

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE**

CAROLINE LEITÃO RIELLA

**SISTEMA DE APOIO À DECISÃO NA MONITORAÇÃO
DO PACIENTE EM ASSISTÊNCIA VENTILATÓRIA INVASIVA**

**PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**CURITIBA
2007**

CAROLINE LEITÃO RIELLA

**SISTEMA DE APOIO À DECISÃO NA MONITORAÇÃO
DO PACIENTE EM ASSISTÊNCIA VENTILATÓRIA INVASIVA**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Área de Concentração: Sistema de Apoio à Decisão

Orientador(a): Prof(a). Dr(a). Vera Lucia Israel
Co - Orientador: Prof. Dr. João da Silva Dias

CURITIBA

2007

FICHA CATALOGRÁFICA

RIELLA, Caroline Leitão. *SISTEMA DE APOIO À DECISÃO NA MONITORAÇÃO DO PACIENTE EM ASSISTÊNCIA VENTILATÓRIA INVASIVA*. Curitiba, 2007.// (Dissertação – Mestrado – Tecnologia em Saúde – Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde).

ORIENTADOR: Vera Lucia Israel

DESCRITORES: 1. Sistema de Apoio à Decisão. 2. Redes Bayesianas. 3. Ventilação mecânica. 4. Monitoração ventilatória. I. Israel, Vera Lucia, orient. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Tecnologia em Saúde. III. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Caroline Leitão Riella

**SISTEMA DE APOIO À DECISÃO NA MONITORAÇÃO DO PACIENTE EM ASSISTÊNCIA
VENTILATÓRIA INVASIVA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em
Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do
Paraná, como pré-requisito para a obtenção do título de mestre
em Tecnologia em Saúde.

Banca examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

*“Teus pensamentos e vontades são a
chave de teus atos e atitudes.
São as fontes de atração e repulsão na tua
jornada vivência.
Não reclames nem te faças de vítima.
A mudança está em tuas mãos.
Embora ninguém possa voltar e fazer um
novo começo, qualquer um pode começar
agora e fazer um novo final.”*

(Chico Xavier)

Dedicatória

*A meus pais e irmão; meus alicerces.
A minha avó (in memoriam); minha
guia.*

*Ao Rafael Oechsler; minha inspiração
contínua.*

A Ana Amélia; meu melhor presente.

A Deus; o grande sentido da vida.

AGRADECIMENTOS

A minha família, por me proporcionar o lar que preciso, ancorado em valores justos e íntegros para seguir minha caminhada. A minha mãe, Janice, minhas memórias mais deliciosas vêm de você. Obrigada por fazer-me desapaixonar dos medos, por nunca deixar-me só. A meu pai, Humberto, meu exemplo. Obrigada por fazer-me acreditar num projeto de vida, por fazer-me apaixonada pela dança da vida.

Ao Rafael Oechsler, por deixar um pouco de si mesmo e levar o muito de mim. Obrigada pelas evidências de que duas almas não se encontram por acaso, mesmo distantes.

Aos meus amigos incansáveis, alguns que se destacam como almas que atraí, conforme afinidades, Carol Pereira; a minha estrela mais brilhante. Ana Amélia Prestes; palavras são desnecessárias. Muito obrigada.

Aos demais amigos e similarmente indispensáveis, Lucelene Lopes, Andreane Barbosa, Regiane Vidal. Obrigada pela paciência e aprendizado diários.

A Professora e amiga Ana Paula Cunha Loureiro. Obrigada por recolher-me, eleger-me, compreender-me, abraçar minhas causas e por modificar tudo aquilo que nos rodeia a profissão.

Aos meus orientadores, Profa. Dra. Vera Lucia Israel e Prof. Dr. João da Silva, na intersecção de seus conhecimentos. Obrigada pelas orientações, mesmo perante tantas adversidades durante a pesquisa.

Aos amigos da PUCPR.

A Professora Raquel Stasiu. Obrigada pelo tempo dispendido para comigo, pelas risadas em meio ao desespero.

Aos profissionais que dispuseram parcela de seu tempo para a validação desta pesquisa.

A vida, por tornar-se única aos meus olhos a cada novo desafio conquistado.

SUMÁRIO

Listas	ix
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. OBJETIVO GERAL	3
1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	3
2. REVISÃO DE LITERATURA	4
2.1. PRINCÍPIOS BÁSICOS DOS VENTILADORES MECÂNICOS	5
2.1.1 Modos Básicos	7
2.1.2. Parâmetros	9
2.2. AVANÇOS NA VENTILAÇÃO MECÂNICA	11
2.3 A MONITORAÇÃO DURANTE A ASSISTÊNCIA VENTILATÓRIA	12
2.3.1 Parâmetros Gerais e Específicos de Monitoração Ventilatória	15
2.4. A MONITORAÇÃO DURANTE O PROCESSO DE DESMAME	17
2.5. VARIÁVEIS DETERMINANTES NO CONTROLE BÁSICO DO VENTILADOR	18
2.6 A MONITORAÇÃO SEGUNDO DIFERENTES PATOLOGIAS	19
2.7 SISTEMA DE APOIO À DECISÃO	20
2.8 INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL	22
2.9 SISTEMA ESPECIALISTA	24
2.9.1 Aquisição do Conhecimento	26
2.9.2 Teorema de Bayes	26
2.10 REDES BAYESIANAS	28
2.10.1 Ferramentas	30
2.11 SISTEMAS DE APOIO À DECISÃO EM VENTILAÇÃO MECÂNICA	33
3. METODOLOGIA	35
3.1 O PROCESSO	35
3.2 SELEÇÃO DAS VARIÁVEIS	37
3.3 FORMAÇÃO DA BASE DE CASOS	40
3.4 ESCOLHA DA TÉCNICA DE REPRESENTAÇÃO DO CONHECIMENTO - INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL	41
3.5 SHELL NETICA	42
3.6 AVALIAÇÃO DO SISTEMA	44
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	48
4.1 GERAÇÃO DOS ALERTAS POR ÁRVORE DE DECISÃO	50
4.2 AVALIAÇÃO DO SISTEMA	54
4.3 SENSIBILIDADE DA SAÍDA PARA CADA UMA DAS ENTRADAS	63
5. CONCLUSÕES	65
5.1 LIMITAÇÃO DO ESTUDO	67
5.2 TRABALHOS FUTUROS	67
5.3 PUBLICAÇÕES	68
REFERÊNCIAS	69
ANEXOS	76

Listas

Lista de Figuras

Figura 1 Representação esquemática de um ventilador conectado ao paciente.....	6
Figura 2 Representação dos modos ventilatórios.....	9
Figura 3 Classificação do Sistema de Apoio à Decisão.....	22
Figura 4 Sentido das conexões da Rede Bayesiana.....	28
Figura 5 Representação gráfica dos nós e arcos que compõem uma Rede Bayesiana.....	29
Figura 6 Diagrama de atividades no processo de monitoração ventilatória.....	37
Figura 7 Parte qualitativa da RB.....	43
Figura 8 Parte quantitativa da RB.....	44
Figura 9 Ilustração da geração de alertas na presença da gasometria.....	51
Figura 10 Ilustração da geração de alertas na presença das variáveis FR, Pmax, SatO ₂	52
Figura 11 Ilustração da geração de alertas na presença das variáveis FR, VC, SatO ₂	53
Figura 12 Rede Bayesiana.....	54
Figura 13 Curva ROC paraALERTA_INESPECÍFICO.....	56
Figura 14 Curva ROC para ALERTA_A1.....	58
Figura 15 Curva ROC para ALERTA_NAOGERA.....	60

Lista de Quadros

Quadro 1 Variáveis na monitoração ventilatória.....	19
Quadro 2 Variáveis previamente selecionadas na literatura como atributos da classe Mecânica Respiratória.....	39
Quadro 3 Variáveis previamente selecionadas na literatura como atributos da classe Troca Gasosa.....	39
Quadro 4 Variáveis previamente selecionadas na literatura como atributos da classe Sinais Vitais.....	39
Quadro 5 Variáveis previamente selecionadas na literatura como atributos da classe Função Ventilatória.....	39
Quadro 6 Registro dos parâmetros e variáveis trazidos pelos especialistas.....	40
Quadro 7 Resultados das variáveis mediante literatura e entrevista.....	49

Lista de Tabelas

Tabela 1 Tabela 2X2.....	45
Tabela 2 Tabela 2X2 modelo ALERTA_INESPECÍFICO.....	55
Tabela 3 Tabela 2X2 modelo ALERTA_A1.....	57
Tabela 4 Tabela 2X2 modelo ALERTA_NAOGERA.....	59
Tabela 5 Sensibilidade do alerta a cada uma das variáveis de entrada.....	63

GLOSSÁRIO

PaO₂: Pressão arterial de oxigênio
PaCO₂: Pressão arterial de gás carbônico
FiO₂: Fração inspirada de oxigênio
PaO₂/FiO₂: Índice de Tobin
PaO₂[(A-a)2]: Diferença alvéolo-arterial
PEEP: Pressão Positiva Expiratória final
PIC: Pressão Intracraniana
pH: Relação ácido-básico
PA: Pressão Arterial
Pressão cuff: Pressão do cuff
Glasgow: Escala de coma
FR: Frequência Respiratória
FC: Frequência Cardíaca
Vce: Volume Corrente espontâneo
P_{max}: Pressão Máxima
Pe_{max}: Pressão expiratória máxima
Pi_{max}: Pressão inspiratória máxima
Te: Tempo expiratório
Ti: Tempo inspiratório
I:E: Relação inspiração/expiração.

RESUMO

A ventilação mecânica do paciente é uma prática rotineira em diversas Unidades de Terapia Intensiva e inspira decisões importantes quanto à sua correta execução. Na área da saúde, a monitoração do paciente em assistência ventilatória constitui um importante problema, haja vista que as informações que se têm são freqüentemente subjetivas. Desta forma o processo de monitoração e a tomada de decisão não são tomados com a posse de todo o conjunto de informações necessárias ao sucesso. A falta de informação associada à complexidade do processo exige a busca pela aquisição de informações complementares. O objetivo do trabalho foi garantir um apoio tecnológico, a partir da validação de um sistema de apoio à decisão, que auxilie o profissional da saúde a monitorar pacientes críticos em assistência ventilatória invasiva, ajudando-os a determinar as variáveis do processo de monitoração e a efetividade da prática na tomada de decisão. Modelou-se um Sistema de Apoio à Decisão (SAD), tendo como técnica de Inteligência Artificial as Redes *Bayesianas*, por trabalhar satisfatoriamente com a incerteza, domínio de conhecimento do presente estudo. A avaliação e levantamento das variáveis necessárias ao processo de tomada de decisão antecederam a modelagem do SAD. Caracterizou-se um fluxo de atividades envolvidas na monitoração. No processo de treinamento e avaliação do sistema utilizou-se uma base com 50 casos, criados a partir de um conjunto de cenários e variáveis selecionadas em entrevistas com os profissionais. Dos 50 casos da base, 10 casos compuseram o grupo_PADRÃO OURO e os demais 40 casos foram utilizados no treinamento da rede. O sistema obteve um desempenho nos testes de validade, sensibilidade e especificidade elevadas (100%). O SAD foi capaz de alertar o profissional quanto à mudança de parâmetros, de modalidade ou ambos, servindo ainda, como um importante controlador de falhas no processo de monitoração ventilatória.

Palavras-chave: Sistema de Apoio à Decisão, Redes Bayesianas, Ventilação Mecânica, Monitoração Ventilatória.

ABSTRACT

The mechanical ventilation is a routine practice in several Intensive Therapy Units and it inspires important decisions with relationship to your correct execution. In the area of the health, the electric outlet of monitorization consists of an important problem, have seen that the medical information is frequently subjective. Monitorization and decision outlet are rarely made with the ownership of the whole group of necessary information to the success. The lack of information associated to the complexity requires to searching of complementary informations. The purpose of this study was to guarantee support technological, from of the decision support system, to help health professional at monitoring critical patients in mechanical ventilation, helping them to determine variables of monitoring process and the effectiveness of the practice on the decision. A Decision Support System was modeled (DSS), having Bayesian Network as technique of Artificial Intelligence, once it works satisfactorily with uncertainty, present inside of the domain knowledge. The validation and accomplishment of variables necessities on the decision support preceding modeling of DSS, distinguishing a flow activities that surrounded the monitorization. To validation system was used a base of 50 test cases, created from collection of sceneries and variables selected from interview with professionals. Of these 50 base of cases, 10 cases constitute the group_GOLD STANDARD. The system acquired on tests' validity, high sensibility and specificity (100%). The DSS was able to alert the professional on change of variable, modality or both, attending yet as an important control of mistakes on the ventilatory monitoring process.

Key-words: Decision Support System, Baysien Network, Mechanical Ventilation, Ventilatory Monitorization.

1. Introdução

O ato de monitorar o paciente é um processo sistemático de observação e interpretação da evolução das condições do paciente, com o objetivo de manter a condição atual ou modificá-la com base nos achados clínicos considerados ótimos para o paciente (BLOM, 2004).

A assistência ventilatória mecânica corresponde a uma das intervenções mais comuns dentro das Unidades de Terapia Intensiva, e um terço dos pacientes apresenta dificuldades no estabelecimento e manutenção adequados ao suporte ventilatório (FRAZIER *et al.*, 2006).

Aproximadamente 96% dos pacientes internados em Unidades de Terapia Intensiva, fazem uso da ventilação mecânica durante o período de hospitalização e 30% dos pacientes em assistência ventilatória invasiva experimentam dificuldades na descontinuidade do suporte ventilatório (FRAZIER *et al.*, 2006).

Variáveis habituais, como frequência respiratória, saturação de oxigênio, pressão arterial de gás carbônico, volume corrente são conhecidas na monitoração de pacientes em assistência ventilatória e estendem-se, principalmente, a pacientes com hipoxemia, hipercapnia, e/ou distúrbios cardiorrespiratórios. O sucesso é definido conforme a condição clínica dos pacientes e análise das variáveis. Porém, muitas vezes, estas variáveis falham em prever o sucesso na descontinuidade do paciente da ventilação mecânica (INC, 1999).

Diversos parâmetros podem, ainda, ser usados para monitorar pacientes em uma unidade de terapia intensiva. Dentre eles destacam-se a monitoração das trocas gasosas, capacidade neuromuscular respiratória, mecânica respiratória e esforço respiratório durante a ventilação mecânica (JUBRAN, 1999).

A monitoração dos mesmos torna-se, portanto, dependente de um processo de realimentação e mensuração de variáveis, na interpretação das mesmas e na escolha da terapia, constituindo-se de um processo decisório e de ajustes da terapia

selecionada, conforme a patologia e as características clínicas e físicas do paciente (NOZAWA, 2003; BLOM, 2004).

O processo de instalação da ventilação mecânica e seu período de manutenção passam por constantes revisões e sistematizações consensuais, mediante uma gama de patologias e uma variedade de técnicas consideradas essenciais como recursos de suporte ventilatório (II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, 2000).

Resultados mostram que não existe uma decisão concreta quanto à definição de ferramentas simples e eficientes na monitoração dos pacientes. Estas evidências corroboram com a necessidade de estudos e protocolos de monitoração em pacientes críticos de Unidades de Terapia Intensiva (GOODMAN, 2006).

O diagnóstico clínico constitui-se de um processo, exigindo, desta forma, uma continuidade, haja vista que as condições dos pacientes não são eventos contínuos e estáveis no tempo e sim, um processo dinâmico (BLOM, 2004).

Evidências denotam que a implementação de condutas padronizadas durante a ventilação mecânica, bem como rotinas e protocolos guiados por profissionais da saúde, são medidas efetivas na abreviação do tempo de ventilação mecânica (SCHETTINO, 2004).

Acredita-se, portanto, que a falta de uma rotina e padronização das variáveis para monitoração dos pacientes seja capaz de prolongar a duração deste processo, ou até mesmo impedir o sucesso na retirada do paciente do ventilador mecânico.

Utilizando-se da informática médica no ato de monitorar, é possível contribuir, significativamente, neste conjunto de métodos, objetivando a demonstração das alterações funcionais, de maneira idealmente contínua e precoce. Por meio do apoio ao processo decisório, é possível assegurar que os objetivos da ventilação mecânica sejam atendidos, auxiliando na definição de técnicas de ventilação e parâmetros de ajuste, visando a prevenção de complicações (II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, 2000).

Os Sistemas de Apoio à Decisão (SAD) são sistemas informatizados interativos, constituindo-se de ferramentas de apoio ao profissional ou gestor nas atividades de tomada de decisão, sem, porém, substituir o tomador da decisão (ADRATT, 2006).

Na medicina, a utilização de sistemas de apoio à decisão pode contribuir no auxílio à decisão durante a assistência ventilatória mecânica de pacientes críticos e/ou condições específicas dentro de Unidades de Terapia Intensiva.

1.1. OBJETIVO GERAL

O objetivo geral desta dissertação consiste na concepção de um sistema de monitoração por meio de um Sistema Especialista que auxilie os profissionais da saúde de Unidades de Terapia Intensiva no acompanhamento, monitoração e tomada de decisão na assistência ventilatória mecânica invasiva.

1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos são:

- ❖ estudar e definir um conjunto de variáveis na monitoração do paciente em assistência ventilatória invasiva;
- ❖ estudar e definir o processo de tomada de decisão em ventilação mecânica;
- ❖ especificar e implementar um sistema de apoio à decisão que represente adequadamente o tratamento da incerteza no processo de decisão do profissional da saúde;
- ❖ elaborar uma base de casos com as variáveis monitoradas durante a ventilação mecânica, por meio de entrevistas, para posterior validação, a fim de se ter subsídios para comparar o desempenho do sistema em relação aos especialistas.

2. Revisão de Literatura

A aplicação de técnicas de Inteligência Artificial no auxílio a problemas médicos é um grande desafio tanto para especialistas como para os profissionais da saúde (AIM, 2002). O conhecimento médico, tratando-se da ventilação mecânica é vasto e está em constante mudança.

A modelagem de um sistema de apoio à decisão é uma tarefa complexa; dentre seus objetivos está a busca por evidências científicas que condizem com a prática clínica. O desenvolvimento de um conhecimento computacional de apoio à decisão durante a assistência ventilatória mecânica em pacientes críticos faz parte deste objetivo, ou seja, faz parte da busca por retratar um consenso que não corrobora com o cotidiano clínico.

Os temas relacionados à ventilação mecânica invasiva são de suma importância para a ciência, uma vez que apresentam os elementos principais para a uniformização de terminologias e melhoria no embasamento teórico-prático sobre o controle do paciente em assistência ventilatória.

Apresentam-se, neste capítulo, tópicos importantes para o entendimento e compreensão do estudo em questão. Temas relacionados ao processo de ventilar, como ventiladores artificiais, ventilação mecânica, monitoração ventilatória, são tratados na estrutura deste trabalho. Sistemas de apoio à decisão, inteligência artificial e sistemas especialistas, bem como a utilização da inteligência artificial no auxílio e apoio à monitoração do paciente durante a assistência ventilatória invasiva compõem os tópicos pertinentes à tecnologia do estudo.

2.1. PRINCÍPIOS BÁSICOS DOS VENTILADORES MECÂNICOS

As indicações primárias de um paciente internado para ventilação artificial são divididas em categorias conforme as doenças consideradas mais complexas e mais severas, como falência respiratória aguda (66% dos pacientes), coma (15% dos pacientes), doença pulmonar obstrutiva crônica exacerbada (13% dos pacientes), disfunções neuromusculares (5% dos pacientes) e problemas cardíacos (MARTIN, 2002; PEIGANG, 2002; HOFFMAN *et al.*, 2005).

O objetivo primordial da ventilação mecânica é diminuir o trabalho respiratório e reverter a hipoxemia ou a progressão de uma acidose respiratória aguda, aliviando total ou completamente o trabalho respiratório do paciente (BONASA, 2000; MARTIN, 2002; PEIGANG, 2002).

Conectando-se o ventilador ao paciente, o mesmo passa a ser controlado pelos painéis de controle e monitorado pelos transdutores de pressão e fluxo. As válvulas de fluxo e exalação são controladas pela CPU do ventilador, e, conectadas aos ramos inspiratório e expiratório, responsáveis pela inalação e exalação. Assim, na fase inspiratória do paciente, a válvula de fluxo se abre, fechando-se, consecutivamente, durante a exalação (BONASA, 2000).

A representação esquemática do funcionamento de um ventilador conectado ao paciente está mostrada na Figura 1.

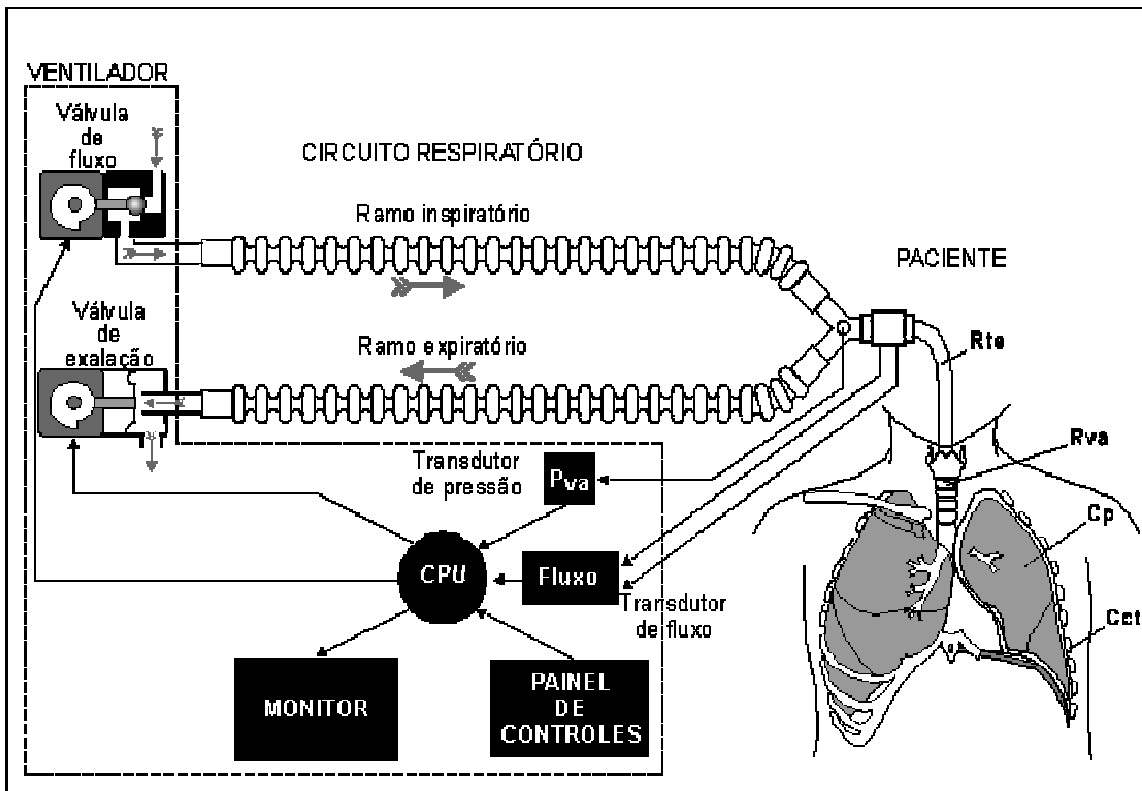


Figura 1: Representação esquemática de um ventilador conectado ao paciente.
 Fonte: BONASA, 2000.

Onde:

Rte – Resistência do tubo endotraqueal. Representa a resistência que o paciente entubado deve vencer, ou seja, resistência, esta, exercida pelo tubo do ventilador.

Rva - Resistência da via aérea do paciente.

Cct - Complacência estática do pulmão do paciente. É a medida da elasticidade do pulmão e da caixa torácica em situação de repouso (LÓPES-HERCE, 2003).

Cp - Complacência dinâmica do pulmão do paciente. É a medida da elasticidade do pulmão e da parede torácica mais a resistência das vias aéreas (LÓPES-HERCE, 2003).

Os ventiladores, em geral estão ficando cada vez mais compactos e tecnologicamente complexos. Usuários que manipulam os mesmos vêm preferindo representações gráficas que permitem observações e análises visuais que representem a interação paciente-ventilador e as curvas respiratórias. Os ventiladores, por fim, têm respondido às exigências trazidas pelos profissionais, a fim de se chegar a execuções mais corretas e próximas do ideal de ventilação para o paciente (MATHEWS, 2000).

2.1.1 Modos Básicos

Os pacientes que recebem suporte ventilatório geralmente são ventilados em modos básicos conhecidos como: assistido-controlado, ventilação intermitente sincronizada ou pressão de suporte. As duas últimas modalidades podem ser usadas simultaneamente.

No modo controlado, o ventilador inicia um ciclo controlado a cada janela de tempo, dada uma frequência respiratória já programada (BONASA, 2000).

A ventilação assistido-controlada é a mais amplamente utilizada. Nesta modalidade o ventilador oferece um volume determinado de oxigênio quando o paciente se encontra sob esforço inspiratório ou de maneira independente, se o esforço não acontecer dentro do tempo pré-determinado (MARTIN, 2002).

Dessa forma, o ventilador oferece ciclos controlados e assistidos, já que na ausência de esforço inspiratório do paciente, o ventilador pode manter os ciclos controlados na frequência programada (BONASA, 2000).

Um aspecto importante neste modo ventilatório é que se faz necessária uma frequência respiratória e a programação do nível de sensibilidade assistida ou “trigger” do ventilador para que seja possível o reconhecimento do esforço inspiratório do paciente (BONASA, 2000).

No modo de ventilação intermitente sincronizada (SIMV), o ventilador disponibiliza ciclos controlados, assistidos e espontâneos, também fazendo uso de janelas de tempo. A diferença do modo assistido para o controlado é que a janela de tempo não é reiniciada a cada ciclo, assim as janelas de tempo mantêm-se fixas (BONASA, 2000).

Neste modo, o profissional da saúde controla o número de respirações de acordo com um volume fixo disponibilizado pelo ventilador, entre as respirações, o paciente é capaz de respirar espontaneamente (MARTIN, 2002).

A modalidade de ventilação de pressão suporte oferece assistência ventilatória, porém, difere das demais por disponibilizar um nível de pressão (menor do que volume) capaz de garantir um esforço respiratório espontâneo ao paciente. O nível de pressão

disponibilizado pelo ventilador é geralmente ajustado de acordo com as mudanças na frequência respiratória do paciente. Assim, a frequência determina o nível de pressão satisfatório para o descanso da musculatura respiratória, em níveis recomendados de 16 a 30 respirações por minuto (MARTIN, 2002).

A pressão de suporte visa complementar o esforço do paciente, permitindo que sejam vencidas as forças resistivas e elásticas do sistema respiratório e da ventilação. Considerando que a soma do esforço inspiratório e da pressão suporte seja representada pela força motriz do ciclo, dada uma determinada demanda inspiratória do paciente. A pressão de suporte pode ser ajustada para propiciar desde um suporte total até ausência de pressão suporte (BONASA, 2000).

Dentre as modalidades de assistência ventilatória espontânea existem técnicas que variam desde técnicas tradicionais, como por exemplo, aplicadas de forma rápida e gradual por tubo T, até técnicas menos convencionais, como por exemplo, a pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) (ELY *et al.*, 1996).

A modalidade de ventilação por pressão positiva contínua (CPAP) tem sido estudada como uma importante técnica para facilitar o processo de desmame (DEAN HESS, 2001).

O CPAP é considerado um método terapêutico que proporciona uma diminuição do trabalho respiratório (AZEREDO, 1997) e representa um importante passo no desmame de pacientes sob assistência ventilatória (SUTTON *et al.*, 2005).

Nesta modalidade ventilatória o paciente respira de forma espontânea. A pressão da via aérea eleva-se em relação à pressão atmosférica a fim de aumentar a capacidade residual funcional. O fluxo é administrado uma única vez até alcançar o nível pré-determinado de sensibilidade (CELIS, 2006).

A representação gráfica de cada modo ventilatório, de forma geral, bem como as curvas de pressão exercidas em cada modalidade ventilatória são mostradas na Figura 2.

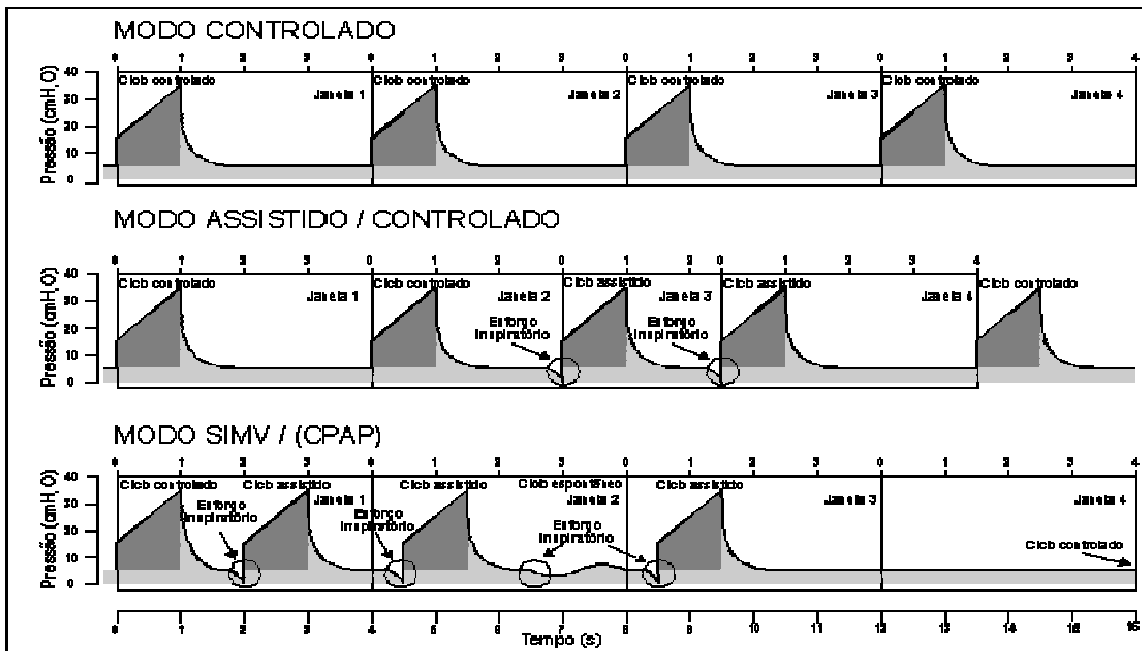


Figura 2: Representação dos modos ventilatórios.
Fonte: BONASA, 2000.

Nota-se que, no modo Controlado, a cada janela de tempo, pré-definida a partir de uma frequência respiratória programada, o ventilador inicia um ciclo respiratório (inspiração – expiração) controlado. Já no modo Assistido – Controlado, o ventilador inicia um ciclo assistido na ocorrência de esforço respiratório do paciente, definida pela presença de pressão negativa. Ao final da janela de tempo, na ausência de esforço, um novo ciclo respiratório é iniciado. Nas modalidades SIMV e CPAP, o primeiro, refere-se a ciclos assistidos, na presença de esforços inspiratórios, intercalados a ciclos espontâneos. O modo CPAP permite apenas ciclos espontâneos (sem janelas de tempo) a uma frequência respiratória ajustada a zero, ou seja, a frequência respiratória é imposta pelo paciente (BONASA, 2000).

2.1.2. Parâmetros

Alguns parâmetros são considerados determinantes no controle básico do paciente em ventilação mecânica.

É descrito que os parâmetros mais comuns avaliados na assistência ventilatória são: frequência respiratória, pressão arterial, saturação de oxigênio e as variáveis

relacionadas à análise gasométrica. Porém, deve-se fazer jus a aferição de outros parâmetros como volume corrente espontâneo, volume minuto e pressão máxima, por exemplo (REA NETO *et al.*, 2004).

Para que o paciente seja monitorado, o ventilador deve ser configurado para fornecer as curvas de ventilação do paciente. Os parâmetros apresentados pelo paciente, como a duração das fases inspiratória e expiratória (relação I:E), o tipo de forma de onda desejada, o volume de ar disponibilizado, o volume-minuto desejado e o nível de PEEP (pressão positiva no final da expiração) são variáveis trazidas pelo próprio ventilador conectado ao paciente (BUTTON, 2002).

Já, através de outros equipamentos como oxímetro de pulso, capnógrafo, tela para monitoração das curvas fluxo-volume-pressão, monitor de pressão esofágica e gasometria (exame laboratorial) é possível se obter outros valores que caracterizam a função respiratória e ventilatória do paciente acometido por uma patologia (INFANTINI, 2006).

A Pressão Positiva Expiratória Final ou no Final da Expiração (PEEP) é um parâmetro ativo nas respirações controladas ou assistidas, responsável por manter um nível de pressão positivo ao final da expiração completa do paciente (cmH₂O) (PEREL, 1994).

Os tempos inspiratório e expiratório é o tempo de inspiração e expiração do paciente, respectivamente, medido em segundos.

A frequência respiratória reflete as incursões respiratórias por minuto do paciente. Admite-se um limiar inferior ou igual a 25-30 respirações por minuto (rpm), como preditor de normalidade (EMMERICH, 1998; CELIS, 2006).

A pressão máxima é um parâmetro que permite a pressão de ar a ser enviada ao paciente, geralmente apresentado em cmH₂O (EMMERICH, 1998).

O volume – minuto fornece informações a respeito da demanda imposta ao sistema respiratório do paciente, em conjunto com a PaO₂, ou seja, representa a demanda de ar que entra nos pulmões do paciente por minuto. Valores limítrofes de volume minuto para pacientes são de 6 litros a 10 litros/minuto (EMMERICH, 1998).

2.2. AVANÇOS NA VENTILAÇÃO MECÂNICA

Novas modalidades de ventilação vêm sendo introduzidas na monitoração da oferta de oxigênio e do esforço do paciente durante a assistência ventilatória (JUBRAN, 1999; TOBIN, 2001).

Essas modalidades envolvem mais do que a modificação na maneira de ventilar o paciente com pressão positiva, preocupando-se também com a oferta de oxigênio e sua relação com o esforço respiratório do paciente. A proposta está em promover o descanso à musculatura respiratória, garantindo adequada oferta de oxigênio ao mesmo. A intenção é prevenir danos pulmonares e proporcionar uma melhor interação entre o paciente e o ventilador, prioridade e desafio dos profissionais envolvidos no processo de ventilar (TOBIN, 2001).

A redução do esforço respiratório e o perfeito sincronismo com o ritmo respiratório são possíveis quando o período de insuflação mecânica coincide com a duração do esforço inspiratório; e o período de inatividade mecânica coincide com o tempo expiratório do paciente.

As dificuldades no sincronismo e interação paciente-ventilador podem acarretar num aumento do esforço inspiratório do paciente e no fluxo de oxigênio ofertado pelo ventilador durante a inspiração, modificando as curvas inspiração-expiração (TOBIN, 2001).

A partir de 1990 começaram a aparecer os resultados da redução de 60% no índice de mortalidade em pacientes portadores de síndrome do desconforto respiratório agudo (SARA) ventilados com uma mudança no parâmetro relacionado ao volume tidal. Em seguida, a ventilação em valores de volume convencionais (12 ml por quilograma de peso) e em valores reduzidos (menor que 6 ml por quilograma de peso), mostrou uma redução da mortalidade em 46% com um volume tidal reduzido (TOBIN, 2001).

A discrepância dos resultados mediante novas maneiras de ventilar possibilitou o aparecimento de outras modalidades ventilatórias na intenção de otimizar a interação paciente - ventilador (JUBRAN, 1999; TOBIN, 2001).

Todas as modalidades são baseadas em uma progressiva redução da participação do aparelho e um aumento gradativo do esforço respiratório do paciente. Não existem, porém, até o momento, informações objetivas que consagrem uma modalidade como método de sucesso, em relação aos outros. Assim, persiste a controvérsia entre autores e os resultados apresentados em diversas pesquisas (WERTHER, 1997).

2.3 A MONITORAÇÃO DURANTE A ASSISTÊNCIA VENTILATÓRIA

Para um adequado tratamento do paciente grave ventilado artificialmente é de fundamental importância o controle do mesmo, e para isso é essencial a sua monitoração respiratória à beira do leito (II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, 2000).

Define-se a monitoração respiratória como a observação contínua e intermitente do comportamento ou da função do paciente, de extrema importância para traçar uma conduta e observar a evolução da doença (SARMENTO, 2005).

De uma forma geral, o acompanhamento de tomada de decisão na monitoração do paciente em assistência ventilatória invasiva, vai do estado inicial do paciente, ou seja, início na ventilação mecânica, com todos os íterins deste processo, até a extubação do paciente.

Os íterins presentes na ventilação do paciente decorrem das incertezas no processo de monitoração e são fatores importantes e difíceis de serem gerenciados pelos profissionais de saúde. As desvantagens que cercam esta incerteza aumentam a permanência do paciente no ventilador, desenvolvendo o risco de uma pneumonia e prorrogando o tempo de internação dos pacientes nas Unidades de Terapia Intensiva (GOODMAN, 2006).

A falência múltipla de órgãos acontece na maioria dos pacientes ventilados durante um tempo prolongado, resultando em eventos catastróficos de mortes por hemorragia e embolismo pulmonar (HALL; ROCKER, 2000).

Os clínicos devem estar, portanto, conscientes das características e desempenho dos ventiladores em cada tipo de paciente, e devem saber interagir com o ventilador e as mudanças dos parâmetros de impedância pulmonar, apresentadas por seus pacientes. Em situações específicas, por exemplo, como diminuição acentuada da complacência (pulmão restritivo), ou aumento da resistência das vias aéreas (pulmão obstrutivo), as falhas ocorrem mais comumente e em maior número (COELHO, 1995).

Quando se trata de pacientes de uma Unidade de Terapia Intensiva é comum que se diga que o monitor do paciente é o profissional da saúde responsável pelo controle do paciente (BLOM, 2004). Isto implica na extrema noção que o profissional da saúde deve ter de suas responsabilidades no completo controle dos estágios de monitoração do paciente (BLOM, 2004).

Para RINCÓN (2005) o processo de ventilação do paciente deve ser entendido como um processo completo que demanda um trabalho interdisciplinar e intersetorial, que não compete somente aos profissionais da saúde tradicionais aos cuidados da reabilitação, mas também compete a muitos outros profissionais de diferentes setores – como profissionais da engenharia, tecnologia e demais áreas.

Dentro de uma equipe multiprofissional, as principais responsabilidades de um profissional são: manter a vigilância contínua e sistemática; execução e elaboração de planos de cuidados, e cuidados relacionados à via aérea artificial e controle do paciente (ZUÑIGA, 2005).

Apesar de um estreito limiar entre os papéis exercidos pelos profissionais na monitoração dos pacientes em assistência ventilatória, o principal objetivo da monitoração respiratória segundo GAMBAROTO (2005) está em mostrar a oferta de oxigênio, ventilação alveolar, mecânica respiratória e avaliação da oxigenação sanguínea.

Uma das mais freqüentes razões para a instituição da ventilação mecânica é promover a diminuição do trabalho respiratório destes pacientes (TOBIN, 2001). Entende-se como trabalho respiratório, a capacidade dos pulmões em expandir-se, vencendo as forças elásticas, a viscosidade, a parede torácica e a resistência imposta pelas vias aéreas. A monitoração do trabalho respiratório faz-se, principalmente,

através da observação dos sinais apresentados pelo paciente e graficamente pela curva volume-pressão representada no respirador (LÓPEZ-HERCE CID, 2003).

O trabalho respiratório informa o esforço respiratório realizado pelo paciente para conseguir o volume-minuto e orienta acerca da necessidade de modificação da assistência ventilatória e/ou parâmetros ventilatórios (LÓPEZ-HERCE CID, 2003).

Assim como o trabalho respiratório, outra medida de controle em relação ao esforço do paciente é o bloqueio neuromuscular, iniciado a fim de se eliminar qualquer esforço respiratório através de uma ventilação controlada. Bloqueadores neuromusculares predispõem o paciente a numerosos riscos, e a determinação das variáveis na ventilação assistida de maneira correta exige dispêndio de tempo (TOBIN, 2001).

O tempo gasto pelos profissionais na determinação das variáveis e parâmetros ideais a serem utilizados durante a ventilação mecânica, não permite completo sucesso na verificação e eminência de possíveis problemas, quando os parâmetros desviam-se da normalidade, ou seja, dos valores preditos na literatura (BLOM, 2004).

Quando um problema é detectado com 100% de confiabilidade, onde as possibilidades para resolução dos mesmos são especificadas sem ambigüidades e executadas com a maior confiança possível, as soluções são automáticas, ou melhor, os problemas podem ser antecipadamente prevenidos (BLOM, 2004).

O suporte ventilatório insuficiente ou a *dissincronia* entre paciente-respirador pode resultar na piora da mecânica respiratória e retardar o período de desmame e extubação. Além de gerar um desconforto respiratório, promovendo o excesso de trabalho e aumento no consumo de oxigênio, induzindo a uma hiperinsuflação (BROCHARD, 1994).

Segundo TOBIN (2001), a interação entre paciente-ventilador exige maiores estudos a fim de se descobrir e determinar os mecanismos de sincronismo entre o ventilador e o ritmo respiratório do paciente, a exemplo da monitoração deste sincronismo em momentos distintos: paciente dormindo e acordado.

2.3.1 Parâmetros Gerais e Específicos de Monitoração Ventilatória

A monitoração ventilatória constitui a essência da avaliação do paciente em assistência ventilatória invasiva, refletindo as causas e problemas durante o suporte mecânico do paciente.

Existem diversos parâmetros que podem ajudar no controle de uma assistência ventilatória adequada em pacientes críticos em ventilação mecânica invasiva. Dentre estes parâmetros estão as complacências estática e dinâmica, Peep, auto-peep, volumes minuto e corrente, pressão máxima, frequência respiratória, oximetria de pulso, gasometria e outras (LÓPEZ-HERCE CID, 2003).

A intenção primária do corpo clínico de uma Unidade de Terapia Intensiva é resolver ou melhorar a causa da falência respiratória dos pacientes críticos em assistência ventilatória; suspender, aumentar e/ ou diminuir drogas vasoativas e bloqueadores neuromusculares; analisar o estado de consciência e a estabilidade hemodinâmica do paciente e controlar as desordens metabólicas/eletrolíticas (BORGES, 2002).

a) Oximetria de pulso

O oxímetro de pulso destina-se à monitoração contínua e não invasiva da saturação de oxigênio funcional da hemoglobina arterial (SpO_2) e da frequência de pulso (medida pelo sensor de SpO_2) (INC., 1999).

O monitor pode ser utilizado em pacientes adultos, pediátricos e recém-nascidos, em todas as áreas do hospital, postos médicos ou até mesmo em casa.

Segundo NUNES (1999) o oxímetro de pulso permite uma monitorização contínua e não invasiva da saturação parcial de oxigênio (SpO_2), que expressa a relação entre oxihemoglobina (O_2Hb) e a soma das concentrações de oxi e desoxihemoglobina (cHb).

O termo parcial é utilizado porque somente uma porção do total de hemoglobina é considerada, ou seja, aquela disponível para o transporte de oxigênio, podendo ser referenciada como saturação funcional.

A saturação parcial de oxigênio é expressa pela equação 1 (NUNES, 1999):

$$P_{sO_2} = \frac{O_2Hb}{(O_2Hb + cHb)} \quad (1)$$

Onde:

O_2Hb - concentração de oxihemoglobina

cHb - concentração de desoxihemoglobina

A oximetria de pulso constitui uma das técnicas mais avançadas de monitoração respiratória. A maior contribuição da oximetria está na facilidade de manuseio, incorporando-se ao diagnóstico e manipulação dos algoritmos que podem aumentar a eficiência do controle dos pacientes em uma unidade de terapia intensiva (JUBRAN, 1999).

b) Análise Gasométrica

A gasometria é um exame laboratorial que pode ajudar no diagnóstico das alterações pulmonares e serve para determinar alguns parâmetros que uma monitoração convencional não é capaz de avaliar. Estes parâmetros referem-se a medida de PaO_2 (Pressão arterial de oxigênio), $PaCO_2$ (Pressão arterial de gás carbônico), pH, $SatO_2$ (Saturação arterial de oxigênio), BE (Excesso de base), BIC (Bicarbonato). O exame ajuda na evolução da resposta terapêutica às modificações da ventilação mecânica de pacientes críticos e à administração de fármacos (LÓPEZ-HERCE CID, 2003).

O padrão da monitoração da troca gasosa é a medida da PaO_2 e do pH no sangue arterial. Os gases do sangue e o pH são analisados em amostras colhidas, e através da gasometria arterial pode-se determinar a $PaCO_2$ e o pH, cujos valores normais variam respectivamente de 35 a 45mmHg e de 7,35 a 7,45, respeitadas as variações individuais de cada paciente (CELIS, 2006; PEREL, 1994; EMMERICH, 1998).

Usualmente, a saturação de oxihemoglobina no sangue arterial varia entre 60 e 100% (PEREL, 1994).

Na prática diária se o valor da PaO_2 for maior ou igual a 60 mmHg na vigência de uma gasometria com FiO_2 menor ou igual a 0,4 e de um PEEP menor ou igual a 5

cmH₂O ou na presença de índices de PaO₂/FIO₂ acima de 200, refletem uma boa oxigenação, podendo-se deduzir que o paciente possui parâmetros e patamares respiratórios capazes de sustentar o início do desmame e extubação da prótese ventilatória (EMMERICH,1998).

Estas relações de trocas gasosas são pouco práticas devido à falta de praticidade na resolução prévia de equações, além de não serem suficientemente sensíveis e específicas como preditores de sucesso no processo de desmame, principalmente em se tratando de pacientes graves (BORGES, 2002). As medições da saturação (SatO₂) e, principalmente a equação PaO₂/FIO₂ são medições consideradas importantes como parâmetros avaliativos das trocas gasosas.

2.4. A MONITORAÇÃO DURANTE O PROCESSO DE DESMAME

O desmame refere-se a “descontinuidade” da ventilação mecânica. O grande desafio está no tempo de duração do processo até que o paciente seja considerado capaz de respirar espontaneamente (BROCHARD, 2004; GOODMAN, 2006; HOFFMAN *et al.*, 2005).

Durante a fase de retirada do paciente da ventilação pulmonar mecânica é freqüentemente utilizado o termo “desmame” para designar os pacientes que readquirem progressivamente a capacidade total da função respiratória (WERTHER, 1997).

Este processo representa um importante desafio, por desempenhar-se em ambos os sentidos – de maneira tardia e gradativa, e/ou precoce e rápida, gerando respostas na saúde do paciente (CONTI, 2004).

O aumento dos riscos de infecção, extensão no período de internação, reintubações e mortalidades fazem do desmame um processo dependente de vários fatores, tornando-o bastante complexo (CONTI, 2004; HOFFMAN *et al.*, 2005).

A necessidade de pesquisas faz-se imprescindível não somente na determinação sobre quais fatores são mais significativos, mas também sobre a avaliação e a interação desses fatores durante o desmame. A complexidade desse processo se deve a grande dificuldade em se prever o sucesso do mesmo (PEREL, 1994).

Um estreito limiar de distinção entre a falha de um desmame (incapacidade de tolerar respirações espontâneas sem o suporte ventilatório) e a falha na extubação (incapacidade de tolerar a remoção do tubo transtraqueal) promove respostas bastante importantes no quadro clínico do paciente, por isso vêm tornando-se alvo e objetos de estudo de diversas pesquisas (CONTI, 2004).

O uso das informações geradas com a monitoração permite que o profissional da saúde utilize melhor os indicadores do ventilador conforme as necessidades específicas de cada paciente na intenção de garantir e aumentar seu conforto (JUBRAN, 1999).

A prevalência de uma falha na extubação indica um precedente de falha no processo de desmame (SARMENTO, 2005).

A monitoração dos parâmetros auxilia na minimização das complicações induzidas pelo ventilador, otimizando a interação paciente-ventilador e preparando o paciente para a descontinuidade da assistência ventilatória (JUBRAN, 1999).

2.5. VARIÁVEIS DETERMINANTES NO CONTROLE BÁSICO DO VENTILADOR

Os parâmetros respiratórios mais comuns avaliados na ventilação mecânica segundo seus critérios, valores normais e respectivas unidades encontram-se no Quadro 1.

Quadro 1 – Variáveis de monitoração ventilatória.

Critério	Valor / Unidade
SatO ₂ (Saturação de oxi-hemoglobina)	60% a 100%
PaCO ₂ (Pressão arterial de Gás Carbônico)	35 a 45 mmHg
FiO ₂ (Fração inspirada de oxigênio)	menor que 60%
PaO ₂ /FiO ₂ (índice de Tobin)	acima de 200 cmH ₂ O/%
PEEP (Pressão Positiva Expiratória Final)	menos que 5 cmH ₂ O
VCe (Volume corrente espontâneo)	5 a 8 ml/kg de peso
VME (Volume minuto espontâneo)	6 a 10 litros/minuto
Pimax (Pressão inspiratória máxima)	Acima de -20 cmH ₂ O
FR (Frequência respiratória)	25 a 30 rpm

Fonte: PEREL, 1994; TOBIN et al., 2001; EMMERICH, 1998; BORGES, 2002; SOARES, 2003; CELIS, 2006.¹

2.6 A MONITORAÇÃO SEGUNDO DIFERENTES PATOLOGIAS

A forma como se dá a ventilação mecânica depende de vários fatores, como: modo de ventilação pulmonar mecânica empregado, tipo e característica do aparelho de ventilação, tempo de uso da ventilação pulmonar mecânica e da patologia de base (WERTHER, 1997).

Em contraste ainda, existem outros fatores que podem explicar a duração da assistência ventilatória: a etiologia da doença. É fato que a presença de uma patologia prévia ou a etiologia da doença interfere de maneira direta no tempo de duração da ventilação mecânica (BROCHARD, 2004).

¹ Pressão Positiva no Final da Expiração (PEEP) ajusta um nível de pressão positiva ao final da expiração (cmH₂O).

Tempo Inspiratório (Ti): é tempo de cada inspiração.

Volume-Minuto espontâneo (VME): medida fornece informações a respeito da demanda de ar imposta ao sistema respiratório do paciente em um minuto.

Frequência Respiratória (FR): Respirações por minuto.

Volume-Corrente espontâneo (VCe): Volume minuto espontâneo multiplicado pela frequência respiratória.

Pressão Inspiratória Máxima (Pimax): Pressão da capacidade geradora de estímulo contrátil da musculatura inspiratória.

2.7 SISTEMA DE APOIO À DECISÃO

Atualmente a Informática está cada vez mais presente nas diversas profissões, servindo como uma ferramenta na coleta, armazenamento e análise das informações pertinentes à área da saúde. É cada vez mais freqüente o uso de sistemas computacionais que visem à tomada de decisão (CARDOSO *et al.*, 2005).

Uma decisão dificilmente é tomada com base em todas as informações necessárias. As incertezas existentes no mundo real são tratadas pela mente humana de maneira que a tomada de decisão seja possível, porém, baseada em fatos que não representam uma verdade absoluta (TIBIRIÇÁ; NASSAR, 2003).

A informação médica é freqüentemente imperfeita, subjetiva, ou inespecífica, envolvendo a criação de uma lista de possíveis estratégias e/ou ações para tomada de decisão. A decisão, no entanto, raramente é tomada com a posse de todo o conjunto de informações necessárias à tomada de decisão (DIAS, 2004).

Este raciocínio gera conclusões dúbias ou com diversas alternativas para se chegar a conclusão de um determinado problema (DIAS, 2004; TIBIRIÇÁ; NASSAR, 2003).

Uma das grandes dificuldades é a apresentação aos profissionais da saúde dos métodos utilizados para a elucidação do conhecimento e compreensão do funcionamento de possíveis sistemas a serem construídos, a fim de se obter um julgamento lúcido na tomada de decisão, com um nível de confiança (SAHEKI *et al.*, 2003).

Os Sistemas de Apoio à Decisão (SAD) são sistemas criados que vieram na intenção de auxiliar os profissionais envolvidos na tomada a decisão, a partir de situações de decisão semiestruturadas, a fim de estender suas capacidades sem substituir seus julgamentos (TURBAN, 2001).

Um estudo recente nos Estados Unidos mostrou que as informações (livros-texto) disponíveis aos médicos em seus locais de trabalho têm, em média, mais de 10

anos e que o rápido acesso a novas informações é limitado a encontros causais com colegas nos corredores do hospital (HUBBS *et al.*,1997).

Por isso, sistemas de auxílio ao diagnóstico são uma alternativa de consulta, como ferramentas capazes de reduzir os erros e custos, sem, porém, substituir o cargo do profissional da saúde em tomar a decisão final.

O apoio à decisão pode ser realizado com dados e informações ou com conhecimento. Esta diferença permite compreender a capacidade e tipo de apoio que os sistemas de auxílio podem oferecer. Os sistemas de informação trabalham com dados e informações, ficando a cargo do usuário, a análise e conclusão. Já os sistemas baseados em conhecimento, por possuírem o conhecimento pertinente ao problema, podem realizar conclusões sem a participação do usuário.

O sistema de informação não precisa dos sistemas baseados em conhecimento para existir e realizar suas funções. Já os sistemas baseados em conhecimento geralmente precisam de um sistema de informação, já que é através dele que os dados e informações são inseridos.

Num sistema baseado em conhecimento, os dados e informações capturados processados retornam, como resposta, um resultado ao usuário, cabendo ao mesmo avaliar a pertinência do resultado apontado. Num nível mais especializado dos sistemas baseados em conhecimento estão os Sistemas especialistas.

Dentre as técnicas de Inteligência artificial freqüentemente utilizadas na construção de sistemas baseados em conhecimento e Sistemas especialistas encontram-se as Redes Bayesianas (RB), utilizadas no tratamento da incerteza com o auxílio da probabilidade (TIBIRIÇÁ; NASSAR, 2003).

As RB serão objeto de um detalhamento maior devido a sua utilização neste trabalho.

A figura 3 mostra o relacionamento estabelecido entre os sistemas especialistas, sistemas de informação e de sistemas de apoio à decisão. Os sistemas de apoio à decisão são definidos como sistemas que auxiliam na resolução de problemas, utilizando-se de dados ou conhecimento para tal (SHORTLIFFE, 2001). Na figura 3, a subdivisão à direita está representado os Sistemas Baseado em Conhecimento (SBC) que utilizam de técnicas de IA para trabalhar com o conhecimento.

Os SE são um subconjunto contido no conjunto dos SAD. Logo, todo SE é um sistema de apoio à decisão, mas nem todo SAD é um SE.

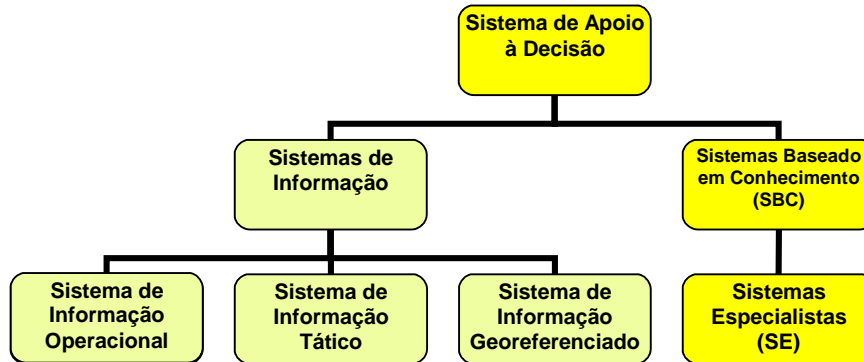


Figura 3 - Classificação do Sistema de Apoio à Decisão.
Fonte: DIAS, 2004.

2.8 INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL

A dificuldade na manipulação e integração dos dados e informações despertou a relevância dos Sistemas Baseados em Conhecimento para a conclusão diagnóstica e sua posterior utilização pela comunidade científica.

Cientistas na área de IA perceberam que para obter um comportamento inteligente de um sistema fazia-se necessário não somente o desenvolvimento de métodos de raciocínio, mas também da incorporação de conhecimento pertinente ao problema no sistema (ADRATT, 2006).

Aa Inteligência Artificial (IA) é “o campo em que a maioria dos cientistas e disciplinas gostariam de estar” (RUSSEL, 2004), por ser capaz de simular capacidades inteligentes identificadas nos seres humanos. Capacidades estas como o raciocínio, compreensão, comunicação de linguagem natural e aprendizagem (SILVIA & SANTOS, 2004).

A área da Inteligência Artificial é responsável pela pesquisa e desenvolvimento de métodos que modelam e trabalham com o conhecimento. Na presença da incerteza, a IA é capaz de modelar e trabalhar com estas incertezas do mundo real através de sistemas computacionais (TIBIRIÇÁ; NASSAR, 2003).

A partir de meados do século XX, o desenvolvimento da Inteligência Artificial ligou-se profundamente à evolução dos computadores, tornando-se possível simular vários aspectos da inteligência humana, o que levou o homem a questionar se as máquinas seriam inteligentes, assim como os seres humanos, capazes de aprender. A história da Inteligência Artificial é marcada por diferentes paradigmas que se contrapõem, por teorias que são defendidas, abandonadas e, por vezes, retomadas (POZZEBON, 2004).

Apesar do seu reconhecimento, o objeto de estudo da IA continua nebuloso, pois o homem ainda não possui uma definição satisfatória de inteligência. Para que seja possível dominar os conceitos de IA e seu conhecimento, faz-se necessário compreender os processos de inteligência artificial (POZZEBON, 2004).

Dessa indefinição, surgem diferentes teorias na Inteligência Artificial. A IA pode ser definida como “*o estudo do comportamento inteligente (em homens, animais e máquinas) e a tentativa de encontrar formas pelas quais esse comportamento possa ser transformado em qualquer tipo de artefato por meio da engenharia*”, com o objetivo de compreender a maneira como o ser humano raciocina e construir entidades inteligentes (WHITBY, 2004; RUSSEL, 2004).

Atualmente a IA abrange uma enorme variedade de áreas, desde as de uso geral, como aprendizado e percepção, até tarefas específicas como jogos de xadrez, e demonstração de teoremas matemáticos, criação de poesia, e diagnóstico de doenças (RUSSEL, 2004).

Uma definição bastante objetiva de IA é dada por RABUSKE (1995), como “*o resultado da aplicação de técnicas, recursos, especialmente de natureza não numérica, viabilizando a solução de problemas que exigiriam, do ser humano, certo grau de raciocínio e perícia, onde a solução destes problemas, com recursos tipicamente numéricos, torna-se muito difícil*”.

A Inteligência Artificial é uma ciência que procura estudar e compreender o fenômeno *inteligência*, ao mesmo tempo, que compreende uma área da engenharia, na medida em que procura desenvolver instrumentos para apoiar a inteligência humana (POZZEBON, 2004).

A grande atividade da IA é a solução de problemas, usando e manipulando o conhecimento. Mas para que seja possível resolver um problema, faz-se necessário ter algum conhecimento do domínio do problema e utilizar alguma técnica de busca da solução (BARRETO, 1999).

Dentre outras funções, a IA vem sendo utilizada para o reconhecimento de padrões em imagens médicas, apoio ao diagnóstico médico, sistemas de ensino-aprendizagem e na robótica, na intenção de desenvolver programas capazes de emular o raciocínio de especialistas, dentro de um domínio específico (LIMA, 2006).

O desenvolvimento da Inteligência Artificial e de diversos sistemas de apoio ao diagnóstico médico (SADMs), vêm surgindo voltados a várias especialidades, tais como medicina interna, doenças bacterianas, doenças renais, entre outras iniciativas (KULIKOWSKI, 1980).

Muitos programas estão sendo amplamente difundidos, criados e utilizados a fim de se corrigir problemas e encontrar possíveis soluções para os mesmos, principalmente na área da saúde (WANG *et al.*, 2002).

Um dos paradigmas relevantes desenvolvidos pela comunidade de pesquisadores da área de inteligência artificial recebeu a denominação de sistema especialista.

Assim, os Sistemas de Apoio à Decisão são criados para auxiliar o profissional no processo de tomada de decisão, podendo ou não, utilizar-se da Inteligência Artificial (IA), conforme mostrado na figura 3.

2.9 SISTEMA ESPECIALISTA

Sistemas Especialistas (SE) são sistemas de computadores que tomam decisões ou auxiliam no processo de tomada de decisão, utilizando-se da representação do conhecimento disponível sob um domínio particular, de forma que estas funções sejam executadas com base em um conhecimento representado por algum formalismo (ABEL, 1998; ROQUE-SPECHT, 2002).

As aplicações baseadas em SE referem-se freqüentemente ao auxílio à tomada de decisões envolvendo a dedução de possíveis situações, a partir de observações e

informações apresentadas. O sucesso do modelo deve-se à sua simplicidade e efetividade no tocante a sua construção, e a sua arquitetura estruturada de forma a facilitar o desenvolvimento e a manutenção.

A estrutura de um SE pode ser melhor descrita pelos blocos básicos que compõem um SE genérico. De uma forma geral o SE pode ser dividido em 4 blocos: (i) base de conhecimento é onde o conhecimento disponível sobre o domínio da aplicação são inseridos e persistidos; (ii) memória de trabalho é onde os fatos são armazenados durante o processo de inferência. Porém, este componente pode estar ausente dependendo da técnica de representação do conhecimento utilizado no sistema (ADRATT, 2006); (iii) máquina de inferência ou motor de inferência, é o módulo que processa os dados inseridos pelo usuário com base no conhecimento disponível na base de conhecimento; e (iv) a interface do usuário que corresponde à parte do sistema que se encontra voltada à interação humano - computador (RABUSKE, 1995).

A aquisição do conhecimento é a parte mais sensível para o desenvolvimento de um sistema especialista. Trata-se de um processo de modelagem, ou seja, da criação de uma teoria de problemas e soluções pertinentes a tarefas num domínio específico (HARNISCH, 2006; BITTENCOURT, 1998).

Para NASSAR (2005) *“a representação do conhecimento é a formalização do conhecimento de um sistema”*. Assim, a representação do conhecimento é um processo sistemático de representar (codificar) e estruturar o conhecimento sobre uma determinada aplicação (REZENDE, 2003; HARNISCH, 2006).

Sistemas Especialistas vêm ganhando um espaço bastante importante na área da saúde permitindo a interpretação de patologias com base nos diagnósticos laboratoriais, auxiliando, portanto, na tomada de decisão do profissional da saúde. Em muitas investigações diagnósticas, os resultados procedem de diferentes e diversas análises, assim como de informações específicas e de um conhecimento da terapia, adquiridos com precisão com base no estado do paciente (SMYTHE, 1997).

Um SE é capaz de atender a uma aplicação determinada e específica do conhecimento humano, com a capacidade de trabalhar mediante as incertezas, bastante comuns à realidade da saúde.

Além disso, o SE pode oferecer explicações ao usuário, auxiliando no apoio à decisão e no desempenho de atividades, melhorando, consecutivamente a qualidade do atendimento à saúde. Possui ainda a capacidade de emitir uma decisão apoiada em uma base de conhecimento, e a possibilidade de adaptação e extensão a outro especialista dentro de uma determinada área do conhecimento humano (ADRATT, 2006; DIAS, 2004).

2.9.1 Aquisição do Conhecimento

A arquitetura de um SE baseia-se no fato de que o conhecimento necessário sobre o problema está contido na base de conhecimento, na tentativa da representação fiel da seqüência de raciocínios do especialista. Sua construção está baseada na correta interpretação; no raciocínio embutido na base e no reconhecimento das explicações dadas ao usuário, de modo que possa ser ampliado ou modificado sem necessidade de interferência nos métodos (ABEL, 1998).

A intenção de estar especificando um processo é que o mesmo seja expresso da forma mais natural possível, de forma a ser entendido por todos os usuários envolvidos no processo.

2.9.2 Teorema de Bayes

Uma ferramenta matemática consistente para a manipulação de incertezas é o cálculo da probabilidade, que se encontra bem estabelecido. Através dele é possível obter informações de um conjunto de possíveis soluções (população) a partir de dados obtidos de um subconjunto (amostra) (DIAS, 2004).

Um dos teoremas mais úteis da teoria da probabilidade é justamente o teorema de *Bayes*, que trata a incerteza por meio do cálculo da probabilidade condicional de um evento, dadas as evidências disponíveis (FLORES; HOHER, 2001).

O tratamento da incerteza possibilitado pelo Teorema de *Bayes* (TB) tem sido aplicado em diversos sistemas especialistas (PERAZZO, 2006; RICH, 1993; DIAS, 2004), fornecendo assim uma abordagem para calcular as probabilidades para cada

diagnóstico, dado um conjunto de indicadores. Portanto, é uma maneira eficaz de combinar probabilidades condicionais, produzindo uma probabilidade final.

O Teorema de *Bayes* é um método de cálculo da probabilidade *a posteriori* a partir da probabilidade *a priori* e da prevalência de determinada doença (SHORTLIFFE, 2001). As probabilidades previamente conhecidas, *a priori*, para um evento específico são ajustadas por meio do TB, sempre que uma nova evidência esteja disponível (ADRATT, 2006). Assim, é possível calcular a probabilidade de sucesso, por exemplo, *a posteriori*, com o auxílio do Teorema de *Bayes* (TB) (PERAZZO, 2006). O Teorema de *Bayes* (TB) é apresentado na equação 2.

$$P(H_i | e) = \frac{P(e | H_i) \cdot P(H_i)}{\sum_{j=1}^k (P(H_j) \cdot P(e | H_j))} \quad (2)$$

Onde:

$P(H_i | e)$: probabilidade que a hipótese H_i seja verdadeira dada a evidência e ;

$P(e | H_i)$: probabilidade que a evidência e seja observada se a hipótese H_i for verdadeira;

$P(H_i)$: probabilidade *a priori* que a hipótese H_i seja verdadeira na ausência de qualquer evidência específica;

k : número de hipóteses possíveis.

A grande dificuldade na utilização do TB está na complexidade matemática de problemas com múltiplas causas e conseqüências. Com o aumento do número de probabilidades necessárias ao cálculo das probabilidades *a posteriori* há um aumento maior ainda da complexidade do problema, principalmente na determinação destes valores (ADRATT, 2006).

Essa complexidade limitou a aplicação do TB até o surgimento das Redes Bayesianas, e será abordada na sequência.

A presença da incerteza altera o modo como um agente toma decisões. Em geral, um agente lógico tem uma meta e executa qualquer plano que ofereça a garantia de atingir esta meta. Porém, quando a incerteza entra no quadro, isto não mais acontece (RUSSEL, 2004). A magnitude desta incerteza obriga à escolha de técnicas que tenham a capacidade de manipulá-la.

2.10 REDES BAYESIANAS

Redes *Bayesianas* (RB) são modelos usados em inteligência artificial nas mais diferentes aplicações, principalmente em problemas onde os dados/informações necessários ao processo de tomada de decisão apresentam a necessidade da manipulação de incerteza (PERAZZO, 2006).

Os nós que compõem uma Rede *Bayesiana* representam as variáveis com medida de incerteza associada, e os arcos representam a existência causal direta entre os nós conectados (RUSSEL, 2004; TIBIRIÇÁ; NASSAR, 2003).

A Figura 4 mostra graficamente esta relação causal entre os nós e os arcos. Assim, um arco ligando as variáveis (Causa 1, Causa 2, Efeito) indica uma relação de dependência entre os mesmos (RAMOS, 2006).

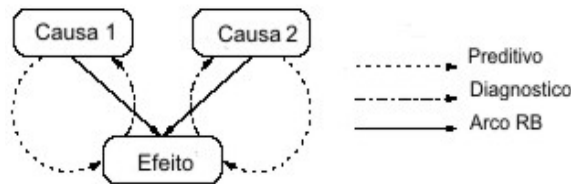


Figura 4 – Sentido das conexões da Rede Bayesiana.
Fonte: ADRATT, 2006.

As RB aplicadas a problemas médicos facilitam a compreensão, pois são grafos acíclicos e direcionados utilizados para representar as dependências probabilísticas entre variáveis aleatórias discretas ou contínuas. Por esse motivo, as RB representam uma ferramenta da Inteligência Artificial com maior sucesso em aplicações práticas para a medicina (SAHEKI, 2003).

Enquanto o Teorema de *Bayes* apresenta uma abordagem para calcular as probabilidades de cada diagnóstico médico, dado um conjunto de informações pré-existentes, as RB especificam dependências e independências que compõem o diagnóstico médico de forma mais simples. Assim, as dependências são expressas qualitativamente como *links* entre nós, que correspondem as variáveis do sistema, e podem estruturar o domínio do conhecimento qualitativamente antes mesmo de qualquer probabilidade numérica ser determinada e inserida (RAMOS, 2006).

Na Figura 5 é apresentado um exemplo com três nós (FiO₂, FR e ALERTA). O nó ALERTA, onde a orientação se processa no sentido contrário a flecha, representa o efeito, sob a existência da causalidade FR (frequência respiratória) e FiO₂ (fração inspirada de oxigênio). Assim mediante a relação causal do nó ALERTA com FR e FiO₂, lê-se que a partir das observações referente aos nós FR e FIO₂ é gerado o ALERTA adequado.

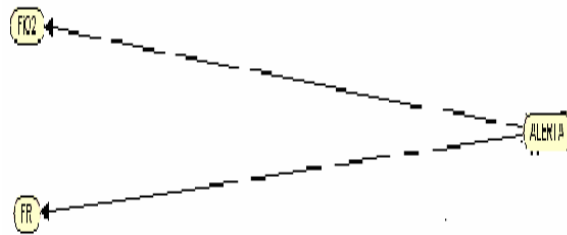


Figura 5 – Representação gráfica dos nós e arcos que compõem uma Rede *Bayesiana* em ventilação mecânica.

Fonte: autor, 2007.

Esta aplicação das Redes *Bayesianas* obedece a uma condição, conhecida como Condição de Markov. Esta condição diz que não existe uma relação de dependência direta entre quaisquer dois nós, a não ser que tenha um arco entre eles na rede (FLORES; HOHER, 2001). Assim, se tiver um arco ligando $A \rightarrow B$, diz-se que o nó A representa, semanticamente, uma causa de B e nomeia-se A como um dos pais de B.

Na área médica, uma rede é construída para um problema, a direção dos arcos representa as relações de causa - consequência entre as variáveis. Um nó é observado quando há conhecimento sobre o estado da variável que está representado o nó, e os nós observados têm importância significativa no processo de inferência realizado na rede.

No âmbito da saúde, o profissional pode utilizar a prevalência das variáveis na monitoração de uma população de pacientes em ventilação mecânica para estimar o risco inicial do paciente ser ventilado adequadamente, por exemplo.

Em muitas ocasiões, o valor exato da probabilidade que no caso da RB é parte do conhecimento, pode não ser conhecido em função de informações vagas e insuficientes; ou quando um conjunto de especialistas diverge sobre os parâmetros de uma rede; ou quando dados experimentais são coletados e não são suficientes para estimar um único valor de probabilidade (PERAZZO, 2006).

Na presença de disparidades sobre os parâmetros de uma rede, a quantidade de especialistas envolvidos no processo de aquisição do conhecimento pode transformar-se numa questão complexa. Desta forma, diversos especialistas envolvidos no processo de formação da base de conhecimento e construção da rede podem contribuir, mas também, prejudicar, aumentando ainda mais as divergências e complexidade do processo (TIBIRIÇÁ; NASSAR, 2003).

2.10.1 Ferramentas

Para facilitar a implementação de sistemas especialistas existem ferramentas que foram desenvolvidas especificamente para este fim. Estas ferramentas são denominadas de *Shell* ou “casca” e facilitam o desenvolvimento de sistemas de apoio à decisão (ADRATT, 2006; BELTRÃO *et al.*, 2004).

Alguns sistemas conhecidos são (ADRATT, 2006):

Netica – Desenvolvido pela Norsys Software Corp. Permite a geração de uma Rede Bayesiana com facilidade e boa qualidade gráfica, de forma organizada. Disponível em www.norsys.com.

BNG – Desenvolvido pela Universidade de Wisconsin. Utiliza-se de variáveis temporais e não temporais para a construção da base de conhecimentos com Rede Bayesiana. Permite, assim, uma representação de informações que não seriam possíveis nas RB tradicionais e a vantagem da economia computacional. Disponível em www.mcw.edu/midas/bng.html.

DxPress – Desenvolvida pela Universidade de Stanford. Utiliza-se da independência causal com uma economia de tempo tanto para o especialista como para o engenheiro de conhecimento. Disponível em www.kic.com.

Graphical Belief – Desenvolvido pela Universidade de Whashington. É um sistema que auxilia na elaboração de diagramas de influência baseados em funções de crenças. Possui ambiente interativo para construção dos modelos gráficos, na obtenção de prognósticos. Disponível em bayes.stat.washington.edu/almond/gb/graphical-belief.html.

Hugin – Desenvolvido pela Universidade de Aalborg / Dinamarca. É um sistema comercial que trabalha com RB e com diagramas de inferência; com a capacidade de construir modelos levando em consideração a incerteza inerente ao domínio de conhecimento. Disponível em www.hugin.com.

Microsoft Belief Networks (MSBN) – Desenvolvido na Microsoft, livre para uso acadêmico ou não comercial. Software escrito em Visual Basic 4.0, destinado à construção e avaliação de RB. Disponível em www.research.microsoft.com/adapt/MSBNx.

IDEAL – Desenvolvido pela *Rockwell Palo Alto Laboratory*. É um sistema de inferência para RB e de avaliação para diagramas de influência, constituído numa base de testes, adequada, sobretudo, para implementações experimentais que utilizam RB. Disponível em rpal.rockwell.com/ideal.html.

SPIRIT - Desenvolvido pela Universidade de Hagen - Alemanha. Sistema gráfico para a criação de RB, permitindo a utilização de diversos tipos de variáveis. Disponível em www.xspirit.de.

BayesiaLab - Ferramenta de desenvolvimento e análise de RB, com excelente interface gráfica. Disponível em www.bayesia.com.

BayesWare Discoverer – Desenvolvido pela Bayesware Limited. É uma ferramenta para criação de RB a partir de banco de dados. Disponível em www.bayesware.com.

BOL - Desenvolvido na África do Sul. Sistema de respostas em tempo real e com conectividade. Possui ferramentas sofisticadas para decisões estratégicas, tanto para diagnóstico quanto prognóstico, além de análise de decisão e de risco, podendo ser utilizada também em aplicações de monitoramento. Disponível em www.kbe.co.za/products/bol.htm.

Outros sistemas muito bons e com grande quantidade de material de apoio são os sistemas *open source*. Alguns sistemas *open source* podem ser utilizados no Matlab, a exemplo do www.mathworks.com. Outros como: JavaBayes (Bayesian Networks in Java), BUGS (Bayesian inference Using Gibbs Sampling), PNL (Intel's Open Source Probabilistic Networks Library), BNT (Bayes Net Toolbox) encontram-se disponíveis em: <http://www.cs.cmu.edu/~javabayes/>

<http://www.mrc-bsu.cam.ac.uk/bugs/>
<https://sourceforge.net/projects/openpnl>
<http://bnt.sourceforge.net/>.

Uma vez implementado o SE com base na RB, faz-se necessário a sua avaliação, visando a obtenção da qualidade do apoio à decisão conferido pelo mesmo.

Com base nisto, a utilização da Curva ROC vem de encontro à qualificação do SE desenvolvido, tornando-se clássica para qualificar o SE implementado. Há vários *softwares* que auxiliam nesta tarefa, mas um *software* de fácil manuseio é o MedCalc.

MedCalc – O MedCalc é um *software* estatístico que atende às exigências de pesquisas na área biomédica, por possuir gráficos fáceis para entrada de dados, dentre eles a Curva ROC, e comparação de métodos. O programa é compatível com o *Windows 98 SE, Me, Windows 2000, Windows XP, Windows Server 2003* e *Windows Vista*. Disponível em www.medcalc.be para teste por 30 dias.

Curva ROC – A Curva ROC corresponde a uma curva obtida através da aplicação do *software* MedCalc e representa o par especificidade/sensibilidade, correspondendo ao limiar de decisão para um determinado estudo. A área abaixo da curva ROC refere-se a uma medida onde um melhor parâmetro pode ser distinguido entre dois grupos diagnósticos, ou seja, representa o ponto de maior especificidade e sensibilidade, representando, então, o valor que maximiza a sensibilidade e a especificidade.

Uma vez obtido o ponto de corte, todo o conjunto de teste (padrão-ouro) pode ser representado. Esta representação, porém, não se dá na forma de percentagem do acerto, mas sim, na posição categórica de sim ou não, sob a condição: acertou (sim) ou não acertou (não). Baseando-se nesta posição categórica (sim ou não), é possível montar a tabela 2x2 e seus respectivos testes diagnósticos.

De uma forma mais detalhada, o início do processo se dá pela criação dos nós, correspondendo à parte qualitativa do sistema. Através da identificação das variáveis e seus atributos torna-se possível alimentar um Shell e depois inserir as probabilidades diretamente nas tabelas de probabilidade condicional (TPC).

As TPCs são criadas inicialmente de forma automática, mas ainda permanecem vazias sob a ausência dos valores das probabilidades.

A determinação dos valores de probabilidades para o preenchimento das TPCs consiste, portanto, em outra etapa, caracterizando a parte quantitativa do processo de implementação de uma RB (ROQUE-SPECHT, 2002).

2.11 SISTEMAS DE APOIO À DECISÃO EM VENTILAÇÃO MECÂNICA

Os Sistemas de apoio à Decisão em Ventilação Mecânica podem servir de auxílio na monitoração dos pacientes críticos sob assistência ventilatória mecânica invasiva.

Considerando que os profissionais da saúde desenvolvem competências e saberes tecnológicos passíveis de modificações, a construção de novos conhecimentos e de instrumentos está voltada à prática profissional. A discussão e a apresentação de propostas que visem à utilização de recursos computacionais torna-se cada vez mais imprescindível (CARDOSO *et al.*, 2005).

Muitas medidas podem ser obtidas e identificadas como ponto de partida na monitoração de pacientes. Medidas simples como frequência respiratória e gasometria, até métodos mais complexos como a determinação da estabilidade hemodinâmica gastrointestinal, ou o uso de modelos computadorizados e de suporte e apoio à decisão (ELY *et al.*, 1996).

Muitos estudos como o de ELY *et al.* (1996) e MATTOS (2000) já apontam para o uso de um Sistema de Apoio à Decisão durante o desmame de pacientes em assistência ventilatória com ótimos resultados.

As técnicas *fuzzy* parecem adequadas para representar conceitos vagos inerentes a termos lingüísticos, presentes quando o objeto de estudo é a ventilação mecânica. Esta imprecisão lingüística de predicados como variáveis “altas”, “menores”, “próximas”, e a imprecisão do tipo “frequência respiratória entre 10 e 16 batimentos por minuto”, e quantificadores imprecisos do tipo “a maioria” representam terminologias que regem referências destinadas a pacientes em ventilação mecânica (FLORES; HOHER, 2001).

A técnica de algoritmos, na forma de geração de regras pode também ser estudada em ventilação mecânica, a fim de se obter um melhor sincronismo entre

paciente – ventilador, porém, apesar de constituir-se de um procedimento formal, a mesma apresenta falhas nas respostas e soluções possíveis mediante a falta e/ou escassez de informações (WATERMAN, 1986).

Algumas técnicas de IA ainda devem ser rigorosamente adaptadas de acordo com a evolução de cada paciente, a fim de se gerar o *status* da ventilação mecânica, ou seja, a qualidade com que este paciente está sendo ventilado (HATZAKIS, 2002; TOBIN, 2001).

Independente da técnica escolhida e aplicada perante uma gama de recursos computacionais, é sabido que os sistemas de suporte às decisões clínicas podem contribuir significativamente na qualidade e consistência dos cuidados ao paciente crítico (FOX, 2002).

3. Metodologia

A motivação do estudo surgiu da subjetividade que permeia o controle de pacientes em ventilação mecânica, dada uma gama de patologias, variáveis e parâmetros bem estruturados na literatura pelos consensos, mas distantes da prática clínica. Isto compõe um quadro com altos índices de falhas na monitoração dos pacientes dentro das Unidades de Terapia Intensiva.

Neste capítulo encontra-se a seqüência de passos para o desenvolvimento deste trabalho. São apresentados os procedimentos de levantamento da base de casos, e a criação do diagrama de atividades que retrata o processo de monitoração ventilatória do paciente. Apresenta-se também a proposição do sistema de apoio à decisão, com a implementação e treinamento da Rede Bayesiana (RB) por meio do *shell* Netica.

3.1 O PROCESSO

Antes da avaliação e levantamento das variáveis necessárias ao processo de tomada de decisão, foi obtido o fluxo das atividades envolvidas na fase de monitoração do paciente.

O fluxo criado permite esclarecer a maneira com que os profissionais da saúde iniciam suas decisões e a seqüência com que estas são tomadas.

Assim, inicialmente, o fluxo de atividades, teve por objetivo gerar um modelo no processo de monitoração ventilatória. A construção deste diagrama está voltada para o bom acompanhamento ventilatório dos pacientes críticos de Unidades de Terapia Intensiva. Para tanto, verificou-se a necessidade de algumas considerações relacionadas ao estado do paciente grave. As variáveis utilizadas na qualificação do estado do paciente foram:

- sinais vitais: FR, FC, PA. Considerando o mínimo de sinais essenciais na monitoração de um paciente em ventilação mecânica;

- conforto do paciente (padrão respiratório, tiragens intercostais, uso de musculatura acessória, nível de consciência);
- gasometria: PaO₂, PaCO₂, pH;
- oximetria: SatO₂; e
- parâmetros do ventilador: alerta da modalidade ventilatória (controlada, assistida, espontânea) e alerta de parâmetros.

Para a qualidade relacionada ao estado do paciente considerou-se que um paciente em bom estado indica como resposta “SIM”, ou seja, significa que a decisão tomada gerou um resultado satisfatório na ventilação mediante a quantificação e observação dos sinais vitais, conforto do paciente, oximetria e gasometria. Já a resposta “NÃO”, é indicativa de um estado ruim, ou seja, significa um nível de desempenho abaixo do qual deveria ser a tomada de decisão numa medida urgente. Desta forma, portanto, não há resultado satisfatório mediante a quantificação e observação dos sinais vitais, conforto do paciente, oximetria e gasometria (Figura 6).

A bolinha totalmente preenchida caracteriza o início do processo. Dado que, inicialmente, não se tem posse de todo o conjunto de variáveis de monitoração para a tomada de decisão, o mesmo é caracterizado como um sub-conjunto, tendo-se os sinais vitais e parâmetros do ventilador (variáveis mínimas), já mencionados anteriormente. As decisões no processo são representadas graficamente na forma do losango, gerando dois caminhos de resposta: SIM (S) e NÃO (N), orientados pela flecha.

Cada ação realizada gera resultados expressos em outras ações ou em decisões.

O processo de monitoração é um processo cíclico e contínuo. Na definição dos tipos de alerta, retorna-se à verificação do estado do paciente ou encerra-se o processo seguindo os passos para possível desmame e extubação do paciente.

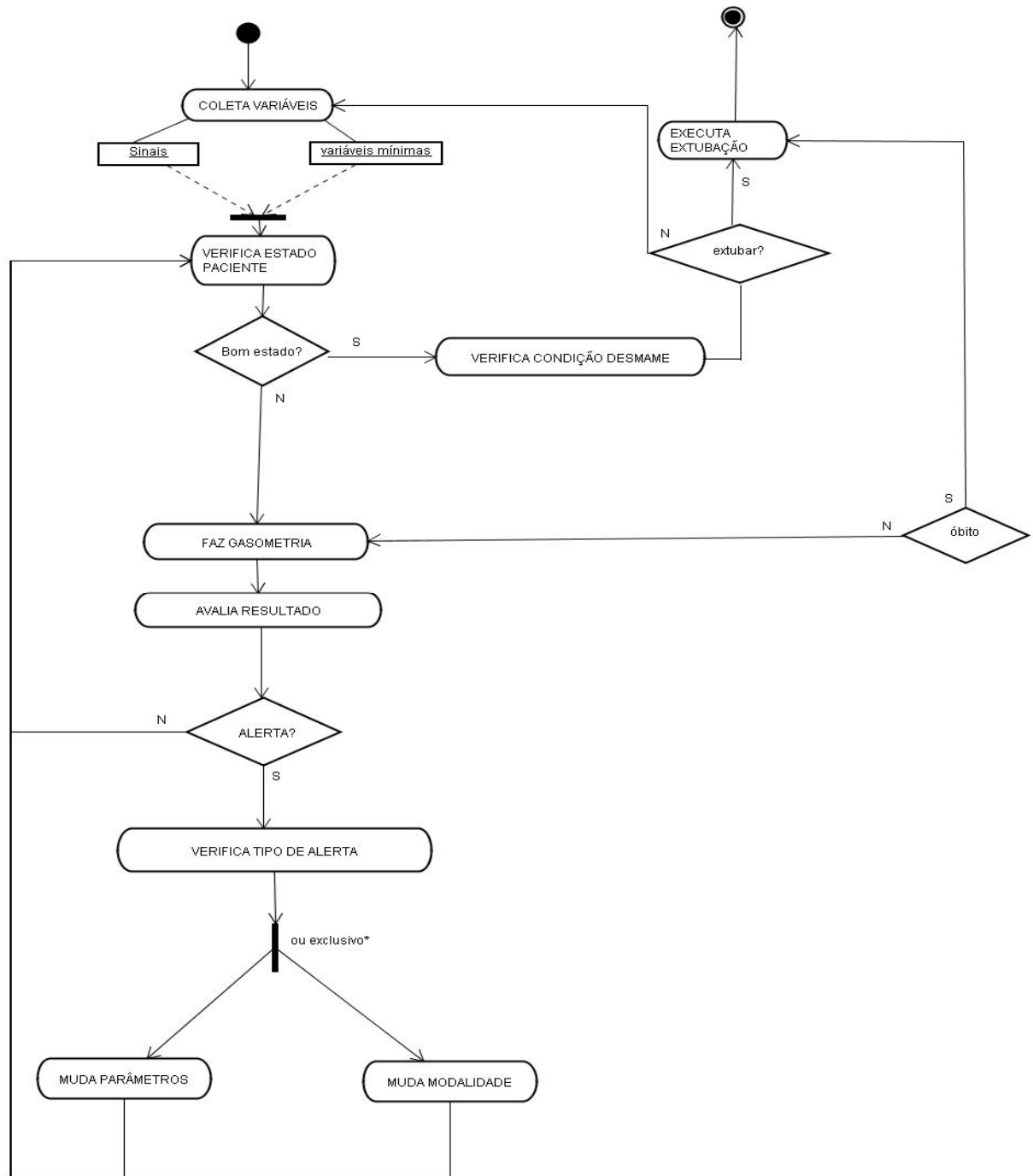


Figura 6 - Diagrama de atividades no processo de monitoração ventilatória.
Fonte: autor, 2007.

3.2 SELEÇÃO DAS VARIÁVEIS

Uma vez definido o processo de monitoração, realizou-se o levantamento das variáveis de monitoração ventilatória voltadas ao atendimento de pacientes críticos em Unidades de Terapia Intensiva, visando atender a demanda do fluxo do processo de monitoração ventilatória. Para isso, foram contatados profissionais que atuam na

área de ventilação mecânica, via e-mail e pessoalmente, solicitando o preenchimento de um questionário que continha todas as variáveis trazidas na literatura. O objetivo deste questionário é definir um conjunto de variáveis utilizadas pelos profissionais na monitoração do paciente em assistência ventilatória invasiva, em corroboração ou não às coletadas na literatura.

Assim, as variáveis puderam ser selecionadas conforme a marcação de um “x” mediante a apresentação do conjunto de variáveis em diferentes cenários (patologias).

A metodologia do estudo visou acomodar as variáveis, bem como os parâmetros pertinentes às mesmas, estabelecendo-se uma comparação entre as variáveis escolhidas pelos profissionais e a literatura.

Admitiu-se, visando a maior abrangência possível ao estudo, um conjunto de cenários compostos por pacientes adultos e em assistência ventilatória invasiva, com diagnósticos de patologias neurológica, cardíaca, respiratória, pós operatório de cirurgia abdominal e/ou outras. Não fizeram parte dos estudos os neonatos e crianças.

De trinta e dois (32) profissionais contatados, apenas seis (6) deles retornaram as solicitações em tempo hábil para a realização deste trabalho. Destes seis profissionais, todos trabalham em hospitais universitários dentro de Unidades de Terapia Intensiva. Cinco deles são especialistas, por possuírem uma experiência profissional de mais de cinco anos na área de terapia intensiva. Um profissional, no entanto, possuía uma experiência inferior a cinco anos (dois anos), eleito, em função disto, colaborador na pesquisa. A condição de profissional especialista veio, portanto, da experiência profissional na área de terapia intensiva superior a cinco anos sem interrupção, e, da participação direta e/ou indireta na monitoração dos pacientes críticos, através de prontuários e/ou acompanhamento ventilatório e estado do paciente.

As variáveis trazidas pela literatura na monitoração ventilatória foram divididas em quatro classes, com seus respectivos atributos conforme pode ser visto nos quadros 2, 3, 4 e 5.

Quadro 2 – Variáveis previamente selecionadas na literatura como atributos da classe Mecânica Respiratória.

Classe	Atributos
Mecânica Respiratória	Elastância
	Complacência
	Resistência nas vias aéreas
	Pressão de Suporte
	Pressão de Platô
	I:E
	Capacidades
	Volumes
	Auto-PEEP
	Curvas
Fluxo	

Fonte: autor, 2007.

Quadro 3 – Variáveis previamente selecionadas na literatura como atributos da classe Troca Gasosa.

Classe	Atributos
Troca Gasosa	PaO ₂
	PaCO ₂
	FiO ₂
	FiO ₂ /PaO ₂
	PaO ₂ [(A-a)2]
	pH

Fonte: autor, 2007.

Quadro 4 - Variáveis previamente selecionadas na literatura como atributos da classe Sinais Vitais.

Classe	Atributos
Sinais Vitais	PA
	Pressão cuff
	Glasgow
	PIC
	FR
	FC

Fonte: autor, 2007.

Quadro 5 - Variáveis previamente selecionadas na literatura como atributos da classe Função Ventilatória.

Classe	Atributos
Função Ventilatória	VCe
	Pe _{max}
	Pi _{max}
	Te
	Ti
	PEEP
	P _{max}

Fonte: autor, 2007.

3.3 FORMAÇÃO DA BASE DE CASOS

A metodologia da pesquisa está centrada na definição e no desenvolvimento computacional de apoio à decisão no acompanhamento e controle de pacientes de Unidades de Terapia Intensiva em ventilação mecânica.

O acompanhamento e controle são realizados por meio da monitoração das variáveis e modalidade ventilatórias acerca do estado do paciente, mediante uma gama de patologias.

As variáveis selecionadas conforme a usabilidade indicada pelos especialistas e em corroboração com a literatura compõem o quadro 6:

Quadro 6 - Registro dos parâmetros e variáveis trazidos pelos especialistas.

Classe	Especificação	Atributos	Tipo / Domínio
Mecânica Respiratória	Valores que determinam a mecânica respiratória.	I:E	Alfanumérico Contínuo
Troca Gasosa	A manutenção da viabilidade e função tecidual é dependente de uma adequada oferta e consumo de O ₂ .	SatO ₂ FiO ₂ PaO ₂ PaCO ₂	Alfanumérico Contínuo
Sinais Vitais	Análise dos sinais vitais.	FR FC PA	Alfanumérico Contínuo
Função Ventilatória	Análise das trocas gasosas dados os valores inseridos na interação paciente-ventilador	VC Ti Te Pmax	Alfanumérico Contínuo

Fonte: autor, 2007.

A base de casos foi composta por 50 casos, criados a partir do conjunto de cenários (patologias) e das variáveis previamente selecionadas.

A mesma constituiu situações reais do cotidiano dos profissionais.

Um conjunto parcial de casos clínicos compôs esta base de casos. Os alertas gerados foram escolhidos conforme as possibilidades de mudanças sugeridas pelos ventiladores artificiais, definidos como:

A1- mudar parâmetro

A2 – mudar modalidade

A1_E_A2 – mudar ambos

NAOGERA - não gera alerta.

Cenário 1: dado um paciente neurológico

- E gasometria = normal
- E respiração = espontânea
- E $FiO_2 \geq 90$
- E $P_{max} = \text{de}_{21_a_23} \text{ cmH}_2\text{O}$

Então alerta = NAOGERA

Cenário 2: dado um paciente pós operatório de cirurgia abdominal

- E responsivo = sim
- E hemodinamicamente = estável
- E $FR = \text{maior}_{25} \text{ rpm}$
- E volume corrente espontâneo $\geq 8 \text{ ml/kg}$

Então alerta = A1_E_A2; A1; A2.

Cenário 3: dado um paciente cardíaco

- E $PaCO_2 > 35$
- E $PaO_2 < 80$
- E $PEEP \leq 5$
- E $PaCO_2/FiO_2 \geq 200$
- E $FiO_2 < 0.4$

Então alerta = A1_E_A2; A1; A2.

O diagrama de atividades (Figura 6) mostrado anteriormente leva a um modelo de processo na monitoração do paciente em assistência ventilatória invasiva.

Dos 50 casos da base, foram escolhidos 10 casos para compor o grupo PADRÃO OURO, utilizado, posteriormente na avaliação do desempenho do sistema desenvolvido com base nos demais 40 casos.

Os 10 casos foram escolhidos utilizando-se do método de sorteio aleatório com distribuição uniforme, por meio do *Microsoft Excel*.

Portanto, os 50 casos foram divididos em dois grupos, 10 casos para o PADRÃO OURO e 40 casos para o grupo, denominado de grupo_TREINAMENTO.

3.4 ESCOLHA DA TÉCNICA DE REPRESENTAÇÃO DO CONHECIMENTO - INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL

A monitoração do paciente em assistência ventilatória invasiva é um processo complexo, baseado em padrões não bem estabelecidos tanto na literatura como no resultado de suas associações dentro da rotina de cada profissional da saúde. Considera-se, assim, a monitoração um quadro probabilístico, tendo em vista a

patologia, exames laboratoriais e o estado do paciente. A implementação do modelo proposto exigiu, portanto, uma técnica de representação do conhecimento que permita trabalhar pelo menos de forma aceitável com a incerteza.

Além da presença da incerteza como problema no processo de tomada de decisão em ventilação mecânica, existe uma dificuldade ainda mais marcante: a necessidade de ventilar o paciente no momento imediato em que o mesmo precisa de suporte sem, contudo, conhecer todas as variáveis necessárias ao processo de decisão. Algumas variáveis, como as presentes na gasometria, não estão presentes no momento inicial da monitoração. Assim, em um primeiro momento, a decisão é tomada com um sub-conjunto das variáveis e somente após a finalização dos exames laboratoriais (gasometria) é que ajustes finais são realizados nas escolhas, com base nestas evidências. É por este motivo que se optou, para este trabalho, pela técnica de RB como técnica de representação do conhecimento.

Desta forma as RBs permitem a manipulação de variáveis, na presença da incerteza, mediante um sub-conjunto de variáveis. Poucas técnicas de IA permitem trabalhar adequadamente com o conhecimento, nestas condições, como a RB.

A utilização de RB permite que a subjetividade das informações seja considerada, haja vista que as variáveis trazidas pelos profissionais da área qualificam as informações, antes que as mesmas sejam utilizadas.

3.5 SHELL NETICA

A escolha pela *Shell Netica Application* vem ao encontro das necessidades do projeto de um ambiente adequado ao desenvolvimento do sistema nas fases de implementação, avaliação e manutenção.

O presente trabalho relaciona e organiza as variáveis, segundo as informações disponíveis, caracteriza-as, e gera sinais de alerta, dada a evolução do paciente no período em que o mesmo se encontra em assistência ventilatória invasiva.

Assim, avaliando o processo de monitoração e as variáveis no acompanhamento ventilatório dos pacientes e tendo-se posse da base de casos com suas variações e condutas de monitoração, modelou-se a parte gráfica ou qualitativa da Rede

Bayesiana. Nesta etapa, foram introduzidas as variáveis que constituíram os nós e as relações entre elas, os arcos direcionados.

O modelo gráfico representa a relação causal entre os 13 nós de entrada e o nó de saída, ALERTA, totalizando 14 nós, conforme mostra a Figura 7.

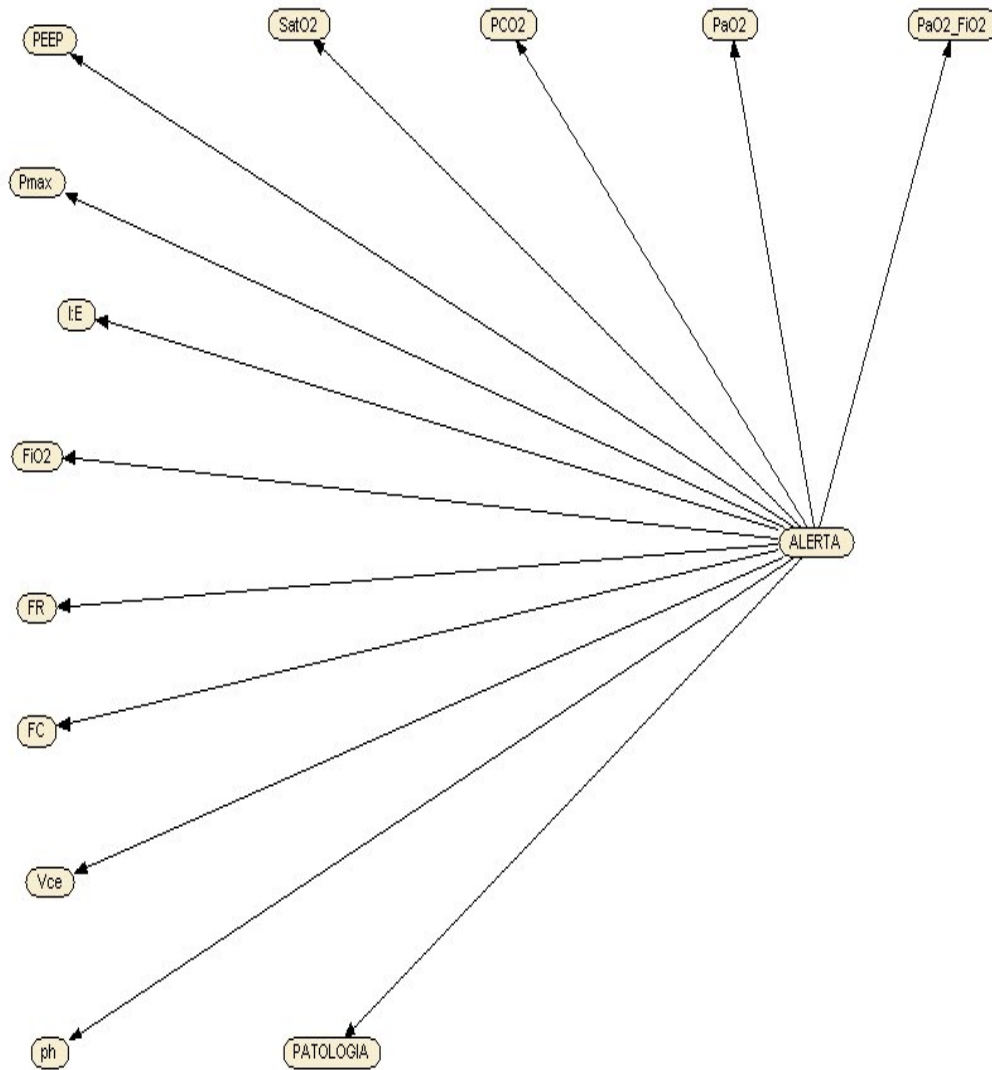


Figura 7 – Parte qualitativa da RB.

Fonte: autor, 2007.

O conjunto de probabilidades condicionais *a priori* associadas aos arcos e a cada variável de entrada formam as tabelas de probabilidade condicional (TPC). As

tabelas de probabilidade condicional precisam ser alimentadas, bem como as probabilidades de incidência, pertinentes ao nó de saída do sistema.

Assim, as probabilidades necessárias ao preenchimento das tabelas da *Rede Bayesiana* foram adquiridas por meio da base de casos (40 casos), já construída, e caracterizaram as possibilidades necessárias à emissão do tipo de alerta. Neste caso, a rede aprendeu com os casos.

A figura 8 apresenta a TPC do nó PEEP, a fim de exemplificar a parte quantitativa da rede.

ALERTA	de 10 a 15	de 5 a 10	igual 5	maior 15	menor 5
A1	11.111	22.222	38.889	16.667	11.111
A1 E A2	7.143	21.429	50.000	14.286	7.143
A2	6.250	37.500	37.500	6.250	12.500
INESPECIFICO	14.286	35.714	35.714	7.143	7.143
NAOGERA	7.692	30.769	46.154	7.692	7.692

Figura 8 – Parte quantitativa da rede.
Fonte: autor, 2007.

A forma de interpretar a TPC exemplificada na Figura 8 é fácil. Assim, a probabilidade do tipo de Alerta ser A2 dado um PEEP de 10 a 15 é de 6,250%. Matematicamente a frase é representada da seguinte forma:

$$P(\text{Alerta}=A2/\text{PEEP}=\text{"de_10_a_15"}) = 6,250\%$$

3.6 AVALIAÇÃO DO SISTEMA

Os resultados apresentados pelas RB são numéricos. Desta forma, para avaliação dos mesmos optou-se pela Curva ROC como ferramenta. A curva ROC foi obtida a partir do software MedCalc, que disponibilizou, além do resultado da área sob a curva, uma proposta do ponto de corte, acima do qual o alerta deverá ocorrer e qual o tipo de alerta.

O ponto de corte é considerado um ponto ótimo para avaliação do sistema, ou seja, a escolha do valor de ponto de corte se dá em função do resultado esperado, a fim de se aumentar a especificidade ou sensibilidade do sistema.

Após a obtenção do valor do ponto de corte foi possível construir as tabelas de contingência, ou tabelas 2x2, para cada tipo de alerta: A1, A2, NÃO GERA, A1_E_A2, INESPECÍFICO.

Tabela 1 - Tabela 2X2

		Padrão Ouro		Total
		1	0	
SE	1	VP	FP	VP + FP
	0	FN	VN	FN + VN
Total		VP + FN	FP + VN	VP + FP + FN + VN

Fonte: adaptada de DIAS, 2004.

Onde:

1. Verdadeiro Positivo (VP): resultado do modelo aplicado como sendo “1” para o alerta x quando o alerta realmente foi “1”;
2. Verdadeiro Negativo (VN): resultado do modelo aplicado como sendo “0” quando o resultado real do alerta é “0”;
3. Falso Positivo (FP): resultado do modelo aplicado como sendo “1” quando o resultado real para o alerta é “0”;
4. Falso Negativo (FN): resultado do modelo aplicado como sendo “0” quando na verdade o resultado do alerta é “1”.

A avaliação dos dados contidos nas tabelas 2X2 segue a metodologia de cálculo dos “Testes Diagnósticos” (DIAS, 2004). Os cálculos das probabilidades condicionais são apresentados na seqüência:

A sensibilidade é baseada numa característica encontrada mais em uma condição (alerta) do que em outra (não alerta), em uma associação não absoluta. O cálculo da sensibilidade é apresentado na equação 3.

$$SENSIBILIDADE = \frac{VP}{VP + FN} \quad (3)$$

Probabilidade de Falso Negativo (PFN): é a probabilidade do resultado do teste ser negativo para um determinado alerta (0) quando terá alerta (1). O cálculo da probabilidade de falso negativo é apresentado na equação 4.

$$PFN = \frac{FN}{FN + VP} \quad (4)$$

Probabilidade de Falso Positivo (PFP): é a probabilidade do resultado do teste ser positivo (1) para alerta e o paciente não tiver alerta (0), conforme a equação 5.

$$PFP = \frac{FP}{FP + VN} \quad (5)$$

A especificidade é a busca por um teste que garanta que o alerta seja gerado, se ele realmente tiver de ser gerado (equação 6).

$$ESPECIFICIDADE = \frac{VN}{VN + FP} \quad (6)$$

O Valor Preditivo Positivo (VPP) reflete a capacidade do teste em produzir decisões corretas, ou seja, é a probabilidade de um tipo de alerta ser resultado do tipo de alerta gerado pelo teste, representado matematicamente pela equação 7.

$$VPP = \frac{VP}{VP + FP} \quad (7)$$

Já, o Valor Preditivo Negativo reflete a probabilidade do tipo de um tipo de alerta não ser gerado dado que o tipo de alerta não foi gerado.

$$VPN = \frac{VN}{VN + FN} \quad (8)$$

O trabalho, em questão, faz parte de um projeto do tipo descritivo, como parte de uma linha de investigação interessada em desenvolver e avaliar o desempenho de um sistema de apoio à decisão, baseado nas variáveis de monitoração respiratória, utilizando-se da tecnologia para a assistência ventilatória mecânica dos pacientes em Unidades de Terapia Intensiva.

A construção de um protótipo de sistema de apoio à decisão durante o processo de assistência ventilatória mecânica visa à emissão de sinais de alerta que auxiliem na tomada de decisão do profissional da saúde.

Não fizeram parte do estudo a coleta e utilização das variáveis dos pacientes que não estivessem em ventilação mecânica invasiva, bem como os profissionais que não trabalhassem em Unidades de Terapia Intensiva e Hospitais.

Os profissionais participantes, após receberem todas as informações assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO A).

Os instrumentos e procedimentos utilizados e realizados na pesquisa encontraram-se todos sob responsabilidade do pesquisador, bem como os materiais utilizados e a base de casos coletada em entrevista (ANEXO B). Para a implantação do modelo e idéia da pesquisa não tiveram custos adicionais.

4. Resultados e Discussão

Neste capítulo são apresentados os resultados e discutidos os valores obtidos, principalmente os pertinentes a avaliação do sistema implementado.

A monitoração ventilatória decorre de um processo complexo, e caracterizando a problemática dos profissionais da saúde na tomada de decisão. Porém, não segue uma padronização no controle ao paciente crítico.

Em primeiro lugar, por várias vezes um quadro de variáveis foi selecionado, chegou-se a três tentativas de seleção, desde a literatura, àquelas selecionadas pelos profissionais como úteis, até àquelas dispostas na representação gráfica das Redes *Bayesianas*.

O quadro 7, a seguir, mostra as variáveis conforme suas respectivas divisões nas classes numa relação de concordância quanto as fontes: entrevista e literatura; e utilidade: sim ou não.

Poucas variáveis assinaladas pelos profissionais apresentaram discordância com a literatura quanto à importância e à utilidade. Porém, não corroboraram com a prática clínica quando aplicadas aos resultados apresentados pelos especialistas na monitoração ventilatória dos pacientes.

Aos profissionais da saúde cabe o reconhecimento das situações de anormalidade durante o acompanhamento dos pacientes críticos.

A teoria difere da prática clínica, pois enquanto a literatura traz variáveis advindas de processos bem definidos e de forma criteriosa, a prática mostra a manipulação destas variáveis baseada na incerteza, ou seja, baseada no empírico e na conduta profissional de cada especialista .

Quadro 7 – Resultados das variáveis mediante literatura e entrevista.

Variáveis	Classes			Fonte da Consulta			UTILIDADE
	MR	TG	SV	FV	Entrevista	Literatura	
Complacência Dinâmica	X					x	N
Complacência Estática	X					X	N
Pressão de Suporte	X				X	x	N
Pressão de Platô	X					X	N
Elastância	X					X	N
Capacidades	X					X	N
Volumes	X				X	X	S
Auto-PEEP	X					X	N
Curvas	X					X	N
Fluxo	X					X	N
PaO ₂	X	X			X	X	S
PaCO ₂	X	X			X	X	S
FiO ₂	X	X			X	X	S
Pa ₂ /Fi ₂		X			X	X	S
PaO ₂ [(A-a)2]		X				X	N
PEEP	X			X	X	X	S
PIC			X		X	X	N
pH		X			X	X	S
PA	X		X		X	X	S
Pressão cuff	X		X			X	N
Glasgow	X		X		X	X	N
FR	X		X		X	X	S
FC	X		X		X	X	S
VCe	X			X	X		S
P _{max}		X		X		X	S
I:E	X			X	X	X	S

Fonte: autor, 2007.

Onde: MR – Mecânica Respiratória

TG – Troca Gasosa

SV – Sinais Vitais

FV – Função Ventilatória

S – Sim quanto à utilidade, ou seja, variável útil na tomada de decisão.

N – Não quanto à utilidade, ou seja, variável não é utilizada na tomada de decisão.

Considerando-se a subjetividade que cerca a monitoração de pacientes em ventilação mecânica, a diferença nas respostas no acompanhamento das variáveis de monitoração advém de um modelo de UTI que não trabalha com equipes

multidisciplinares. Assim, o desempenho das variáveis na rede seria possivelmente muito maior do que o observado com equipes mais bem estruturadas dentro do contexto hospitalar.

A multidisciplinariedade no atendimento ao paciente crítico é parte fundamental para a otimização de um serviço. Médicos, enfermeiras, fisioterapeutas, farmacêuticos e bioquímicos participam da monitoração e controle dos pacientes (BRILLI *et al.*, 2001).

O controle das vias aéreas, respiração, circulação, oxigenioterapia e monitoração são intervenções que, segundo HUANG (2004) devem ser anônimas e feitas por, no mínimo, dois profissionais. Estes profissionais tornam-se responsáveis pela qualidade dos serviços prestados ao paciente antes e durante sua admissão, bem como nas necessidades apresentadas no decorrer de sua evolução.

A presença de um time de multiprofissionais aumenta a eficiência e diminui o tempo e os gastos referentes à hospitalização do paciente em ventilação mecânica (BRILLI *et al.*, 2001; HUANG, 2004).

4.1 GERAÇÃO DOS ALERTAS POR ÁRVORE DE DECISÃO

A base de casos construída por meio da criação de cenários, constituídos a partir de situações reais do cotidiano dos profissionais, permitiu a geração de alertas por árvore de decisão.

No conjunto dos cenários que compuseram a base de casos, a intersecção das informações trazidas por esta base gerou árvores de decisões quanto à emissão de alertas.

Na presença do alerta, dois caminhos de resposta quanto aos seus tipos de alerta foram gerados: A1 – MUDAR PARÂMETROS; A2 – MUDAR MODALIDADE; salientando-se a presença do *ou* de exclusão, que elimina um dos alertas, dependendo do cenário, ou a presença do *e*, que inclui os dois alertas: A1_E_A2.

Na ausência de alerta obtém-se a informação NÃOGERA.

Assim, mediante um cenário de avaliação do estado do paciente com necessidade de gasometria (FAZ GASOMETRIA) obtém-se como resposta os tipos de alertas, A1; A2; A1_E_A2; NAOGERA.

O alerta NAOGERA aponta para os valores de normalidade, caracterizando um bom estado ventilatório do paciente, ou seja, significa que a conduta tomada até o momento está gerando um resultado satisfatório na ventilação do mesmo, mediante a quantificação e observação dos sinais vitais, conforto do paciente, oximetria e gasometria e para a não-necessidade de mudança de parâmetros e/ou modalidade.

Os cenários representados graficamente (Figuras 9, 10 e 11) se aplicam a situações cotidianas e de caráter de urgência/emergência em Unidades de Terapia Intensiva.

A Figura 9 representa a situação em que o profissional da saúde dispõe do exame gasométrico para a tomada de decisão quanto à ventilação mecânica do paciente crítico.

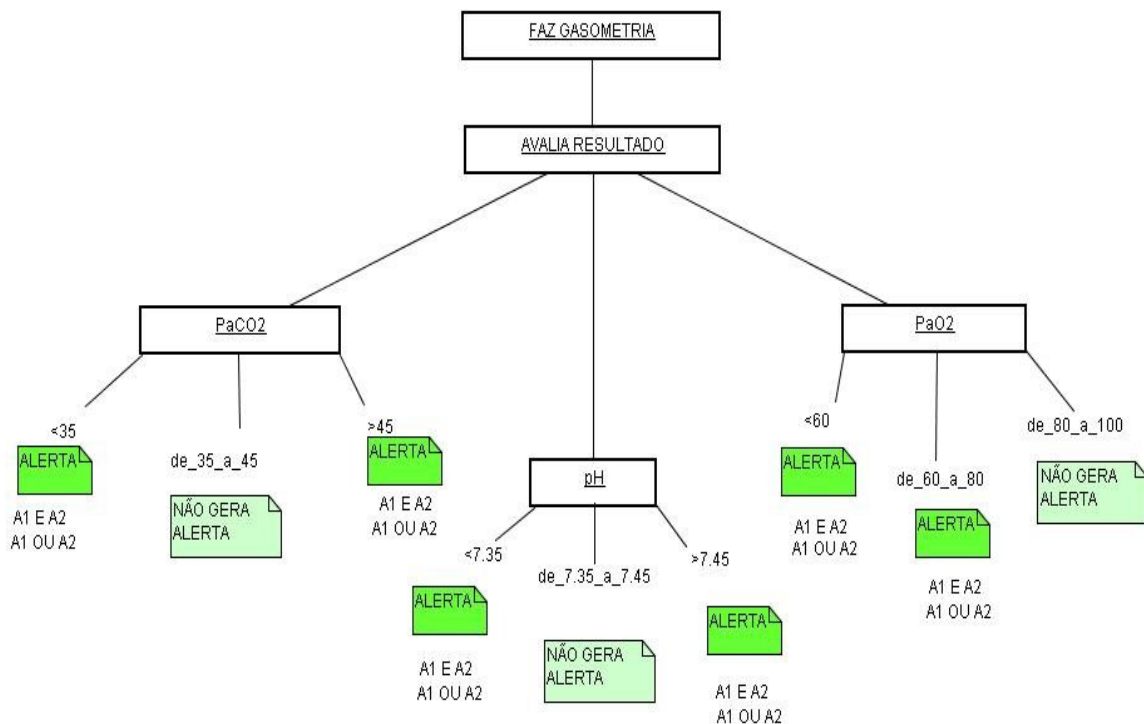


Figura 9 - Ilustração da geração de alertas na presença da gasometria.
Fonte: autor, 2007.

Os demais cenários (Figuras 10 e 11), porém, estendem-se a situações de urgência/emergência, onde o profissional da saúde não dispõe, de imediato, do

exame gasométrico como parâmetro avaliativo quanto ao estado do paciente e tomada de decisão.

A intersecção de variáveis de monitoração como frequência respiratória (FR), pressão máxima (P_{max}), saturação de oxigênio ($SatO_2$) e volume corrente (VC) geram alertas do tipo A1; A2; A1_E_A2; NAOGERA, caracterizando o estado ventilatório dos pacientes e a conduta do profissional.

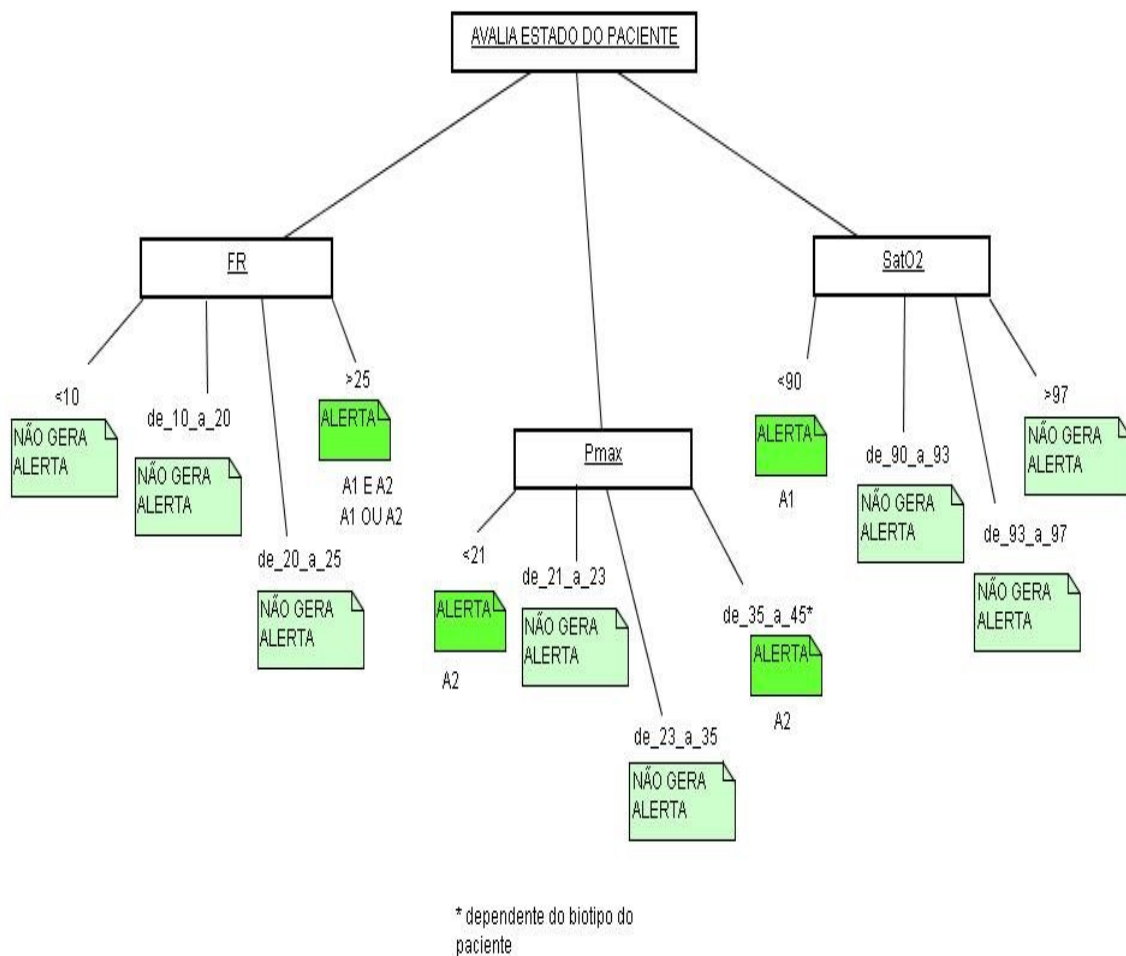


Figura 10 – Ilustração da geração de alertas na presença das variáveis FR, P_{max} e $SatO_2$.
Fonte: autor, 2007.

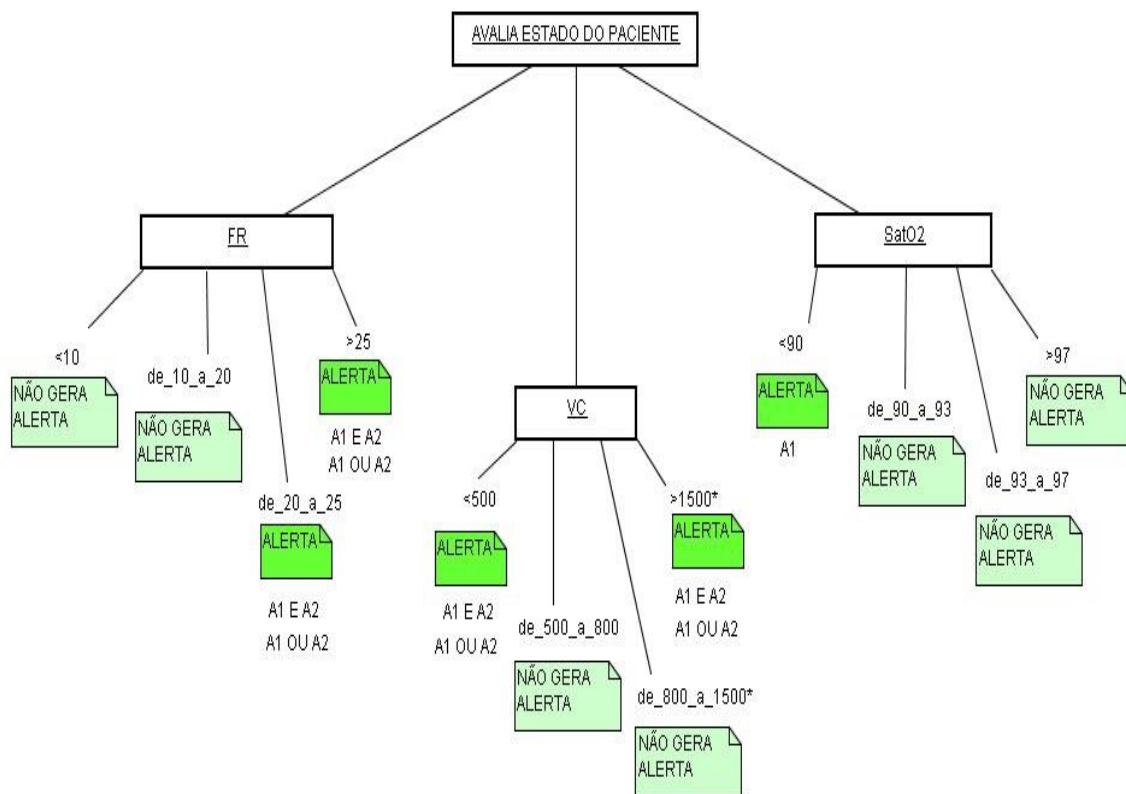


Figura 11 – Ilustração da geração de alertas na presença das variáveis FR, VC, SatO2.
Fonte: autor, 2007.

Nota-se, portanto, que na ausência da gasometria, as variáveis determinantes na conduta do profissional dizem respeito à mecânica respiratória, exigindo, portanto, conhecimento do profissional dos princípios e fundamentos básicos da mecânica respiratória.

O trabalho de construção dessas árvores permite a visualização das variáveis e a forma como estas se relacionam.

A facilidade na interpretação e visualização das mesmas advém dos *links* de relação estabelecidos entre as variáveis, conforme a presença de cada variável e o grau de importância da mesma na tomada de apoio à decisão.

Valores probabilísticos foram atribuídos para cada variável. Estes valores dizem respeito a pertinência de cada caso, caracterizando, assim, a Rede Bayesiana, RB_ALERTA (Figura 12).

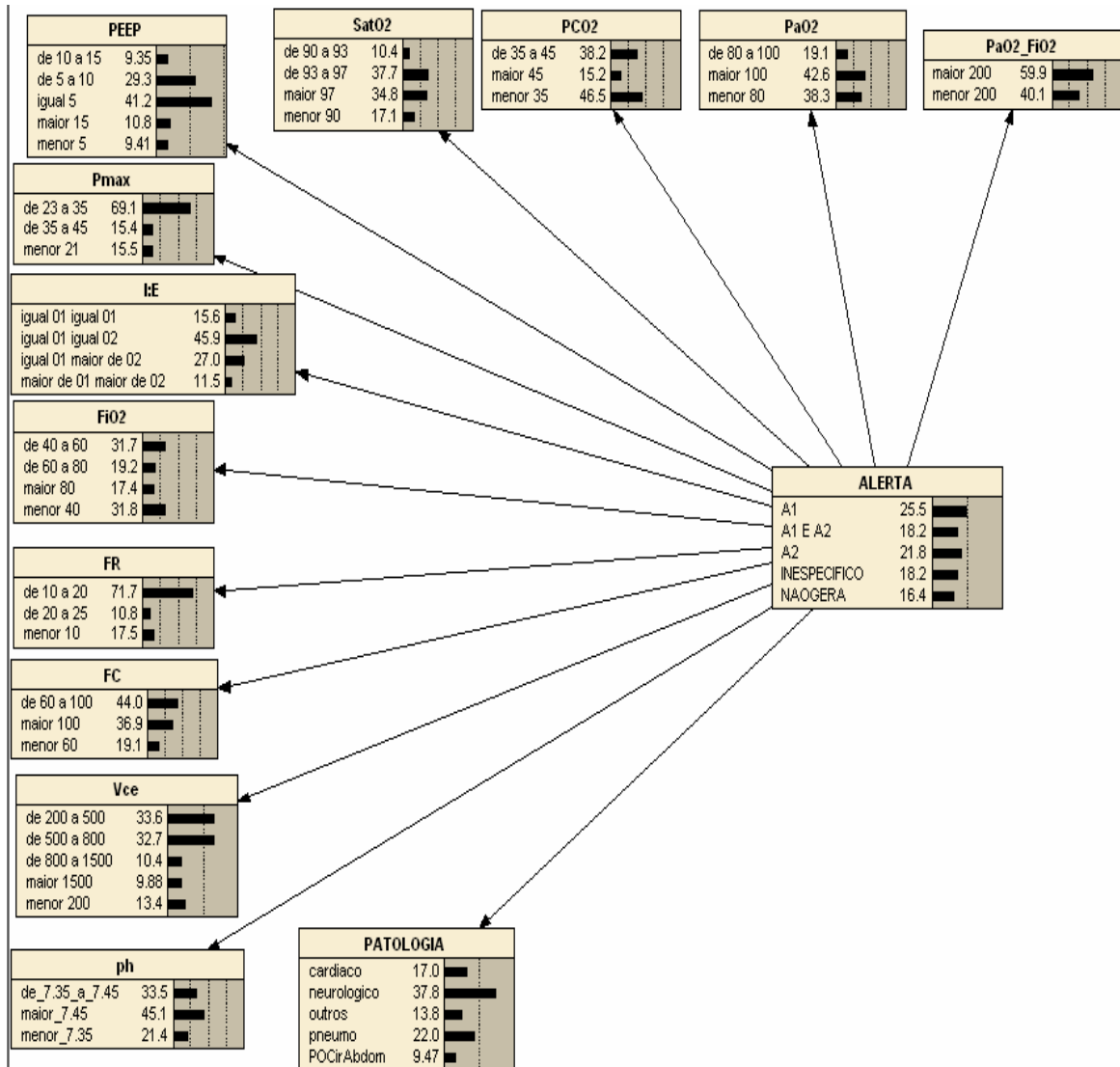


Figura 12 – Rede Bayesiana_Alerta.
Fonte: autor, 2007.

4.2 AVALIAÇÃO DO SISTEMA

Para a avaliação do desempenho do SAD comparou-se o encaminhamento dos especialistas quanto à monitoração ventilatória, verificado em entrevista, com os resultados de alerta emitidos pelo sistema.

Nesta seção, os modelos de alertas apresentados pelo sistema serão comparados com o padrão-ouro, criado com base nos 10 casos já previamente selecionados. Todos os resultados são reais, representando realisticamente o desfecho dos pacientes monitorados em uma Unidade de Terapia Intensiva.

As respostas dadas pelo sistema referem-se à prevalência do alerta gerado ser semelhante à conduta do profissional.

A. Tipo de ALERTA_INESPECIFICO

Para a variável *inespecífico*, segundo a classificação da variável ALERTA_INESPECÍFICO da amostra de 10 casos, 3 tiveram como resultado final ALERTA_INESPECIFICO e 7 geraram um tipo de alerta diferente.

Os valores de especificidade e sensibilidade obtidos, assim como o valor da área abaixo da curva *Receiver Operator Characteristic* (ROC) e o valor do erro padrão são representados na Figura 13, dado um ponto de corte indicado automaticamente pelo *software* MedCalc, evidenciado em negrito.

Os valores de sensibilidade e especificidade foram apresentados pelo MedCalc, que indicou, de forma automática, um valor de critério para o ponto de corte ótimo, maximizando ao mesmo tempo a sensibilidade e a especificidade.

O ponto de corte, conforme já dito, é considerado o ponto ótimo, ou seja, refere-se ao valor mínimo de Falso Positivo ($1 - \text{especificidade}$) e de Falso Negativo ($1 - \text{sensibilidade}$).

Este ponto classifica os alertas gerados segundo o grau de acerto de cada um dos tipos de alerta apresentados. A escolha do ponto de corte pode ser outro ao sugerido pelo MedCalc. Porém neste trabalho foi seguido o mesmo valor sugerido pelo *software*, ou seja, a escolha se fez em função do resultado desejado, na presença do melhor valor para a especificidade ou sensibilidade do sistema.

Baseando-se no ponto de corte escolhido pelo MedCalc e mostrado na Figura 13, valores de probabilidade acima de 12,7% para o ALERTA_INESPECIFICO foi atribuído o valor lógico "1", caso contrário o valor "0". Após a aplicação deste procedimento aos 10 casos do padrão-ouro foi possível a organização dos resultados em tabelas de contingência, tabelas 2x2, mostrada a seguir (Tabela 2).

Tabela 2 - Tabela 2x2 modelo ALERTA_INESPECIFICO

		Padrão Ouro		Total
		1	0	
SE	1	3	0	3
	0	0	7	7
Total		3	7	10

Fonte: autor, 2007.

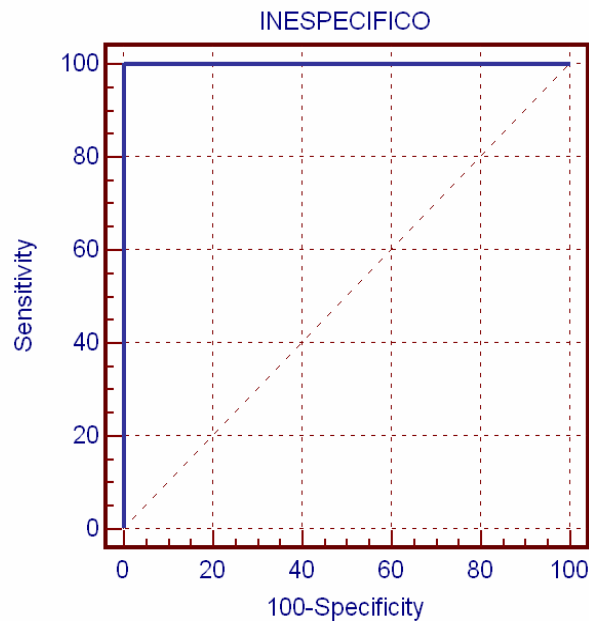


Figura 13 – Curva ROC para ALERTA_INESPECIFICO.
Fonte: autor, 2007.

Área abaixo da curva ROC = 1,000

Erro padrão = 0,000

Intervalo de 95% de Confiança = 0,690 para 1,000

Critério	Sens. (95% C.I.)	Spec. (95% C.I.)
$\geq 0,43$	100,0 (30,5 - 100,0)	0,0 (0,0 - 41,1)
$> 12,7^*$	100,0 (30,5 - 100,0)	100,0 (58,9 - 100,0)
$> 44,5$	0,0 (0,0 - 69,5)	100,0 (58,9 - 100,0)

A tabela 2x2 permite obter os valores da medida de desempenho (Concordância e Discordância do Teste) para o tipo de ALERTA_INESPECIFICO. Estes valores foram obtidos conforme as equações de 3 a 8, visando determinar os valores de Sensibilidade, Especificidade, Valor Preditivo Positivo (VPP), Valor Preditivo Negativo (VPN), e as Probabilidades de Falso Positivo (PFP) e Falso Negativo (PFN). Logo, como resultado tem-se:

$$SENSIBILIDADE = \frac{VP}{VP + FN} = \frac{1}{1+0} = \frac{1}{1} = 1$$

$$ESPECIFICIDADE = \frac{VN}{VN + FP} = \frac{7}{7+0} = \frac{7}{7} = 1$$

$$VPP = \frac{VP}{VP + FP} = \frac{1}{1+0} = \frac{1}{1} = 1$$

$$VPN = \frac{VN}{VN + FN} = \frac{7}{7 + 0} = \frac{7}{7} = 1$$

$$PFP = \frac{FP}{FP + VN} = \frac{0}{0 + 7} = \frac{0}{7} = 0$$

$$PFN = \frac{FN}{FN + VP} = \frac{0}{0 + 3} = \frac{0}{3} = 0$$

$$Taxa\ de\ Acerto = \frac{VP + VN}{VP + FP + FN + VN} = \frac{3 + 7}{3 + 0 + 0 + 7} = \frac{10}{10} = 1$$

$$Taxa\ de\ Erro = \frac{FP + FN}{VP + FP + FN + VN} = \frac{0 + 0}{3 + 0 + 0 + 7} = \frac{0}{10} = 0$$

B. Tipo de ALERTA_A1

Para a variável A1, segundo a classificação da variável ALERTA_A1 na amostra de 10 casos, 2 casos tiveram como resultado final ALERTA_A1 e 8 geraram um tipo de alerta diferente. Todos os resultados são reais, representando realisticamente o desfecho dos pacientes monitorados em uma Unidade de Terapia Intensiva.

Os valores de especificidade e sensibilidade obtidos, assim como o valor da área abaixo da curva ROC e o valor do erro padrão são representados na Figura 14, dado um ponto de corte indicado automaticamente pelo *software* MedCalc, em negrito.

Aos valores de probabilidade acima de 53,1% para o ALERTA_A1 foi atribuído o valor lógico “1”, caso contrário “0”.

A aplicação deste procedimento aos 10 casos do padrão-ouro gerou a tabela 2X2 apresentada na Tabela 3.

Tabela 3 - Tabela 2x2 modelo ALERTA_A1

		Padrão Ouro		Total
		1	0	
SE	1	2	0	2
	0	0	8	8
Total		2	8	10

Fonte: autor, 2007.

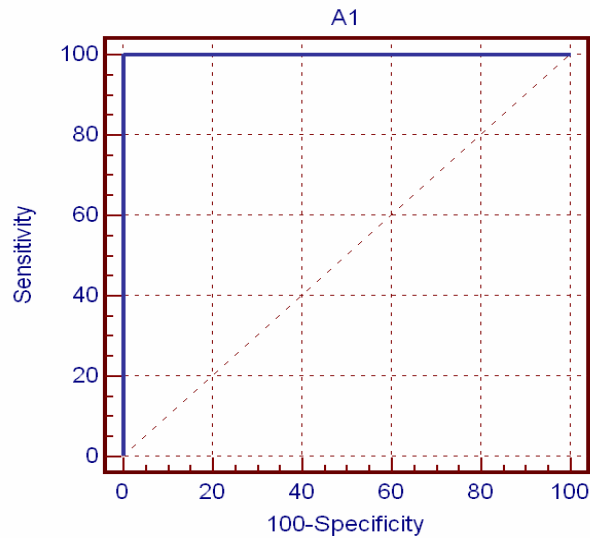


Figura 14 – Curva ROC para ALERTA_A1
Fonte: autor, 2007.

Área abaixo da curva ROC = 1,000

Erro padrão = 0,000

Intervalo de Confiança de 95% = 0,690 para 1,000

Critério	Sens. (95% C.I.)	Spec. (95% C.I.)
$\geq 0,62$	100,0 (19,3-100,0)	0,0 (0,0- 37,1)
$> 53,1$ *	100,0 (19,3-100,0)	100,0 (62,9-100,0)
$> 78,4$	0,0 (0,0- 80,7)	100,0 (62,9-100,0)

Os valores da medida de desempenho (Concordância e Discordância do Teste), de Sensibilidade, Especificidade, Valor Preditivo Positivo (VPP), Valor Preditivo Negativo (VPN), e as Probabilidades de Falso Positivo (PFP) e Falso Negativo (PFN) para o ALERTA_A1 assemelha-se aos valores citados acima.

$$SENSIBILIDADE = \frac{VP}{VP + FN} = 1$$

$$ESPECIFICIDADE = \frac{VN}{VN + FP} = 1$$

$$VPP = \frac{VP}{VP + FP} = 1$$

$$VPN = \frac{VN}{VN + FN} = 1$$

$$PPF = \frac{FP}{FP + VN} = 0$$

$$PFN = \frac{FN}{FN + VP} = 0$$

$$Taxa\ de\ Acerto = \frac{VP + VN}{VP + FP + FN + VN} = 1$$

$$Taxa\ de\ Erro = \frac{FP + FN}{VP + FP + FN + VN} = 0$$

C. Tipo de ALERTA_NAOGERA

Para a variável *naogera*, segundo a classificação da variável ALERTA_NAOGERA na amostra de 10 casos, 4 tiveram como resultado final ALERTA_NAOGERA e 6 geraram um tipo de alerta diferente. Todos os resultados são reais, representando realisticamente o desfecho dos pacientes monitorados em uma Unidade de Terapia Intensiva.

Os valores de especificidade e sensibilidade obtidos, assim como o valor da área abaixo da curva ROC e o valor do erro padrão são representados na Figura 15, dado um ponto de corte indicado automaticamente pelo *software* MedCalc, em negrito.

Com base no ponto de corte escolhido pelo MedCalc, para os valores de probabilidade acima de 12,7% para o ALERTA_NAOGERA foi atribuído o valor lógico “1”, caso contrário “0”.

A aplicação deste procedimento aos 10 casos do padrão-ouro gerou a tabela 2X2 apresentada na tabela 4.

Tabela 4 - Tabela 2x2 modelo ALERTA_NAOGERA

		Padrão Ouro		Total
		1	0	
SE	1	4	0	4
	0	0	6	6
Total		4	6	10

Fonte: autor, 2007.

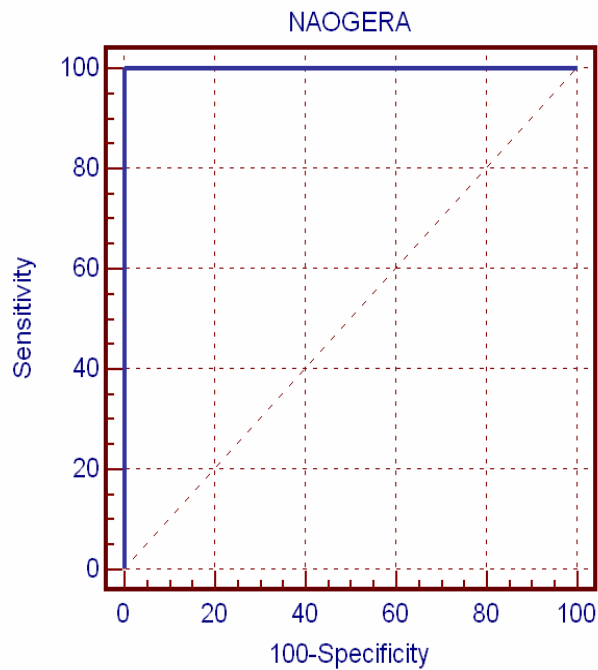


Figura 15 – Curva ROC para ALERTA_NAOGERA
Fonte: autor, 2007.

Área abaixo da curva ROC = 1,000

Erro padrão = 0,000

Intervalo de Confiança de 95% = 0,690 para 1,000

Critério	Sens. (95% C.I.)	Spec. (95% C.I.)
$\geq 2,7$	100,0 (40,2-100,0)	0,0 (0,0-45,9)
$> 12,7$ *	100,0 (40,2-100,0)	100,0 (54,1-100,0)
$> 71,9$	0,0 (0,0-59,8)	100,0 (54,1 - 100,0)

Os valores da medida de desempenho (Concordância e Discordância do Teste), de Sensibilidade, Especificidade, Valor Preditivo Positivo (VPP), Valor Preditivo Negativo (VPN), e as Probabilidades de Falso Positivo (PFP) e Falso Negativo (PFN) para o ALERTA_NAOGERA também se assemelham aos demais valores citados:

$$SENSIBILIDADE = \frac{VP}{VP + FN} = 1$$

$$ESPECIFICIDADE = \frac{VN}{VN + FP} = 1$$

$$VPP = \frac{VP}{VP + FP} = 1$$

$$VPN = \frac{VN}{VN + FN} = 1$$

$$PFP = \frac{FP}{FP + VN} = 0$$

$$PFN = \frac{FN}{FN + VP} = 0$$

$$Taxa\ de\ Acerto = \frac{VP + VN}{VP + FP + FN + VN} = 1$$

$$Taxa\ de\ Erro = \frac{FP + FN}{VP + FP + FN + VN} = 0$$

Deve-se salientar que o trabalho dispôs de bases de treinamento e de teste (padrão-ouro) reduzidas, o que decorreu em dados insuficientes para as variáveis A2, e A1_E_A2, ALERTA_A2, ALERTA_A1_E_A2, respectivamente. Se as bases fossem numericamente maiores, o desempenho do sistema poderia apresentar diferenças em relação ao apresentado. Uma base maior muito provavelmente apresentaria comportamentos diferentes para uma mesma situação, tendo em vista as diferenças na tomada de decisão entre os profissionais.

Para HUANG (2004) somente 44% dos pacientes ventilados são monitorados adequadamente e 78% dos pacientes são monitorados com auxílio da gasometria.

Outro desvio metodológico é o fato dos especialistas consultados terem um excelente nível técnico, porém suas competências são moldadas pelo serviço/instituição de saúde. Assim, o fato das melhores práticas e protocolos acusarem a importância no preenchimento de todas as variáveis para a emissão de alertas, o mesmo não corrobora com a prática clínica. Os profissionais não monitoraram muitas das variáveis que estavam dentre as selecionadas e classificadas por eles próprios como periódicas e importantes, indo de encontro às condutas trazidas pelo consenso. Tal caso encontra-se documentado neste trabalho, conforme Quadro 7 mostrado anteriormente.

A exemplo, tornou-se possível observar que os profissionais propunham a análise gasométrica, com todos os valores que este exame traz (PaO_2 , $PaCO_2$, pH, $SatO_2$, PaO_2/FiO_2), como sendo de extrema importância. Contudo, logo em seguida os mesmos profissionais cancelavam o pedido de coleta da variável justificando

como observação no questionário, o grau de dependência da análise da gasometria a fatores externos ao seu trabalho.

A gasometria é um exame laboratorial realizado por intervenção bioquímica durante todo o período de internação. Segundo BRILLI *et al.* (2007) o resultado do exame interfere na tomada de decisão quanto à administração de drogas, informações farmacocinéticas do paciente, e reações adversas relacionadas à conduta. Quando bem interpretada, resulta na diminuição dos custos com drogas.

Dentre os desvios metodológicos deste trabalho, destaca-se, ainda, a falta de treinamento dos profissionais responsáveis pela coleta de sangue para exame gasométrico. Algumas das gasometrias estudadas trouxeram como resultados das variáveis PaO₂, PaCO₂, pH, SatO₂, PaO₂/FiO₂ valores que apontam para uma coleta tipicamente venosa. Assim, a amostra de sangue coletado não era procedente de uma artéria, e sim, de uma veia, o que inviabiliza os valores na interpretação das variáveis e prejudica, sobremaneira a tomada de decisão.

Nota-se, portanto, que o processo de decisão é significativamente diferente do que acontece na realidade. Por isso um sistema de apoio à decisão tem um impacto significativo na resolução de problemas à beira do leito (KROTH *et al.*, 2006).

Um sistema de apoio à decisão deve permitir a entrada de um sub-conjunto de variáveis sem que seja, no entanto, conivente com condutas erradas. Este dever ser flexível, a fim de permitir que a ausência de alguma variável não inviabilize o uso deste sistema e o apoio à decisão.

Outro fator importante e possível de ser conseguido com um SAD é a padronização dos processos e da tomada de decisão, ou seja, a sistematização.

Desta forma, esta sistematização permite que o emprego de um SAD ajude na disseminação dos consensos e na garantia e aplicação das boas práticas profissionais.

No questionário realizado junto aos profissionais, na pergunta sobre as condutas nos cenários que compuseram o sistema, muitos profissionais apresentaram dúvidas na investigação dos casos apresentados, por não fazer parte do cotidiano da UTI do hospital em que trabalham. Na seqüência do levantamento durante a execução do trabalho, alguns profissionais da saúde não tinham como experiência profissional o atendimento a pacientes críticos, a exemplo de pacientes neurológicos.

As doenças neurológicas fazem parte do cenário das patologias com indicações para ventilação mecânica. Estes pacientes constituem uma parcela significativa de todos os pacientes de UTI e são responsáveis pelos maiores gastos hospitalares. Os custos elevados advêm do prolongado tempo de permanência destes pacientes nas unidades intensivas e escassez de dados que permitam prever a duração dos mesmos na assistência ventilatória (ESTEBAN *et al.*, 2000).

A sistematização do processo de monitoração de pacientes críticos em ventilação mecânica auxilia na redução de falha do profissional, mesmo perante a incerteza, e na organização do processo cognitivo que o levam à tomada de decisão. As técnicas laboratoriais são exames disponíveis em apenas algumas Unidades de Terapia Intensiva e são empregadas, unicamente, para estudos de investigação e não como técnicas rotineiras de acompanhamento (LÓPEZ-HERCE CID, 2003).

4.3 SENSIBILIDADE DA SAÍDA PARA CADA UMA DAS ENTRADAS

A Tabela 5 mostra a sensibilidade do nó de saída 'ALERTA' para cada nó de entrada, calculado pelo próprio *shell* Netica por meio do ganho de informação. As variáveis são mostradas na ordem decrescente de importância.

Tabela 5 - Sensibilidade do alerta a cada uma das variáveis de entrada.

Variável / Nó	Sensibilidade
PaCO2	0,15232
FiO2	0,11651
SatO2	0,10181
PATOLOGIA	0,09696
PaO2	0,09553
Pmax	0,08794
Vce	0,07960
FC	0,07133
FR	0,06571
ph	0,06051
I_E	0,05777
PEEP	0,03971
PaO2_FiO2	0,02740

Fonte: autor, 2007.

A $\text{PaO}_2/\text{FiO}_2$ não foi uma variável determinante e decisiva no processo de ventilação, corroborando com a sensibilidade mostrada pelos nós de entrada em relação ao nó de saída ALERTA no sistema.

É notória a importância do resultado do exame gasométrico na tomada de decisão, evidenciada pela sensibilidade do nó PaCO_2 em relação ao nó de saída ALERTA.

A interferência da gasometria na tomada de decisão ainda se faz presente mediante a sensibilidade do nó PaO_2 , que apesar de apresentar sensibilidade inferior ao PaCO_2 , ainda assim se mostra importante em relação a outras variáveis como V_{ce} , FC, FR, etc.

Na ausência da gasometria e das variáveis que a acompanha, a variável *patologia* mostrou-se como a mais sensível em relação ao nó de saída ALERTA, seguida da P_{max} , V_{ce} , FC, FR, I:E e PEEP, parâmetros de controle básico dos ventiladores artificiais.

5. Conclusões

O conhecimento do estado do paciente é fundamental para a evolução dos pacientes críticos, sobretudo naqueles submetidos à ventilação mecânica.

O acompanhamento adequado do paciente deve dispor de etapas que iniciam na mensuração e visualização de sinais vitais, até à disposição de alertas (visuais e/ou sonoros) na atenção a situações anômalas.

A monitoração das variáveis representa o estado ventilatório do paciente durante um ciclo respiratório específico. Os sistemas de alerta mediante a apresentação de um ciclo determinado permitem analisar visualmente o problema e detectar mudanças no estado clínico do paciente.

Dada a diversidade de modalidades e variáveis ventilatórias, parâmetros e patologias, tornou-se difícil ao profissional da saúde detectar problemas na ventilação mecânica. Os consensos que regem a assistência ventilatória são arbitrários. A literatura denota a eficácia das estratégias, porém a prática clínica se distancia das experiências encontradas nas bases teóricas.

Os modos ventilatórios utilizados variam consideravelmente de profissional para profissional, bem como os parâmetros e variáveis monitorados. Porém, as condições primárias de assistência ventilatória, na seleção de métodos e variáveis em um paciente crítico não variam proporcionalmente.

Ventilar o paciente não se trata de uma decisão simples. A resposta desta tomada de decisão repercute positiva e/ou negativamente, podendo colocar em risco a vida do paciente e/ou prolongar a permanência do mesmo na UTI.

Como pode ser observada, a prática clínica apresenta-se distante dos consensos e da literatura. Os sistemas de apoio à decisão são ferramentas importantes neste sentido. O sistema desenvolvido, dentro de um processo de alerta e tomada de decisão, traz benefícios consideráveis aos profissionais envolvidos.

O trabalho, em questão, serve como um indicador das variáveis necessárias a tomada de decisão e condutas ventilatórias. O SAD criado foi capaz de alertar o profissional quanto à mudança de parâmetros, de modalidade ou ambos. O mesmo ainda foi capaz de utilizar-se de crenças próprias, na geração das melhores

respostas e desempenhos com os dados que o profissional dispunha, de acordo com a realidade de cada Unidade de Terapia Intensiva.

Apesar da limitação das informações determinantes no processo de monitoração ventilatória, as variáveis trazidas, quando interpretadas de forma isolada foram capazes de potencializar umas às outras.

Na ausência de informações como a análise gasométrica, outras variáveis puderam ser utilizadas, conforme seu grau de importância, auxiliando na tomada de decisão mediante o alerta emitido.

Desta forma, o SAD serviu como um importante controlador de falhas no processo de ventilar, evitando danos ao paciente e problemas legais ao próprio profissional e instituição envolvidos, perante a escassez de informações.

A pesquisa alcançou os objetivos propostos mediante algumas conclusões.

A definição do conjunto de variáveis na monitoração do paciente em assistência ventilatória invasiva se deu mediante as melhores respostas do sistema, dada a subjetividade das informações.

O processo de tomada de decisão em ventilação mecânica foi modelado através do diagrama de atividades. Desta forma, foi possível que todos os processos que envolvem a monitoração do paciente em ventilação mecânica fossem representados, levando-se em consideração as dificuldades, falhas, desafios, incertezas que envolvem a tomada de decisão.

A modelagem facilitou o levantamento das variáveis necessárias ao processo de tomada de decisão e permitiu obter uma seqüência de atividades, ou seja, dos processos envolvidos.

O sistema proposto permite auxiliar o profissional, mesmo sem o conjunto completo de variáveis, a exemplo da análise gasométrica. O fato de nem todas as variáveis estarem disponíveis em todos os momentos foi um fator importante para a escolha das *Redes Bayesianas* na representação do conhecimento.

Além da capacidade de aceitar conjuntos incompletos de variáveis, elas trabalham em ambientes baseados na incerteza, ambiente do estudo em questão.

O sistema de apoio à decisão criado representou adequadamente o tratamento da incerteza no processo de decisão do profissional da saúde, obtendo um desempenho semelhante ao dos profissionais em relação à tomada de decisão.

A base de casos, com as variáveis monitoradas durante a ventilação mecânica proporcionou um sistema que passou nos testes de validade com uma sensibilidade e especificidade elevadas em relação ao esperado.

Acredita-se, no entanto, que a aplicação de mais casos aos modelos propostos, com o intuito de se aumentar a base de casos das Redes *Bayesianas* possa contribuir para um aperfeiçoamento e obtenção de melhores resultados.

A falta de informatização das UTIs, aliado ao descumprimento dos consensos são fatores que justificam, em grande parte, a dificuldade de aplicação com mais casos.

5.1 LIMITAÇÃO DO ESTUDO

O modelo proposto neste trabalho foi o primeiro passo de uma longa caminhada. Os resultados encontrados não superaram completamente as expectativas do escopo do estudo. Porém, não podem ser encarados como irrelevantes, haja vista que as dificuldades encontradas são anteriores ao processo de construção metodológica do trabalho, dada a complexidade do tema.

5.2 TRABALHOS FUTUROS

Os resultados sugerem novos trabalhos que incorporem a literatura à prática clínica na diminuição destas adversidades em espaços menores entre a experiência, prática profissional e os consensos.

Sugere-se, sobretudo, a utilização de uma amostra maior. O comportamento da RB, quando implementada e treinada, com um maior número de casos clínicos possibilitará verificar e analisar o desempenho de forma mais exata e precisa.

Sugere-se, ainda, para trabalhos futuros, que a escolha do ponto de corte seja diferente do proposto pelo MedCalc no presente estudo, haja vista que é mais interessante ao profissional da saúde, um sistema mais específico e menos sensível, na garantia de resposta de apoio à decisão mediante a incerteza e falta de dados.

Um trabalho de extrema importância para a área seria o desenvolvimento de um sistema integrado ao sistema de informação de uma UTI. Este sistema integrado

teria o intuito de criticar as variáveis no momento em que as mesmas fossem inseridas no sistema.

Desta forma, viabilizar-se-ia um acompanhamento da evolução do paciente e práticas bem sucedidas para a ventilação e monitoração dos pacientes.

Sugere-se, ainda, um estudo utilizando-se desta mesma base, na definição do grau de importância de cada variável no processo de tomada de decisão. Na Tabela 6 apresentou-se a seqüência para a base utilizada, porém não se avaliou o impacto da composição das variáveis de maneira criteriosa, ou seja, a potencialização de uma variável na presença de outra.

5.3 PUBLICAÇÕES

RIELLA, C.L.; LOPES, L.; SCALABRIN, E.; DIAS, J.S.; KNISS, C.T.; ISRAEL, V.L. Methodology for patients monitoring in mechanical ventilation. Submetido em 02/08/2007 a **International Journal of Medical Informatics**.

RIELLA, C.L.; LOPES, L.; SCALABRIN, E.; DIAS, J.S.; KNISS, C.T.; ISRAEL, V.L. Metodologia para implementação de um sistema inteligente de monitorização (SIMON) de pacientes em ventilação mecânica. Submetido em 21/08/2007 a **Revista Multiciência**.

CHI, A.; RIELLA, C.L.; CAMIOTTI, B.M.; ISRAEL, V.L. PEP: Critérios de avaliação fisioterapêutica em UTI, **Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, 2006**.

RIELLA, C.L.; CAMIOTTI, B.M.; ISRAEL, V.L. Analysis of the muscular stretch of hamstrings using conventional passive method and association with superficial and deep heat. **11th Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering, 2006**, Curitiba. CIT 06, Curitiba: ENCIT, 11, 26, 2006.

RIELLA, C.L.; CAMIOTTI, B.M.; ISRAEL, V.L. Análise da influência da respiração frenolabial em exercícios na posição sentada, utilizando princípios do Isso Stretching sobre o comportamento mecânico dos discos intervertebrais e função pulmonar. **Revista Brasileira de Fisioterapia, São Carlos, 52-52, 2006**.

Referências

- ABEL, M. **Sistemas Especialistas**. Rio Grande do Sul: Instituto de Informática, 1998
- ADRATT, E. **Sistema Especialista para Avaliação Antropométrica em pediatria: Investigação, Diagnóstico, Orientação e Encaminhamento**. (Mestrado). Ciências Biológicas e da Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2006.
- AZEREDO, C.A.C. **Bom senso em Ventilação Mecânica**. Rio de Janeiro, Revinter, 1997.
- BARRETO, J.M. **Inteligência Artificial no Limiar do Século XXI**. Florianópolis, 1999
- BELTRÃO, C.J.; DIAS, J.S.; MOTTA, F.A.; ANDRADE, P.F.; PACHECO, A.P.O. Sistema especialista para calculo do potencial risco de infecção hospitalar em UTI- Neonatal. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE, IX, 2004, Ribeirão Preto. **Anais eletrônicos do IX Congresso Brasileiro de Informática em Saúde**. Disponível em: <<http://www.sbis.org.br/cbis9/anais.htm>> Acesso em: 20/07/2007.
- BITTENCOURT, G. **Inteligência Artificial: Ferramentas e Teorias**. Florianópolis, UFSC, 57-86, 257-278, 1998.
- BLOM, J.A. **Monitoring of Respiration and Circulation**. USA - United States of America: CRC Press, 2004
- BONASA, J. Principios Básicos dos Ventiladores Artificiais. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, São Paulo, 4, 69-124, 2000.
- BORGES, V.C.A.J.; LOPES, A.C. **Desmame da ventilação mecânica**, 2002.
- BRILLI, R.J.; SPEVETZ, A.; BRANSON, R.; CAMPBELL, G.; COHEN, H.; DASTA, J.; HARVEY, M.A.; KELLEY, M.; KELLY, K.M.; RUDIS, M.I.; ANDRE, A.C.St; STONE, J.R.; TERES, D.; WELED, B.J.; PERUZZI, W. Critical care delivery in the intensive care unit: Defining clinical roles and the best practice model. **Crit Care Med**, 29, 10-19, 2007.
- BROCHARD, L.R.; BENITO, S.; CONTI, G.; MANCEBO, J.; REKIK, N.; GASPARETTO, A.; LEMAIRE, F. Comparison of three methods of gradual withdrawal from ventilatory support during weaning from Mechanical Ventilation. **Am J Respir Crit Care Med**, 150, 896-903, 1994.

BROCHARD, L.S.; APEZTEGUFA, C.; TOBIN, M.J.; NIGHTINGALEI, P.; MATAMIS, D.; PIMENTEL, J.; ABROUG, F. Outcome of older patients receiving mechanical ventilation. **Intensive Care**,30,639-46,2004.

BUTTON, V.L.S.N. Ventiladores Pulmonares. In: Calil, S.J., **Equipamentos médico - hospitalares e o gerenciamento da manutenção**. Brasília, DF: Ministério da Saúde, 683-720, 2002.

CALVIN, S.H.S; YIM, A.P.C.; ARIFI, A.A. Pulmonary dysfunction after cardiac surgery. **Chest**,121,1269-1277,2002.

CARDOSO, J.P., LOPES, C.R.S.; QUEIROZ, R.S.; ROSA, V.A.; VILELA, A.B.A. O uso de sistemas especialistas para apoio à sistematização em exames ortopédicos do quadril, joelho e tornozelo. **Rev.Saúde.Com**, 1(1), 24-34, 2005.

CELIS, E.G. **From Principios de ventilación mecánica**. In:GUIAS PARA MANEJO DE URGÊNCIAS,610-6,2006.

COELHO, R.B.A. Sistema de Avaliação de Ventiladores Pulmonares. **Revista Brasileira de Engenharia / Caderno de Engenharia Biomédica**,11,17-39,1995.

CONTI, G.M.L.; PENNISI, M.A.; CAVALIERI, F.; ARCANGELI, A.; BOCCI, M.G.; PROIETTI, R.; ANTONIELLI, M. A prospective, blinded evaluation of indexes proposed to predict weaning from mechanical ventilation. **Intensive Care Med**,30,830-836,2004.

DEAN HESS, R.R.T. Other issues in Weaning. **Chest**,120(6),474-76,2001.

DIAS, J.S. **Raciocínio médico e a abordagem Bayesiana**. (Tese professor titular), Programa de Pós Graduação em Informática Aplicada, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 86, 2004.

ELY, E.W.; DUNAGAN, D.P.; BURKE, H.L. Effect on the duration of mechanical ventilation of identifying patients capable of breathing spontaneously.**The New England J Med**,335,25,864-1869,1996.

EMMERICH, J. **Suporte Ventilatório - Conceitos Atuais**. Rio de Janeiro,Revinter,1998.

ESTEBAN, A.; ANZUETO, A.; ALÍA, I.; GORDO, F.; APEZTEGUÍA, C.; PÁLIZAS, F.; CIDE, D.;GOLDWASER, R.; SOTO, L.; BUGEDO, G.; RODRIGO, C.; PIMENTEL, J.; RAIMONDI, G.; TOBIN, M. How is mechanical ventilation employed in the intensive care unit? An International Utilization Review. **Am J Respir Crit Care Med**,161,1450-58,2000.

FLORES, C.D.; PEROTTO, F.; VIÇAR, R.M. **Sistemas Baseados em Conhecimento para a Área da Saúde**. Disponível em: <http://www.sirc.unifra.br/artigos2002/artigo06.pdf>

FLORES, C.D.; HOHER, C.L. Uma experiência do uso de redes probabilísticas no diagnóstico médico. Simpósio Argentino de Informática y Salud – SADIO, [JAIA 2001]. **Jornada de Atualização em Inteligência Artificial**. Disponível em: <http://www.lia.ufc.br/~sbc2001/eventos/jaia/resumo-jaia2.html>

FLORES, R., GLUZ, J.; SEIXAS, L.; COELHO, H. **Projeto AMPLIA – uso da informática na educação médica**. Disponível em: http://www.inf.ufrgs.br/~dflores/publicacoes/wim2003_AMPLIA.PDF

FOX, J.T. Clinical decision support systems: A discussion of quality, safety and legal liability issues. **Proceedings of the AMIA: Annual Symposium**, 265-269, 2002.

FRAZIER, S.K.; STONE, K.S.; MOSER, D.; SCHLANGER, R.; CARLE, C.; PENDER, L.; WIDENER, J.; BROM, H. Hemodynamic changes during discontinuation of mechanical ventilation in medical intensive care unit patients. **American Journal of Critical Care**, 15(6), 580-93, 2006.

GAMBAROTO, G. **Fisioterapia Respiratória em uma unidade de terapia intensiva**, São Paulo, Atheneu, 2006.

GALINA, A.; PEREZ, P.S.; COSTA, T.M.; FURLONI, A.L.F.; PONCIANO, M.; PISA, I.T.; ROQUE, A.C. **Lepidus R2: Implementação do Sistema de Apoio à Decisão Médica Lepidus usando Arquitetura Web**. Disponível em: <http://www.sbis.org.br/cbis9/arquivos/209.pdf>.

GOODMAN, S. Implementing a protocol for weaning patients off mechanical ventilation. British Association of Critical Care Nurses, **Nursing in Critical Care**, 11(1), 23-26, 2006.

HALL, R.; ROCKER, G.M. End-of-Life Care in the ICU: Treatments provided when life support was or was not withdrawn. **Clinical Investigations in Critical Care**, 1424-1430, 2003.

HARNISCH, B.Z. Contribuição a um Sistema de Apoio à Decisão para Desmame em Ventilação Mecânica. (Mestrado). Ciências Biológicas e da Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2007.

HATZAKIS, G.E.D. Fuzzy logic controller for weaning neonates from mechanical ventilation. **Proc AMIA Symp**, 315-9, 2002.

HOFFMAN, L.A.; TASOTA, F.J.; ZULLO, T.G.; SCHARFENBERG, C.; DONAHOE, M.P. Outcomes of Care Managed by an Acute Care Nurse Practitioner/Attending Physician Team in a Subacute Medical Intensive Care Unit. **American Journal of Critical Care**, 14(2), 121-130, 2005.

HUANG, D.T. Clinical review: Impact of emergency department care on intensive care units costs. **Critical Care**, 8(6), 498-502, 2004.

HUBBS, P.R.; TSAI, E.E.M.; PARVATI, D.; GODIN, P.; OLYARCHUK, J.G.; NAG, D.; LINDER, G.; RINDFLEISCH, T.C. The Stanford Health information network for

education: integrated information for decision making and learning. **J Am Med Inf Assoc Sympos**,505-508,1997.

_____. II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica. **J Pneumol**,26(2)1-68,2000.

_____. [AIM 2002]. Editorial, Lessons learnt from bringing knowledgebased decision support into routine use. **Artificial Intelligence in Medicine**,24,195-203, 2002.

_____. **Ministério da Saúde - Núcleo Estadual no Rio de Janeiro (NERJ)**. Disponível em: file:///e:custo_gasometria.htm. Acesso em 28/10/2007,08:21.

INC, M. **Manual do operador: Oxímetro de pulso NPB-190**. 035964C-0699C. 0123,1999.

INFANTINI, B.N.B. Monitorização Respiratória e Ventilatória na SDRA. In: GAMBAROTO. **Fisioterapia Respiratória em Unidade de Terapia Intensiva**, São Paulo, Atheneu, Monitorização Respiratória e Ventilatória na SDRA, 235-38,2006.

ISAACSON, J.S.; CLANCY, R.L.; PIERCE, J.D. Effects of pressure support ventilation and continuous positive airway pressure on diaphragm performance. **Journal of Advanced Nursing**,32(6)442-1449,2000.

JUBRAN, A. Advances in respiratory monitoring during mechanical ventilation. **Chest**,116(5),1416-1425,1999.

KROTH, P.J.; DEXTER, P.R.; OVERHAGE, J.M.; KMIPE, C.; HUI, S.L.; BELSITO, A.; McDONALD, C. A Computadorized decision support system improves the accuracy of temperature capture from nursing personnel at the bedside. **AMIA Symposium Proceedings**,444,2006.

KULLIKOWSKI, C.A. Artificial Intelligence methods and systems for medical consultation. **IEEE Trans. Patt. Anal. Mach. Recogn**,2,464-4765,1980.

LIMA, D.S.P. **Critérios de Elegibilidade em Home-Care - Sistema de Apoio à Decisão na eleição do paciente para a atenção domiciliar**. (Mestrado), Ciências Biológicas e da Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2006.

LÓPEZ-HERCE CID, J. Monitorización de la función respiratoria en el niño con ventilación mecánica (II): complianza, resistencia, hiperinsuflación, dinámica, espacio muerto y trabajo respiratorio. **An Pediatric**,59(3),252-85,2003.

MARTIN, A.D.D.; FRANCHESCHI, A.C. Use of inspiratory muscle strenght training to facilitate ventilator weaning. **Chest**,122,1192-6,2002.

MATHEWS, P. Nursing and respiratory: Partners in care. **Nursing management**. 31(12),50-52,2000.

MATTOS, M.C. **Sistema Fuzzy para assistência respiratória em neonatos**, São Paulo, 2000.

MEIRELLES, F.S. **Informática: Novas aplicações com microcomputadores**. São Paulo, Makron Books, 428-438, 1994.

NUNES, W.A.T. Oximetria de pulso na avaliação do transporte de oxigênio em pacientes críticos. **Rev. latino-am. enfermagem**, 7(2), 79-85, 1999.

PEIGANG, Y.M. Ventilation in asthma and chronic obstructive pulmonary disease. **Crit Care**, 8, 70-76, 2002.

PERAZZO, M.J.C. **Derivadas em redes bayesianas usando eliminação de variáveis**.

PEREL, A.S. **Manual de Mecanismos de Suporte Ventilatório**, São Paulo, Medsi, 1994.

POZZEBON, E.F.; BITTENCOURT, G. Inteligência artificial na educação universitária: quais as contribuições? **Rev. CCEI**, 8, 33-40, 2004.

RABUSKE, R.A. **Inteligência Artificial**. Florianópolis, UFSC, 1995.

RAMOS, M.R. **Concepção de um Sistema de Apoio à Decisão para acompanhamento nutricional de pacientes submetidos a cirurgia bariátrica**. (Mestrado). Ciências Biológicas e da Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2006. REA NETO, A.M.; REZENDE, E.A.C.; DIAS, F.S. **Monitorização em UTI**. Rio de Janeiro, Revinter, 2004.

REZENDE, S.O. **Sistemas Inteligentes - Fundamentos e Aplicações**. São Paulo, Manole, 525, 2003.

RICH, E. K. **Artificial Intelligence**: McGraw Hill. 1993.

RINCÓN, A.M.R.C.; OSORIO, D.M.P. Sistema de información en tecnología de asistencia para Bogotá. **Revista Ciencias de la Salud**, Bogotá, 3, 17-24, 2005.

ROQUE-SPECHT, V.F. **Desenvolvimento de um Modelo de gerenciamento de riscos para aumento da segurança alimentar**. (Doutorado), Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, Universidade do Estado de Santa Catarina - UFSC, Florianópolis, 2002.

RUSSELL, S.N. **Inteligência Artificial**. Rio de Janeiro, Elsevier, 2004.

SAHEKI, A.H.; SHAROVSKY, R.; COZMAN, F.G.; COUPÉ, V.M.H. Construção de uma Rede Bayesiana aplicada ao diagnóstico de doenças cardíacas. **Encontro Nacional de Inteligência Artificial**, 2003.

SARMENTO, G.J.V. **Fisioterapia respiratória no paciente crítico - Rotinas clínicas**, São Paulo, Manole, 582, 2005.

SHORTLIFFE, E.H.P. **Medical Informatics**, New York, 2001.

SILVIA, R.P.; SANTOS, E.F. Aplicação do raciocínio baseado em casos num sistema de apoio à educação e diagnóstico médico. **III CLAEB**, João Pessoa, 609-12, 2004.

SMYTHE, G.A.D. REPCAT: Desktop expert system for interpreting and validation laboratory data for pheochromocytoma diagnosis with database application Omnis 7. **Clinical Chemistry**, 43(1), 134-140, 1997.

SOARES, S.M.T.P. **Estudo comparativo do perfil respiratório com dois modos de ventilação mecânica não invasiva em voluntários sadios: pressão de suporte e pressão positiva contínua nas vias aéreas**. Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas, Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, 2003.

SOO HOO, G.W.P. Variations in the Measurement of Weaning Parameters. **Chest**, 121(6), 1947-1954, 2002.

SUTTON, P.J.P.; GILES, S.P.; McAULEY, D.F.; GAO, F. Randomized controlled cross-over comparison of continuous positive airway pressure through the Hamilton Galileo ventilator with Grager CF 800 device. **Anaesthesia**, 60, 72-6, 2005.

TIBIRIÇÁ, A.G.; NASSAR, S.M. **Desenvolvimento de uma abordagem híbrida difuso-probabilística para a modelagem da incerteza**, 2003.

TOBIN, M.J.J. Patient - Ventilator Interaction. **Am J Respir Crit Care Med**, 163, 1059-1063, 2001.

TURBAN, E.A. **Decision support systems and intelligent systems**. Hong Kong, Prentice Hall, 2001

WANG, L.J.; KOGAN, S.L.; BOXWALA, A.A. Expert system for determination of eligibility for health insurance programs. **Annual Symposium: Proceedings of AMIA**, 1194, 2002.

WATERMAN, D.A. **A guide to Expert Systems**, Massachusetts, Addison-Wesley, 3-33, 1986.

WERTHER, B.C.B.; CARVALHO, C.R.R.; AMARAL, J.L.G.; BEPPU, O.S.; AULER, J.C. **Atualização em Ventilação Pulmonar Mecânica**, São Paulo, Atheneu, 141-200, 1997.

WHITBY, B. **Inteligência Artificial: Um guia para iniciantes**, São Paulo, Madras, 13-17, 2004.

VICARI, R.; FLORES, C.; CASA, M.; RIBEIRO, A. **Representação do conhecimento incerto aplicado a sistemas educacionais na Web**. Disponível em: http://www.inf.ufrgs.br/~dflores/publicacoes/Educar_.PDF

ZERBINATTI, L.; ASSIS, L.A. **Fuzzy e Bayes no Apoio a Decisão Médica.**
Disponível em: <http://www.sbis.org.br/cbis/arquivos/760.pdf>

ZUÑIGA, Q.G.P. **Ventilação mecânica básica para enfermagem,** São Paulo, Atheneu, 92, 2005.

Anexos

ANEXO A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

a) Venho por meio deste documento deixar o (a) senhor (a), ciente dos objetivos da pesquisa a ser realizada neste estabelecimento e torná-lo de acordo com a realização da mesma, pois somente através das pesquisas clínicas e experimentais que se tornam possíveis os avanços nas áreas da saúde e da tecnologia, para isso sua autorização é de fundamental importância.

b) O objetivo desta pesquisa é utilizar a Inteligência Artificial como ferramenta tecnológica para caracterizar as variáveis registradas durante a monitoração contínua de pacientes em assistência ventilatória invasiva, a fim de se obter informações mais independentes mediante a escolha das modalidades ventilatórias e os parâmetros disponíveis pelo ventilador. Nessas condições, o que se busca em primeira instância, é garantir informações para soluções e resultados viáveis.

c) Caso esteja de acordo com a pesquisa, será necessário que responda a algumas perguntas realizadas sob forma de entrevista em formulário e que antecipadamente assine ou rubrique o documento no final do mesmo.

d) Como em qualquer pesquisa o (a) senhor (a) poderá desistir de sua autorização e recorrer à interrupção da mesma imediatamente.

e) Os riscos que envolvem são nulos e/ou mínimos.

g) Contudo, os benefícios esperados são baseados em propostas e demais estudos internacionais e nacionais na área.

h) A pesquisadora responsável, Caroline Leitão Riella, é estudante do Programa de Pós Graduação *strictu sensu* da Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR e se encontra sob as orientações da Profa. Dra. Vera Lucia Israel e Prof. Dr. João da Silva Dias;

i) Está garantida a confidencialidade de quaisquer informações que o(a) senhor(a) queira, antes, durante e depois do estudo.

j) Neste estudo não ocorrerá qualquer tipo de intervenção sobre o protocolo e rotina de tratamento dos profissionais envolvidos;

l) A participação do(a) mesmo(a) neste estudo é voluntária. O(a) senhor(a) tem a liberdade de recusar a realização da pesquisa, ou se aceitar, retirar seu consentimento a qualquer momento. Este fato não implicará na interrupção de quaisquer rotinas realizadas no seu local de trabalho.

m) As informações relacionadas ao estudo poderão ser analisadas pelos envolvidos na pesquisa e pelas autoridades legais, no entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida.

n) Todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa não são da responsabilidade da instituição.

o) Pela participação da instituição no estudo, a mesma não receberá qualquer valor em dinheiro. O(a) senhor(a) terá a garantia de que qualquer problema decorrente do estudo será tratado no próprio local do estudo até o final da pesquisa.

p) Quando os resultados forem publicados, não aparecerá o nome da instituição, sob concordância das autoridades legais.

q) Não existe, sob forma alguma, qualquer vínculo empregatício ou atuação na qualidade de profissional da saúde por parte da pesquisadora;

Eu, _____ li o texto acima e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual autorizo sua realização na qualidade de responsável pelo setor.

Curitiba, _____ de _____ de _____

Assinatura do Responsável

(pesquisador responsável)

ANEXO B - INSTRUÇÕES DE PREENCHIMENTO

As questões devem ser respondidas individualmente.

As variáveis e parâmetros foram divididos em cenários distintos selecionados e determinados conforme a grande área abrangente das patologias que podem gerar a necessidade de ventilação mecânica invasiva.

As variáveis estão divididas conforme a usabilidade USO (muito, pouco e raramente) e NÃO USO (nunca), exigindo a resposta objetiva representada na marcação de um único X, segundo a sua usabilidade. Todas as questões seguem o mesmo padrão dentro de quatro categorias selecionadas: mecânica respiratória, oxigenação, via aérea e função respiratória.

O item observação presente em cara variável, representado no espaço em branco à direita, deve ser preenchido com os valores (parâmetros) utilizados e seguidos por cada profissional conforma os diferentes cenários.

Referências Bibliográficas

- ABEL, M. Sistemas Especialistas. Rio Grande do Sul: Instituto de Informática. 1998
- ADRATT, E. Sistema Especialista Para Avaliação Antropométrica Em Pediatria: Investigação, Diagnóstico, Orientação E Encaminhamento. (Mestrado). Ciências Biológicas e da Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2006.
- BARRETO, J. M. Inteligência Artificial No Limiar Do Século Xxi. Florianópolis. 1999
- BLOM, J. A. Monitoring of Respiration and Circulation. USA - United States of America: CRC Press. 2004
- BONASA, J. Principios Básicos Dos Ventiladores Artificiais. Revista Brasileira de Anestesiologia. São Paulo. 4: 69-124 p. 2000.
- BORGES, V. C. A. J., A.; LOPES, A.C. Desmame Da Ventilação Mecânica 2002.
- BROCHARD, L. R., A.; BENITO, S.; CONTI, G.; MANCEBO, J.; REKIK, N.; GASPARETTO, A.; LEMAIRE, F. Comparison of Three Methods of Gradual Withdrawal from Ventilatory Support During Weaning Form Mechanical Ventilation. Am J Respir Crit Care Med, v.150, p.896-903. 1994.
- BROCHARD, L. S., T.E.; APEZTEGUFA, C.; TOBIN, M.J.; NIGHTINGALEI, P.; MATAMIS, D.; PIMENTEL, J.; ABROUG, F. . Outcome of Older Patients Receiving Mechanical Ventilation. Intensive Care, v.30, p.639-46. 2004.
- BUTTON, V. L. S. N. Ventiladores Pulmonares.
- CALVIN, S. H. S., W.; YIM, A.P.C.; ARIFI, A.A. Pulmonary Disfuction after Cardiac Surgery. Chest, v.121, p.1269-1277. 2002.
- CELIS, E. G., C. Capitulo Xxix: Principios De Ventilación Mecánica. Guias para manejo de urgencias, p.610-616.
- COELHO, R. B. A. G.-N., A. Sistema De Avaliação De Ventiladores Pulmonares. Revista Brasileira de Engenharia / Caderno de Engenharia Biomédica. 11: 17-39 p. 1995.
- CONTI, G. M., L.; PENNISI, M. A.; CAVALIERI, F.; ARCANGELI, A.; BOCCI, M. G.; PROIETTI, R.; ANTONELLI, M. A Prospective, Blinded Evaluation of Indexes Proposed to Predict Weaning from Mechanical Ventilation. Intensive Care Med., v.30, p.830-836. 2004.
- DIAS, J. D. S. Raciocínio Médico E a Abordagem Bayesiana. (Trabalho apresentado à Pontifícia Universidade Católica do Paraná para cumprir os requisitos do concurso de professor titular). Programa de Pós Graduação em Informática Aplicada, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2006. 86 p.
- ELY, E. W. B., A.M.; DUNAGAN, D.P.; BURKE, H.L. Effect on the Duration of Mechanical Ventilation of Identifying Patients Capable of Breathing Spontaneously. The New England J Med, v.335, n.25, p.1864-1869. 1996.
- EMMERICH, J. Suporte Ventilatório - Conceitos Atuais. Rio de Janeiro: Revinter. 1998
- FOX, J. T., R. Clinical Decision Support Systems: A Discussion of Quality, Safety and Legal Liability Issues. Proceedings of the AMIA: Annual Symposium, 2002. 265-269 p.

HATZAKIS, G. E. D., G.M. Fuzzy Logic Controller for Weaning Neonates from Mechanical Ventilation. Proc AMIA Symp, 2002. 315-9 p.

II Consenso Brasileiro De Ventilação Mecânica. J Pneumol, v.26, n.Supl 2, p.1-68. 2000.

INC., M. Manual Do Operador : Oxímetro De Pulso Npb-190. 035964C-0699. C. 0123 1999.

INFANTINI, B. N. B. Monitorização Respiratória E Ventilatória Na Sdra. In: G. GAMBAROTO (Ed.). Fisioterapia Respiratória Em Unidade De Terapia Intensiva. São Paulo: Atheneu, 2006. Monitorização Respiratória E Ventilatória Na Sdra, p.235-38

ISAACSON, J. S.-B., N.; CLANCY, R.L.; PIERCE, J.D. Effects of Pressure Support Ventilation and Continuous Positive Airway Pressure on Diaphragm Performance. Journal of Advanced Nursing, v.32, n.6, p.1442-1449. 2000.

JUBRAN, A. Advances in Respiratory Monitoring During Mechanical Ventilation. Chest, v.116, n.5, p.1416-1425. 1999.

KULIKOWSKI, C. A. Artificial Intelligence Methods and Systems for Medical Consultation. IEEE Trans. Patt. Anal. Mach. Recogn. 2: 464-4765 p. 1980.

LIMA, D. S. P. Crítérios De Elegibilidade Em Home-Care - Sistema De Apoio Á Decisão Na Eleição Do Paciente Para a Atenção Domiciliar. Ciências Biológicas e da Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2006.

MARTIN, A. D. D., P.D.; FRANCHESCHI, A.C. Use of Inspiratory Muscle Strenght Training to Facilitate Ventilator Weaning. Chest, v.122, n.1, july, p.192-6. 2002.

MARTIN, J. Engenharia Da Informação. Rio de Janeiro: Campus. 1991. 185-187 p.

MEIRELLES, F. S. Informática: Novas Aplicações Com Microcomputadores. São Paulo: Makron Books. 1994. 428-438 p.

NOZAWA E.; KOBAYASHI, E. M., M.E.; FELTRIM, M.I.Z.; CARMONA, M.J.C.; AULER JUNIOR, J.O.C. . Avaliação De Fatores Que Influenciam No Desmame De Pacientes Em Ventilação Mecânica Prolongada Pós Cirurgia Cardíaca. Arq Bras Cardiol, v.80, n.3, p.301-5. 2003.

NUNES, W. A. T., R.G.G. Oximetria De Pulso Na Avaliação Do Transporte De Oxigênio Em Pacientes Críticos. Rev.latino-am. enfermagem, v.7, n.2, p.79-85. 1999.

PEIGANG, Y. M., J. Ventilation in Asthma and Chronic Obstrutive Pulmonary Disease. Crit Care, v.8, n.Artigo de revisão, p.70-76. 2002.

PERAZZO, M. J. C., F.G. Derivadas Em Redes Bayesianas Usando Eliminação De Variáveis.

PEREL, A. S., M.C. Manual De Mecanismos De Suporte Ventilatório. São Paulo: Medsi. 1994

POZZEBON, E. F., L.B.; BITTENCOURT, G. Inteligência Artificial Na Educação Universitária: Quais as Contribuições? Rev. CCEI. 8: 33-40 p. 2004.

RABUSKE, R. A. Inteligência Artifical. Florianópolis: UFSC. 1995

REA NETO, A. M., C.L.; REZENDE, E.A.C.; DIAS, F.S. . Monitorização Em Uti. Rio de Janeiro: Revinter. 2004

RICH, E. K., K. Artificial Intelligence: McGraw Hill. 1993

RINCÓN, A. M. R. C., D.M.O.; OSORIO, D.M.P. Sistema De Información En Tecnología De Asistencia Para Bogotá. Revista Ciencias de la Salud. Bogotá. 3: 17-24 p. 2005.

RUSSELL, S. N., P. Inteligência Artificial. Rio de Janeiro: Elsevier. 2004

SARMENTO, G. J. V. Fisioterapia Respiratória No Paciente Crítico - Rotinas Clínicas. São Paulo: Manole. 2005. 582 p.

SCHETTINO, G. P., L.; VASCONCELOS, A.L.; NERY, P.; CONISHI, R. Padronização De Desmame Da Ventilação Mecânica: 1-9 p. 2004.

SHORTLIFFE, E. H. P., L.E. Medical Informatics. New York. 2001 (Health Informatics Series)

SMYTHE, G. A. D., C.M. Reocat: Desktop Expert System for Interpreting and Validation Laboratory Data for Pheochromocytoma Diagnosis with Database Application Omnis 7. Clinical Chemistry, v.43, n.1, p.134-140. 1997.

SOO HOO, G. W. P., LOUIS. Variations in the Measurement of Weaning Parameters. Chest, v.121, n.6, p.1947-1954. 2002.

TOBIN, M. J. J., A.; LAGHI, F. Patient-Ventilator Interaction. Am J Respir Crit Care Med, v.163, p.1059-1063. 2001.

TURBAN, E. A., J.E. Decision Support Systems and Intelligent Systems. Hong Kong: Prentice Hall. 2001

WANG, L. J.-H., M.; KOGAN, S.L.; BOXWALA A.A. Expert System for Determination of Eligibility for Health Insurance Programs. Annual Symposium: Proceedings of AMIA, 2002. 1194 p.

WERTHER, B. C. B., J.; CARVALHO, C.R.R.; AMARAL, J. L. G.; BEPPU, O.S.; AULER, J.O C. Atualização Em Ventilação Pulmonar Mecânica. São Paulo: Atheneu. 1997. 141-200 p.

ZUÑIGA, Q. G. P. Ventilação Mecânica Básica Para Enfermagem. São Paulo, Rio de Janeiro, Ribeirão Preto, Belo Horizonte: Atheneu. 2005. 92 p.

ANEXO A