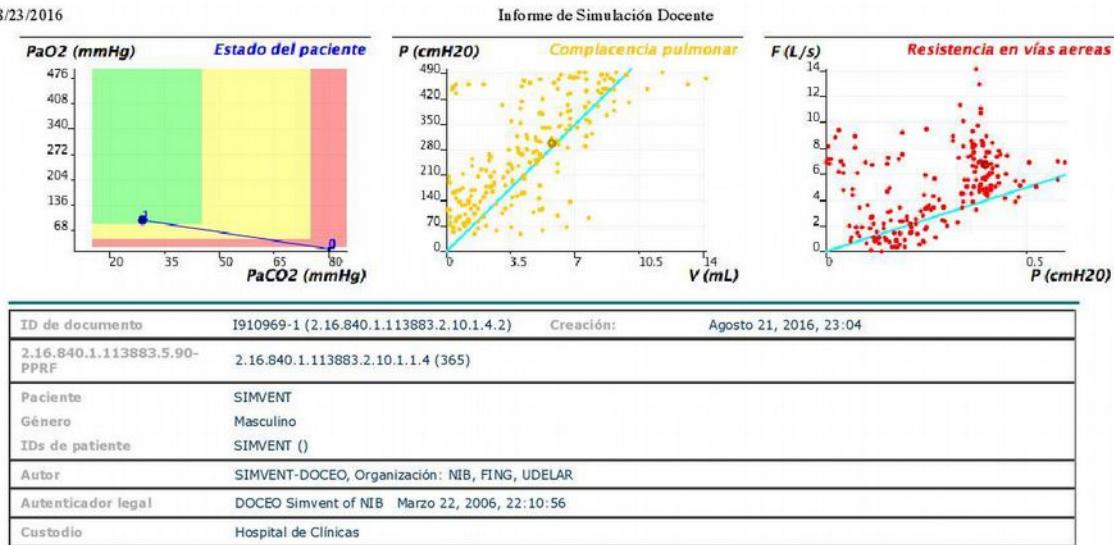


Figura 90 - SIMVENT-DOCEO: Simulacion para salvar al paciente, parte 3.

22.5 Simulador de SIMVENT con tiempo acelerado

Se ejecutó una simulación docente utilizando los mismos valores para todos los parámetros (paciente normal), en varias máquinas con diferentes recursos, configurando una aceleración teórica de 100 veces. El objetivo fue realizar una medición de la aceleración real, dadas las capacidades del sistema.

Analizando la reducción efectiva en el tiempo del ciclo respiratorio pudimos obtener el ratio real (máximo) de aceleración en cada caso. Recordamos que una aceleración de 60 veces representa simular en un minuto real el comportamiento del paciente en una hora.

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 19.

Tabla 18- Resultados de simulaciones aceleradas en diferentes PC

CPU	Frecuencia (Ghz)	Núcleos	Memoria RAM (GB)	Sistema Operativo	Tiempo de ciclo normal (s)	Tiempo de ciclo mínimo (s)	Ratio de aceleración máxima
Pentium 4	2.4	1	2	Windows XP	7*	1.5	4.67
i5 (laptop)	2.9	2	16	Mac Os 10.11.4	6	0.15	40
i5 3330	3.0	4	4	Windows 10	6	0.0757	79.26

*: Al ser de un solo núcleo, se demora mucho en dibujar un punto luego de haberlo recibido.

Como se puede apreciar, el mejor resultado se obtuvo en la máquina con mejor procesador y mayor cantidad de núcleos. En base a estos resultados, se puede concluir que el ratio de aceleración depende mayoritariamente del modelo, de la velocidad de la CPU y de la cantidad de núcleos del procesador, que permiten mayor procesamiento en paralelo. Es notoria la diferencia en los resultados, debido a la diferencia de recursos de las PC.

Queda claro que para obtener una aceleración del orden de cientos de veces más rápida, se requieren máquinas con una gran capacidad de procesamiento, mucho mayor que la de las máquinas utilizadas en estas pruebas.

No conocemos el límite real que existe, pero creemos que para alcanzar los mejores resultados se necesitan al menos 10 núcleos, uno por cada gráfica (son 6), uno exclusivamente para el SIMULADOR, otro exclusivamente para los cálculos de **SIMVENT-DOCEO**, y el último para atender los eventos generados por usuario mediante uso de la interfaz de usuario. La memoria RAM no parece ser un problema, y se estima que con **512 MB** alcanza.

23 ANEXO D: Librerías Java utilizadas

A continuación se muestra una lista de las librerías de Java utilizadas en el formato de versionado utilizado por Maven (**groupId:artifactId:versionId**). Con este identificador se pueden obtener dichas librerías de un repositorio Maven (ej: <http://mvnrepository.com/>) de forma única.

No listamos dependencias transitivas, sino solamente aquellas que directamente utilicemos. Se incluye también el propósito de la librería dentro del sistema desarrollado.

Tabla 19- Librerías Java

GroupId	ArtifactId	Versión	Propósito
org.slf4j	slf4j-api	1.7.21	Útil para debugging
org.slf4j	slf4j-log4j12	1.7.21	Implementación de la api de logging usando log4j.
junit	junit	4.12	Testing
org.jscience	jscience	4.3.1	Manejo de unidades científicas.
com.google.guava	guava	19.0	Manejo de colecciones
org.springframework	spring-beans	4.2.6.RELEASE	Librería necesaria para hacer funcionar Spring.
org.springframework	spring-core	4.2.6.RELEASE	Librería necesaria para hacer funcionar Spring.
org.springframework	spring-context	4.2.6.RELEASE	Librería necesaria para hacer funcionar Spring.
org.springframework	spring-aspects	4.2.6.RELEASE	Librería necesaria para hacer funcionar los aspectos de Spring.
org.springframework	spring-test	4.2.6.RELEASE	Librería necesaria para hacer funcionar testing con Spring.
net.sf.jchart2d	jchart2d	3.3.2	Librería de rendering de las gráficas vistas en pantalla.
org.swinglabs	swing-layout	1.0.3	Layouts adicionales para swing.
org.projectlombok	lombok	1.4.18	Permite reducir la cantidad de código escrito y mejora productividad
commons-configuration	commons-configuration	1.10	Ayudante para manejar archivos de configuración.
org.apache.commons	commons-math3	3.6.1	Funciones matemáticas avanzadas.
commons-beanutils	commons-beanutils	1.9.2	Librería de manejo de Java Beans.
commons-lang	commons-lang	2.6	Librería de manejo de strings.
commons-io	commons-io	2.5	Librería de manejo de lectura de archivos e io en general.
xalan	xalan	2.7.2	Implementación de la librería para manejo de xmls del generador de reportes.
org.swinglabs.swingx	swing-xall	1.6.5-1	Componentes adicionales para swing.

com.jgoodies	jgoodies-binding	2.13.0	Sincronización de componentes swing y estados internos
com.jgoodies	jgoodies-validation	2.5.1	Validación de estados internos de componentes swing
org.aspectj	aspectjweaver	1.8.9	Implementar wrappers sobre todos los métodos de ui para poder capturar y recuperarse excepciones inesperadas
xml-apis	xml-apis	1.3.04	Api de manejo de XML para el generador de reportes

24 ANEXO F: Especificación según formato del INCO

Estos son los requerimientos de la asignatura Proyecto de Grado del Instituto de computación (INCO).

24.1 Resumen del Proyecto

La asistencia respiratoria brindada a los pacientes en terapia intensiva es ajustada por el personal de salud a las necesidades de cada paciente, de acuerdo a su patología y a su estado general. El entrenamiento en ventilación se adquiere practicando en entorno clínico. Es necesario crear bancos de entrenamiento en habilidades de ventilación de pacientes para entrenar el personal clínico en formación antes de que sea expuesto al entorno clínico.

Alcance del proyecto de grado

Disponiendo de **SIMVENT** -un robot que respira desarrollado por el NIB en 2011- el objetivo es integrarlo a un sistema informático que lo comande y registre a su vez el comportamiento del ventilador conectado, siendo operado por personal en formación.

SIMVENT-DOCEO es un programa de computadora que entrega parámetros de operación al robot **SIMVENT** y le permite al usuario ensayar estrategias de ventilación mecánica. Al ver la evolución de la mecánica respiratoria y de los gases en sangre, la simulación (en tiempo real y en tiempo acelerado) es de utilidad tanto en sede de aprendizaje como en el cuarto médico para fijar conductas para pacientes reales. Al final de cada sesión **SIMVENT-DOCEO** genera un resumen de evaluación docente y de verificación del ventilador, cuyos parámetros de uso son obtenidos directamente o por ingreso del usuario.

SIMVENT-DOCEO además alerta -opcionalmente- en tiempo real al usuario sobre eventuales situaciones de daños y de peligro para la “vida” del robot **SIMVENT**.

Este proyecto de grado (INCO) está asociado, pero independiente, a un proyecto de fin de carrera (IIE) cuyo objetivo es racionalizar **SIMVENT** en un segundo prototipo.

Se inicia con estudiar el estado del arte en el mundo y en el contexto nacional.

24.2 Descripción del Proyecto

Objetivos

El objetivo de **SIMVENT-DOCEO** es el estudio y diseño -como proyecto formativo- de un sistema que comprende una aplicación que comanda un robot que respira para ser utilizado por personal de salud en formación que en paralelo maniobra también el ventilador mecánico. **SIMVENT-DOCEO** registra el devenir con fines docentes y eventualmente interviene si se

cumplen ciertas reglas de producción preestablecidas sobre las variables del robot y del ventilador.

Resultados Esperados

- Informe del estado del arte
- Informe del diseño del sistema de interacción con el robot **SIMVENT**
- Diseño e implementación de un simulador del robot para trabajar independientemente del Hardware
- Implementación del prototipo que interactúa con el robot y con el operador en formación
- Implementación del sistema de registro y valoración docente
- Informe del proyecto

Diseño del sistema

El Diseño del sistema **SIMVENT-DOCEO** comprende aspectos de interconexión con el robot **SIMVENT** y aspectos de desarrollo de aplicación de enseñanza utilizando primitivas y entorno apropiados o junto con la programación mínima imprescindible para lograr el objetivo.

Contexto de Trabajo

Se emprenden la definición y el desarrollo de **SIMVENT-DOCEO** ante la falta de una herramienta de enseñanza de la ventilación que no involucre pacientes en tratamiento.

SIMVENT-DOCEO será desarrollado en un entorno de investigación mixto de un grupo de ingeniería biomédica (el Núcleo de Ingeniería Biomédica) y el Departamento de Fisiopatología de la Facultad de Medicina. Se dará prioridad a las herramientas e instrumentos de “software libre”.

Plan de Trabajo

- Estudio del estado del arte en sistemas que comandan y recaban datos de ROBOTS y simuladores hardware de pacientes.
- Análisis de requisitos
- Diseño del sistema.
- Implementación del prototipo de **SIMVENT-DOCEO**
- Pruebas del prototipo y ajustes
- Puesta en operación con entrenamiento de usuarios
- Conformidad de los usuarios con el prototipo de **SIMVENT-DOCEO**
- Publicación de lo obtenido en revista arbitrada

Cronograma tentativo

Marzo 2012: estudio preliminar

Abril 2012: estudio del arte

Mayo a octubre 2012: diseño e implementación de **SIMVENT-DOCEO**

Noviembre 2012: pruebas, ajustes, publicación y defensa del proyecto

Metodología de Trabajo

- Familiarización con el robot **SIMVENT**
- Estudio de la ventilación mecánica y de sus parámetros
- Estudio de la enseñanza de la ventilación y situaciones de alertas
- Determinación de las “reglas de producción” que deben desencadenar mensajes durante la simulación.

Formación ofrecida al estudiante

- Posibilidad de enfrentar y resolver una necesidad de apoyo a la salud.
- Introducción en el ámbito de la informática médica
- Capacidad de comunicación con la profesión de los médicos en un plano profesional
- Formación con docentes de Fisiopatología (Hurtado, Santos, Brivia) y de Ingeniería Biomédica (Simini y otros) en el NIB.

Bibliografía específica

BLIMAN F, BRAGA JP, CACERES M, GEIDO D, HURTADO J, RAMIREZ-FERNANDEZ, SANTOS C y SIMINI F “**SIMVENT** – Simulador pulmonar de paciente para ensayar ventiladores mecánicos” Congreso de SABI, la Sociedad Argentina de Bioingeniería, Mar del Plata, Setiembre de 2011.

24.3 Conocimientos previos del estudiante

Recomendados

Tener vocación por la investigación y la búsqueda de entendimientos interdisciplinarios. Tener el gusto por las realizaciones prácticas que ayuden en el tratamiento y en la realización de herramientas de simulación para la enseñanza en Medicina.