

UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE
TELEINFORMÁTICA
PROGRAMA DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE
TELEINFORMÁTICA

SIMULADOR VIRTUAL DE ASSISTÊNCIA VENTILATÓRIA
MECÂNICA

MANOEL LOPES FILHO

FORTALEZA- CEARÁ
DEZEMBRO 2010

SIMULADOR VIRTUAL DE ASSISTÊNCIA VENTILATÓRIA MECÂNICA

AUTOR

Manoel Lopes Filho

ORIENTADOR

Prof. Dr. Paulo César Cortez

CO-ORIENTADOR

Prof. Dr. Marcelo Alcantara Holanda

Proposta de Monografia apresentada à Coordenação do Curso de Graduação de Engenharia de Teleinformática da Universidade Federal do Ceará como parte dos requisitos para obtenção do título de Engenheiro de Teleinformática.

FORTALEZA - CEARÁ
DEZEMBRO 2010

Manoel Lopes Filho

SIMULADOR VIRTUAL DE ASSISTÊNCIA VENTILATÓRIA MECÂNICA

Esta monografia foi submetida à Coordenação do Curso de Engenharia de Teleinformática, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Engenheiro em Teleinformática, outorgado pela Universidade Federal do Ceará – UFC e encontra-se à disposição dos interessados na Biblioteca da referida Universidade.

A citação de qualquer trecho desta monografia é permitida, desde que feita de acordo com as normas de ética científica.

Manoel Lopes Filho

Prof. Dr. Paulo César Cortez
Orientador

Prof. Dr. Marcelo Alcantara Holanda
Co-Orientador

Prof. Dr. Danielo Gonçalves Gomes
Membro da Banca Examinadora

Prof. Msc. Alexandre Augusto da Penha Coelho
Membro da Banca Examinadora

Fortaleza, 01 de dezembro de 2010

Dedico esta monografia a minha família e amigos que sempre me apoiaram.

AGRADECIMENTOS

A Deus, que sempre me guiou nos momentos mais difíceis e me iluminou para que pudesse chegar até aqui com fé e humildade.

Aos professores Paulo César Cortez e Marcelo Alcantara Holanda que me proporcionaram os conhecimentos necessários a confecção deste trabalho.

Aos meus pais, Maria Duarte Saraiva Lopes e Manoel Lopes Neto que me deram a oportunidade de estudar e vivenciar todas as experiências obtidas durante minha caminhada, sempre com muito amor e carinho.

A todos os professores do curso de Engenharia de Teleinformática pelo aprendizado de todos esses anos.

Aos meus amigos e familiares pelo incentivo e apoio durante a realização do trabalho.

E a todos, que de alguma forma contribuíram na elaboração desta monografia.

“Eis o Cordeiro de Deus que tira o pecado do mundo!”

João (1: 29-36)

RESUMO

Esta monografia apresenta o desenvolvimento do projeto de um simulador virtual de assistência ventilatória mecânica (SVVM) que se propõe a auxiliar no treinamento e na formação de profissionais de saúde capacitados para proceder o manejo de ventiladores mecânicos em unidades de terapia intensiva (UTIs). A utilidade de simuladores de ventilação mecânica é indiscutível, pois não é necessário o recrutamento de contingente humano para se realizar testes, experimentos e estudos. Dando total liberdade aos profissionais pelo fato de haver pouca ou nenhuma implicação ética ou moral. Outra utilidade do simulador é permitir a modelagem de diversas características do paciente que na prática só são obtidas através de procedimentos invasivos e de alto custo. O simulador foi desenvolvido na linguagem computacional *Java* e na sua confecção foram utilizados conceitos de sistemas de computação e engenharia de *software*. No fim do projeto foram obtidos resultados condizentes com a mecânica respiratória e a gasometria arterial.

Palavras Chaves: Ventilação Mecânica, Simulador, Sistemas de Computação, Engenharia de *Software*, Modelagem e Respiração Artificial.

ABSTRACT

This monograph presents the project development of a virtual simulator of mechanical ventilatory assistance (SVVM) whose purpose is to help in the training and formation of health professionals able to undertake the management of mechanical ventilators in Intensive Care Units (UCIs). The utility of mechanical ventilation simulators is unquestionable, because it is not necessary to recruit human contingent to make tests, experiments and studies, giving the professionals full freedom because there are few or no ethical or moral questions involved. Furthermore, the simulator permits the modeling of several characteristics of the patient that can only be obtained by high cost invasive procedures. The simulator had been developed using the programming language Java and in its production were used software engineering and computational systems concepts. At the end of the project were consistent with results obtained from the respiratory mechanics and arterial blood gases

Keywords: Mechanical Ventilation, Simulator, Computational systems, Software engineering, Modeling and artificial breathing.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	i
AGRADECIMENTOS	ii
EPÍGRAFE	iii
RESUMO	iv
ABSTRACT	v
SUMÁRIO	vi
LISTA DE FIGURAS	viii
1. INTRODUÇÃO	01
1.1 Motivação	01
1.2 Objetivos	02
1.3 Organização da Monografia	03
2. PRÍNCIPIOS BÁSICOS DE VENTILADORES ARTIFICIAIS MECÂNICOS	04
2.1 Funcionamento Mecânico dos Ventiladores Artificiais	05
2.2 Modelagem do Paciente.	06
2.2.1 Fisiologia Respiratória	09
2.2.1.1 Complacência do Sistema Respiratório	09
2.2.1.2 Resistência do Sistema Respiratório	10
2.2.2 Fisiologia Muscular Respiratória	11
2.2.3 Shunt e Espaço Morto	11
2.3 Equação do Movimento	11
2.4 Ciclos Ventilatórios	12
2.4.1 Ciclo Controlado	14
2.4.2 Ciclo Assistido	15
2.4.3 Ciclo Espontâneo	16
2.5 Modalidades Ventilatórias Convencionais	16
2.5.1 Ventilação Mandatória Contínua com Volume Controlado	17
Modo Controlado e Assistido-Controlado	
2.5.2 Ventilação Mandatória Contínua com Pressão Controlada	19
Modo Controlado e Assistido-Controlado	

2.5.3 Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada	21
2.5.4 Ventilação Espontânea com/sem Pressão de Suporte	23
2.6 Monitorização Respiratória Durante a Ventilação	24
2.7 Trocas Gasosas	25
3. METODOLOGIA DE IMPLEMENTAÇÃO DO SVVM	26
3.1 Modelo do Processo de <i>Software</i>	27
3.2 Levantamento de Requisitos	29
3.2.1 Especificação do <i>software</i> SVVM	30
3.3 Projeto e Implementação	32
3.3.1 Definição das Tecnologias	33
3.3.2 Projeto da Arquitetura	34
3.4 Desenvolvimento	37
3.5 Testes e Integração	38
3.6 Evolução	40
4. RESULTADOS	42
4.1 Apresentação do Simulador SVVM	42
4.2 Estudo de Caso: Efeitos Gerados pelo Ajuste do Ventilador na Ventilação Mecânica	47
4.3 Utilização do Simulador e Pesquisa de Satisfação de Usuários	50
5. CONCLUSÕES, CONTRIBUIÇÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS	52
5.1 Conclusões	52
5.2 Contribuições	53
5.3 Perspectivas Futuras	53
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	55

LISTA DE FIGURAS

2.1 - ventilador Artificial Mecânico <i>ESPRIT</i> da <i>RESPIRONICS/PHILLIPS®</i> .	4
2.2 - circuito respiratório formado pelo conjunto paciente-ventilador, adaptado de [1].	5
2.3 - ciclo de evolução dos modelos de paciente, adaptado de [2].	8
2.4 - representação do modelo com compartimento simples a) e com compartimento duplo b).	8
2.5 - fases do ciclo respiratório.	12
2.6 - relação do volume exalado com a constante de tempo na fase expiratória.	14
2.7 - curva de pressão nas vias aéreas para um ciclo controlado configurado a uma frequência de 12 ciclos/min.	15
2.8 - a) ciclos assistidos iniciados por um esforço muscular do paciente; b) <i>zoom</i> para um ciclo assistido, exibição das características do esforço do paciente; e c) ciclo assistido baseado no fluxo respiratório, as variações são devido ao esforço.	15
2.9 - a) curvas de volume, fluxo e pressão versus tempo, obtidas no modo de ventilação mandatória contínua com volume controlado e fluxo contínuo; b) curvas de volume, fluxo e pressão obtidas no modo de ventilação mandatória contínua com volume controlado e fluxo a 50% do pico de fluxo desacelerado; c) curvas de volume, fluxo e pressão obtidas no modo de ventilação mandatória contínua com volume controlado e fluxo a 0% do pico de fluxo desacelerado.	18
2.10 - curvas de volume, fluxo e pressão obtidas a partir do modo de ventilação mandatório contínuo com pressão controlada.	21
2.11 - curva de pressão versus tempo obtida através da ventilação mandatória intermitente sincronizada com volume controlado e associada a PSV.	22
2.12 - modo PSV sem tempo de subida configurado nos dois primeiros ciclos e configurado no terceiro.	23
2.13 - modo CPAP sem pressão de suporte.	24

3.1 - fases do modelo iterativo incremental, adaptado de [5].	28
3.2 - ciclo de vida do software, adaptado de [4].	28
3.3 - diagrama de casos de uso do usuário.	32
3.4 - divisão do projeto em subsistemas.	34
3.5 - diagrama de classes do SVVM.	36
3.6 - simulador Mecânico <i>ASL 5000</i> .	39
3.7 - curvas obtidas no ventilador mecânico com o auxílio do simulador <i>ASL 5000</i>	39
3.8 - variáveis obtidas no monitor do ventilador mecânico.	40
3.9 - diagrama em blocos do procedimento de evolução de um sistema.	41
4.1 - tela principal do SVVM.	43
4.2 - visão da área de configuração do paciente.	44
4.3 - visão da área de monitoramento das variáveis de ventilação e das trocas gasosa.	45
4.4 - valor do par cartesiano de um ponto no gráfico de volume.	45
4.5 - a) seleção de uma região; b) resultado da ampliação da região selecionada.	46
4.6 - alças volumétricas.	46
4.7 - curvas da mecânica respiratória juntamente com a monitorização das trocas gasosas para um volume corrente de 500 ml.	48
4.8 - curvas da mecânica respiratória juntamente com a monitorização das trocas gasosas para um volume corrente de 750 ml.	48
4.9 - curvas da mecânica respiratória juntamente com a monitorização das trocas gasosas para um volume corrente de 250 ml.	49
5.1 - arquitetura proposta para o novo projeto.	54

1. INTRODUÇÃO

A assistência ventilatória mecânica ou simplesmente ventilação mecânica (VM) ou suporte ventilatório consiste em um método de intervenção terapêutica, para o tratamento de pacientes com insuficiência respiratória aguda, amplamente utilizado em unidades de tratamento intensivo (UTIs) no mundo inteiro.

A utilização deste método é responsável pelo salvamento de milhares de vidas, e pode ser considerado como um enorme avanço da engenharia e da medicina, sendo seu uso quase que obrigatório e essencial no suporte ao tratamento de doentes com insuficiência respiratória.

Porém, todo este avanço depende ainda da intervenção manual de médicos, fisioterapeutas, enfermeiros entre outros. Com isto, a manipulação inadequada destes ventiladores pode causar prejuízos ao paciente, desde desconforto respiratório até complicações graves como pneumotórax, pneumonias, lesões pulmonares e da musculatura respiratória. Isto se dá pelo fato de a utilização da ventilação mecânica ser, na maioria das vezes, um procedimento invasivo, necessitando de uma intubação traqueal. Entretanto, pode-se utilizar de forma não invasiva, com o auxílio de máscaras, em pacientes menos graves.

Como os erros na manipulação de ventiladores ocorrem com frequência, isto poderia ser mitigado com treinamentos intensivos utilizando uma ferramenta que permitisse ao profissional de saúde consolidar os conhecimentos práticos adquiridos. Evitando, assim, falhas em situações críticas encontradas nas UTIs como as citadas anteriormente.

1.1 Motivação

No Brasil, hoje, existem mais de 1600 UTIs onde se encontram em torno de 10.000 médicos, segundo a Associação de Medicina Intensiva Brasileira (AMIB). Todo este contingente, além dos novos profissionais que entram no mercado a cada ano, necessitam de um treinamento antes de realizarem os procedimentos clínicos nos pacientes.

Baseado nestas estatísticas, pode-se afirmar que a utilização de simuladores mecânicos e virtuais para treinamento, ensino e pesquisa constitui importante

ferramenta para o desenvolvimento de atividades de profissionais desta área.

Os simuladores virtuais de ventilação mecânica trazem diversos benefícios no campo do ensino, pois, como não necessitam de contingente humano, ou de animais, para realização de experimentos, estes não encontram restrições éticas ou morais impeditivas. Além disso, estes simuladores permitem a modelagem de características do paciente que só poderiam ser obtidas através de procedimentos invasivos e de alto custo. Por outro lado, ajudam no desenvolvimento de novos modos ventilatórios, auxiliam na avaliação da eficiência mecânica dos ventiladores, facilitam o estudo da interação paciente-ventilador para diversas configurações das características de pacientes e ventiladores e podem favorecer o processo de aprendizagem. Por propiciar uma aprendizagem dinâmica, os simuladores virtuais de ventilação mecânica, tornam-se mais atraentes e promovem maior satisfação do que o ensino tradicional.

No campo da assistência, os simuladores possibilitam que profissionais da medicina intensiva possam aplicar seus conhecimentos teóricos e validar as técnicas de ventilação antes de utilizá-las em pacientes em situações críticas. Podendo, portanto, evitar a tomada de decisões equivocadas e favorecer uma melhor acomodação respiratória para o paciente.

Apesar de todos estes benefícios existem poucos simuladores desta modalidade e os que existem são produzidos pelos próprios fabricantes dos ventiladores com o intuito principal de vender o produto, distanciando-se assim das situações clínicas da realidade. Isto pode ser observado, pelo fato destes simuladores não disponibilizarem recursos para a configuração dos diversos tipos de pacientes e do monitoramento das trocas gasosas, aspecto básico e essencial da ventilação mecânica.

Com base na discussão anterior, o projeto do primeiro SVVM nacional, e talvez mundial, que se aproxime de situações reais e que possa estar disponível e acessível aos mais diversos profissionais e estudantes da saúde torna-se indispensável para que haja um aprendizado mais consistente na área da medicina intensivista.

1.2 Objetivos

Esta monografia tem como principal objetivo o desenvolvimento de um protótipo de um simulador virtual de ventilação mecânica (SVVM).

Como objetivos específicos têm-se:

1. Estudo das características de um projeto de software voltado à Engenharia Biomédica.
2. Estudos aplicados sobre engenharia de software.
3. Aperfeiçoar os conhecimentos adquiridos durante a graduação.
4. Verificação dos casos de uso e análise de requisitos do simulador.
5. Realizar análises dos resultados obtidos e dos impactos causados nos profissionais da saúde pelo uso do simulador.

1.3 Organização da Monografia

Esta monografia está disposta em 5 Capítulos. O Capítulo 1 contém uma breve introdução sobre a importância dos simuladores de ventilação mecânica e os objetivos da monografia. O Capítulo 2 apresenta a base teórica para o desenvolvimento do projeto. O Capítulo 3 descreve a metodologia de implementação do projeto de um SVVM. Os Capítulos 4 e 5 apresentam resultados, conclusões, contribuições e trabalhos futuros.

2. PRINCÍPIOS BÁSICOS DE VENTILADORES ARTIFICIAIS MECÂNICOS

Um dos principais objetivos da ventilação mecânica é aliviar total ou parcialmente o trabalho respiratório do paciente. O trabalho respiratório representa a energia utilizada para realizar as trocas gasosas nos alvéolos, ou seja, realizar o trânsito de um volume de gás entre as vias aéreas e os pulmões.

O movimento destes gases gera forças opostas ao fluxo (força de atrito) que caracterizam a resistência nas vias aéreas. A expansão volumétrica pulmonar, por sua vez, realiza a distensão de estruturas visco-elásticas contidas no tecido pulmonar e nas paredes torácicas que geram forças de natureza elástica, caracterizando a complacência do sistema respiratório. Assim, um indivíduo durante a inspiração em um ciclo respiratório espontâneo deve aplicar uma força, através da musculatura, principalmente do diafragma, capaz de superar as forças de atrito e elástica [1].

As doenças pulmonares caracterizam um aumento nas forças opostas ao movimento levando o indivíduo a necessidade de submeter um maior esforço, causando a fadiga muscular. No caso destas doenças é recomendada a utilização de ventiladores mecânicos artificiais (VMA), um exemplo de VMA está apresentado na Figura 2.1, responsáveis por substituir o trabalho da musculatura respiratória, viabilizando a manutenção das trocas gasosas nos alvéolos, de forma cíclica, conseguida a partir da aplicação de pressão positiva nas vias aéreas.



Figura 2.1: ventilador artificial mecânico *ESPRIT* da *RESPIRONICS/PHILLIPS*®.

2.1 Funcionamento Mecânico dos Ventiladores Artificiais

Um VMA é composto basicamente pelas seguintes partes: válvula de fluxo, válvula de exalação, transdutores de pressão, transdutores de fluxo, painel de controle, sistema de monitoramento e computador de tempo real.

Pode-se observar na Figura 2.2 um esquema de um ventilador mecânico típico conectado a um paciente e as partes que o compõe.

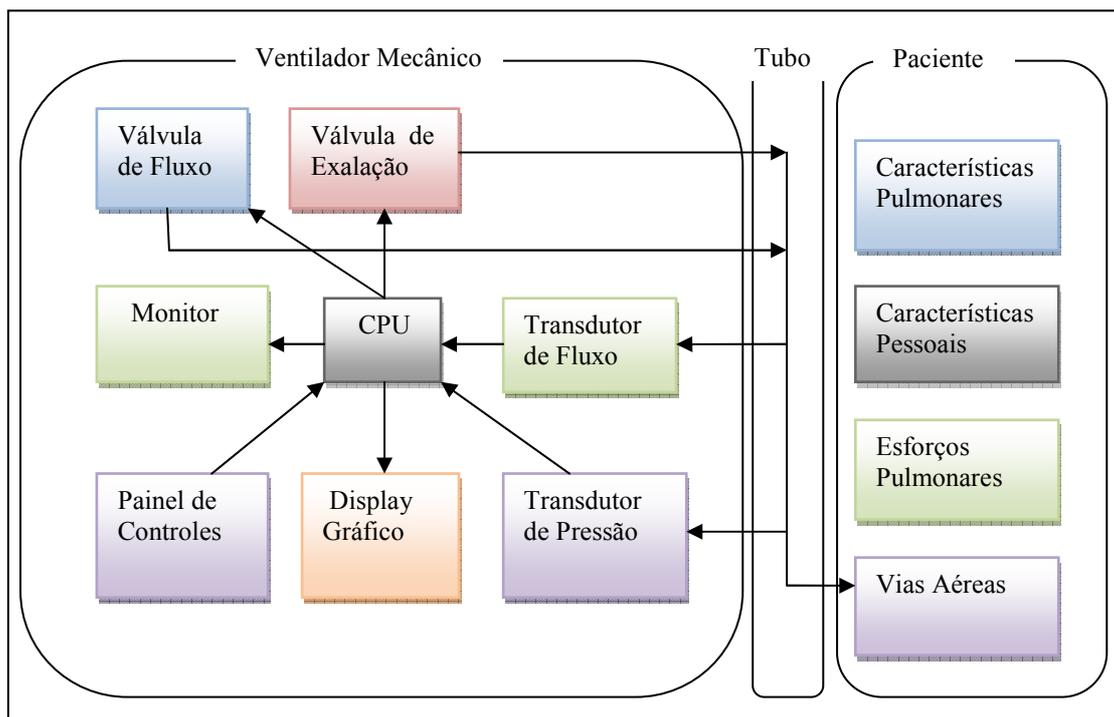


Figura 2.2: circuito respiratório formado pelo conjunto paciente-ventilador, adaptado de [1].

A válvula de fluxo possui uma região de entrada de ar/oxigênio a uma pressão em torno de um ATM. Internamente, uma esfera controla a passagem do gás, definindo o fluxo inspiratório. O movimento desta esfera é controlado por um motor de passo, que por sua vez, é controlado pelo microprocessador local, representado na Figura 2.2 pelo bloco da CPU. A região de saída desta válvula está conectada ao ramo inspiratório que segue até o paciente.

O circuito do paciente se completa com a conexão do ramo expiratório à válvula de exalação, que da mesma forma que a válvula de fluxo, controla a saída dos gases durante a expiração.

No tubo endotraqueal, responsável por realizar a interface paciente-ventilador, é realizada a medição dos sinais de pressão e fluxo através dos seus transdutores respectivamente.

Os valores referentes ao volume de ar inspirado e expirado são obtidos através da integral do sinal de fluxo e é realizado pelo microprocessador local, dado por [1]

$$v = \int \dot{v} dt. \quad (2.1)$$

O painel de controle e o monitor são responsáveis por realizar a interface homem-máquina. Este painel recebe as configurações de ventilação e o monitor apresenta os dados resultantes da ventilação que é de fundamental importância para o controle do sistema como um todo.

Tem-se a CPU composta por um microprocessador que é responsável por controlar todos os componentes apresentados de forma a manter o funcionamento geral do sistema.

Em alguns ventiladores, ainda pode-se encontrar *displays* gráficos responsáveis por exibir as curvas para que os profissionais que estão manipulando o ventilador possam tomar decisões com maior precisão e segurança para o paciente [1].

Para se realizar a conexão de um VMA a um paciente, necessita-se conhecer as características do paciente para se definir um modelo mais próximo possível da realidade, evitando desconforto respiratório e até mesmo morte.

2.2 Modelagem do Paciente

Os pacientes com doenças ou insuficiência respiratória ou fadiga muscular são os principais alvos da ventilação mecânica artificial. Atualmente existem várias técnicas para se realizar a ventilação de um paciente, porém, é necessário conhecer algumas de suas características intrínsecas, as quais serão descritas no tópico de fisiologia respiratória 2.2.1.

A partir da obtenção destas características pode-se modelar um objeto paciente capaz de interagir com o ventilador de forma muito próxima à sua realidade.

Destas características algumas delas são importante à interação paciente ventilador e outras à análise de trocas gasosas. As principais delas são: resistência nas

vias aéreas; complacência pulmonar; espaço morto; *shunt*; esforços musculares, caracterizados por intensidade, duração e frequência; características do paciente, dadas pela idade, sexo, altura e peso [2].

A partir destas características, associadas às variáveis, pode-se modelar qualquer tipo de paciente como neonatais, adultos, idosos, com ou sem doenças pulmonares, entre outros. Os valores destas variáveis, para cada tipo de paciente podem ser encontrados facilmente na literatura, porém para obtê-los são necessários procedimentos caros e invasivos que podem causar lesões pulmonares para os pacientes analisados [2].

Na prática, algumas destas variáveis são desconhecidas e o ajuste do ventilador pelo operador é feito através da observação da resposta do paciente à ventilação com auxílio das curvas de volume, fluxo e pressão e do monitor que são disponibilizados pelo ventilador.

Para realizar a modelagem do paciente podem-se utilizar diversos modelos que variam de um modelo simples, quanto às características pulmonares (complacência e resistência únicas) até um modelo generalista não linear, que só pode ser obtido através da aquisição de sinais reais do paciente, conforme mostrado na Figura 2.3. Nesta figura, pode-se observar que existem duas classificações, o modelo linear e o modelo não linear que podem ser com compartimentos simples ou duplos, conforme se visualiza na Figura 2.4.

No modelo com compartimento simples, Figura 2.4 (a), têm-se uma simplificação, ou seja, uma equivalência, onde todas as resistências do circuito respiratório do paciente são representadas por uma única resistência e a complacência pulmonar é dada pelo valor resultante das complacências dos pulmões direito e esquerdo.

Já o modelo com compartimento duplo, Figura 2.4 (b), há uma sofisticação ou melhoramento em relação ao modelo com compartimento simples. Neste modelo é considerado a possibilidade de ocorrer uma diferença nos valores da complacência dos pulmões direito e esquerdo.

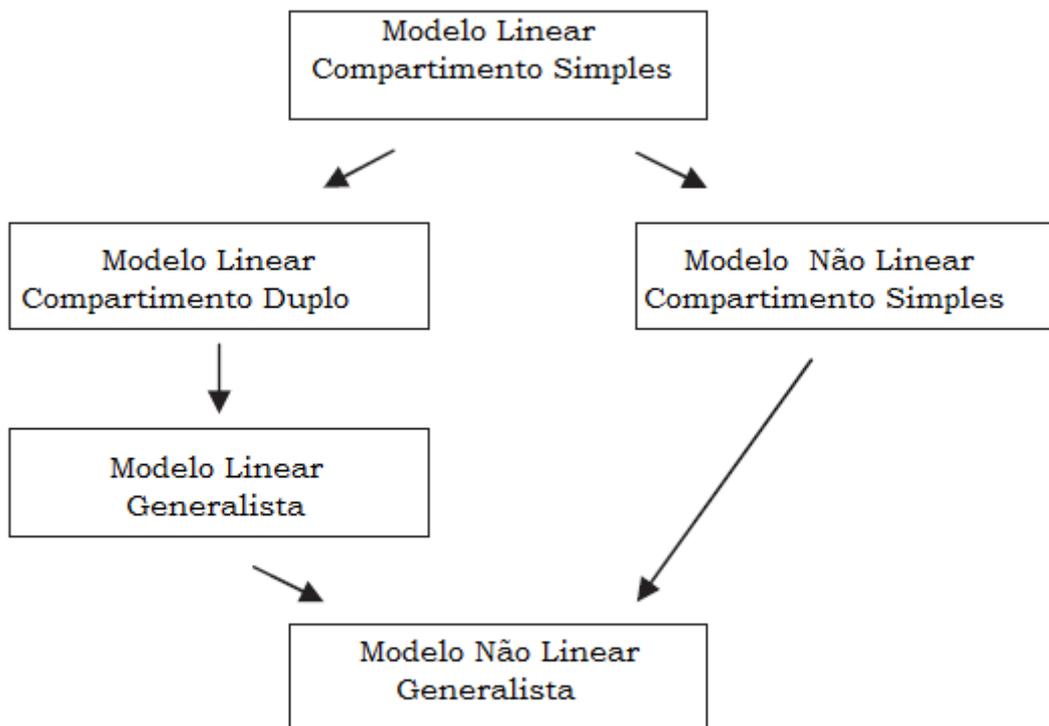


Figura 2.3: ciclo de evolução dos modelos de paciente, adaptado de [2].

O modelo generalista, por sua vez, considera todas as mínimas características do circuito como, por exemplo, a resistência nos tubos que conduzem os gases do ventilador ao paciente, entre outros aspectos.

Por fim, as classificações do modelo não linear apresentam as mudanças que ocorrem nas variáveis que o compõe ao longo da ventilação, os quais não podem ser descritos, mas medidos. Isto torna este modelo o mais próximo da realidade possível.

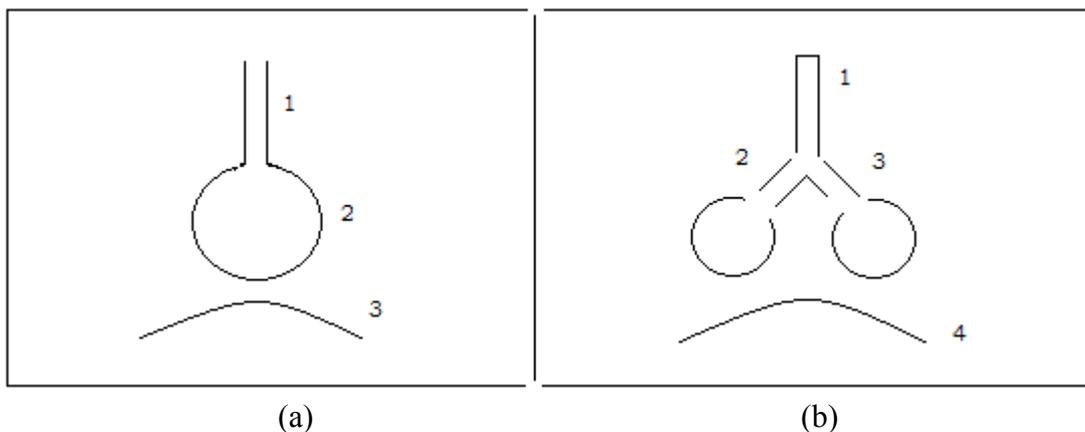


Figura 2.4: representação do modelo com compartimento simples a) e com compartimento duplo b).

Na Figura 2.4 a), pode-se observar o modelo com compartimento simples que é composto por: resistência total do sistema respiratório (1), complacência total (2) e musculatura (3). Já na Figura 2.4 b), tem-se o modelo com compartimento duplo que é formado por: resistência traqueal (1), complacência do pulmão esquerdo (2), complacência do pulmão direito (3) e musculatura (4).

2.2.1 Fisiologia Respiratória

O sistema respiratório é constituído pelos pulmões, órgãos responsáveis pelas trocas gasosas, e pela parede torácica, responsável pelo processo ventilatório. Os músculos ventilatórios têm como função primária deslocar a parede torácica, impulsionando o ar para dentro e fora dos pulmões, auxiliando assim na manutenção das trocas gasosas [3].

2.2.1.1 Complacência do Sistema Respiratório

Os tecidos pulmonares e a parede tórax têm características elásticas, devido à sua composição por fibras elásticas, cartilagens, células epiteliais, glândulas, nervos, vasos sanguíneos entre outros. Esta elasticidade se adapta perfeitamente à lei de Hooke que é aplicada, por exemplo, no estudo de molas [3].

Devido a essa característica quanto maior a pressão exercida pela musculatura das paredes torácicas maior deve ser o volume inspirado. Da mesma forma que as molas, quando há aplicação de forças externas, neste caso esforços musculares, ocorrem distensões pulmonares e conseqüentemente o aumento volumétrico durante a inspiração. Na fase expiratória, quando não há a existência de esforços musculares, os tecidos pulmonares tendem a se retrair e voltarem a sua posição inicial [3].

A relação entre a variação do volume gasoso pulmonar Δv e pressão aplicada P_{el} é chamada de complacência do sistema respiratório (C_{sr}). Assim,

$$C_{sr} = \frac{\Delta v}{P_{el}}, \quad (2.2)$$

em que P_{el} é a pressão elástica do sistema respiratório definida como a diferença entre a pressão na abertura das vias aéreas e a pressão pleural. Neste caso, quanto maior for à

complacência mais distensível devem ser os tecidos e vice-versa.

Para um indivíduo jovem e saudável a complacência pulmonar varia em cerca de $180\text{ml}/\text{cmH}_2\text{O}$ a $220\text{ml}/\text{cmH}_2\text{O}$. Fisiologicamente, a complacência é constante até que o volume contido nos pulmões seja aproximadamente 75% da capacidade máxima, momento em que há uma redução da mesma, devido à distensão máxima de algumas regiões pulmonares. Com o avançar da idade também ocorrerem um aumento na complacência pulmonar [3].

2.2.1.2 Resistência do Sistema Respiratório

Além das componentes elásticas do sistema respiratório a pressão precisa ser suficientemente grande para ultrapassar as componentes resistivas. As componentes resistivas podem ser divididas em resistência pulmonar, que se subdividem em resistência das vias aéreas e resistência tecidual e resistência da parede torácica. A componente resistiva mais importante destas é a resistência nas vias aéreas. Esta depende do fluxo de ar no interior dos pulmões e se aplica perfeitamente aos conceitos de mecânica dos fluidos. Assim, para que o ar se movimente nas vias aéreas é necessário que haja um gradiente de pressão entre as extremidades do tubo e o movimento do gás é no sentido da maior para a menor pressão. Desta forma, a resistência das vias aéreas Res é dada por

$$Res = \frac{Pres}{\dot{v}}, \quad (2.3)$$

sendo a relação entre a pressão resistiva $Pres$ pelo fluxo respiratório \dot{v} [3].

Quando são adicionados, ao sistema respiratório, tubos traqueais deve-se considerar o efeito resistivo causado pelos mesmos. A relação pressão por fluxo nestes tubos é curvilínea, dependem do diâmetro do tubo e podem ser descritas pela equação quadrática de Rohrer [3]

$$Pres = K_1\dot{v} + K_2\dot{v}^2, \quad (2.4)$$

em que K_1 e K_2 são constantes arbitrárias.

2.2.2 Fisiologia Muscular Respiratória

O sistema respiratório, formado por pulmões e paredes torácicas, é responsável pelas trocas gasosas e pelo processo ventilatório. O processo de respiração também contém um importante sistema formado pelos músculos respiratórios que tem como função realizar a movimentação da parede torácica permitindo que haja um fluxo gasoso para dentro e fora dos pulmões. Na inspiração, os músculos respiratórios contraem-se expandindo a caixa torácica para fora e permitindo a entrada de ar. Isso se deve devido à redução da pressão intrapleural e conseqüentemente da pressão alveolar [3].

Na expiração ocorre o processo oposto, porém este movimento de retorno à posição original se dá basicamente pelas características elásticas do pulmão. Nesta fase, os músculos se relaxam e se alongam [3].

Os músculos respiratórios são constituídos pelas fibras musculares estriadas e são formados pelos seguintes músculos: diafragma, intercostais, paraesternais, escalenos e abdominais.

2.2.3 Shunt e Espaço Morto

O *shunt* pode ser definido como a quantidade de sangue que passa do lado venoso para o lado arterial da circulação pulmonar, sem antes passar pelas áreas ventiladas do pulmão. Já o espaço morto pode ser definido como o ar presente na árvore respiratória que não participa das trocas gasosas [3].

2.3 Equação do Movimento

Após a análise da fisiologia do paciente e como suas características pulmonares se comportam a partir da aplicação de uma pressão sobre suas extremidades, pode-se escrever uma equação geral que modele o movimento dos gases nas vias aéreas e pulmões do paciente, relacionando a pressão nas vias Pva , o fluxo \dot{v} e o volume corrente no interior dos pulmões Δv .

$$Pva = Pres + Pel . \quad (2.5)$$

A equação 2.5 mostra que a pressão nas vias aéreas pode ser escrita como a soma da pressão resistiva à pressão elástica. Substituindo as equações 2.2 e 2.3 na equação 2.5, obtêm-se [3]

$$Pva = Res. \dot{v} + \frac{\Delta v}{Csr}, \quad (2.6)$$

esta equação modela o movimento dos gases e relaciona as principais variáveis da ventilação. Porém este modelo só é valido para situações nas quais o paciente não exerça nenhum tipo de esforço muscular e a intensidade de pressão inicial durante a inspiração seja zero. De forma mais completa um modelo de equação mais generalista que abrange todas estas características é dada por [3]

$$Pva = Res. \dot{v} + \frac{\Delta v}{Csr} + PEEP + Pmus, \quad (2.6)$$

em que a *PEEP* é a pressão positiva no final da expiração (*positive end expiratory pressure*) e *Pmus* a pressão exercida pela musculatura do paciente.

2.4 Ciclos Ventilatórios

Os ciclos ventilatórios durante a ventilação mecânica com pressão positiva podem ser divididos em algumas partes para melhor análise.

A Figura 2.5 mostra estas partes, caracterizada por fases que podem ser divididas em: fase inspiratória; transição da fase inspiratória para a fase expiratória; fase expiratória; e transição da fase expiratória para a fase inspiratória.

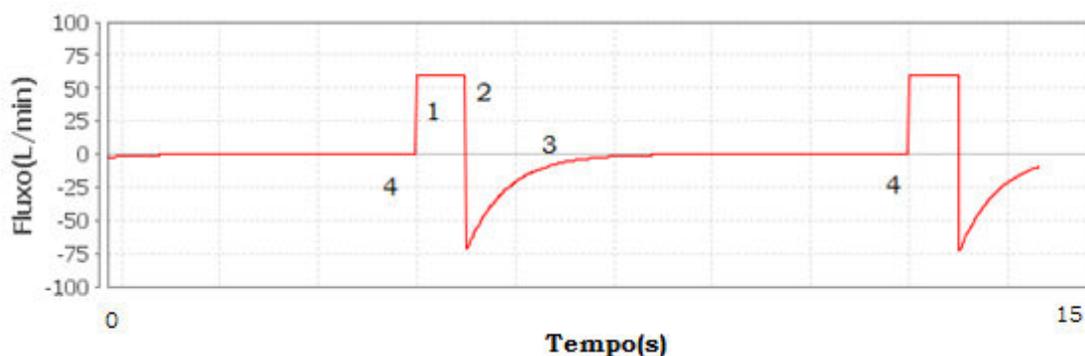


Figura 2.5: fases do ciclo respiratório.

A fase inspiratória (1) é a parte do ciclo em que o ventilador mantém aberta a válvula inspiratória para permitir a entrada de gás, realizando a insuflação pulmonar conforme as propriedades elásticas e resistivas do sistema respiratório [1].

A transição da inspiração para a expiração (2), também conhecida como ciclagem, ocorre sempre ao fim da fase inspiratória, e é o tempo necessário para o ventilador fechar a válvula inspiratória e abrir a válvula expiratória [1].

A fase expiratória (3) é a fase em que a pressão na via aérea se estabiliza com a PEEP devido ao esvaziamento dos pulmões. O tempo necessário para que os pulmões se esvaziem completamente depende diretamente da complacência e da resistência do sistema respiratório. Quanto maior for a complacência, menor será a pressão elástica para um determinado volume e conseqüentemente menor é a força elástica gerada para a exalação. Da mesma forma, quanto maior a resistência menor é o fluxo expiratório, para uma determinada pressão [1].

Com base no exposto, pode-se definir a constante de tempo τ como sendo o produto entre a complacência Csr e a resistência do sistema respiratório Res , dada por

$$\tau = Res.Csr . \quad (2.7)$$

O esvaziamento dos pulmões obedece a uma equação, onde o volume exalado V_{exp} está diretamente ligado à constante de tempo τ , ao tempo decorrido Δt e ao volume inspirado V_{insp} , dado por

$$V_{exp} = \frac{V_{insp}}{e^{\frac{\Delta t}{\tau}}} , \quad (2.8)$$

em que volume expirado depende do volume que foi inspirado durante a fase inspiratória. Esta equação demonstra que o volume no interior dos pulmões reduz-se a aproximadamente 36,8%, 13,5%, 5% e 1,8% do seu valor ao final da inspiração com, respectivamente, 1, 2, 3 e 4 constantes de tempo, a Figura 2.6 mostra a curva de volume dos pulmões na fase expiratória.

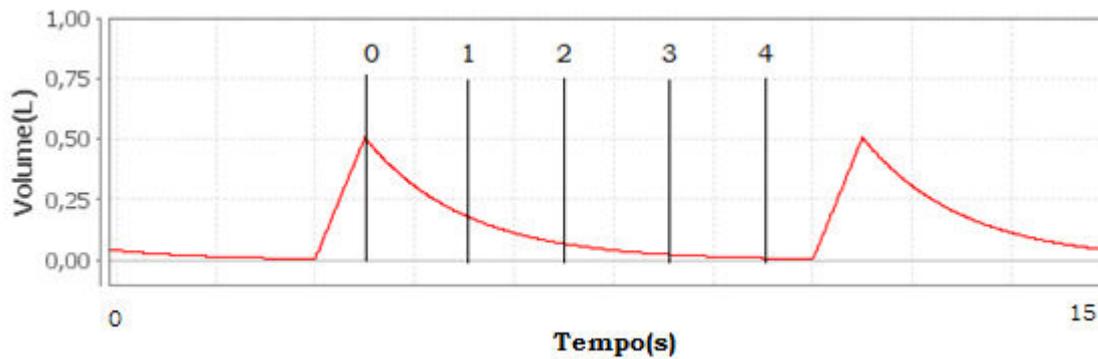


Figura 2.6: relação do volume exalado com a constante de tempo na fase expiratória.

Por fim, a transição da fase expiratória para a fase inspiratória (4), também conhecida por disparo, é o momento em que o ventilador fecha a válvula expiratória e abre a válvula inspiratória, iniciando um novo ciclo.

Para a ventilação mecânica artificial é de fundamental importância a forma como os ciclos são iniciados, mantidos e finalizados. Com isso, podem-se mapear alguns tipos de ciclos respiratórios que são apresentados a seguir.

2.4.1 Ciclo Controlado

O ciclo controlado é um ciclo no qual o ventilador é o agente principal da ventilação. Este ciclo é responsável por iniciar, manter e finalizar todo o ciclo sem a intervenção do paciente [3].

O início do ciclo controlado, geralmente, é definido por um critério temporal. No VMA configura-se a frequência com que os ciclos devem ocorrer, e ao final de cada janela de tempo um novo ciclo se inicia, na forma mostrada na Figura 2.7.

Este tipo de ciclo também pode ser iniciado por um critério de *backup*, por exemplo, quando o VMA detecta uma situação de apnéia, na qual o paciente parou de respirar, e após um determinado intervalo de tempo, configurado no ventilador, inicia-se automaticamente um novo ciclo.

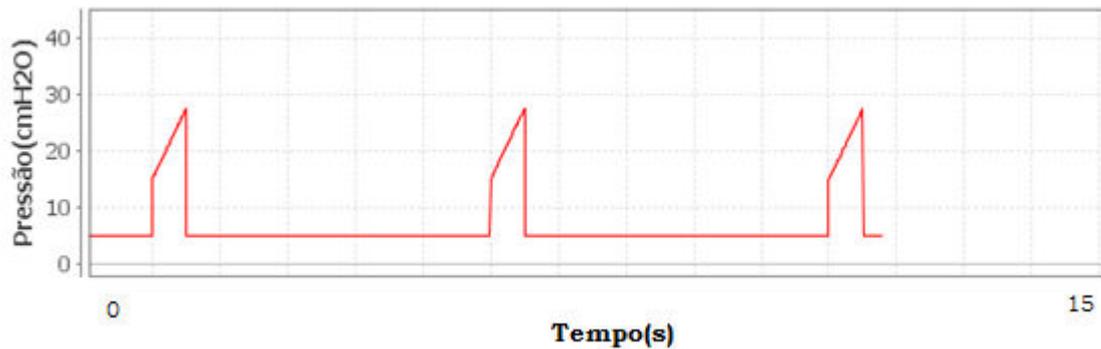


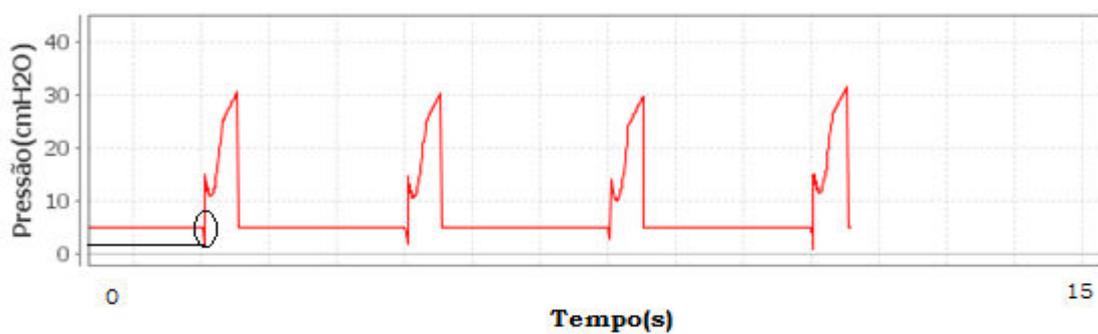
Figura 2.7: curva de pressão nas vias aéreas para um ciclo controlado configurado a uma frequência de 12 ciclos/min.

2.4.2 Ciclo Assistido

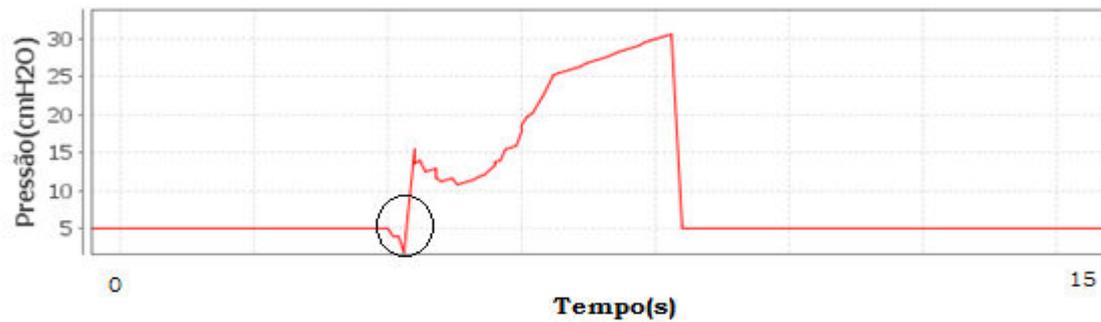
O ciclo assistido é definido como o ciclo no qual o paciente é responsável por realizar o início do ciclo e o ventilador é responsável por manter e finalizar. A forma como o paciente realiza o início do ciclo se dá pela redução gradativa da pressão nas vias aéreas devido ao esforço muscular [3].

O VMA possui mecanismos de disparo que são configurados pelo operador. Estes mecanismos, dependendo da fabricação do ventilador, podem ser baseados na pressão ou no fluxo [1]. Assim, suponha que o ventilador opere com mecanismos de disparo por pressão, caso a pressão na via aérea seja inferior ao limite estabelecido será iniciado um novo ciclo respiratório, o que pode ser observado nas Figuras 2.8 a), b) e c).

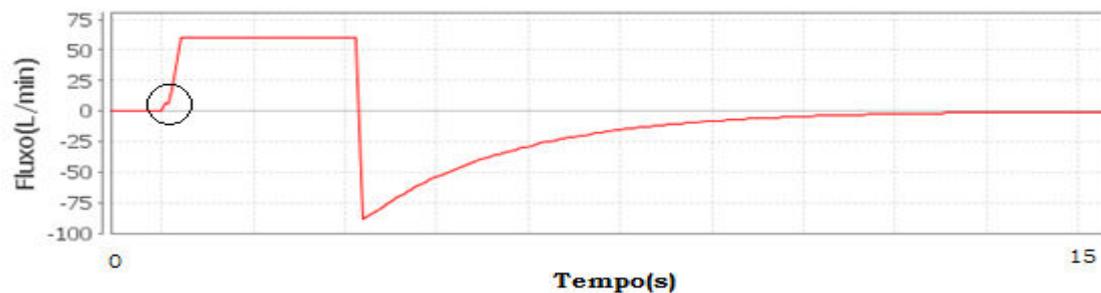
O mesmo ocorre quando o disparo é orientado a fluxo. Neste caso, quando o fluxo inspiratório atinge o limite superior estabelecido no VMA um novo ciclo é iniciado.



(a)



(b)



(c)

Figura 2.8: a) ciclos assistidos iniciados por um esforço muscular do paciente; b) *zoom* para um ciclo assistido, exibição das características do esforço do paciente; e c) ciclo assistido baseado no fluxo respiratório, as variações são devido ao esforço.

2.4.3 Ciclo Espontâneo

O ciclo espontâneo é definido como o ciclo no qual não há a interferência do ventilador, ou seja, o paciente é responsável por realizar todo o processo de respiração, o início, a manutenção e a finalização. Este tipo de ciclo é a respiração natural do paciente e pode ser observado em qualquer indivíduo [1].

2.5 Modalidades Ventilatórias Convencionais

As modalidades ventilatórias determinam a forma como os ciclos respiratórios se comportam após a sua inicialização, propondo formas de curvas de fluxo, volume e pressão que são capazes de se adequar as mais diversas situações de ventilação, tentando sempre buscar o conforto respiratório do paciente [1].

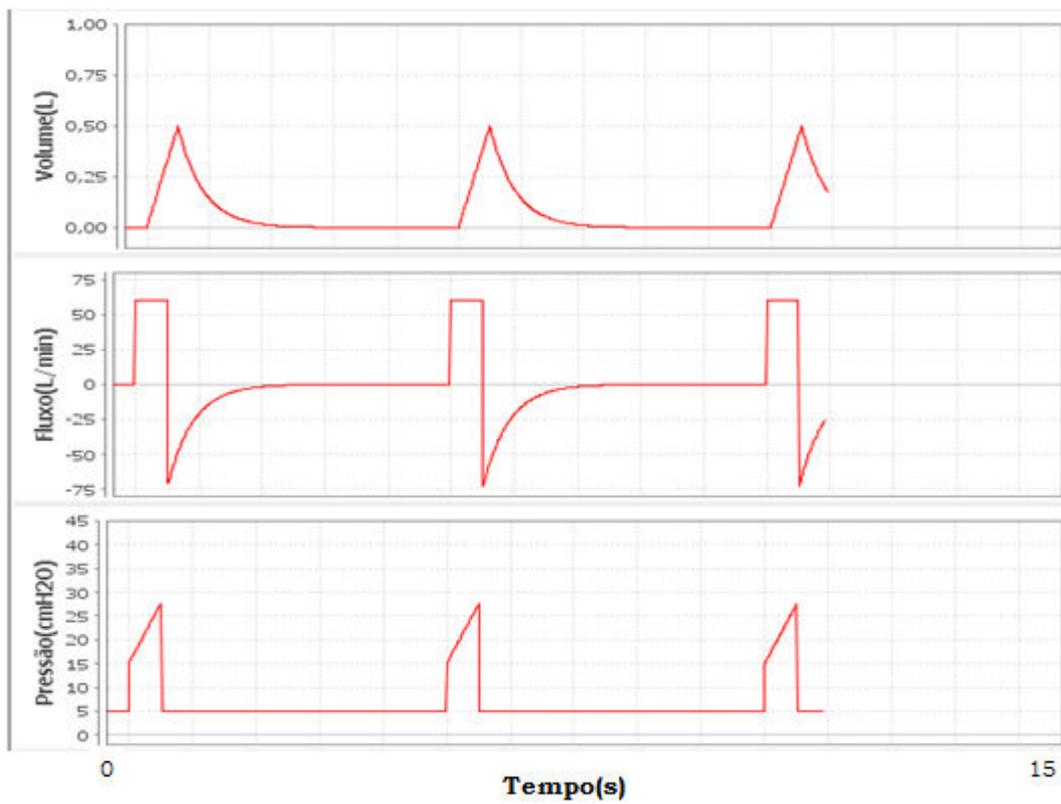
Podem-se classificar os modos ventilatórios em algumas subclasses apresentadas a seguir:

1. ventilação mandatória contínua com volume controlado – modo assistido-controlado (AC- VCV);
2. ventilação mandatória contínua com pressão controlada – modo assistido-controlado (AC-PCV);
3. ventilação mandatória intermitente sincronizada com volume controlado (SIMV-VCV);
4. ventilação mandatória intermitente sincronizada com pressão controlada (SIMV-PCV);
5. ventilação mandatória intermitente sincronizada associada à ventilação com pressão de suporte (SIMV-PSV);
6. ventilação espontânea contínua com pressão de suporte (PSV);
7. ventilação espontânea contínua com pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP);
8. CPAP integrado ao PSV.

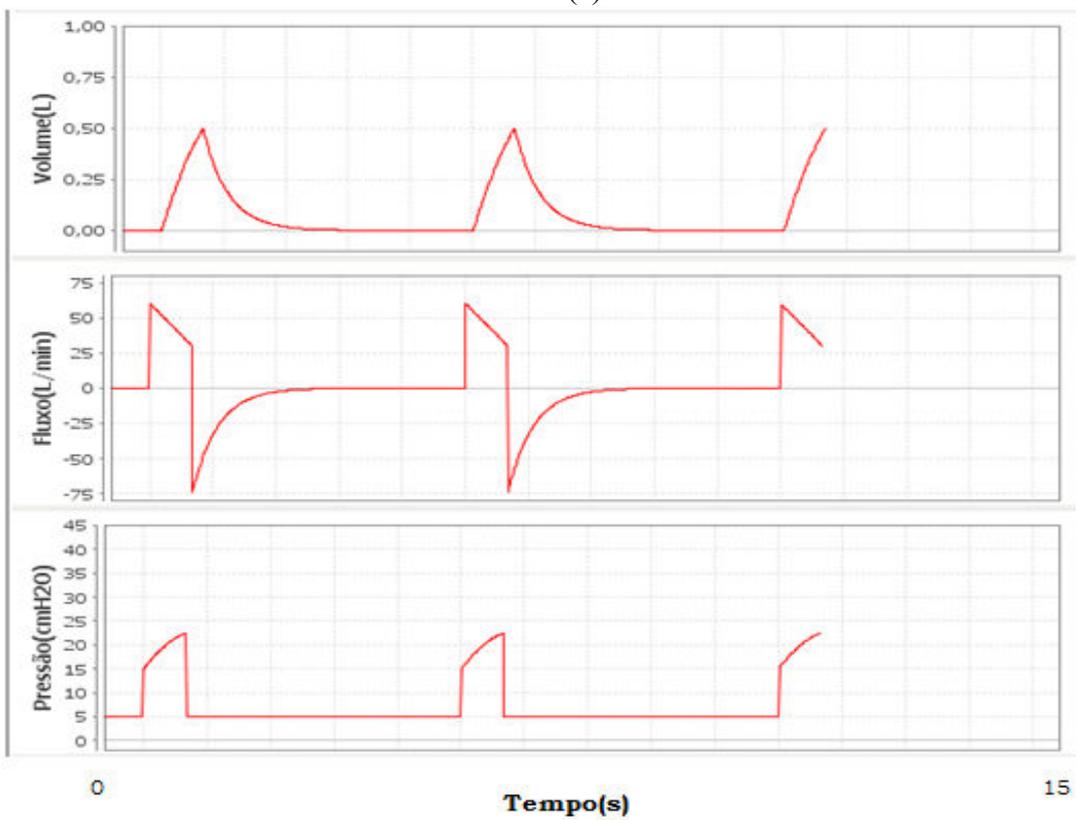
2.5.1 Ventilação Mandatória Contínua com Volume Controlado – Modos Controlado e Assistido-controlado

Para a caracterização do modo de ventilação mandatória contínua com volume controlado é necessário a atribuição de valores às variáveis que o desrespeitam. Neste modo são configurados essencialmente a frequência de operação do ventilador, o fluxo inspiratório e o volume corrente. Assim, o fluxo inspiratório é que irá determinar o volume inspirado a cada instante de tempo, dado pela equação 2.1, e conseqüentemente a pressão nas vias aéreas, dada pela equação 2.6. O volume corrente (volume alcançado ao final da expiração) juntamente com o fluxo programado determina o tempo de inspiração, a frequência de operação do ventilador determina o tempo total do ciclo respiratório, logo se obtêm o tempo de expiração e a relação inspiração expiração (I:E) [1].

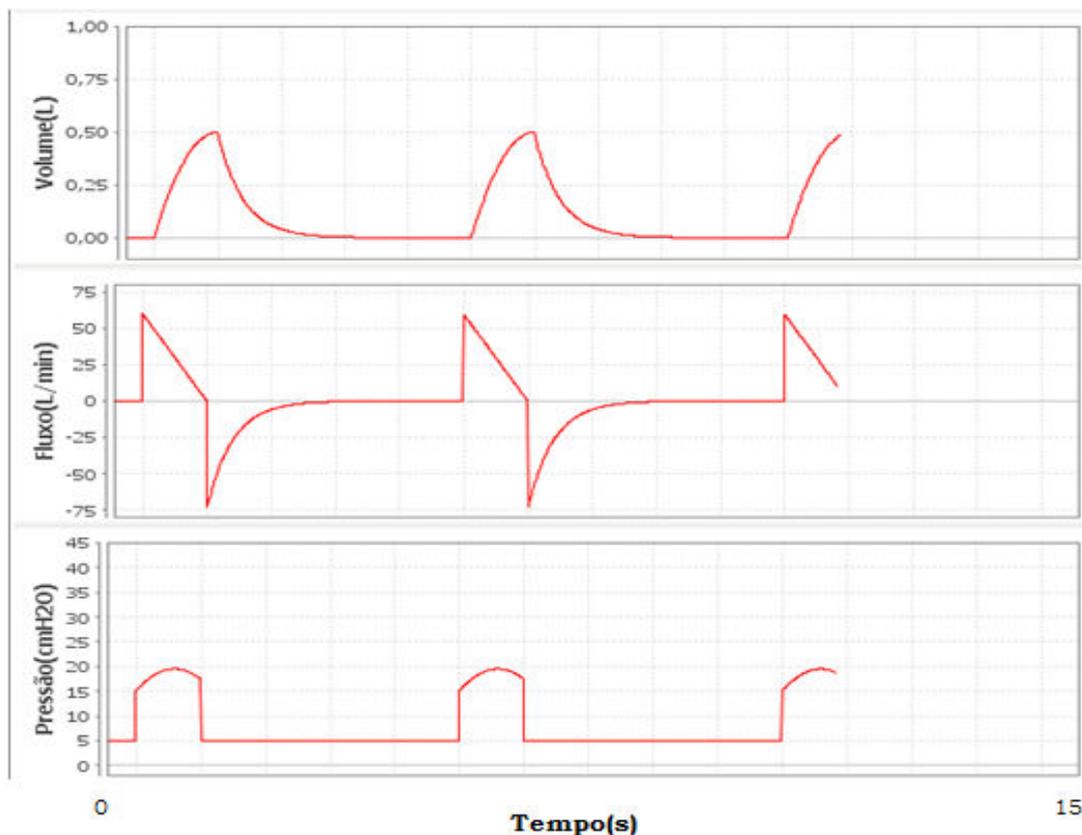
Também, neste modo ventilatório, pode ser configurada a forma como o fluxo inspiratório se comporta ao longo da inspiração, que pode ser contínuo, decrescente até 50% do seu valor programado ou até 0% deste valor, como mostrado nas Figuras 2.9 a), b) e c).



(a)



(b)



(c)

Figura 2.9: a) curvas de volume, fluxo e pressão versus tempo, obtidas no modo de ventilação mandatória contínua com volume controlado e fluxo contínuo; b) curvas de volume, fluxo e pressão obtidas no modo de ventilação mandatória contínua com volume controlado e fluxo a 50% do pico de fluxo desacelerado; c) curvas de volume, fluxo e pressão obtidas no modo de ventilação mandatória contínua com volume controlado e fluxo a 0% do pico de fluxo desacelerado.

Por fim, o que diferencia o modo controlado do modo assistido-controlado é a ausência ou não de esforços respiratórios do paciente, respectivamente, que podem determinar mudanças no tempo total do ciclo caso o esforço ultrapasse o valor do disparo programado.

2.5.2 Ventilação Mandatória Contínua com Pressão Controlada – Modos Controlado e Assistido-controlado

No modo de ventilação mandatório contínuo com pressão controlada são configurados os valores para as variáveis de frequência de operação do ventilador, o delta de pressão inspiratória acima da PEEP e o tempo de inspiração ou a relação

inspiração expiração [1].

Da mesma forma que a ventilação mandatória contínua com volume controlado, este modo ventilatório possui o tempo total do ciclo definido pela frequência de operação do ventilador. O tempo de expiração é determinado pela diferença entre o tempo de inspiração programado e o tempo total do ciclo.

O que caracteriza este modo ventilatório é a pressão nas vias aéreas que é constante e igual ao delta de pressão programado mais o valor da PEEP, como mostra a Figura 2.10.

Para uma pressão constante nas vias aéreas, o volume de gases no interior dos pulmões v cresce de acordo com a equação dada por

$$v = v_{m\acute{a}x} \cdot \left(1 - \frac{1}{e^{\frac{\Delta t}{\tau}}} \right), \quad (2.9)$$

e conseqüentemente se obtêm os valores de fluxo \dot{v} dada por [1].

$$\dot{v} = (\Delta p - p_{musc} - v/csr)/res. \quad (2.10)$$

Como exemplo, pode-se observar na Figura 2.10, o comportamento das curvas obtidas do VMA que foi configurado o tempo de inspiração de um segundo, a frequência de operação do ventilador igual a doze ciclos por minuto, gerando um ciclo de cinco segundos e o delta de pressão acima da PEEP igual a vinte e cinco centímetros de água.

Assim como no modo com volume controlado, o que diferencia o modo controlado do modo assistido controlado é a aplicação de esforços musculares pelo paciente que geram alterações nas curvas de volume e fluxo.

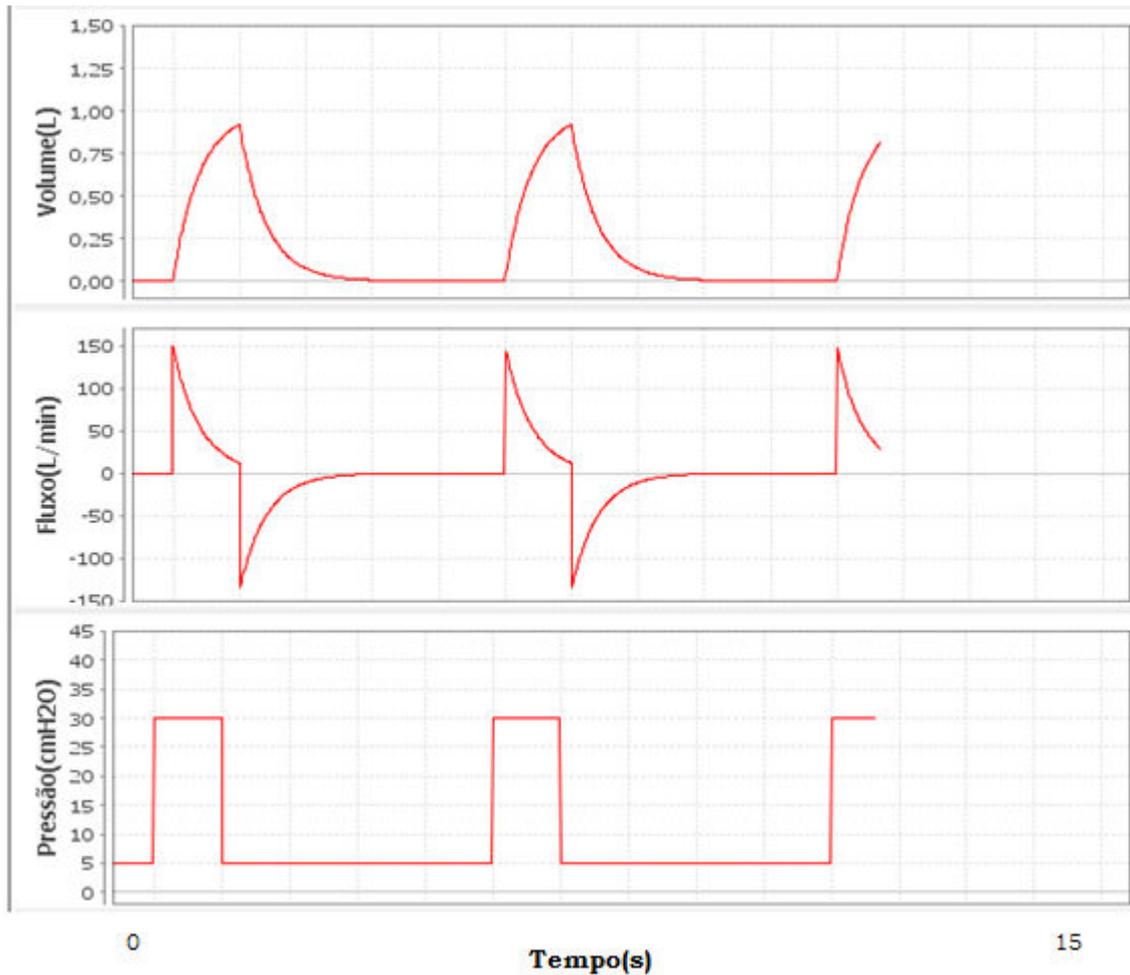


Figura 2.10: curvas de volume, fluxo e pressão obtidas a partir do modo de ventilação mandatório contínuo com pressão controlada.

2.5.3 Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada

Na ventilação mandatória intermitente sincronizada (SIMV) são computados ciclos mandatórios a uma frequência determinada, assim como nos outros modos de ventilação. Neste modo ventilatório, porém, toda vez que o paciente exerce um esforço respiratório que ultrapasse o nível de sensibilidade programado um novo ciclo respiratório se inicia, mas a janela de tempo determinada pela frequência de operação do ventilador não é zerada [3].

Com a manipulação da janela de tempo, o ventilador tem controle sobre a emissão dos ciclos respiratórios utilizados, ou seja, no início um ciclo controlado é executado, se até o final da janela de tempo nenhum esforço ocorrer, na próxima janela haverá outro ciclo controlado. Caso antes do final da janela de tempo o paciente realize

um esforço respiratório, um ciclo assistido será executado e na próxima janela não haverá um ciclo controlado, como apresentado na Figura 2.11. Se na mesma janela ocorrerem mais de um esforço respiratório, somente o primeiro ciclo gerado pelos esforços será assistido e os seguintes serão espontâneos [3].

Na existência de uma janela de apnéia, onde não tenha ocorrido nenhum tipo de ciclo respiratório, a próxima janela será iniciada com um ciclo controlado, pode-se observar este controle na Figura 2.11.

Assim como no modo de ventilação mandatória contínua, o SIMV pode possuir ciclos com volume controlado ou com pressão controlada e é encontrado na maioria dos ventiladores modernos.

Na Figura 2.11 pode-se observar a existência de ciclos assistidos, espontâneos e controlado. Os ciclos assistido são somente os que ocorrem com o primeiro esforço respiratório, e os seguintes são ciclos espontâneos associados com pressão de suporte durante a inspiração. Também se observa que após uma janela de apnéia ocorre um ciclo controlado.

Neste modo de ventilação, além das variáveis referentes ao volume controlado ou à pressão controlada, devem-se configurar alguns parâmetros sobre o suporte ventilatório que ocorre nos ciclos espontâneos que são o valor da pressão de suporte, o tempo de subida e o fim do ciclo, variáveis essas que serão esplanadas no modo de ventilação espontânea com pressão de suporte [3].

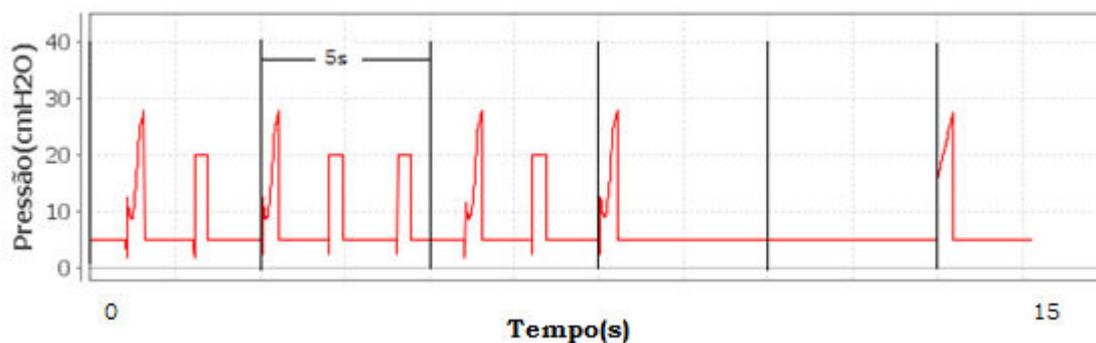


Figura 2.11: curva de pressão versus tempo obtida através da ventilação mandatória intermitente sincronizada com volume controlado e associada a PSV.

2.5.4 Ventilação Espontânea com/sem Pressão de Suporte

Na ventilação espontânea com ou sem pressão de suporte somente há existência de ciclos espontâneos onde o paciente é responsável por iniciar e concluir o ciclo respiratório [3].

Neste modo ventilatório pode-se configurar a pressão de suporte (PSV) que pode ser definida como uma pressão na fase inspiratória gerada pelo ventilador e mantida até que se atinja um percentual, pré-determinado, do pico de fluxo inspirado (ciclagem a fluxo), o tempo de subida, que indica o tempo necessário para a pressão na via aérea atingir o valor da pressão de suporte configurada e o fim do ciclo, que determina quando o ciclo respiratório será encerrado com base no valor percentual do pico de fluxo atingido na inspiração, como mostrado na Figura 2.12.

Também, pode-se configurar a pressão de suporte zero, ou seja, todo o trabalho respiratório fica a cargo do paciente, pode-se observar na Figura 2.13, e o ventilador fica responsável somente por manter uma pressão positiva durante todo o ciclo respiratório (CPAP) [3].

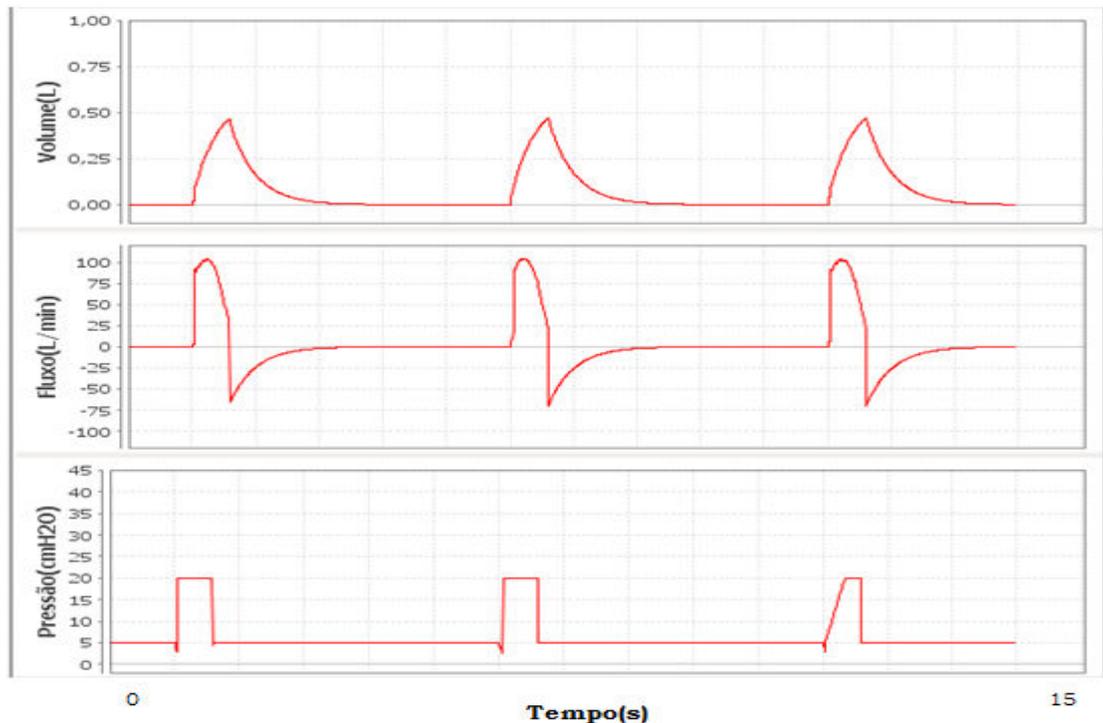


Figura 2.12: modo PSV sem tempo de subida configurado nos dois primeiros ciclos e configurado no terceiro.

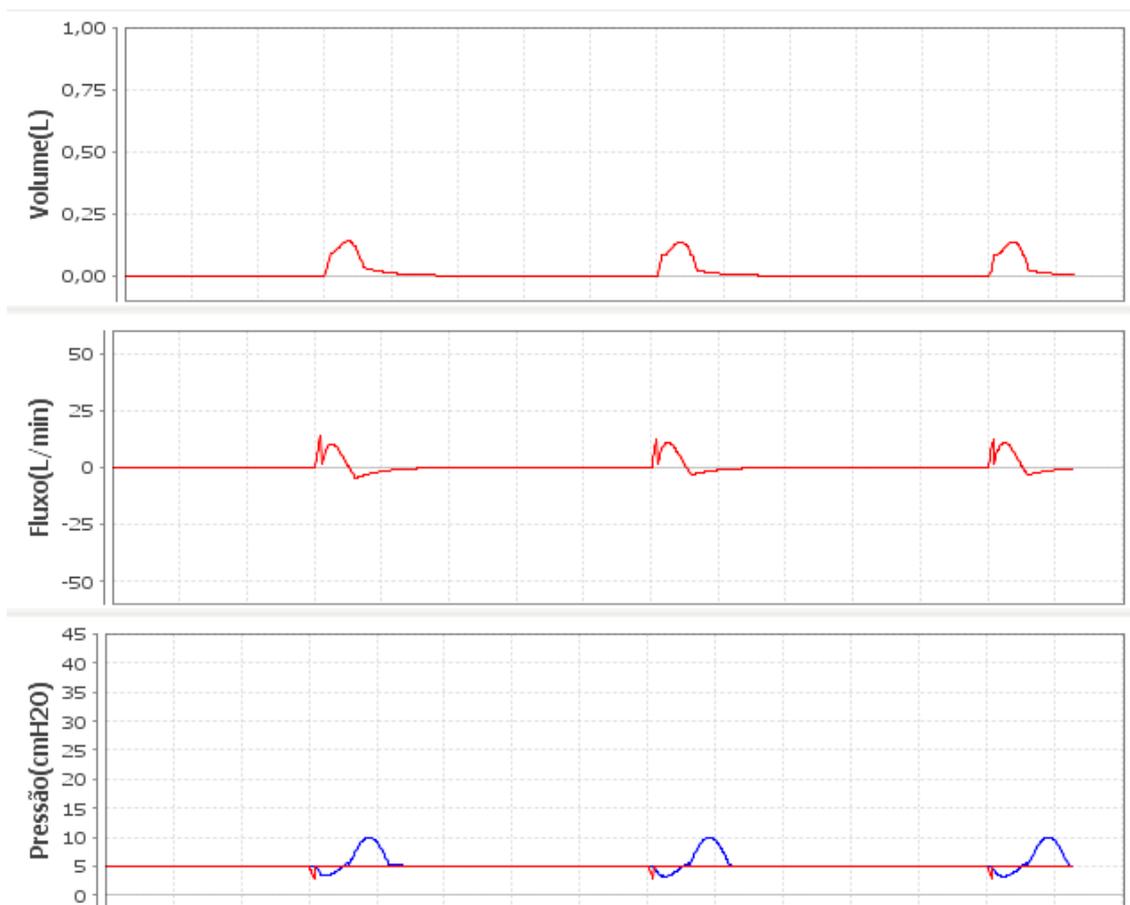


Figura 2.13: modo CPAP sem pressão de suporte.

2.6 Monitorização Respiratória Durante a Assistência Ventilatória

A monitorização contínua do paciente durante a assistência ventilatória se torna imprescindível para que haja um processo de ventilação de qualidade e seguro. A evolução das técnicas de monitorização nos últimos 20 anos demonstra a preocupação dos profissionais da área em provê uma garantia de qualidade no serviço prestado [1].

Os ventiladores mecânicos evoluíram juntamente com os métodos de medição das variáveis de monitorização. Antigamente a ventilação era controlada somente sobre informações de pico de pressão em vias aéreas e análise da gasometria arterial. Hoje, existem diversas variáveis que auxiliam os médicos, as quais vão desde a capnografia até a oximetria de pulso [1].

Embora existam as mais diversas variáveis, cada uma com um objetivo específico, somente uma gama delas se torna indispensável para uma boa avaliação da interação paciente-ventilador, pode-se listar algumas delas: pressão de pico nas vias aéreas, tempo de inspiração, tempo de expiração, relação inspiração-expiração, volume

exalado e volume minuto. Estas variáveis são mensuradas ciclo a ciclo e sempre na fase de transição da expiração para a inspiração [1].

2.7 Trocas Gasosas

A manutenção dos níveis de trocas gasosas durante a ventilação em pacientes que estejam ou não anestesiados é uma característica fundamental de uma boa assistência ventilatória [3].

A eliminação do dióxido de carbono (CO_2) e a absorção do oxigênio (O_2) ocorrem nos pulmões através do contato das superfícies alveolares e capilares. A deficiência ou dificuldade de se realizarem estas trocas pode causar problemas sérios ao paciente, inclusive paradas cardíacas.

Para que problemas deste nível não ocorram, os valores de algumas variáveis que determinam como as trocas gasosas estão ocorrendo continuamente são monitorados. Podem-se listar algumas destas variáveis: pressão parcial de oxigênio no sangue arterial (PaO_2); pressão parcial de dióxido de carbono no sangue arterial ($PaCO_2$); saturação de oxigênio no sangue arterial (SaO_2); e o pH sanguíneo [3].

A partir do conhecimento de como está o andamento das trocas gasosas o operador do ventilador pode modificar a fração inspirada de oxigênio (FIO_2) e outras variáveis que conseqüentemente modificará os parâmetros da gasometria, controlando assim, o bom funcionamento das trocas.

Após um estudo prévio do funcionamento dos VMAs, da sua arquitetura interna, da monitorização respiratória durante a assistência ventilatória, da gasometria arterial e de como são modelados os diversos tipos de paciente, pode-se iniciar o processo de construção do SVVM.

3. Metodologias de Implementação do SVVM

Neste Capítulo será feita uma breve introdução sobre Engenharia de *Software* e a apresentação dos métodos utilizados para o desenvolvimento do software de assistência ventilatória mecânica, denominado de SVVM.

O desenvolvimento de *softwares* de qualidade, que atendam todas as exigências do mercado e que sejam produzidos em tempo hábil é uma realidade que se apresenta como essencial para empresas e desenvolvedores que querem participar do mercado de *softwares* atualmente.

Para tal fim, os conceitos de Engenharia de *Software* se tornam indispensáveis fazendo com que todas as fases da construção do *software* sejam realizadas de forma otimizada e que os riscos do projeto diminuam, gerando trabalhos de qualidade e no menor tempo possível [4].

Genericamente, podem-se dividir as atividades da criação de um processo de software em: especificação, desenvolvimento, validação e evolução.

Cada atividade da criação de um *software* tem sua função bem definida. A especificação apresenta o que o software deve fazer e suas limitações operacionais, o desenvolvimento, como o próprio nome diz, é a produção propriamente dita do software, a validação avalia se o software atende todos os requisitos propostos na especificação e a evolução é responsável por manter e modificar o software de acordo com novas exigências [4].

A engenharia de *software* propõe modelos para o desenvolvimento dessas atividades e cabe ao projetista avaliar o melhor modelo que se adéque na sua aplicação. Todos os modelos visam prover, ao final do desenvolvimento, um *software* que possua, além das funcionalidades e desempenho exigidos, as seguintes características: manutenibilidade, confiabilidade, eficiência e aceitação.

Cada uma destas características é definida em [5]. A manutenibilidade visa permitir que o *software* se adéque às modificações futuras para atender as necessidades do cliente, a confiabilidade determina o quão o produto é confiável em relação às falhas do sistema, a eficiência considera a utilização dos recursos disponíveis de forma eficiente e a aceitação é a observação de como o produto foi aceito pelos seus usuários além da apresentação da documentação e das interfaces adequadas.

Até o momento foram vistas algumas características que a Engenharia de

Software provê ao desenvolvimento de sistemas de forma ágil, confiável e eficiente. Porém, não são somente os processos técnicos que regem o desenvolvimento de um software, mas também, a ética e a responsabilidade profissional. Algumas delas são: confidencialidade, competência e direitos sobre propriedade intelectual [5].

3.1 Modelo do Processo de Software

O modelo adotado para o desenvolvimento do SVVM é o iterativo incremental, conforme mostrado na Figura 3.1. Esse modelo divide o problema geral em problemas menores e aplica a cada um deles todas as fases de desenvolvimento, ou ciclo de vida de um software, permitindo a criação de um ou vários protótipos durante o projeto. Este modelo também permite que modificações ou incrementos, baseado nos protótipos, sejam realizados ao longo do processo de desenvolvimento [4].

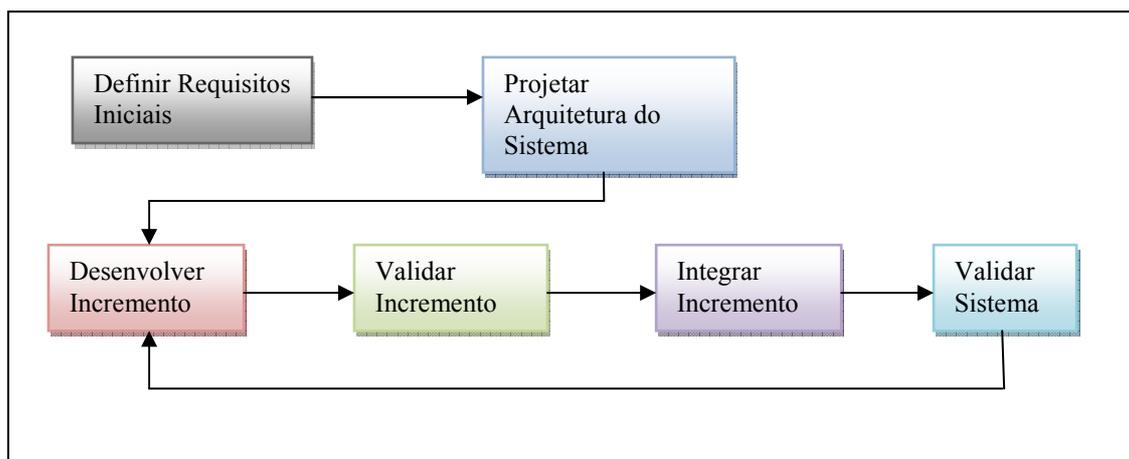


Figura 3.1: fases do modelo iterativo incremental, adaptado de [5].

O ciclo de um software possui algumas fases que são bem definidas, conforme mostrado na Figura 3.2, e estrutura lógica de ligação entre as mesmas. Em princípio, estas fases devem cada uma, gerar documentos ou artefatos que serão utilizados pela próxima fase. Portanto, uma nova fase só se inicia após o término da anterior. Porém, na prática, estas fases se sobrepõem e trocam informações entre si.

A fase inicial é a análise e definição dos requisitos. Esta fase é responsável pela especificação do sistema, dos serviços, restrições e objetivos que serão definidas através de consultas e reuniões com o cliente. Em seguida, tem-se a fase de projeto de sistema e *software* na qual os requisitos são divididos em requisitos de *hardware* e/ou de

software, sendo estabelecida uma visão geral do sistema, no qual são modeladas as abstrações fundamentais e seus relacionamentos. A próxima fase é a de implementação e teste de unidade, nesta fase há o desenvolvimento de unidades funcionais de código fonte que devem ser testadas, cada uma, separadamente para que haja sua validação funcional. Em seguida, tem-se a fase de integração e testes do sistema na qual as unidades de *software* são integradas ao sistema como um todo e testes de requisitos são feitos para validar o sistema. Para finalizar, tem-se a fase de operação e manutenção em que o produto é colocado em operação e a manutenção dos erros que não foram encontrados durante as outras fases do ciclo de vida são corrigidos podendo ocorrer evolução do sistema ou parte dele devido a novos requisitos [4].

Como dito anteriormente, o modelo incremental aplica todas essas fases a cada incremento, conforme apresentado na Figura 3.1, que são definidos no início do projeto e seu desenvolvimento é priorizado pela carga de importância do incremento para o projeto [5].

Existem várias vantagens em se utilizar o modelo incremental, pois um cliente não precisa esperar até o fim do projeto para possuir um sistema funcional. Podem-se testar os requisitos de casos de uso para cada incremento separadamente, diminuir o risco no desenvolvimento do projeto, e o cliente pode opinar sobre o desenvolvimento com base nos protótipos entregues [5].

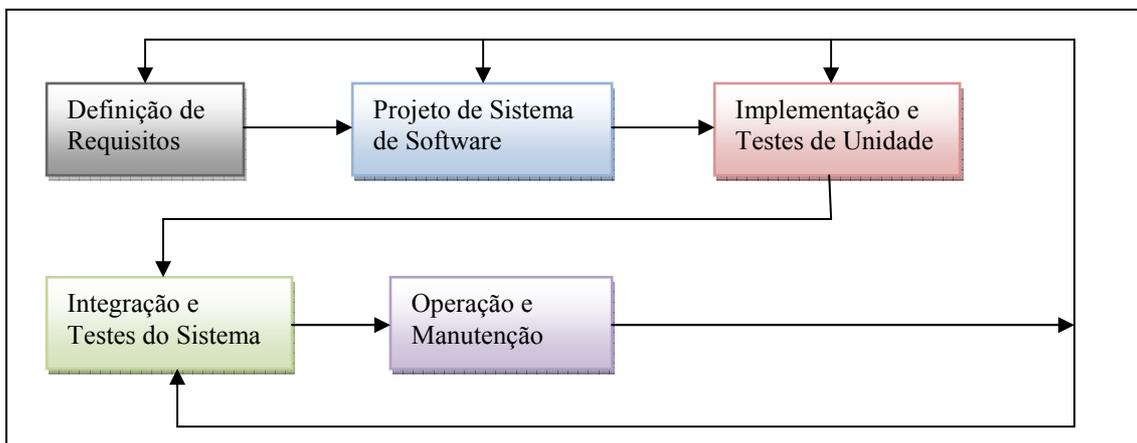


Figura 3.2: ciclo de vida do software, adaptado de [4].

Este modelo, porém, possui também algumas desvantagens tal como a definição dos incrementos que devem ser pequenos e conter, cada um, uma funcionalidade específica do sistema [5].

Para o desenvolvimento do SVVM, o modelo incremental se mostra adequado

devido à entrega de protótipos para avaliação do cliente e por permitir que os requisitos pudessem ser obtidos a cada incremento e não somente no início do projeto. Isto permitiu um desenvolvimento com baixo risco e aumentou o critério de satisfação do cliente ao longo de todo o projeto.

A principal dificuldade encontrada na utilização deste modelo é a visão que o cliente adquire do desenvolvimento, acreditando que por ter um protótipo funcional o tempo determinado para o desenvolvimento de todo o projeto está excedente, levando-o, assim, a aumentar o nível de cobrança e diminuir o tempo do projeto como um todo [4].

3.2 Levantamento de Requisitos

O levantamento de requisitos, especificação de *software* ou engenharia de requisitos é processo responsável por definir e compreender quais serviços são necessários ao sistema, identificar as restrições de operação e como resultado gerar um documento de requisitos que deve ser avaliado na fase de projeto. Esta é uma fase crítica na concepção do *software*, pois caso ocorram erros nesta fase, perpetuaram-se por todo o projeto, podendo invalidar o sistema. Portanto, um bom levantamento de requisitos caracteriza um elemento essencial para o sucesso do projeto como um todo [6].

Algumas fases essenciais são apresentadas pela engenharia de requisitos: estudo de viabilidade, especificação de requisitos e validação dos requisitos [6].

O estudo de viabilidade é um estudo sobre a viabilidade do projeto, se as tecnologias atuais são capazes de suprir as necessidades do cliente, se o custo de mercado será adequado e se o orçamento proposto é suficiente para o projeto.

Já a especificação de requisitos realiza a coleta de informações relevantes para o desenvolvimento, desde requisitos funcionais, não funcionais, a requisitos de usuário e de sistema.

Por fim, a validação dos requisitos é uma avaliação da consistência, clareza e objetividade dos requisitos gerados e caso haja discordâncias, os erros devem ser corrigidos [6].

3.2.1 Especificações do *software* SVVM

As especificações de requisitos no desenvolvimento do SVVM foram feitas de acordo com o modelo iterativo, ou seja, reuniões quinzenais foram realizadas para um acompanhamento da evolução do software e levantamento dos requisitos do próximo incremento.

A seguir, pode-se observar uma pequena lista de requisitos funcionais e não funcionais adquiridas durante todo o processo de desenvolvimento.

a) Requisitos não funcionais:

1. o sistema deve operar independente do sistema operacional adotado;
2. o tempo para exibição das curvas deve ser longo o bastante para permitir que o usuário as analise, porém curto o bastante para o processo não se tornar enfadonho;
3. o sistema deve possuir uma interface gráfica amigável, de fácil manuseio e visualmente atrativa;
4. o sistema deve exibir resultados condizentes com a literatura atual e com modelos práticos;
5. o sistema deve ser capaz de futuramente se adequar aos novos modelos de ventilação;
6. o sistema deve manter suas configurações de interface gráfica para os diversos níveis de resolução;

b) Requisitos funcionais:

1. o sistema deve ser capaz de modelar os modos de ventilação mais utilizados com suas respectivas variáveis de controle e ajuste encontradas na literatura (AC-VCV, AC-PCV, SIMV-VCV, SIMV-PCV, CPAP e PSV);
2. o sistema deve modelar o paciente de forma a permitir a configuração de doenças (asma, Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC), Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo (SDRA) e paciente sadio), configurações pessoais (peso, altura, sexo, idade) e configurações pulmonares

(complacência pulmonar, resistência nas vias aéreas, espaço morto, *shunt*, esforços respiratórios);

3. quanto aos alarmes, o sistema deve prover suporte aos alarmes de pressão e volume mínimos e máximos, gerando alarmes sonoros e aborto do ciclo respiratório quando necessário (dados encontrados na literatura);
4. o sistema deve prover um modo de monitoramento que seja capaz de avaliar as condições da interação paciente-ventilador de forma equivalente aos ventiladores propriamente ditos;
5. o sistema deve modificar as curvas em tempo real mediante a modificação de parâmetros realizada pelo operador;
6. realizar o monitoramento de variáveis ligadas às trocas gasosas (pH , $PaCO_2$, PaO_2 , SaO_2).
7. deve exibir os gráficos de fluxo, pressão nas vias aéreas, pressão elástica e volume nos pulmões;
8. deve exibir os gráficos das alças volumétricas (volume-pressão e volume-fluxo);
9. quanto às ferramentas, o sistema deve ser capaz de salvar e carregar simulações realizadas pelo paciente, permitir a visualização do gráfico em uma janela de tempo determinada, permitir o deslocamento desta janela durante todo o intervalo de tempo de execução, *play/pause*, permitir modificar os valores dos eixos para exibição dos gráficos e permitir que o usuário possa avaliar os gráficos pontualmente (exibição dos valores ao repouso do mouse);
10. quanto às ferramentas de acessibilidade, o sistema deve permitir ao usuário escolher o idioma (português e inglês), permitir um incremento ou decremento no tamanho das letras do simulador como um todo e possui um ícone “sobre” que revele informações sobre o produto.

Após o levantamento de requisitos é necessário validar com o cliente todos os requisitos funcionais, para facilitar essa comunicação é recomendado a utilização de modelos visuais que apresentem de forma compreensiva, dentro da visão do cliente, como o *software* deve desempenhar as atividades requeridas. Para apoiar a criação destes modelos visuais uma linguagem de modelagem é utilizada. Atualmente a *unified modeling language* (UML) é linguagem mais utilizada e disponibiliza diversos tipos de

diagramas para modelagem dos processos em todos os níveis da concepção do projeto. Cabe ao engenheiro de software escolher os modelos mais adequados ao seu projeto [10].

Para validação dos requisitos com o cliente foram utilizados diagramas de caso de uso. Este diagrama, na sua forma mais simples, identifica o tipo de interação e os agentes envolvidos, cujo exemplo pode ser visto na Figura 3.3.

Após todos os requisitos iniciais terem sido validados, o desenvolvimento pode passar para a fase de projeto e implementação, na qual a construção do software deve ocorrer.

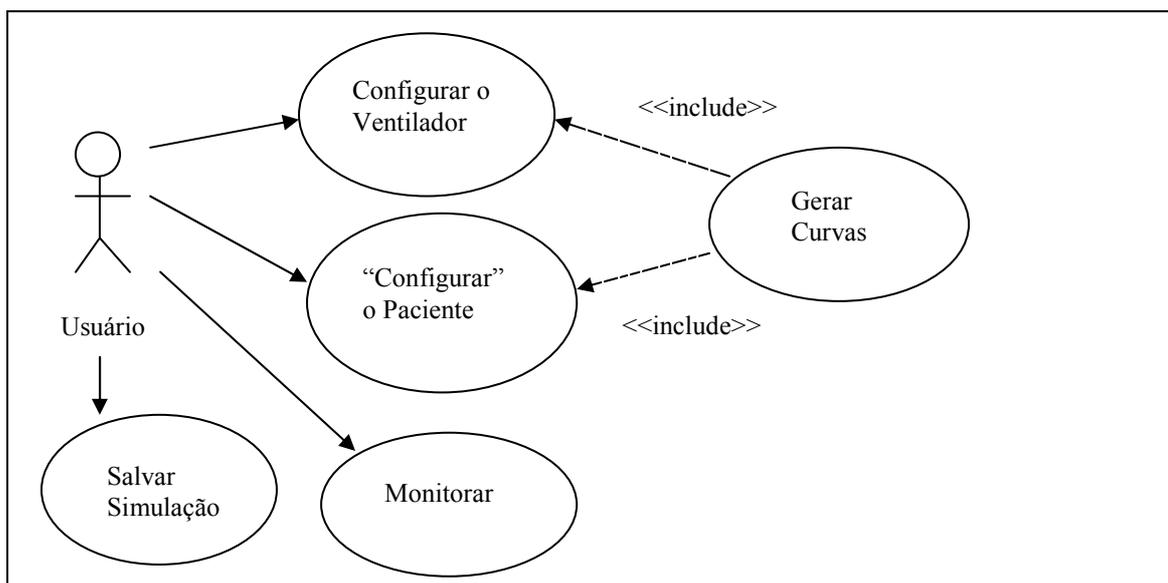


Figura 3.3: diagrama de casos de uso do usuário.

3.3 Projeto e Implementação

A fase do processo de desenvolvimento do software é o momento no qual os engenheiros de *software* definem como o sistema de fato deve ser implementado. Nesta fase são discutidos a estrutura do software, os dados que são partes do sistema, as interfaces e componentes do sistema, as tecnologias e algoritmos a serem utilizados [5].

Pode-se dividir a fase de projeto em algumas atividades essenciais: definição das tecnologias, projeto de arquitetura, especificação abstrata, projeto de interface, projeto de estrutura de dados e projeto de algoritmo [5].

A definição das tecnologias é uma das tarefas mais importantes, pois, são definidas as linguagens de programação que serão utilizadas no desenvolvimento do

sistema. Em seguida, tem-se o projeto da arquitetura do sistema em que são definidos os subsistemas, componentes e seus relacionamentos dentro do sistema como um todo. A próxima tarefa é especificação abstrata que determinará uma especificação abstrata dos serviços e restrições de operação de cada subsistema. Em seguida, tem-se o projeto das interfaces e das estruturas de dados que devem ser utilizadas. Por fim, tem-se o projeto do algoritmo que deve ser implementado [5].

Da mesma forma como na fase de especificação do *software*, os diagramas UML têm importância definitiva na fase de projeto. O uso de diagramas de classes e outros diagramas auxiliam a comunicação entre os engenheiros de software e os desenvolvedores. Estes diagramas apresentam uma visão geral do sistema, seus objetos, interações, relacionamentos, estruturas de dados entre outros aspectos, que servem para direcionar o desenvolvimento. Com isso, os riscos e o tempo de desenvolvimento diminuem consideravelmente [6].

3.3.1 Definição das Tecnologias

A definição das tecnologias a serem utilizadas na construção de um *software* é uma decisão de fundamental importância que deve ser tomada com cautela, pois, é necessário que estas tecnologias contemplem todos os requisitos operacionais [6].

Para o desenvolvimento do SVVM foi designada a utilização da linguagem de programação orientada a objetos *Java*. As vantagens de se utilizar esta linguagem são: *Java* é gratuito, linguagem padronizada, interoperabilidade e *multi-thread* [7].

Para executar qualquer aplicação em *Java* é necessária somente a *Java Virtual Machine (JVM)*, que é gratuita. Da mesma forma, na visão do desenvolvedor, utiliza-se um ambiente de desenvolvimento que também é gratuito. Além de ferramentas e bibliotecas que auxiliam no desenvolvimento que geralmente são gratuitas [8].

Outra vantagem é a padronização da linguagem *Java* facilita a utilização de linguagens de modelagem como a UML e permite uma melhor compreensão dos códigos pelos desenvolvedores [8].

Com todos estes benefícios, um dos mais importantes é a interoperabilidade. Esta característica da linguagem *Java* permite que a aplicação execute independente do sistema operacional. Além disto, possibilita o desenvolvimento para *desktop*, *web* ou plataformas móveis [7].

Por fim, tem-se que a linguagem *Java* é *multi-thread*. Portanto, esta linguagem permite a execução de diferentes tarefas concorrentemente [7].

Essas são somente algumas das vantagens da linguagem *Java*, porém são suficientes para sua definição como a linguagem a ser utilizada no desenvolvimento do SVVM, pois, consegue incorporar todos os requisitos operacionais do sistema em questão.

3.3.2 Projeto da Arquitetura

A partir de uma visão geral do sistema de ventilação mecânica apresentada na Figura 2.2, podemos dividir o sistema em subsistemas que sejam independentes e que se relacionem mutuamente, estes subsistemas estão mostrados na Figura 3.4.

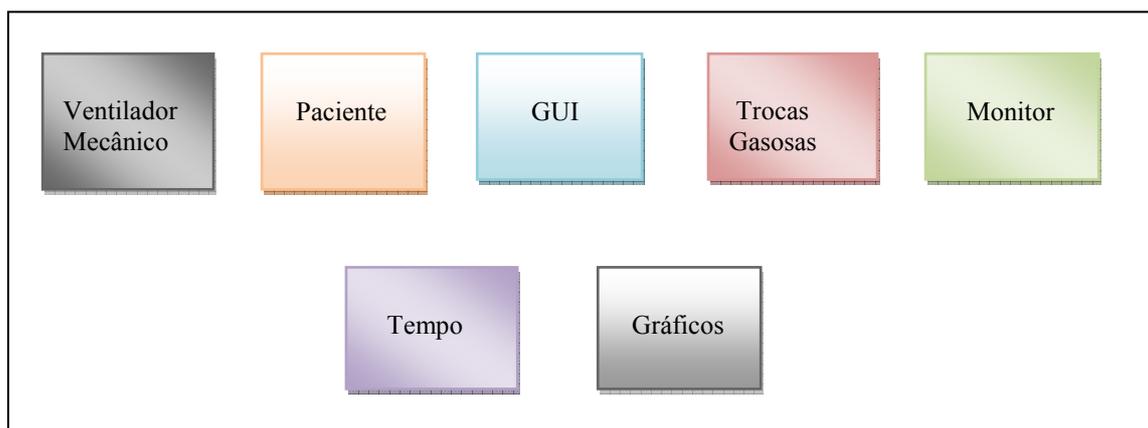


Figura 3.4: divisão do projeto em subsistemas.

Cada subsistema é responsável por realizar uma parte da simulação que lhe diz respeito.

O subsistema “Ventilador Mecânico” controla todas as respostas designadas pelo VMA, sendo responsável por manter os modos de ventilação e gerenciá-los, bem como comunicar-se com o paciente e o monitor. Já o “Paciente” é responsável por conter todas as informações sobre as características pulmonares, pessoais e realizar esforços respiratórios.

O subsistema “GUI” é o que manipula e distribui todos os dados de entrada e saída do sistema, além de ser a única interface entre o usuário e o sistema.

Em seguida, tem-se o subsistema “Trocas Gasosas” o qual manipula as variáveis referentes ao paciente e ao ventilador, gerando os dados das trocas.

Já o “Monitor” é a parte do sistema que exibe todas as variáveis de controle da ventilação, sua exibição é feita na “GUI”.

O subsistema “Tempo” é uma ferramenta de sincronização, para que todos os processos possam evoluir sincronamente.

Por fim, o subsistema “Gráficos” é responsável por exibir as curvas de fluxo, volume e pressão, além de permitir ferramentas que auxiliem o usuário a manipulá-los corretamente.

Após a definição dos subsistemas existentes no projeto e de suas funções é preciso definir como de fato devem ser implementados e como devem se relacionar.

Uma característica importante do sistema e seus subsistemas que deve ser destacada é que estes são orientados a eventos temporais, ou seja, todos os processos fazem suas tarefas baseado no tempo decorrente, aproximando-os assim do sistema real.

Outra ferramenta bastante útil que é utilizada na fase de projeto é o diagrama de classes UML. Este tipo de diagrama é utilizado para definir como o sistema deve ser realmente implementado, mostrando as informações sobre as classes, seus atributos, seus métodos, interfaces e relacionamento com as outras classes, conforme se pode observar na Figura 3.5. Esta figura está baseada no diagrama de classes UML e adaptada para melhor compreensão, mostrando apenas um resumo das principais classes do diagrama UML do sistema. Com este diagrama é possível ter uma visão geral do projeto, analisar métodos e propor soluções para que sejam atendidos todos os requisitos do projeto.

Um aspecto importante desta arquitetura é a classe “*MechanicFan*”, que faz o papel de um concentrador, ou seja, é uma classe gerencial que manipula os modos de ventilação e que se comunica com as outras classe principais como, por exemplo, a do paciente.

Vale também ressaltar que, devido às especificações do sistema, parte do processamento deve ser concorrente. Para isso, utilizam-se *threads* que são manipulados por suas classes respectivas, por exemplo, o paciente, os modos ventilatórios e o monitor, entre outras.

Com a utilização de um modelo concorrente, aparecem os problemas clássicos da computação tais como o de condições de corrida, região crítica e escalonamento [15].

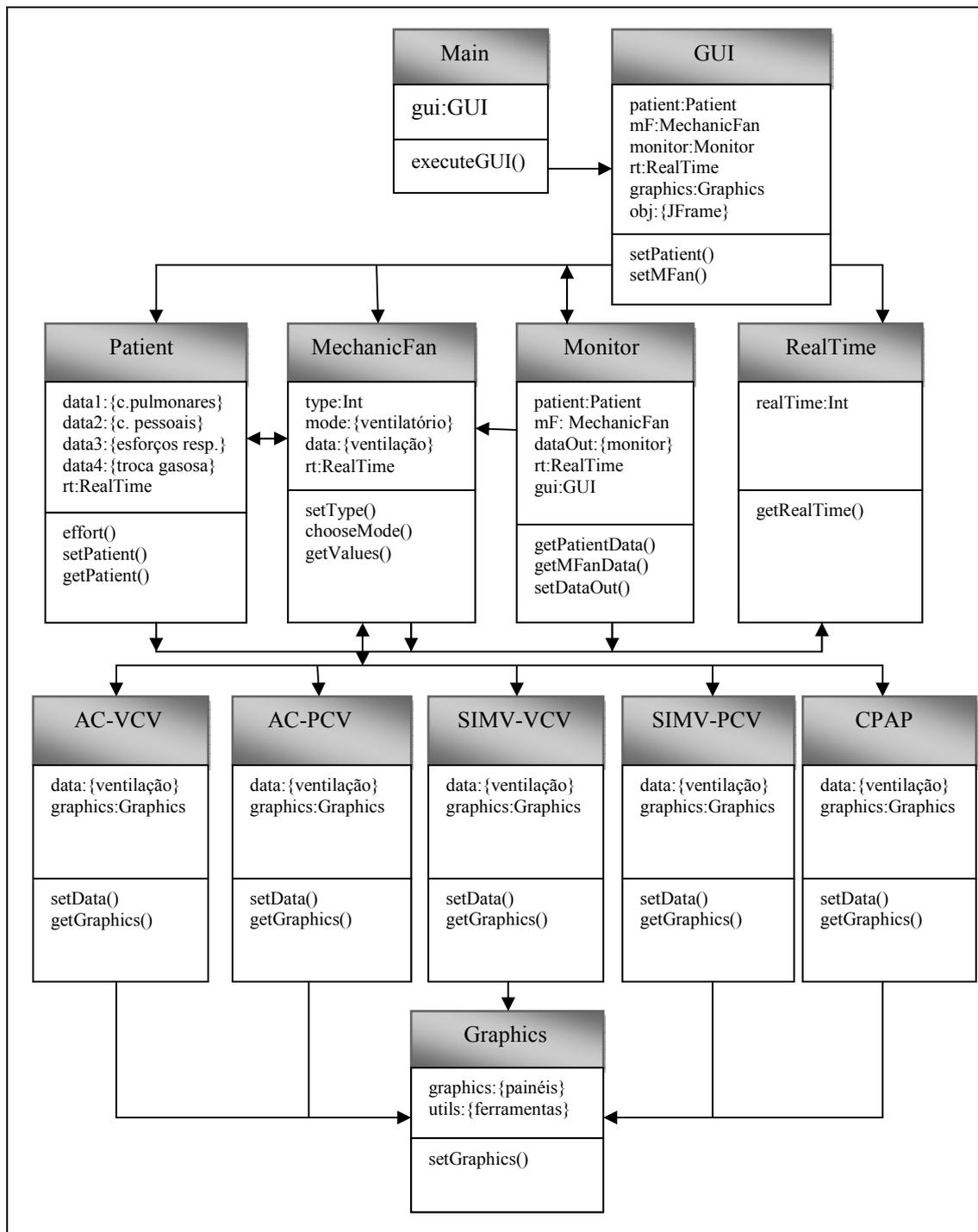


Figura 3.5: diagrama de classes do SVVM.

Para o controle de entrada nas regiões críticas são utilizados os mecanismos de monitores disponibilizados pelo *Java*. Estas estruturas garantem que somente um *thread* executa nesta região, evitando assim problemas de inconsistência de dados [15].

Quanto ao escalonamento dos *threads*, utiliza-se o algoritmo de escalonamento de prioridades fixas (*Fixed Priority Scheduling* - FPS). Neste caso, são atribuídos, na

fase de projeto, valores de prioridade para cada uma dos *threads* em execução. Estes valores foram atribuídos com base na importância de cada *thread* para o sistema. Esta avaliação é feita de forma empírica.

3.4 Desenvolvimento

Atualmente, o desenvolvimento de *softwares*, em geral, possui um tempo reduzido para projeto. Isso induz aos engenheiros e desenvolvedores a utilizarem recursos de metodologias ágeis para planejar as atividades de um projeto [4]. No caso do SVVM, somente algumas técnicas destas metodologias são utilizadas. Este processo é baseado no *Extreme Programming (XP)* que tem características: planejamento incremental, entrega de pequenos *releases*, projeto simples, cliente *on-site* e permite mudanças dos requisitos [4].

O XP define um planejamento incremental em que os requisitos são entregues em cartões, na forma de histórias, que são avaliados pela equipe de desenvolvimento e são determinados o tempo de desenvolvimento e a prioridade. O próprio cliente participa da escolha da prioridade das tarefas [4].

Esta metodologia ágil admite a entrega de pequenos *releases* ao se completar um conjunto mínimo e útil de funcionalidades. Portanto, é lançado um protótipo para avaliação funcional do cliente.

Já na fase de projeto e desenvolvimento, o XP determina que o cliente esteja *on-site*, ou seja, um representante do cliente deve estar disponível e auxiliar a equipe de desenvolvimento sempre que necessário [4].

Por fim, as mudanças nos requisitos são admitidas pelo XP, que avalia todas as mudanças propostas pelo cliente e decide a melhor forma de implementá-las.

As utilizações destas metodologias ajudam na eficiência no processo de desenvolvimento do *software*. Algumas diretrizes, porém, foram repensadas, como por exemplo, o uso de modelagem. O XP defende que haja uma quantidade reduzida de modelagens, pois isso consome muito tempo e custos do projeto. Neste projeto, porém, foram utilizadas diversas modelagens, como já foi dito antes, que ajudaram na compreensão tanto do cliente quanto da equipe de desenvolvimento. Além de possuir, ao final do projeto, uma documentação completa e concisa do mesmo.

3.5 Testes e Integração

Devido à natureza de projeto e a confiabilidade que deve dispor na apresentação dos resultados, os testes e validações foram essenciais na construção do SVVM. Além de testes unitários, os testes realizados em unidades mínimas para validar seu funcionamento e os testes dos casos de uso foram indispensáveis ao longo de todo o projeto.

Para a execução dos testes foram definidos, para cada versão, um modelo ou plano de teste, que ao final de sua execução, gere um relatório mínimo. Este relatório contém o indicativo se o teste foi ou não realizado com sucesso, os procedimentos utilizados e considerações adicionais.

Os testes foram realizados com base nos requisitos e diagramas de casos de uso, na base teórica de ventilação mecânica, nos conhecimentos aplicados do cliente e com base comparativa dos resultados obtidos do simulador mecânico *ASL 5000* fabricado pela *IngMar Medical*, que é referência mundial na simulação e testes de ventiladores mecânicos. As Figuras 3.6 a 3.8 mostram a foto deste ventilador, bem como a visualização de curvas e variáveis.

Após validado cada incremento, a integração dele com o sistema como um todo era feita. Para facilitar a integração de suas partes foi pensado em uma arquitetura modular capaz de facilmente se adequar a inserção de novos requisitos.

A classe *MechanicFan*, mostrada na Figura 3.5, apresenta um comportamento de um concentrador, ou seja, para todos os módulos comunicantes, esta classe é responsável por gerenciar todos os parâmetros da ventilação, tanto os de entrada quanto os de saída. Desta forma, caso seja necessário a inclusão de um novo modo de ventilação (perspectiva futura), esta classe está projetada para que haja poucas modificações nas outras classes. Analogamente, pode-se comparar esta classe com um roteador que a partir do endereço (modo ventilatório) redistribui as informações de entrada e saída.



Figura 3.6: simulador Mecânico *ASL 5000*.

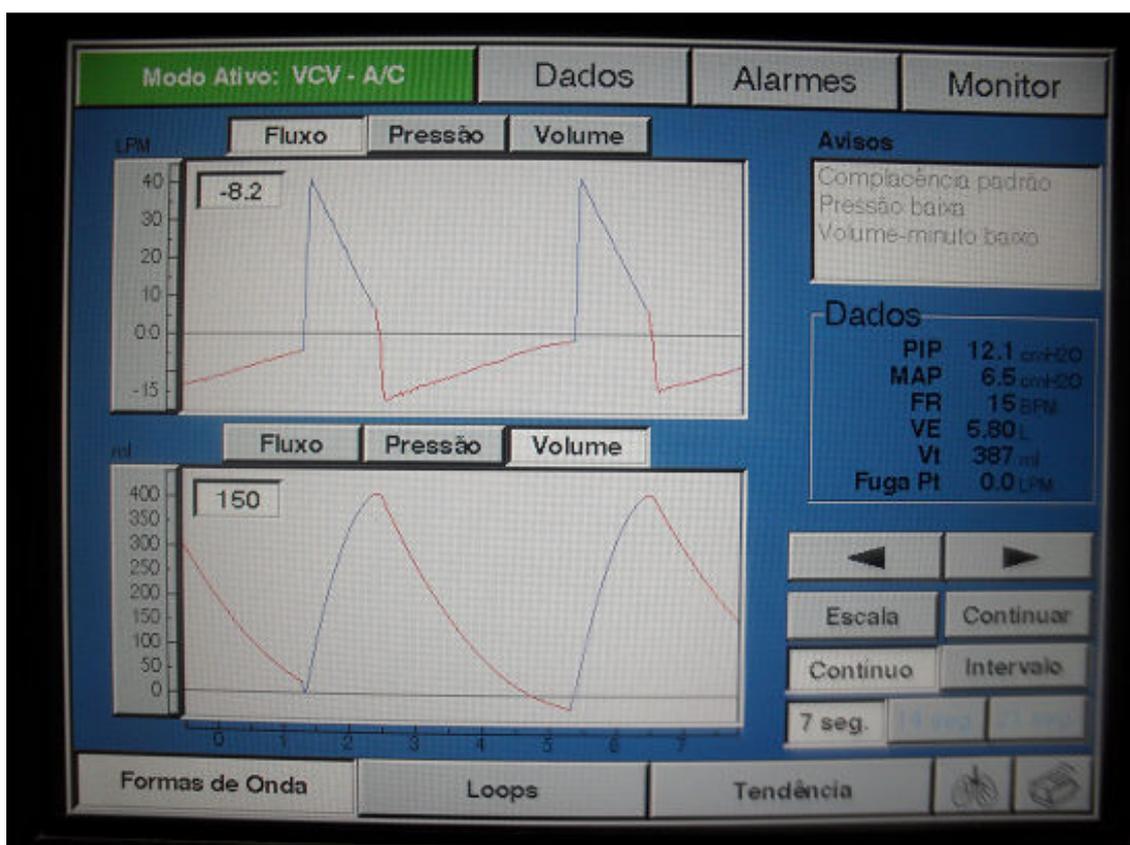


Figura 3.7: curvas obtidas no ventilador mecânico com o auxílio do simulador *ASL 5000*

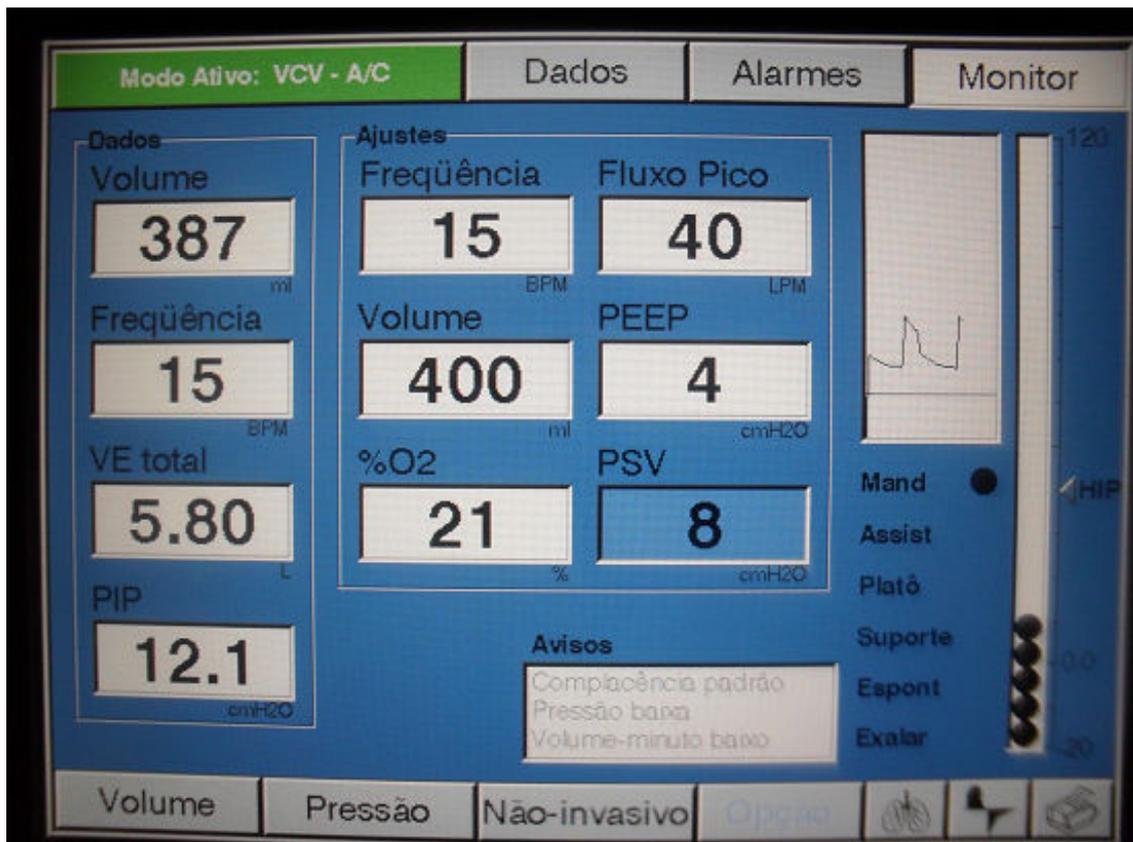


Figura 3.8: variáveis obtidas no monitor do ventilador mecânico.

3.6 Evolução

Após todo o trabalho de desenvolvimento do *software*, um produto final é gerado. Este produto deve satisfazer todos os requisitos funcionais e não-funcionais do sistema. Apesar da designação de projeto final, o objeto gerado ainda deve passar continuamente por uma fase de evolução. Isto ocorre devido às mudanças do ambiente e ao surgimento de novos requisitos que são impostos pelo próprio mercado.

A idéia de se construir um *software* de simulação modular visa o avanço tecnológico dos ventiladores e de novos modos de ventilação, facilitando a sua evolução. A engenharia de *software* posiciona o processo de evolução como sendo mais uma parte do ciclo de vida de um software. Na Figura 3.9, podem-se observar as diversas tarefas na fase evolutiva de um dado sistema.

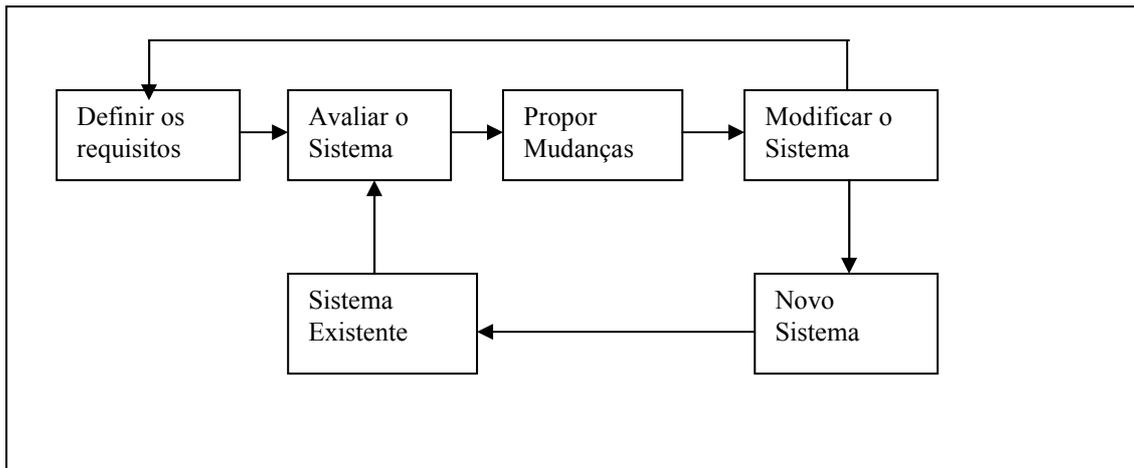


Figura 3.9: diagrama em blocos do procedimento de evolução de um sistema, adaptado de [4].

Após a realização de todas as fases da construção de um software, desde a especificação, desenvolvimento até as fases de validação e evolução, pode-se exibir os resultados obtidos com a construção do SVVM.

4. Resultados

Foram realizados diversos testes do SVVM. Estes testes foram executados em três ambientes computacionais diferentes: o primeiro utiliza o sistema operacional *Windows 7 Ultimate*®; o segundo, o *Linux* na distribuição *Ubuntu 10.04*; e o terceiro, o *Macintosh*® distribuído pela *Apple*. Quanto às configurações de *hardware*, foi utilizado, para o primeiro e para o segundo ambiente, um *notebook* com processador *Core2duo*® com frequência de dois *GHz* fabricado pela *Intel*, quatro *gigabytes* de memória *RAM DDR 2* e trezentos e vinte *gigabytes* de memória de disco. Já para o terceiro ambiente foi utilizado um *MacAir*® da *Apple* com as mesmas configurações do *notebook* anteriormente descrito.

Também, foi feito testes para avaliar as configurações de um sistema mínimo que seja capaz de suportar a execução do SVVM. Este sistema possui as seguintes características: um *desktop* com processador *Celeron*® com frequência de 1.8 *GHz* fabricado pela *Intel*, quinhentos e doze *megabytes* de memória *RAM DDR 2* e oitenta *gigabytes* de memória de disco.

4.1 Apresentação do SVVM

O SVVM é um simulador de assistência ventilatória mecânica que se propõe a simular as mais diferentes situações encontradas atualmente na medicina intensivista. Este sistema visa alcançar os mais diversos públicos: pesquisadores, estudantes, professores, médicos e profissionais da saúde. Estes públicos podem usar o SVVM para o ensino e a pesquisa, bem como para treinamento e aperfeiçoamento pessoal.

O sistema foi desenvolvido na linguagem *Java* visando à interoperabilidade do mesmo, ou seja, para que possa ser executado independentemente do sistema operacional utilizado.

Quanto ao tipo de modelagem de paciente, foi utilizado o modelo linear com compartimento simples, pois, este modelo é mais fácil de ser compreendido pelos operadores e apresenta resultados satisfatórios.

A seguir, pode-se observar algumas imagens obtidas a partir da versão atual do SVVM. Na Figura 4.1, é ilustrada a divisão da área de trabalho em três regiões.

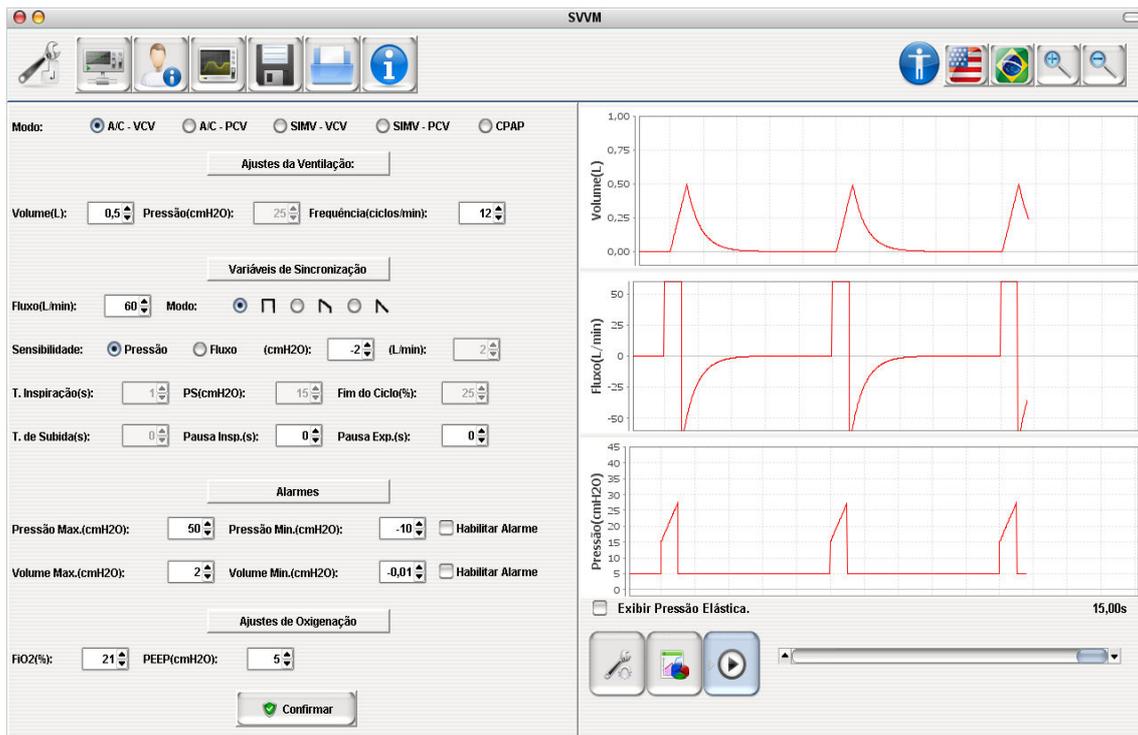


Figura 4.1: tela principal do SVVM.

A primeira destas regiões, encontrada na parte superior desta figura, é uma área de ferramentas onde o usuário pode escolher o que se deseja visualizar na região esquerda: configuração do ventilador, do paciente ou exibição do monitor. Além disto, possibilita realizar o salvamento e a carga de arquivos de simulação e a utilização de ferramentas de acessibilidade. As opções de salvar e carregar arquivos de simulação facilita estudos e pesquisas, além de reduzir o trabalho do operador.

Já as ferramentas de acessibilidade, o usuário pode escolher o idioma que será apresentado no SVVM e modificar o tamanho das fontes de exibição. Isto facilita a apresentação do SVVM em projetores, o que ajuda professores a darem aulas com a ferramenta.

A segunda região, encontrada na parte esquerda da figura, é uma região de configuração e observação, ou seja, nesta área pode ser configurado o ventilador mecânico e o paciente, sendo possível ainda observar o monitor, as trocas gasosas e informações sobre o SVVM. Nesta região, pode-se observar também que alguns campos de configuração estão apagados, ou seja, o usuário não poderá modificá-los. Isto foi feito para evitar que o operador faça configurações equivocadas e leve a falhas do sistema. Além disto, cada campo de configuração permite que o operador o modifique

dentro de limites pré-estabelecidos e todas as modificações só são feitas após um aceite do operador.

Ainda, nesta região, haverá a mudança dinâmica do conteúdo, caso o operador selecione na barra de ferramentas a configuração do paciente, com mostra a Figura 4.2, ou a exibição do monitor, como mostra a Figura 4.3. Ao selecionar a apresentação do monitor, serão disponibilizadas nesta região as variáveis de monitorização e as de trocas gasosas.

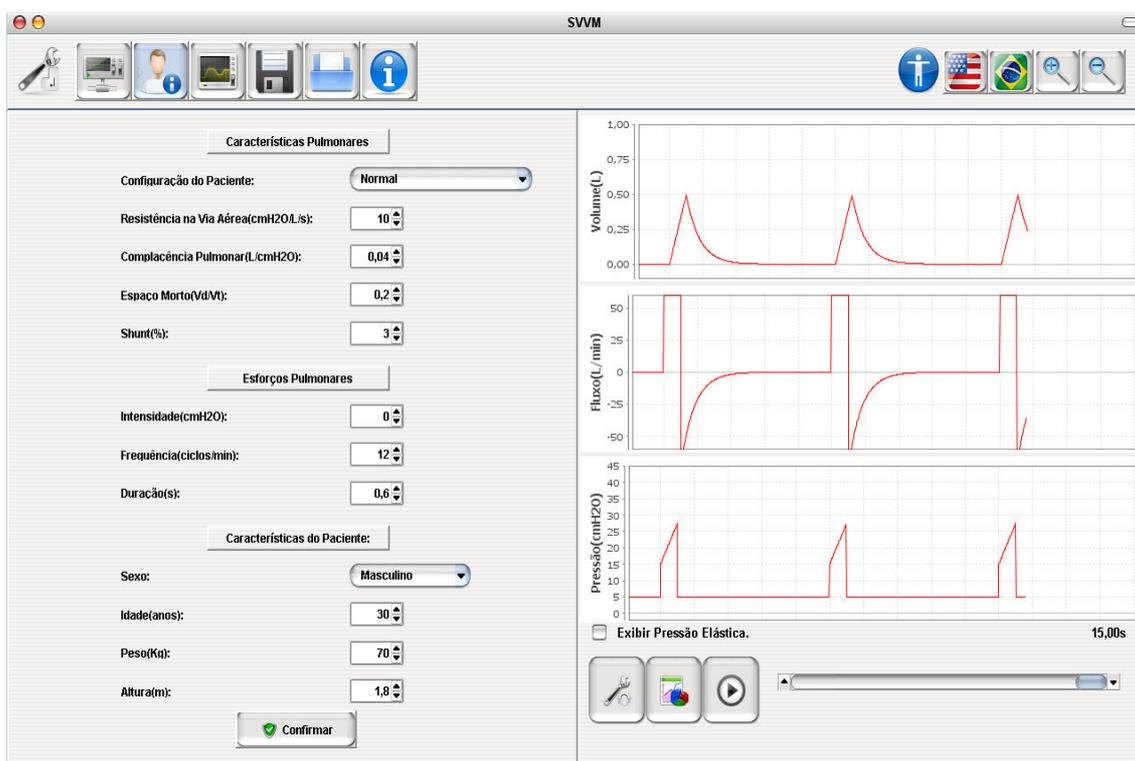


Figura 4.2: visão da área de configuração do paciente.

A terceira e última região, encontrada à direita da figura, é onde são exibidas as curvas de fluxo, volume e pressão, além de, uma subárea de ferramentas para realizar a configuração dos gráficos, ou seja, é uma área de apresentação de resultados.

Estes gráficos são construídos em tempo real, ou seja, são totalmente dependentes da configuração executada pelo operador (somente as configurações iniciais foram definidas pela equipe de desenvolvimento).

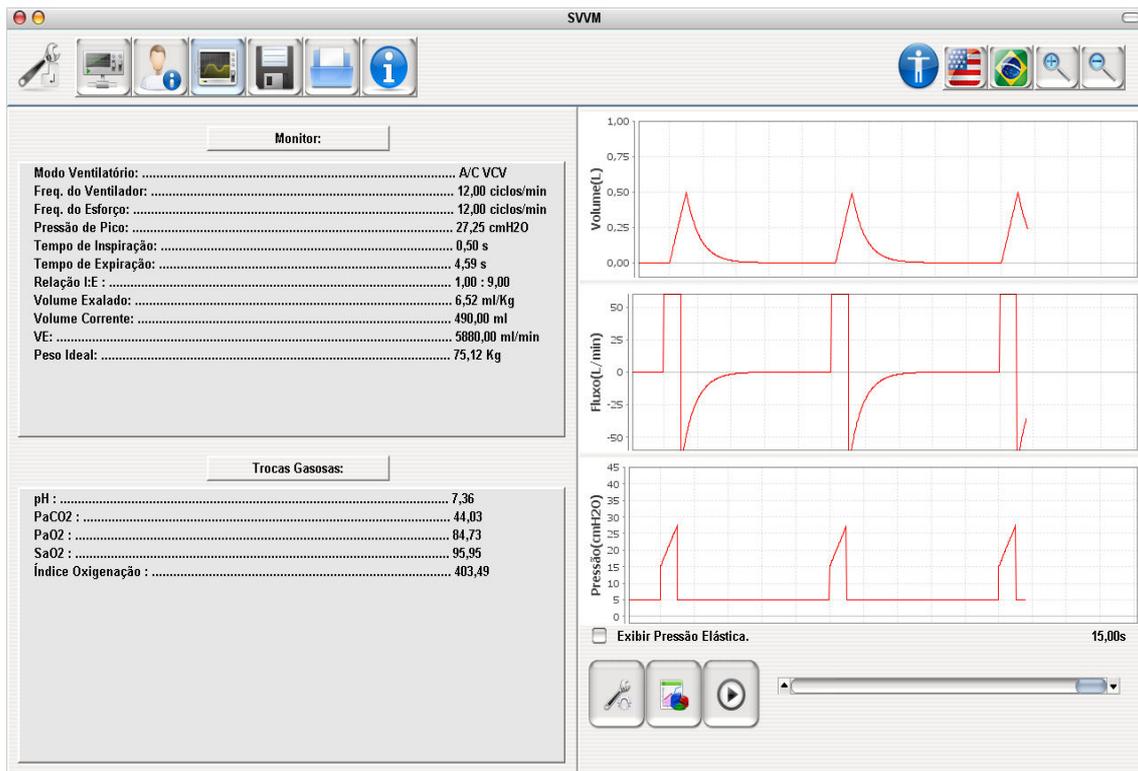


Figura 4.3: visão da área de monitoramento das variáveis de ventilação e das trocas gasosas.

Cada um dos gráficos possui algumas ferramentas para facilitar sua operação. Uma destas é a possibilidade de saber os valores de um par cartesiano de qualquer ponto na curva, através do posicionamento do *mouse* no local em que se deseja obter este par, como mostrado na Figura 4.4. Também se pode realizar a ampliação de qualquer região do gráfico pela seleção de uma área sobre o mesmo, utilizando-se do *mouse*, como ilustrado na Figura 4.5. Outra ferramenta, comum a todos os gráficos, é salvar uma imagem do estado atual.



Figura 4.4: valor do par cartesiano de um ponto no gráfico de volume.

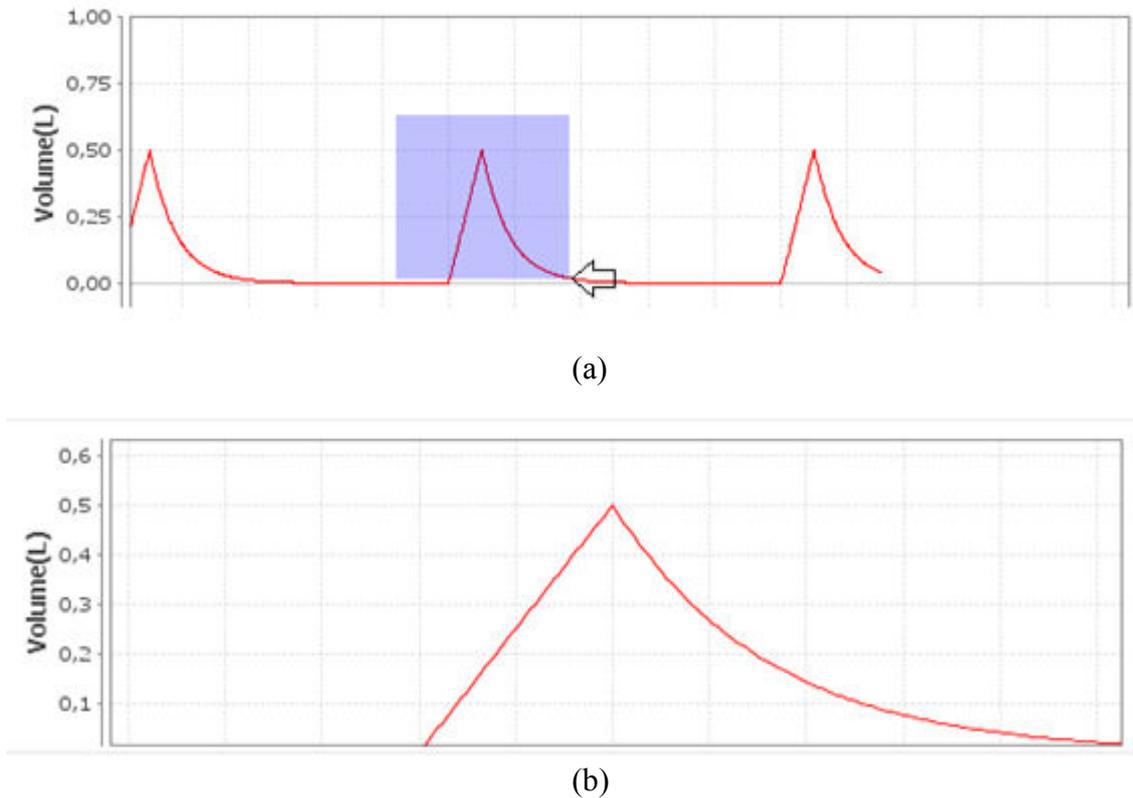


Figura 4.5: a) seleção de uma região; b) resultado da ampliação da região selecionada.

Quanto às ferramentas de operação de gráficos, o SVVM possui um botão *play/pause*, barra de deslocamento no tempo (só funciona se a execução estiver em repouso), configuração dos eixos cartesianos para a apresentação dos gráficos (o eixo x , ou eixo temporal é comum aos três gráficos) e a geração de alças volumétricas, como mostrado na Figura 4.6. Estas alças são outra forma de visualizar os gráficos (em vez de ser fluxo por tempo será fluxo por volume, por exemplo).

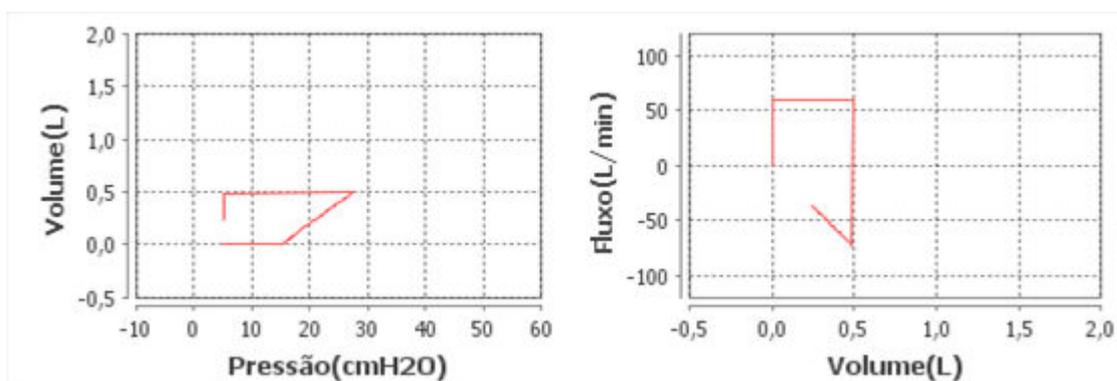


Figura 4.6: alças volumétricas.

Quanto à interface gráfica com o usuário GUI em geral, algumas características devem ser descritas. A interface foi construída com base no tamanho da tela do computador no qual executa o SVVM, com isso, a GUI é independente da resolução.

A GUI possui uma estrutura com botões em alto relevo e com ícones que facilitam a compreensão e a operação do simulador. Toda a GUI foi desenvolvida pensando na comodidade visual e praticidade do SVVM para o usuário.

4.2 Estudo de Caso: Efeitos Gerados pelo Ajuste do Ventilador na Ventilação Mecânica

Para realizar uma avaliação funcional do SVVM, é proposto o seguinte teste: configuração do ventilador no modo AC-VCV com volume corrente de 500 ml, frequência de operação de 12 ciclos/min e fluxo inspiratório de 60 l/min. Esta configuração do ventilador é aplicada à um paciente saudável modelado da seguinte forma: resistência nas vias aéreas de 10 cmH₂O/l/s, complacência pulmonar de 0,04 l/cmH₂O, espaço morto de 0,2, *shunt* de 3%, sexo masculino, 30 anos de idade, 70 kg e 1,8 metros de altura. O resultado desta ventilação pode ser observado na Figura 4.7.

Na Figura 4.7, tem-se que o volume inspiratório atinge o volume de 500 ml que está programado no ventilador, e conseqüentemente, o tempo de inspiração é de 0,5 segundo. Também, tem-se que o valor do *pH* sanguíneo é de 7,37, que caracteriza um *pH* normal, e que o valor de *PaCO*₂ é de 43,15, que é um valor aceitável para a concentração de *CO*₂ no sangue [16].

Para avaliar os efeitos gerados pela manipulação do ventilador, varia-se o volume corrente para os valores de 750 ml e 250 ml, respectivamente. Os resultados destas manipulações podem ser vistos nas Figuras 4.8 e 4.9.

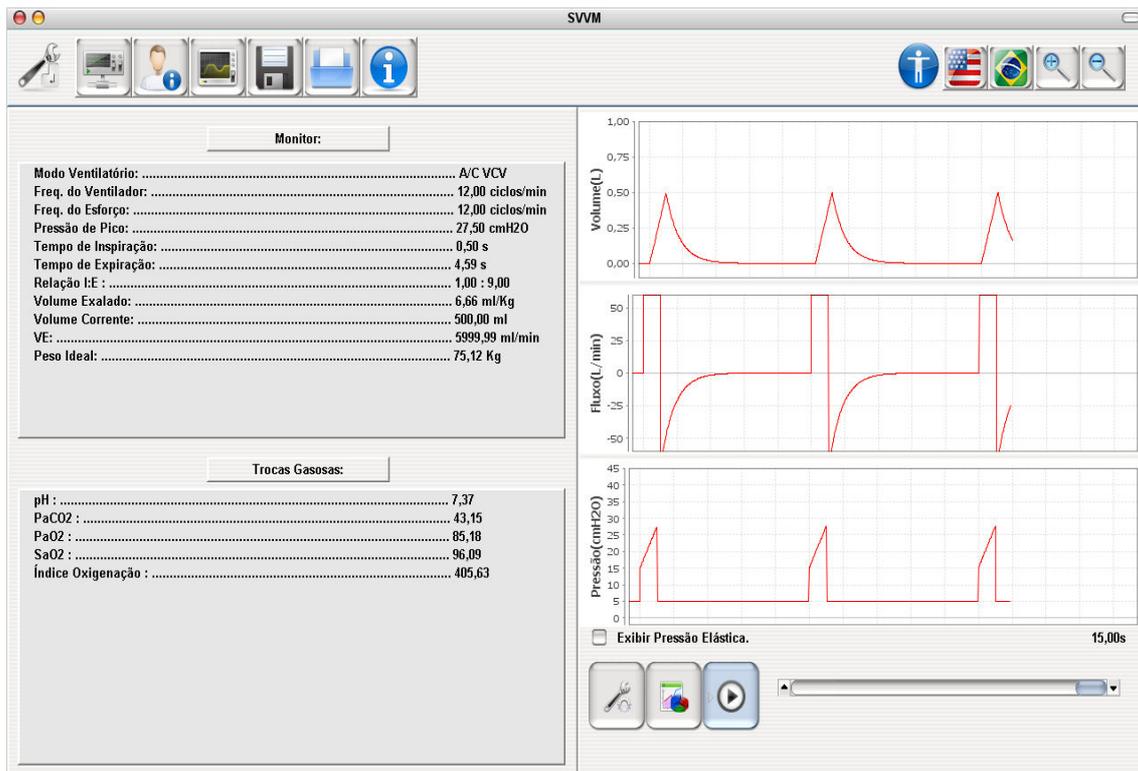


Figura 4.7: curvas da mecânica respiratória juntamente com a monitorização das trocas gasosas para um volume corrente de 500 ml.

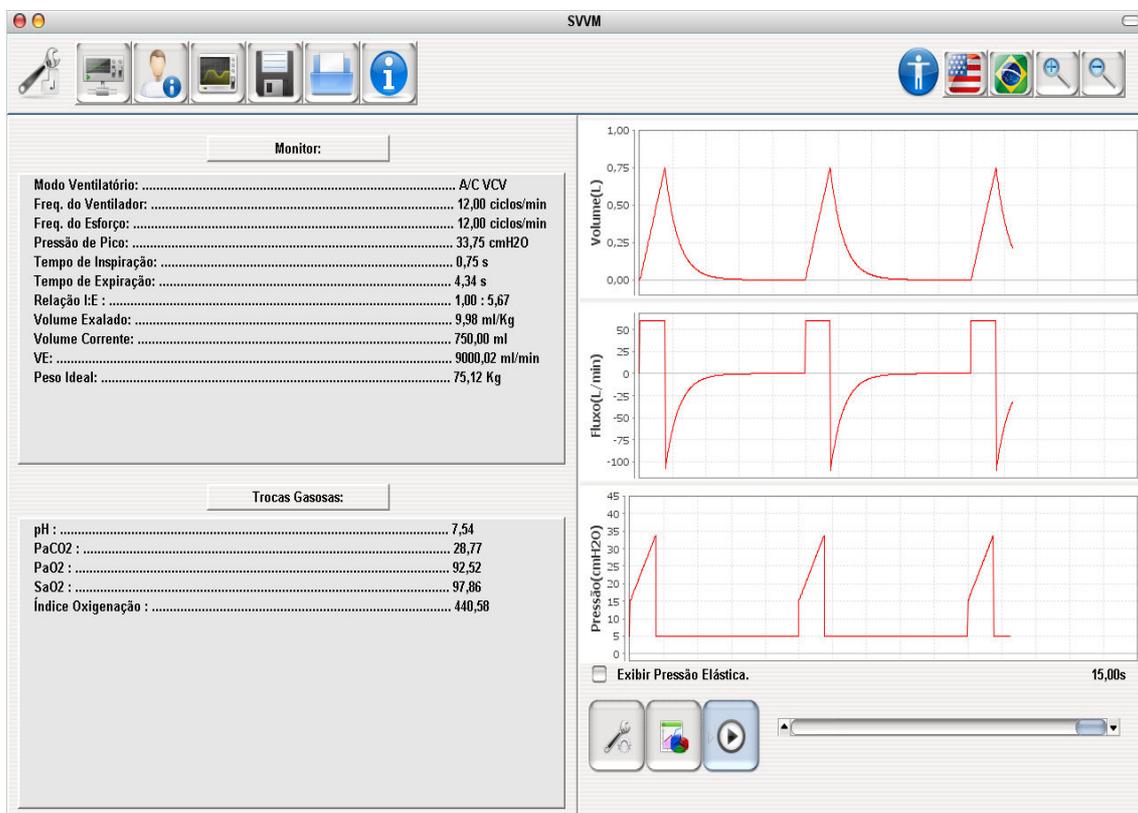


Figura 4.8: curvas da mecânica respiratória juntamente com a monitorização das trocas gasosas para um volume corrente de 750 ml.

Na Figura 4.8, pode-se observar que o tempo inspiratório é de 0,75 segundos, ou seja, houve um aumento proporcional ao volume, o valor do pH sanguíneo é de 7,54, indicando uma alcalose respiratória, que é caracterizado por um pH maior que 7,45 e o valor de $PaCO_2$ é de 28,77, o que indica uma hipocapnia, que é caracterizado por um $PaCO_2$ menor que 35 [16].

Já na Figura 4.9, tem-se que o tempo inspiratório é de 0,25 segundos, ou seja, houve uma diminuição proporcional ao volume, o valor do pH sanguíneo é de 7,07, indicando uma acidose respiratória, que é caracterizado por um pH menor que 7,35 e o valor de $PaCO_2$ é de 86,30, o que indica uma hipercapnia, que é caracterizado por um $PaCO_2$ maior que 45 [16].

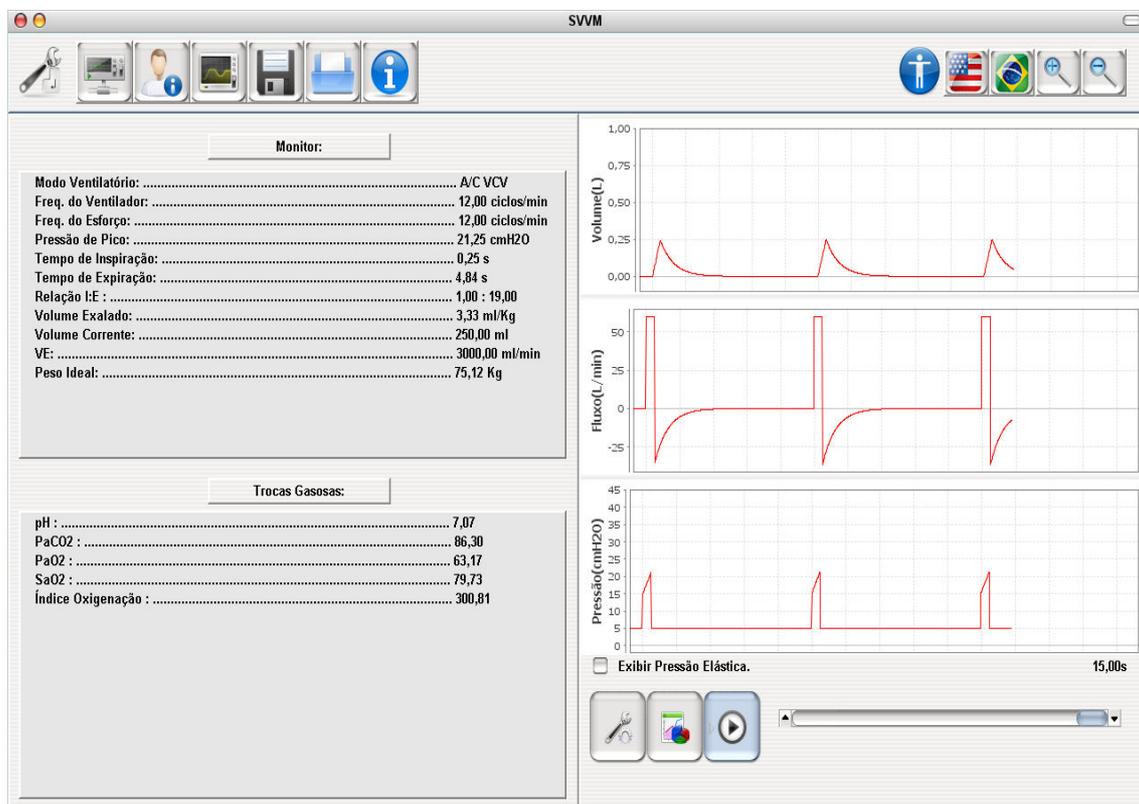


Figura 4.9: curvas da mecânica respiratória juntamente com a monitorização das trocas gasosas para um volume corrente de 250 ml.

Este estudo de caso mostra a importância do operador saber configurar corretamente o ventilador para evitar complicações respiratórias para o paciente.

4.3 Utilização do Simulador e Pesquisa de Satisfação dos Usuários

O SVVM atualmente está sendo usado para elaboração e apresentação de cursos de terapia intensiva pelo prof. Dr. Marcelo Alcantara Holanda que considera o simulador como uma ferramenta imprescindível no ensino de técnicas de ventilação e observação da interação paciente-ventilador.

“O simulador me fornece a possibilidade de ensinar tópicos de ventilação mecânica, que normalmente não são citados nas aulas pela dificuldade de transmitir tais informações” (Marcelo Alcantara, 2010). Esta citação reflete a potencialidade do uso do simulador para diversos meios, inclusive o ensino.

Para avaliar o desempenho e aceitação do SVVM, o simulador foi utilizado em uma aula experimental e instalado em vinte e três computadores de um laboratório de informática para o uso de 50 alunos da disciplina de terapia intensiva do oitavo semestre da Universidade Federal do Ceará (UFC). Após a aula e ao uso do SVVM, os alunos responderam a um questionário de avaliação, descrito a seguir:

1ª aprendi com o simulador, aspectos não entendidos nas aulas teóricas ou práticas?

2ª o simulador permite maior compreensão de como ajustar o ventilador mecânico?

3ª o exercício com o simulador deve ser rotineiro no módulo de terapia intensiva?

Estas perguntas foram avaliadas da seguinte forma: sim ou não. Os resultados obtidos foram:

- a) 73,9% confirmaram a primeira questão.
- b) 78,2% confirmaram a segunda questão.
- c) 95,6% confirmaram a terceira questão.

A avaliação do simulador resultou o índice de aceitação do produto pela comunidade científica. Os resultados obtidos apresentaram uma grande aceitação do SVVM pelos estudantes.

5. Conclusões, Contribuições e Perspectivas Futuras

5.1 Conclusões

O SVVM, simulador de assistência ventilatória mecânica, é um projeto de *software* de utilidade prática que auxilia de forma significativa os avanços nas técnicas de ensino, pesquisa e treinamento de profissionais da área da medicina intensivista.

O projeto deste simulador representa a união de duas extensas áreas de conhecimento, a engenharia e a medicina. Isto significa que a medicina, como vem ocorrendo há muito tempo, e a engenharia trabalham juntas para o desenvolvimento de produtos que possam aumentar a confiabilidade de diagnósticos médicos, melhorarem exames e tratamentos, auxiliarem na aprendizagem (o caso do SVVM) e proporcionar uma melhoria considerada no aspecto de qualidade de vida para a população, em geral.

Ao longo do projeto, algumas dificuldades foram encontradas e superadas. A primeira delas foi a dificuldade de se coletar os requisitos do *software* (problema que a maioria dos engenheiros de *software* possui), porém a utilização de metodologias ágeis de desenvolvimento (*Extreme Programming - XP*) auxiliada das modelagens *UML*, proporcionou um desenvolvimento rápido e de baixos riscos.

Outro problema encontrado foi a não existência de alguns modelos de relacionamento paciente-ventilador e de situações específicas, que poderiam ser configuradas no simulador. Para a resolução deste problema, foram utilizados alguns conhecimentos empíricos do prof. Dr. Marcelo Alcântara Holanda, adquiridos ao longo de toda uma carreira de ensino e pesquisa, que foram comprovados experimentalmente com o auxílio do simulador *ASL 5000* associado a um ventilador mecânico.

Quanto ao tempo e a equipe do projeto, ele foi desenvolvido em torno de seis meses, onde a equipe de desenvolvimento trabalhava em torno de vinte horas semanais e era composto por um estudante de Engenharia de Teleinformática (eu) e orientadores.

5.2 Contribuições

Este trabalho trouxe para comunidade científica e profissionais da saúde algumas importantes contribuições. A primeira destas é o desenvolvimento do primeiro simulador nacional, e talvez mundial, que integre a mecânica respiratória à avaliação das trocas gasosas no cenário da ventilação mecânica. Já a segunda é a disponibilização de uma nova ferramenta para auxiliar o ensino e a pesquisa na área da medicina intensivista. Por fim, a terceira são todas as curvas utilizadas nos Capítulos 2, 3 e 4 que foram retiradas do próprio SVVM. Por fim, a terceira são todas as curvas utilizadas nesta monografia, as quais foram retiradas do SVVM.

5.3 Perspectivas Futuras

Seguindo na mesma linha de pesquisa, após um bom treinamento na manipulação de ventiladores mecânicos, a grande dificuldade dos operadores é saber como configurar de forma eficiente um ventilador mecânico independente da situação e do paciente.

Atualmente a metodologia utilizada pelos médicos é a de tentativas e erros, ou seja, o médico com toda sua experiência e observação do quadro clínico do paciente tenta prever um modelo de configuração do ventilador. Após a configuração do mesmo, tenta ajustar o ventilador para que todos os parâmetros do modelo sejam satisfeitos, apenas utilizando as curvas de fluxo, volume e pressão e os dados coletados no monitor. Porém, este método é muito subjetivo e arcaico. Logo, um sistema que seja capaz de automaticamente prever um modelo de configuração correto para o ventilador, auxiliando o médico na sua avaliação da situação, constitui um importante contribuição na manipulação dos ventiladores mecânicos.

Na Figura 5.1, pode-se observar um modelo proposto de uma arquitetura, em alto nível, para o projeto.

A idéia do projeto é inicialmente coletar uma grande amostra de dados, experimentalmente, que determinem diferentes situações clínicas e a melhor metodologia de configuração do ventilador.

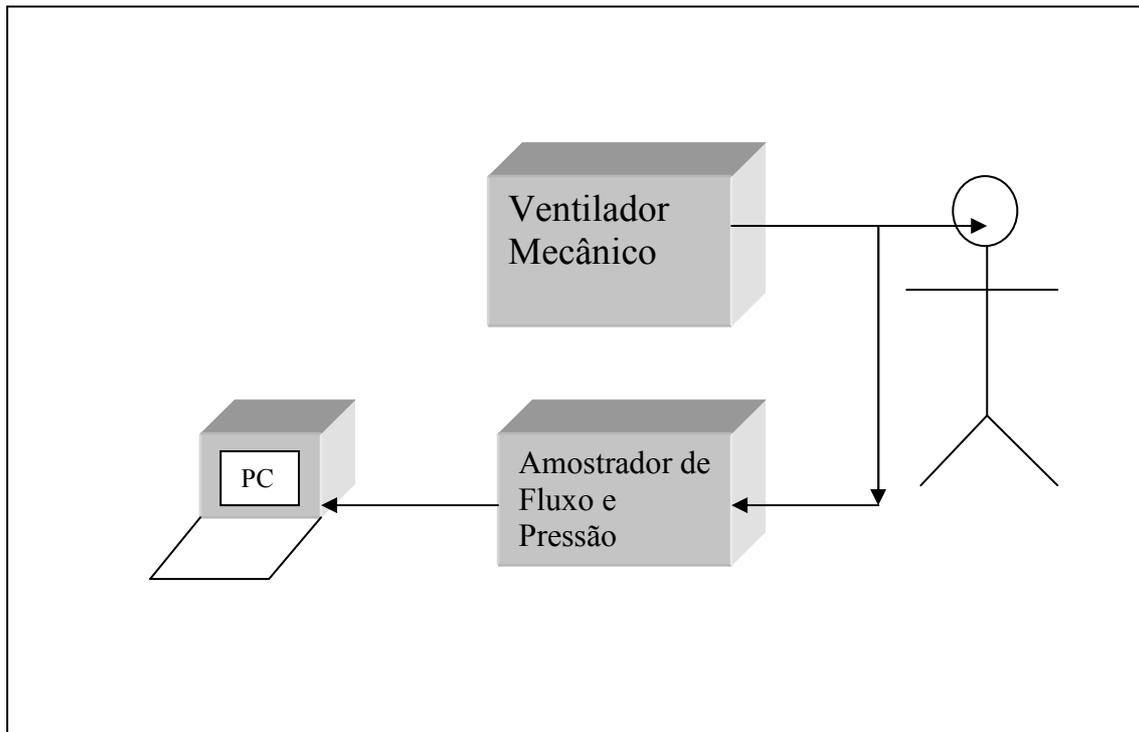


Figura 5.1: arquitetura proposta para o novo projeto.

Após o arranjo dos dados, o sistema coletaria em tempo real os sinais de fluxo e volume de um sistema paciente-ventilador. Com estes dados, algoritmos de reconhecimento de padrões usados para prever uma possível forma de configuração do sistema. Neste caso, o profissional avalia a resposta do sistema e pode aceitá-la ou não. Este sistema poderia diminuir e até mesmo evitar erros médicos e proporcionar maior segurança e confiabilidade para o paciente.

Outro projeto, também importante, mas de menor utilidade, é utilizar o sistema para prever se o paciente possui algum tipo de doença respiratória. Só que, para isto, além das curvas, o sistema também necessita que o médico disponibilize algumas informações sobre o paciente.

Referências Bibliográficas

- [1] MUSHIN, W. W; BAKER, L. R; THOMPSON, P. W; MAPLESON, W. W. *Automatic ventilation of the lungs*. 3rd Edition. St. Louis: Blackwell Scientific Publications, 1980.
- [2] BATES, J. H. T. *Lung mechanics: An inverse modeling approach*. New York: Cambridge University Press, 2009. 238 p.
- [3] AULER, C; AMARAL, G. *Assistência ventilatória mecânica*. São Paulo: Atheneu, 1995.
- [4] SOMMERVILLE, I. *Engenharia de software*. 8^a Edição. São Paulo: Pearson/Prentice Hall, 2007. 522 p.
- [5] PRESSMAN, R. S. *Engenharia de software*. 6^a Edição. São Paulo: McGraw-Hill, 2006. 720 p.
- [6] KOSCIANKI, A; SOARES, M. S. *Qualidade de software*. 2^a Edição. São Paulo: Novatec, 2007. 395 p.
- [7] DEITEL, H. M; DEITEL, P. J. *Java: Como programar*. 6^a Edição. São Paulo: Pearson, 2006. 1110 p.
- [8] SERSON, R. R. *A Bíblia: Certificação JAVA 6*. Rio de Janeiro: Brasport, 2009.
- [9] HORSTMANN, C. S. *Core Java: volume I – fundamentos*. 8^a Edição. São Paulo: Pearson, 2009. 383 p.
- [10] KERIEVSKY, J. *Refatoração para padrões*. Porto Alegre: Bookman, 2008. 400 p.

- [11] THAYER, R. H; CHRISTENSEN, M. J. *Software engineering*. 3rd Ed. Hoboken, NJ: IEEE Computer Society, 2005.
- [12] FREEMAN, E; SIERRA, K; BATES, B. *Use a cabeça!: padrões e projetos*. 2^a Edição. rev. Rio de Janeiro: Alta Books, 2007. 495 p.
- [13] SIERRA, K; BATES, B. *Use a cabeça! Java*. 2^a Edição. Rio de Janeiro: Alta Books, 2007. 470 p.
- [14] BONASSA, J. *Mathematical model for a new mode of artificial ventilation: Volume assisted pressure supported ventilation – a comparative study*. Art. Org. 19: 256-62. 1995.
- [15] TANENBAUM, S. A. *Sistemas operacionais modernos*. 2^a Edição. São Paulo: Prentice Hall, 2003.
- [16] PILBEAN, S. P. *Mechanical ventilation: Physiological and clinical applications*. 2nd Edition. St. Louis: Mosby-Year Book, 1992.