

ELIANA LEAL FERREIRA

SISTEMA DE AQUECIMENTO E UMIDIFICAÇÃO DE AR PARA VENTILAÇÃO
MECÂNICA DE PACIENTES DE UNIDADES DE TERAPIA INTENSIVA

Curitiba
2006

ELIANA LEAL FERREIRA

SISTEMA DE AQUECIMENTO E UMIDIFICAÇÃO DE AR PARA VENTILAÇÃO
MECÂNICA DE PACIENTES DE UNIDADE DE TERAPIA INTENSIVA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. José Viriato Coelho Vargas, Ph.D
Co-Orientador: Prof. Marcos Carvalho Campos, D.Sc.
Co-Orientador: Dr. Marcos Leal Brioschi, D.Sc.

Curitiba

2006

SUMÁRIO

AGRADECIMENTO	iii
LISTA DE FIGURAS	v
LISTA DE ABREVIATURAS E SIMBOLOS	vi
RESUMO	ix
ABSTRACT	x
1. INTRODUÇÃO	01
2. REVISÃO DA LITERATURA	07
2.1 – Fisiologia da ventilação pulmonar	07
2.2 – Músculos respiratórios	09
2.3 – Volumes e capacidades pulmonares	11
2.4 – Propriedades elásticas do sistema respiratório	13
2.5 – Tensão superficial	14
2.6 – Surfactante pulmonar	14
2.7 – Propriedades resistivas do pulmão	15
2.8 – Trabalho respiratório	18
2.9 – Princípios do funcionamento da ventilação mecânica	19
2.10 – Indicação e objetivos da ventilação mecânica	29
2.11 – Problemas com a ventilação mecânica	30
2.12 – Parâmetros clínicos de indicação de ventilação mecânica	31
2.13 – Ventiladores mecânicos e seus modos ventilatórios	31
2.14 – Histórico da ventilação	35
2.15 – Temperatura corporal	37
2.16 – Umidade relativa do ar	44
2.17 – Medição e controle de umidade	45
2.18 – Intubação	49
2.19 – Infecções respiratórias	52
3. MATERIAS E MÉTODOS	54
3.1 MATERIAIS	54
3.2 MÉTODOS	56

4. RESULTADOS	71
5. DISCUSSÃO	80
6. CONCLUSÕES	89
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	91
8. BIOGRAFIA	95

Agradecimentos

Expresso estima e agradecimentos a todos aqueles que contribuíram com o seu tempo, energia, visão, suporte ou amizade, para que este estudo se tornasse possível.

Ao Professor **JOSÉ VIRIATO COELHO VARGAS**, orientador deste estudo, pela dedicação, paciência, incentivo, e sobretudo, pelo rigor da condução deste experimento, sendo sua participação de inestimável valor para esta pesquisa

Ao Professor **MARCOS CARVALHO CAMPOS**, pelos ensinamentos básicos de Mecânica e de Física, que muito contribuíram para a realização deste trabalho.

Ao técnico de Mecânica **JOÃO LUIZ ALVES**, que me auxiliou na parte construtiva do equipamento.

Ao Dr. **MICHEL RODRIGO MARÇAL HELLVIG**, Fisioterapeuta, Especialista em Oncologia e mestrando em Terapia Intensiva, meu companheiro, que esteve comigo e foi fundamental seu auxílio.

Ao Dr. **ARILDO LOPES**, Médico, Chefe da UTI, INTENSIMED, que com sua estrutura e seus conhecimentos nos orientou em fases iniciais dos testes experimentais.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - CAPACIDADE PULMONAR TOTAL -----	12
FIGURA 2 - RESISTÊNCIA AO FLUXO AÉREO -----	16
FIGURA 3 - PERFIL DO FLUXO AÉREO NO TUBO ENDOTRAQUEAL -----	17
FIGURA 4 - DIAGRAMA VENTILADOR/PACIENTE-----	20
FIGURA 5 - COMPLICAÇÕES/UMIDIFICAÇÃO PACIENTE -----	49
FIGURA 6 - PROCEDIMENTO DE INTUBAÇÃO-----	51
FIGURA 7 - PACIENTE INTUBADO EM ASSISTÊNCIA MECÂNICA VENTILATÓRIA-----	51
FIGURA 8 - COMPRESSOR DE AR E MANGUERIA -----	57
FIGURA 9 - VÁLVULA SOLENÓIDE -----	57
FIGURA 10 - CIRCUITO ELETRÔNICO E TEMPORIZADOR -----	58
FIGURA 11 - PULMÃO-TESTE -----	58
FIGURA 12 - SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS-----	59
FIGURA 13 - ASPECTO GERAL DO PRIMEIRO PROTÓTIPO - -----	59
FIGURA 14 - DESENHO -----	64
FIGURA 15 - TERMISTORES E SENSORES DE UMIDADE RELATIVA-----	66
FIGURA 16 - ASPECTOS FÍSICOS DO PROTÓTIPO-----	68
FIGURA 17 - POSICIONAMENTO DOS TERMISTORES E SENSORES DE UMIDADE RELATIVA DO AR-----	70
FIGURA 18 - TESTE 01-----	73
FIGURA 19 - TESTE 02-----	73
FIGURA 20 - TEMPERATURA E UMIDADE RELATIVA DO PRIMEIRO PROTÓTIPO -----	75
FIGURA 21 - TEMPERATURA E UMIDADE RELATIVA DO SEGUNDO PROTÓTIPO -----	78
FIGURA 22 - TEMPERATURA E UMIDADE RELATIVA DO TERCEIRO TESTE -----	79

LISTA DE ABREVIATURAS E SIMBOLOS

- ACMV - Ventilação mecânica assistida, controlada a volume ou pressão
- AMIB - Associação de Medicina Intensiva Brasileira
- AMV - Ventilação mecânica assistida
- C3 - Terceira Vértebra cervical
- C5 - Quinta Vértebra Cervical
- CBMI - Consenso brasileiro de Medicina Intensiva
- CBMV - Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica
- CI - Capacidade Inspiratória, l/min
- CMV - Ventilação mecânica controlada a volume ou a pressão
- $C_{p,g}$ - Calor específico a pressão Constante dos gases, kJ/(kg . K)
- CPAP - Pressão positiva contínua nas vias aéreas
- CPT - Capacidade pulmonar total, l/min
- CRF - Capacidade residual funcional, l/min
- CTI - Centro de Terapia Intensiva
- CV - Capacidade vital, l/min
- $D(A-a) O_2$ - Gradiente alvéolo-capilar, mmHg
- FGF - Fluxo de gás fresco, l/min
- FiO_2 - Fração de oxigênio inspirada, %
- FR - Frequência respiratória, irpm
- H1,H2,H3 - Pontos de medição de umidade relativa
- $h_{fg,ag}$ - Entalpia de Vaporização da água, kJ/kg
- P - Pressão – bar ou atm
- $PaCO_2$ - Pressão parcial do gás carbônico, mmHg
- PaO_2 - Pressão parcial arterial do gás de oxigênio sanguíneo, mmHg
- PAV - Pneumonias associadas à ventilação mecânica
- PEEP - Pressão positiva expiratória, cmH₂O
- P_{imax} - Pressão inspiratória máxima, cmH₂O
- P_{res} - Pressão resistiva do sistema, cmH₂O
- P_{res} - Pressão resistiva do sistema, cmH₂O

PSV - Pressão de suporte ventilatório

Q's/Q't - Shunt, mmHg

\dot{Q}_{tot} - taxa de transferência de calor total, W

\dot{Q}_{conv} - taxa de transferência de calor por convecção, W

\dot{Q}_{evap} - taxa de transferência de calor por evaporação, W

R - Resistência na temperatura na medida em execução, T [K]

R_o - Resistência na temperatura de referencia, T₀ [K]

R_{aw} - Resistência das vias aéreas, cmH₂O

R_p - Resistência pulmonar, cmH₂O

R_{ti} - Resistência tecidual, cmH₂O

SIMV e IMV - Ventilação mecânica mandatória intermitente sincronizada ou não.

T_∞ - Temperatura ambiente, °C

T - Temperatura, °C

t- tempo, s

TCUHF - Trocador de calor "Umidade hidrofóbico"

TCUHG - Trocador de calor "Umidade higroscópico"

T_e - Temperatura de entrada, °C

T_{exp} - temperatura expiratória, °C

T_{insp} - temperatura inspiratória, °C

T_s - Temperatura de Saída

UA - Umidificador Aquecido

UTI - UNIDADE DE TERAPIA INTENSIVA

V D/V T - Espaço morto, cmH₂O

\dot{V} - Volume minuto, m³/s

VAP - Pneumonia associada à ventilação mecânica

VC - Volume corrente, l/min

VRE - Volume de reserva expiratório, l/min

VRI - Volume de reserva inspiratório, l/min

V_{su} - Saída de voltagem

W - trabalho

w_{exp} - umidade expiratória, %

w_{insp} - umidade inspiratória, %

W_{res} - Trabalho resistivo do sistema, %

w_{sat} - umidade absoluta, %

SIMBOLOS GREGOS

B - Constante do termistor, (K^{-1})

E - Constante de Euler

P - Densidade dos gases, kg/m^3

ϕ - umidade relativa, %

ϕ_{∞} - Umidade ambiente, %

ϕ_e - umidade relativa de entrada, %

ϕ_s - umidade relativa de saída

Resumo

Os ventiladores mecânicos, ou também chamados de aparelhos para ventilação artificial, são dispositivos utilizados em unidades de terapia intensiva (UTI), para pacientes clinicamente críticos. O equipamento destina-se a realizar a respiração artificial do paciente, proporcionando condições favoráveis ao restabelecimento da sua saúde. O sistema funciona como um sistema que se liga à rede elétrica, e duas outras redes, uma de ar comprimido e a outra de oxigênio. Dentro dessa máquina os gases são misturados e, então, aquecidos e umedecidos, para finalmente serem enviados ao paciente. O sistema existente de tratamento da mistura existente não é eficaz, entregando o ar para a respiração do paciente fora das faixas recomendadas pela fisiologia normal, i.e., temperatura ~ 32-34 °C e umidade relativa ~ 80-95%. O objetivo desta dissertação foi o desenvolvimento de um novo sistema de condicionamento de ar para ventilação mecânica. Primeiramente foi construído um sistema de alimentação de ar composto de um compressor e de uma válvula controlada eletronicamente para simular um sistema de ventilação mecânica em laboratório. Um equipamento para condicionamento do ar a ser insuflado em pacientes (temperatura e umidade) foi concebido e construído para tratamento do ar na saída do sistema de alimentação de ar. Os resultados das medições realizadas em laboratório mostram que o equipamento desenvolvido nesta dissertação foi capaz de proporcionar que o ar a ser inspirado atingisse as faixas recomendadas pela fisiologia normal.

Abstract

The mechanical ventilators, also named artificial ventilators, are devices used in Intensive Care Units (ICU) for clinically critical patients. The equipment provides artificial breathing for the patient, creating favorable conditions for the patient recovery. It works as a system that is connected to the electric grid and two other networks, one supplies compressed air and the other supplies pure oxygen. Inside the equipment the gases are mixed, and then warmed up and humidified to be finally delivered to the patient. The existing system for treatment of the mixture is not effective, since it delivers the breathing air to the patient out of the normal physiology recommended range, i.e., temperature $\sim 32\text{-}34^{\circ}\text{C}$ and relative humidity $\sim 80\text{-}95\%$. The objective of this dissertation was to develop a new air heating and humidifying system for mechanical ventilation. First, it was built an air feeding system, composed by a compressor and an electronically controlled valve to simulate an actual mechanical ventilation system in the laboratory. A device for conditioning the air (temperature and humidity) was conceived and built for treating the air feeding system output air. The results of the laboratory measurements show that the developed equipment was capable of making the breathing air to reach the recommended ranges by the normal physiology.

1. INTRODUÇÃO

A presente dissertação refere-se a um sistema de aquecimento e umidificação de ar para acoplamento a equipamentos de ventilação mecânica utilizados para pacientes de unidade de terapia intensiva (UTI). O sistema é composto por duas caixas geminadas de acrílico, ligadas entre si por tubos plásticos de transporte de fluidos e fios elétricos.

Os setores de bioengenharia hospitalar, especificamente no que diz respeito a equipamentos de auxílio à respiração, são demandantes de aperfeiçoamento que permitam condicionar o ar insuflado dentro de faixas pré-estabelecidas de temperatura e umidade relativa. Os ventiladores mecânicos, também chamados de aparelhos para respiração artificial são instrumentos construídos para auxiliar o paciente clinicamente instável ou que se encontra em mau estado geral (sem condições de respirar voluntariamente) a restabelecer sua saúde. O funcionamento desses aparelhos basicamente pode ser descrito como um sistema que se liga à uma rede elétrica, e a duas outras redes de gases: I) ar comprimido – que é responsável por manter o fluxo de ar da máquina para a via respiratória do paciente, via um processo que chamamos de intubação, que pode ser endotraqueal, ou por um ostoma, via traqueostomia, e II) oxigênio – que é responsável, junto com a mistura do ar comprimido, que também se trata de um gás medicinal, em manter a oxigenação dos órgãos e tecidos do paciente. Dentro dessa máquina ocorre a mistura dos gases, que então é repassada ao paciente após passar por um outro sistema acoplado ao aparelho, que é responsável pelo

aquecimento e umidificação do ar inspirado, ou tecnicamente dizendo, da fração de ar insuflado para o interior do pulmão do paciente, num tempo pré-determinado, de acordo com a patologia que estiver sendo tratada. Esses aparelhos são utilizados, portanto, tipicamente em unidades de terapia intensiva. A tecnologia desses aparelhos combina princípios de engenharia mecânica, mecatrônica e computacional para o seu funcionamento, porém utilizando apenas um termostato, e não um controle de temperatura e umidade simultaneamente.

Para o indivíduo normal, foi cientificamente mostrado que a temperatura no trato aéreo superior varia em torno de 30 a 33 °C, e que a umidade relativa é de aproximadamente 95% (CID et al., 2004). Com base nesses dados experimentais, o compêndio de Medicina Intensiva de 2004, da Associação de Medicina Intensiva Brasileira (AMIB), em seu capítulo 24 (AMIB, 2004), realizou um estudo pormenorizado e concluiu que, em pacientes intubados (que estejam sendo mecanicamente ventilados) as condições do ar insuflado devem estar entre 32 e 34°C de temperatura, bem como entre 80 e 95% de umidade relativa do ar.

AULER Jr et al. (1995) menciona que, de forma rotineira, a interface utilizada entre máquina (ventilador mecânico) e paciente é feita por tubos de silicone, por via de acesso nasal (nariz), oral (boca) e traqueostoma (traquéia).

Um ventilador mecânico pode controlar o fluxo de gás instantâneo (e daí a mudança de volume do sistema respiratório) ou a pressão instantânea nas vias aéreas, pois, por definição, o ventilador não pode controlar simultaneamente pressão e volume instantâneos. Afinal, a qualquer momento, uma das duas variáveis que não esta sendo controlada pelo ventilador pode variar de acordo com as forças passivas e ativas aplicadas pelo paciente.

Tubos endotraqueais com balonete dos tubos traqueais infláveis exercem pressão significativa na parede endotraqueal. Essa pressão pode levar a um dano epitelial e diminuir a velocidade de transporte do muco traqueal, que é um índice de depuração mucociliar.

No indivíduo normal, o condicionamento do ar inspirado (aquecimento, umidificação e filtração) ocorre no trato respiratório superior. Quando utilizada ventilação mecânica, as interfaces dos tubos influenciam de forma direta e indireta no sistema fisiológico normal do indivíduo. Assim os ventiladores mecânicos possuem dispositivos com a finalidade de condicionar o ar insuflado ao paciente. No entanto, esses dispositivos consistem apenas de uma base metálica que recebe calor, sobre a qual se coloca um copo de água. Com a produção de vapor de água a partir do aquecimento do copo, fazendo o fluxo de ar passar sobre o copo, realiza-se a umidificação e aquecimento de ar insuflado. No entanto, não há um controle direto sobre o processo do ventilador. Portanto, observam-se algumas dificuldades decorrentes do uso de tal sistema: o superaquecimento causa uma rejeição de calor importante para as vias aéreas do paciente e isto pode causar a hipertermia localizada, além de um consumo metabólico adicional do paciente para manter a normotermia geral do seu corpo, o que pode provocar disfunções protéicas, enzimáticas, cardíacas e respiratórias, bem como retardo no processo de retirada do ventilador mecânico. Além disso, a válvula inspiratória/expiratória do gás que é conduzido ao paciente não é unidirecional, podendo provocar possível refluxo de ar. As máquinas existentes também não apresentam um termômetro que meça as temperaturas locais nos tubos das interfaces, e sim um termoscópio que apenas registra oscilações da temperatura do ar de insuflamento. Desta

forma, a temperatura do ar na saída do tubo que se conecta ao enfermo não é controlada, o que, nos equipamentos convencionais em uso, comumente acarreta lesões endotraqueais, hipotermia, hipertermia, e traumatismos do trato respiratório. A falta de controle da umidade relativa resultante do processo de umidificação provoca a condensação da água no sistema, o que leva a uma proliferação de germes e bactérias, com formação de grande quantidade de secreções, formando tampões mucosos de secreções, mais conhecidos como rolhas, que são responsáveis pela obstrução parcial ou total do tubo endotraqueal (duto que vai desde a cavidade oral até a Carina – parte final da traquéia), o qual conduz o ar insuflado pela máquina para os pulmões. Assim, é necessária uma higienização freqüente dos tubos para evitar traumas pulmonares.

Em suma, a perda excessiva de umidade e calor que pode ocorrer durante a ventilação mecânica predispõe os pacientes a sérios danos nas vias aéreas. A ventilação com gases secos e frios causa desordens das células epiteliais, aumento da viscosidade do muco e restrição da função mucociliar, cujas conseqüências clínicas são hipotermia, atelectasia e hipoxemia. Por outro lado, super-umidificação ou ventilação com gases hiper-térmicos pode causar queimaduras traqueais, alteração nos tecidos superficiais das vias aéreas e desordens nas células epiteliais, cujas conseqüências clínicas são a hipertermia, hiponatremia, atelectasia e hipoxemia. Portanto, é de importância crucial monitorar com precisão o condicionamento do gás ventilatório, especialmente em pacientes de unidade de terapia intensiva submetidos a tratamento prolongado de ventilação mecânica.

As possíveis soluções para os problemas técnicos apresentados, e que ocorrem nos ventiladores mecânicos existentes atualmente, devem necessariamente contemplar um melhor condicionamento dos gases insuflados ao paciente. Para tanto, é necessário realizar controle simultâneo, em tempo real, da temperatura e da umidade relativa dos gases localmente nos tubos da interface que se conecta ao paciente.

Seguindo bases fisiológicas da literatura médica mundial, o objetivo da presente dissertação é prever um equipamento de fácil aplicação diretamente na saída de ar insuflado dos ventiladores mecânicos existentes. O aparelho proposto controla simultaneamente, em tempo real, a temperatura e umidade relativa do ar do tubo da interface máquina/paciente no local de entrada no indivíduo, dentro das faixas recomendadas pelo protocolo da comunidade científica.

Em conseqüência, o aparelho busca evitar os inconvenientes pertinentes ao sistema atual como por exemplo hipotermia, hipertermia, formação de tampão mucoso de secreção, lesão da árvore traqueo brônquica, degeneração citoplasmática nuclear, descamação celular, destruição ciliar, ulceração da mucosa, hiperemia, diminuição da complacência pulmonar, atelectasia, inflamação, cilioestase, e processos infecciosos generalizados (AMIB, 2004).

A presente dissertação realiza um desenvolvimento de pesquisa científica sobre um novo sistema de tratamento do ar a ser insuflado no paciente intubado. Os sistemas atuais de ventilação mecânica suprem o ar com temperatura baixa (~22°C) e baixa umidade relativa (menor que 60%), conforme observação pessoal da autora desta Dissertação na Unidade de Terapia Intensiva, de vários hospitais,

em especial da UTI, INTENSIMED, investigações iniciais e alguns hospitais como: Hospital Nossa Senhora do Pilar; Hospital São Vicente, e Hospital Milton Muricy, durante o período de 2001 a 2006.

Existem no mercado atualmente outros sistemas que foram criados com o objetivo de aquecimento, ou filtro de barreira para germes e bactérias (impurezas no geral). No entanto, nenhum deles apresenta um sistema de leitura que seja capaz de informar o conteúdo de água no ar insuflado (umidade relativa), o valor da temperatura interna e quanto de calor estão sendo perdidos para o meio. Por isso, há a necessidade de um estudo termodinâmico específico, aprofundado para o sistema, e claro, que permita de acordo com a aplicação de um balanço de energia (i.e., primeira lei da termodinâmica) o desenvolvimento e melhoria do sistema de condicionamento do ar que é fornecido ao paciente.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Inicialmente, apresentam-se o processo de ventilação pulmonar, seus fundamentos, partes do corpo envolvidas e suas propriedades.

A seguir, apresenta-se e discute-se o processo de ventilação mecânica, o histórico da mesma, parâmetros físicos, metodologia para sua utilização e os efeitos resultantes no ser humano. Desta maneira, busca-se caracterizar a necessidade atual da sociedade, para o desenvolvimento de mecanismos que venham a se constituir em instrumentos complementares para o tratamento de pacientes ventilados mecanicamente, e a principal motivação para o trabalho desenvolvido nesta dissertação.

2.1 – A Fisiologia da Ventilação Pulmonar

GUYTON et al. (1996) relatam que a análise das propriedades mecânicas do sistema respiratório raramente é efetuada de rotina em pacientes intubados, ventilados artificialmente ou não. Tal fato reflete o pensamento da maioria dos profissionais que trabalham em terapia intensiva e que acreditam ser difícil a obtenção de parâmetros da mecânica respiratória nessas unidades de terapia intensiva. Entretanto, é muito importante saber prover um bom suporte ventilatório, e para isso é necessário a determinação de parâmetros de ventilação mecânica para os pacientes que se encontram em tratamento de terapia intensiva. Portanto, há a necessidade de se estudar e de se ter o conhecimento da mecânica do sistema respiratório e de seus componentes.

A respiração é um processo que se repete ciclicamente, que envolve um trabalho por parte dos músculos respiratórios. Durante o processo de inspiração é necessário que a pressão alveolar seja inferior á atmosférica, mas na expiração, a pressão alveolar deve ser maior que a pressão atmosférica. Para haver fluxo inspiratório, pode-se reduzir a pressão alveolar a um nível inferior ao da pressão atmosférica (ventilação sob pressão negativa) ou elevar a pressão de abertura das vias aéreas acima da pressão ambiente e da pressão alveolar em repouso (ventilação sob pressão positiva).

No homem, durante uma ventilação espontânea, há a contração ativa dos músculos inspiratórios com conseqüente incremento do volume torácico. Isto, por sua vez, faz cair a pressão intrapleural, que normalmente é subatmosférica, distende os pulmões e dilata os alvéolos, dutos alveolares e bronquíolos. Conseqüentemente, a pressão alveolar cai a um nível inferior à pressão atmosférica.

A pressão motriz do sistema respiratório, que representa o estímulo neuromuscular inspiratório, necessita vencer forças elásticas e resistivas para encher os pulmões. O sistema respiratório é dividido em dois componentes: pulmões e parede torácica.

A parede abdominal se move para fora durante a inspiração, e retorna ao ponto de repouso ao longo da expiração. Por conseguinte, para fins de mecânica ventilatória, o abdômen faz parte da parede torácica.

2.2 – Músculos Respiratórios

I - Inspiração

A) Diafragma

O principal músculo inspiratório é o diafragma. É um septo músculo-fibrinoso, em forma de cúpula voltada cranialmente, que separa a cavidade abdominal da cavidade torácica. Sua parte periférica consiste em uma delgada camada muscular que se origina nas costelas inferiores e na coluna dorsal e converge para se inserir no tendão central. É innervado pelo nervo frênico, que deixa a medula pelas raízes anteriores de C3 a C5. Durante a respiração basal, a inspiração depende principalmente da contração do diafragma. Quando o diafragma se contrai, o conteúdo abdominal é forçado para baixo e para frente, aumentando por conseguinte o diâmetro cefalo-caudal do tórax. Além disso, as margens das costelas são levantadas e giram para fora, ocasionando o incremento do diâmetro antero-posterior e latero-lateral torácico. Na respiração de repouso, o nível do diafragma se move cerca de 1 cm. Entretanto, na inspiração e expiração forçada, a excursão total pode ser maior que 10 cm.

B) Músculos Intercostais

Os músculos intercostais internos e externos localizam-se entre as costelas. O músculo intercostal interno vai desde o esterno até o ângulo da costela, subdividindo-se na sua porção intercostal (paraesternal) e interossea. O músculo intercostal externo vai desde a articulação costovertebral até a origem da cartilagem costal. Os músculos intercostais são inervados pelos nervos intercostais que emergem do primeiro ao décimo segundo segmentos torácicos da medula espinhal.

A ação mecânica ainda hoje é bastante debatida, mas a teoria mais aceita, é que ambos os grupos intercostais são inspiratórios. Na insuflação progressiva dos pulmões, alteram-se suas ações, tornando-se ambos expiratórios (GRAY,H. 1999).

C) Músculos Acessórios

São eles o escaleno e o esternocleidomastoideo. Suas ações principais são de músculos acessórios da inspiração.

II - Expiração

Durante a respiração basal, a expiração é comumente passiva. A retração dos tecidos distendidos e a liberação de energia armazenada promovem a

expiração. Esse processo é lento e suavizado pela desativação lenta e gradual dos músculos inspiratórios previamente contraídos, e os músculos expiratórios contraem-se ativamente somente durante altos níveis de ventilação ou na obstrução moderada a grave das vias aéreas.

Músculos Abdominais

Os músculos reto-abdominais são os oblíquos externo e interno e o transversal abdominal. Eles funcionam estritamente durante a expiração.

2.3 – Volumes e Capacidades Pulmonares

Os movimentos físicos de entrada e saída de ar dos pulmões constituem a ventilação. Esses movimentos cíclicos de inspiração-expiração ocorrem, no repouso, a uma frequência de 12 a 18 ciclos por minuto. O volume de gás ventilado por minuto é o volume minuto ou ventilação global por minuto. Corresponde ao produto do volume pela frequência. Quatro volumes e quatro capacidades pulmonares são definidos.

O volume corrente (VC), é o volume de gás inspirado ou expirado espontaneamente durante cada ciclo respiratório. No repouso, o volume corrente humano oscila entre 350 a 500 ml. O volume máximo de gás que pode ser inspirado a partir de uma inspiração espontânea é o volume de reserva inspiratório (VRI) e o volume máximo que pode ser expirado após a expiração espontânea é o volume de reserva expiratório (VRE). O volume de ar que

permanece nos pulmões após esforço expiratório máximo é o volume residual (VR).

A capacidade pulmonar total (CPT) é a quantidade de gás contida nos pulmões ao final de uma inspiração máxima. É a soma dos quatro volumes. A capacidade residual funcional (CRF) é o volume de gás que permanece nos pulmões após uma expiração espontânea. O volume máximo de gás que pode ser inspirado a partir do final de uma expiração espontânea é denominada de capacidade inspiratória (CI). Corresponde à soma dos volumes correntes e de reserva inspiratório. A capacidade vital (CV) é o volume máximo de gás que pode ser expirado forçadamente após uma inspiração máxima.

Conforme a Fig. 1, matematicamente, pode-se escrever:

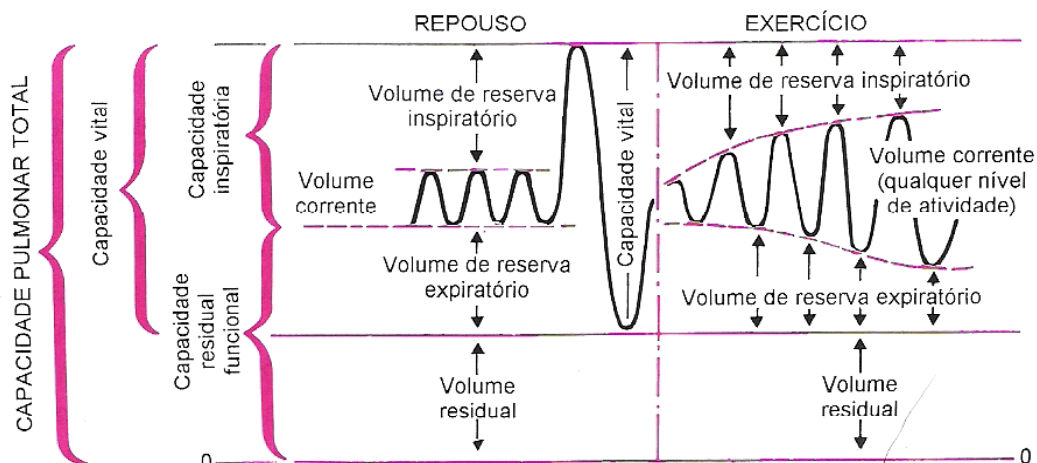
$$CPT = VC + VR + VRE + VR \quad (2.1)$$

$$CRF = VRE + VR \quad (2.2)$$

$$CI = VC + VRI \quad (2.3)$$

$$CV = VRI + VC + VRE \quad (2.4)$$

FIGURA 1 – CAPACIDADE PULMONAR TOTAL (AULER et al., 1995).



2.4 – Propriedades Elásticas do Sistema Respiratório

A elasticidade é uma propriedade da matéria que permite ao corpo retornar à sua forma original após ter sido deformado por uma força sobre ele aplicada. Um corpo perfeitamente elástico, como uma mola, obedecerá à lei de Hooke.

Quando atuar sobre a mola uma unidade de força, ela sofrerá uma modificação unitária em seu comprimento. Quando a força for de duas unidades, a variação também será de duas unidades e assim sucessivamente até que se alcance ou exceda seu limite elástico.

Os tecidos dos pulmões e do tórax são constituídos por fibras elásticas, cartilagens, células endoteliais, glândulas, nervos, vasos sanguíneos e linfáticos que possuem propriedades elásticas e obedecem à lei de Hooke, de modo que, quanto mais interna a pressão gerada pelos músculos respiratórios, maior o volume inspirado. Como as molas, eles devem ser distendidos durante a inspiração por meio de uma força externa (esforço muscular). Quando essa força cessa, os tecidos retraem-se para sua posição original.

Quanto maior a pressão aplicada, maior a variação de volume durante a inspiração. Essa relação entre pressão e volume depende apenas da variação de volume medida em condições elásticas, isto é, quando não há fluxo de ar na árvore traqueobrônquica, e não da velocidade com que tal volume é alcançado.

Propriedades Elásticas do Pulmão

Existem dois fatores responsáveis pelo comportamento elástico do pulmão. Um deles é representado pelos componentes elásticos do tecido pulmonar (fibras elásticas e colágenas). O outro fator é a tensão superficial do líquido que recobre a zona de trocas, denominada surfactante.

2.5 – Tensão Superficial

A tensão superficial é uma força que atua através de uma linha imaginária de 1 cm de comprimento na superfície de um líquido. Essa tensão em uma interface ar-líquido é atraída com maior força para o interior do líquido do que para dentro da fase gasosa. O resultado final é equivalente a uma tensão na superfície, que tenta diminuir sua área.

2.6 – Surfactante Pulmonar

O surfactante pulmonar é secretado por células epiteliais alveolares especializadas chamadas de pneumócitos granulares ou tipo II. Os principais componentes do surfactante são os fosfolípidios que são constituídos de fosfatidilcolina e fosfatidilglicerol.

O surfactante está em constante estado de renovação. Uma importante propriedade do surfactante é a redução da tensão superficial alveolar, com o aumento da complacência pulmonar e diminuição do trabalho inspiratório.

A presença de milhões de alvéolos de tamanhos variados provoca um arranjo inerente instável (GOMIDE et al., 1998). Dessa forma, o pulmão consistiria

apenas em alvéolos colapsados e dutos alveolares hiperinsuflados. O surfactante faz com que a tensão superficial aumente à medida que cresce o raio do alvéolo. A terceira propriedade do surfactante é auxiliar a manutenção do alvéolo seco.

2.7 – Propriedades Resistivas do Pulmão

A resistência pulmonar (R_p) pode ser desmembrada em dois subcomponentes: a resistência da via aérea (R_{aw}) e a resistência tecidual (R_{ti}). Assim, escreve-se:

$$R_p = R_{aw} + R_{ti} \quad (2.5)$$

A - Resistência das Vias Aéreas

A resistência das vias aéreas depende do fluxo de ar no interior dos pulmões. Se o ar flui através de um tubo, existe diferença de pressão entre as suas duas extremidades. A diferença de pressão depende do valor do fluxo e de seu tipo. A baixos fluxos aéreos, as moléculas de ar fluem paralelamente as paredes do tubo durante todo o trajeto embora com velocidades diferentes. Esse fluxo é denominado fluxo laminar. À medida que o ar entra no tubo, as moléculas próximas à parede se aderem à mesma e, conseqüentemente, não se movem. A velocidade de fluxo aumenta com o incremento da distância da parede. Em razão da viscosidade, a velocidade das camadas torna-se lenta, e cada vez menor à medida que se aproxima da parede. A velocidade máxima é alcançada no centro

do tubo. Na região central, a velocidade é aproximadamente uniforme, as forças viscosas são desprezíveis, e a pequena força inercial é equilibrada pelo gradiente de pressão. A camada limite é a região adjacente à parede do tubo que se estende até a região de fluxo principal (centro do tubo).

Essa camada aumenta em espessura à medida que se percorre o tubo desde a entrada, até se atingir o centro do tubo. Conseqüentemente, quando o fluxo laminar estiver totalmente estabelecido, a espessura da camada-limite é igual, ou aproximadamente igual, ao raio do tubo.

Quando o fluxo aumenta, as linhas de fluxo não mais fluem concentricamente, mas se desintegram e comportam-se de maneira desorganizada. A esse comportamento aleatório das linhas de fluxo denomina-se fluxo turbilhonar (ou turbulento).

FIGURA 2 – RESISTÊNCIA AO FLUXO AÉREO (AULER et al., 1995).

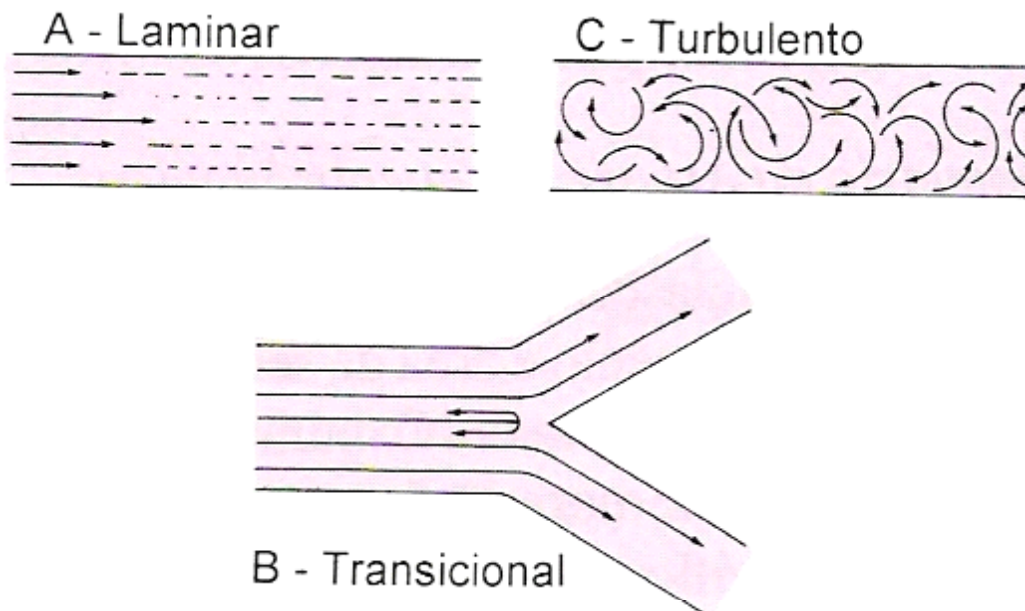
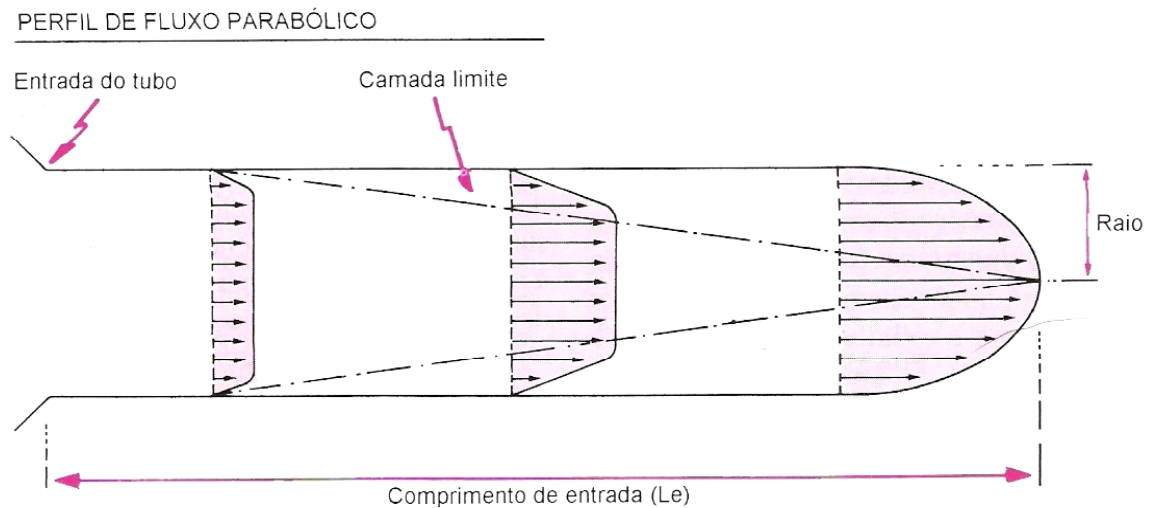


FIGURA 3 – PERFIL DE ENTRADA DO FLUXO AÉREO NO TUBO ENDOTRAQUEAL (AULER et al., 1995).



B – Resistência tecidual

A resistência tecidual é determinada pelas perdas energéticas geradas pelas viscosidades (isto é, atrito) pertinentes à movimentação do pulmão. Em outras palavras, as moléculas constituintes do tecido pulmonar atiram-se entre si quando dos movimentos respiratórios gastando energia ao longo do processo. A resistência tecidual depende da velocidade do deslocamento, o que é importante tanto durante a inspiração quanto a expiração. Quanto maior for a intensidade da força elástica dissipada para vencer a resistência ao atrito dos tecidos durante a expiração, menor será a força elástica disponível para vencer a resistência da via aérea. Quando a força disponível para o fluxo aéreo diminui, a expiração torna-se

mais lenta. Em pacientes normais, a resistência tecidual corresponde a 20% da resistência pulmonar, sendo o restante das vias aéreas.

2.8 – Trabalho Respiratório

O trabalho pode ser definido como força x distância ou pressão x volume. O produto cumulativo de pressão e volume gasoso a cada instante é igual ao trabalho:

$$W = \int PdV \quad (2.6)$$

No sistema respiratório há três tipos de trabalho: resistivo, elástico e inercial. Durante o primeiro, sempre se dissipa energia sob forma de calor, enquanto nos outros dois, o trabalho é armazenado sob forma de energia potencial nos tecidos elásticos do pulmão e parede torácica. Os elementos não dissipativos são a complacência e a inertância.

A – Trabalho Elástico

O trabalho elástico não é dissipado sob a forma de calor, sendo todo ele armazenado como energia potencial.

B -Trabalho Resistivo do sistema

O trabalho resistivo do sistema (W_{res}) é definido como:

$$W_{res} = \int P_{res} dV \quad (2.7)$$

C - Trabalho Resistivo do Equipamento

Freqüentemente, os pacientes respiram através de circuitos externos que elevam a resistência total do fluxo aéreo, Ela é calculada em função da variação do volume através do circuito em função da pressão motriz necessária para mover o gás através do circuito.

2.9 - Princípios de Funcionamento da Ventilação Mecânica

O ventilador é um dispositivo destinado a levar um volume de gás até os pulmões. O objetivo principal de todo ventilador mecânico é elevar o volume minuto do paciente a níveis considerados ideais, segundo aspectos clínicos. Os ventiladores mecânicos podem realizar sua função aplicando uma pressão positiva nas vias aéreas ou gerando uma pressão subatmosférica (negativa) ao redor do tórax.

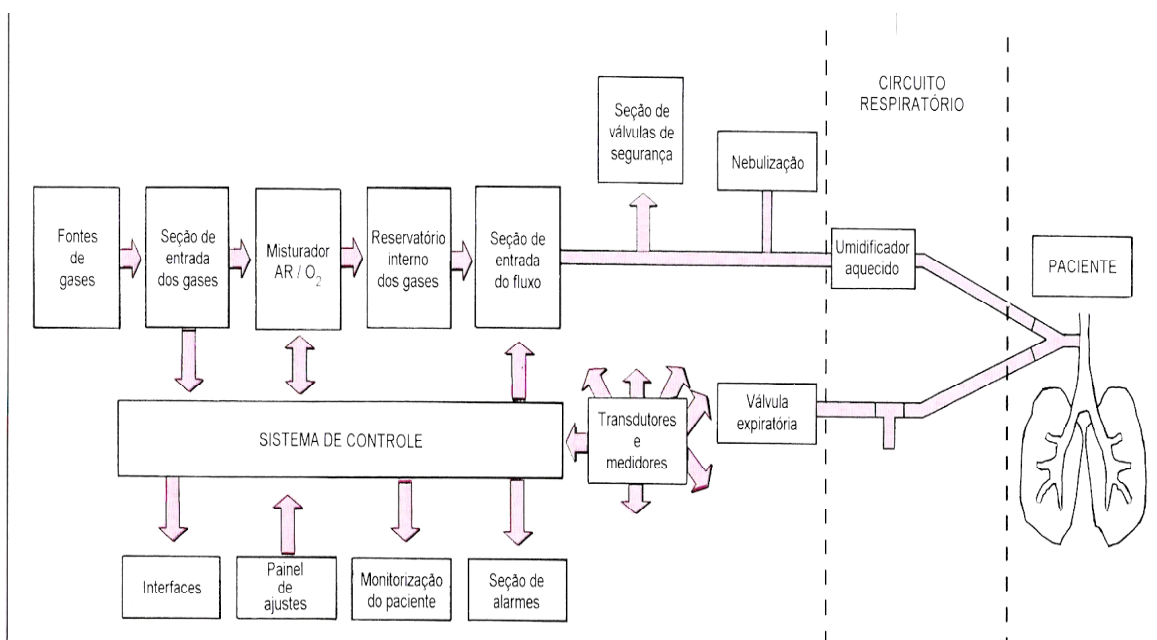
A – Ventiladores Mecânicos a Pressão Positiva

A Figura 4 mostra um diagrama de blocos que ilustra um ventilador mecânico moderno acoplado a um paciente. O diagrama mostra o percurso do ar insuflado, bem como os sistemas que controlam o fluxo.

FIGURA 4 – DIAGRAMA VENTILADOR MECÂNICO/ PACIENTE

(AULER ET AL., 1995).

2



Com o desenvolvimento da tecnologia eletrônica, os ventiladores mecânicos atuais tornaram a idealização teórica de novos métodos de ventilação mais difícil que a própria implantação prática das mesmas (GOMIDE et al., 2001). Um grande salto ocorreu na década de oitenta, com a utilização de circuitos controlados por microprocessadores, que possuem uma capacidade fantástica de gerenciar dados com extrema rapidez, precisão e confiabilidade. Paralelamente

foram desenvolvidos novos transdutores para captar sinais das variáveis respiratórias , e válvulas eletromecânicas capazes de gerar os mais diversos padrões de fluxo inspiratórios. Em uma etapa mais recente, sistemas com realimentação estão sendo utilizados. Nestes, as informações das variáveis respiratórias, obtidas por transdutores extremamente precisos, retornam ao mecanismo de controle interno do ventilador e são comparadas com os ajustes do usuário; se diferentes, o ventilador se reprograma automaticamente no sentido de corrigir essas diferenças. Se isto não for possível, alarmes são gerados indicando anormalidades.

B - Estrutura Funcional do Ventilador Mecânico

Diferentes tipos e marcas de ventiladores mecânicos fazem parte do cotidiano da vários setores hospitalares. Os blocos funcionais mostrados na Fig. 4, são:

- Fontes de alimentação de gases;
- Seção de entrada dos gases;
- Misturador ar/oxigênio;
- Reservatório interno da mistura de gases;
- Dispositivo de entrega de fluxo;
- Dispositivo de segurança do ramo inspiratório;
- Sistema de nebulização de medicação;
- Sensores de medição das variáveis respiratórias;
- Sistema da expiração;

- Painel de comandos de programação ;
- Seção de monitorização de dados do paciente;
- Seção de alarmes;
- Sistemas de controle interno;
- Interfaces;
- Circuito respiratório do paciente.

C - Fontes de Alimentação de Gases.

As redes canalizadas de ar comprimido e oxigênio, que alimentam os ventiladores mecânicos, estão cada vez mais presentes nos hospitais. O sistema de fornecimento de oxigênio medicinal canalizado normalmente origina-se de um ou mais reservatórios de oxigênio no estado líquido, recarregado periodicamente.

As fontes primárias de ar comprimido medicinal podem se originar de cilindros ou de compressores. Os compressores não devem ser lubrificados a óleo e devem possuir um filtro e secador na sua conexão de saída.

Os sistemas canalizados de gases medicinais devem manter certas condições mínimas de fornecimento. Por exemplo, os sistemas devem ser capazes de entregar uma pressão de $3,4 \text{ Kgf/ cm}^2$ (3,3 atm) (BRASCHI et al., 2004), a todos os pontos da saída da rede ligados em seu fluxo máximo.

D - Misturador Ar/Oxigênio

A função do misturador é regular a percentagem de oxigênio na mistura de gases, que será administrada ao paciente. Os percentuais possíveis situam-se entre 100% (oxigênio puro) e 21% (percentagem de oxigênio existente no ar ambiente).

Os primeiros misturadores utilizavam um injetor Venturi, no qual um fluxo de oxigênio, passando por um orifício capta ar ambiente (CIVETTA, 1992). Assim diminui-se a concentração de oxigênio na mistura, porém esse sistema não apresenta boa precisão. No estágio atual, os misturadores têm construção eletropneumática e em alguns casos se encontram em um único bloco funcional, agrupando a seção de entrada dos gases e/ou os dispositivos de entrega de fluxo (CIVETTA, 1992). O microprocessador é utilizado para controlar a mistura dos gases que seguem para um reservatório interno, consistindo de duas válvulas solenóides, um sensor de pressão diferencial e um restritor de fluxo.

E - Reservatório Interno da Mistura dos Gases

Constitui-se de uma câmara rígida, pressurizada, que armazena alguns litros dos gases já misturados. Situa-se entre o misturador e válvula de fluxo. Esse dispositivo é muito usado em ventiladores de segunda e terceira geração, cujo principal objetivo é tornar possível capacidade de gerar altos fluxos inspiratórios (BRASCHI, 2004).

F - Dispositivos de Entrega de Fluxo

Apresenta-se com muitos graus de sofisticação. A maneira mais simples de controlar o fluxo inspiratório é através da colocação de uma resistência ajustável no caminho percorrido pelo fluxo. Em série com esse tipo de controle, existe um fluxômetro, que permite ao usuário a leitura e o ajuste do fluxo inspiratório. Esse sistema de controle pode ser denominado “on/off”, permitindo ou não a passagem do fluxo de valor ajustado para o paciente.

Nos ventiladores atuais, essas válvulas eletropneumáticas são controladas pelo microprocessador. Elas são capazes de fornecer diferentes valores de fluxo, pré-programados ou não, em intervalos de milésimos de segundos (CID, 2001).

G - Dispositivo de Segurança do Ramo Inspiratório

Dois tipos de dispositivos de segurança devem estar presentes: um dispositivo antiasfixia e um dispositivo de pressão máxima. O primeiro tem a função de permitir que o paciente respire ar ambiente em caso de falta de fonte propulsora do aparelho. O dispositivo de pressão máxima deve proteger o paciente contra a inadvertida administração de altos níveis de pressão em suas vias aéreas, evitando o risco de barotrauma (AULER et al., 2001).

Nos ventiladores mais modernos, esta função é desempenhada pelo microprocessador, que encerra a fase inspiratória ao sentir que a pressão do circuito respiratório atingiu o nível de segurança pré-programado.

H - Dispositivo de Nebulização de Medicação

Alguns ventiladores mecânicos possibilitam o uso de nebulizadores, que enviam medicação diretamente para os pulmões do paciente. Esta função é realizada através de uma saída de nebulização, de estreito calibre, que fornece fluxo durante a fase inspiratória, e está ligada através de um tubo nebulizador; o nebulizador é posicionado próximo a conexão do paciente (CID et al., 2001).

I - Sensores de Medição das Variáveis Respiratórias

Espalhados por várias seções internas dos ventiladores, os sensores de fluxo e pressão podem, por exemplo, fornecer informações das pressões das fontes de alimentação, das vias aéreas, da pressão positiva ao final da expiração (PEEP – “positive end-expiratory pressure”), do valor máximo do fluxo inspiratório, do volume corrente, etc. Os sensores são utilizados ainda no paciente e na geração de alarmes (CID et al., 2001).

J - Sistema de Expiração

As funções deste bloco, geralmente formado por uma única válvula, são para: i) impedir o escape do fluxo ao meio ambiente durante a fase inspiratória, causando a insuflação dos pulmões, e ii) permitir que este escape ocorra durante a fase expiratória.

K - Painel de Comandos de Programação

A contínua evolução dos ventiladores e o avanço tecnológico fizeram com que modalidades ventilatórias e monitorizações e alarmes, fossem incluídos no painel de controle. Atualmente, é possível consultar esse painel de controle de forma fácil, objetiva e rápida, através de um menu, em que constam todas as funções do ventilador mecânico.

L - Seção de dados do Paciente

A função da monitorização é informar ao usuário os valores das variáveis respiratórias, quando submetidas à programação por ele executada. A seguir, estão relacionadas algumas monitorizações disponíveis nos ventiladores mecânicos:

- Frequência respiratória mandatária;
- Frequência respiratória espontânea;
- Tempo inspiratório;
- Relação Inspiração: Expiração;
- Fluxo inspiratório (valor Máximo);
- Volume corrente expirado;
- Volume minuto expirado;
- Pressão inspiratória máxima;
- Pressão media da ventilação;
- Pressão de pausa inspiratória;
- Pressão expiratória;
- Auto-PEEP (“positive end-expiratory pressure”);

- Fração inspirada de oxigênio;
- Complacência pulmonar;
- Resistência respiratória;
- Tempo expiratório efetivo.

M - Seção de Alarmes

O conjunto de alarmes de um ventilador mecânico informa, com Sinais Áudio e/ou visuais, que uma ou mais condições anormais de operação estão ocorrendo. A seguir estão relacionados alguns tipos de alarmes encontrados nos ventiladores mecânicos:

- Apneia;
- Desconexão no circuito respiratório;
- Frequência respiratória alta;
- Volume corrente expirado baixo;
- Volume minuto expirado baixo;
- Volume minuto expirado alto;
- Fração inspirada de oxigênio baixa;
- Fração inspirada de oxigênio alta;
- Pressão inspiratória máxima;
- Bateria fraca;
- Ventilador mecânico inoperante.

Volume minuto é a fração de ar que é utilizada em l/min em um ciclo ventilatório de 12 a 16 frequências respiratórias por minuto. A fração inspirada de

oxigênio é a quantidade em l/min de oxigênio que está sendo ofertada ao paciente – FIO₂ (CID et al., 2001).

N - Sistema de Controle Interno

Os sistemas de controle internos gerenciam e interligam as atividades de cada bloco funcional pertencente ao ventilador mecânico. Eles têm a finalidade única de fazê-lo trabalhar como um todo, executando o que lhe é determinado.

O - interfaces

Ventiladores providos de saídas de interface oferecem algumas informações da ventilação nos modos analógico e digital. As saídas analógicas podem fornecer os sinais de pressão, volume e fluxo para serem registrados por polígrafos ou visualizado em monitores adequados. As saídas digitais podem ser conectadas a computadores pessoais ou impressoras.

P - Circuito Respiratório do Paciente

O circuito respiratório tem a função de interligar o ventilador mecânico ao paciente. O número de componentes do circuito varia de acordo com o tipo de ventilador mecânico.

2.10 – Indicação e Objetivos da Ventilação Mecânica

O tratamento da insuficiência respiratória inclui métodos de oxigenoterapia , suporte mecânico da ventilação, correção da causa que produziu a insuficiência respiratória, suporte nutricional adequado, métodos profiláticos, fisioterapia respiratória e geral e suporte psicológico. A indicação do suporte ventilatório visa a toda economia orgânica, oferta tecidual de oxigênio, e combate à acidose respiratória grave. O paciente considerado amplamente. Sua indicação deve ser precoce e avaliada sob o ponto de vista clínico e das manifestações evolutivas do paciente (AMIB, 2004).

A - Indicações

1 – Acentuada diminuição da função pulmonar dos pacientes por doenças do aparelho respiratório ou de outros órgãos e sistemas (e.g., cardiovascular, neurológico) ou por drogas, que não podem sobreviver ou respirar adequadamente sem assistência;

2 – Depressão do estímulo (“drive”) respiratório;

3 – Grande diminuição da complacência toracopulmonar e/ou aumento da resistência aérea do sistema respiratório;

4 - Grande aumento do espaço morto fisiológico;

5 – Instabilidade do sistema cardiovascular;

6 – Aumento do trabalho muscular respiratório;

7 – Pulmão e função respiratórias normais, mas que necessitam de ventilação mecânica como método terapêutico para outros órgãos.

B – Objetivos

O objetivo principal de toda ventilação mecânica é elevar o volume minuto do paciente a níveis considerados ideais, segundo aspectos clínicos. Os ventiladores mecânicos podem realizar sua função aplicando uma pressão positiva nas vias aéreas ou gerando uma pressão subatmosférica ao redor do tórax. Encontram-se atualmente várias possibilidades de suporte ventilatório, e diagramas funcionais que permitem uma avaliação do funcionamento e o nível de sofisticação do equipamento, para restabelecimento da saúde.

2.11 – Problemas com a Ventilação Mecânica

A ventilação mecânica apresenta alguns problemas que podem direta ou indiretamente produzir efeitos deletérios. Necessita de um dispositivo que ligue o paciente ao ventilador; de vias aéreas artificiais que podem produzir trauma e inflamação destas vias, de controle dos níveis de pressão (barotrauma), do volume (volutrauma e biotrauma) e da FIO_2 (toxicidade). Há necessidade freqüente de sedativos, analgésicos e relaxantes musculares. Produz também diminuição dos mecanismos de defesa dos pulmões, pneumonias e alterações hemodinâmicas. Além disso, seu custo é alto.

2.12 – Parâmetros Clínicos de Indicação de Ventilação Mecânica

A seguir serão descritos os principais parâmetros clínicos e laboratoriais para indicação da ventilação mecânica:

- 1 – Frequência respiratória (FR) – maior que 35 ipm, i.é., incursões respiratorias por minuto;
- 2 – Volume corrente (VC) – menor que 5ml/kg;
- 3 – Capacidade vital (CV) – menor do que 10-15 ml/kg;
- 4 – Volume minuto (VM) – maior do 10 l/min ou menor do que 3 l/min;
- 5 – Pressão inspiratória máxima ($P_{i,max}$) – menor do que 20 cm H₂O;
- 6 – Espaço morto (VQ/VT) – maior do que 60%;
- 7 – PaO₂ – menor do que 50 mm Hg;
- 8 – PaCO₂ – maior do que 50 mm Hg;
- 9 – D(A-a)O₂ – Gradiente alvéolo-capilar – maior do que 300-350 mm Hg;
- 10 – PaO₂/FIO₂ – menor ou igual a 300;
- 11 – PaO₂/PAO₂ – menor do que 0.15;
- 12 – Q's/Q't – maior do que 20%;
- 13 – pH – menor do que 7,2

2.13 – Ventiladores Mecânicos e seus Modos Ventilatórios

Indicado o suporte ventilatorio, deverão ser escolhidos o modo ventilatorio e os parâmetros para iniciar a ventilação. O suporte ventilatório invasivo compreende:

- 1 – Acesso às vias aéreas inferiores;
- 2 – Escolha do ventilador mecânico;
- 3 – Parâmetros do suporte ventilatório:
 - Modo de ventilação;
 - Volume corrente;
 - Frequência respiratória;
 - Fluxo inspiratório;
 - Relação inspiração/expiração;
 - Fração inspirada de oxigênio;
 - PEEP;
- 4 – Limites, alarmes e observação dos “displays” (telas);
- 5 – Exame clínico do paciente e radiografia do tórax;
- 6 – Gasometria arterial, saturimetria de pulso, e capnometria.

A - Escolha do ventilador mecânico

A qualidade do ventilador mecânico é muito importante. Embora o fator custo seja essencial, não é possível oferecer condições inferiores de qualidade quando se trata de diminuir o sofrimento e salvar pacientes. Dentro da escolha do ventilador, considerar as qualificações descritas no I Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica (2000) sobre as “Características Técnicas do Ventilador Mecânico”.

A literatura e a experiência clínica demonstra que os ventiladores mecânicos de 1ª geração e de 2ª geração causam muitos problemas. Eles podem ocasionar

sobrecarga de trabalho muscular, volume corrente variável e inadequado, maiores pressões, fluxos inspiratórios insuficientes e distribuição gasosa inadequada. Os ventiladores de 1ª geração e de 2ª geração, não permite a utilização dos conceitos atuais do suporte ventilatório, como os ventiladores de 3ª e 4ª gerações (CID et al., 2001).

B- Modos Ventilatorios

- 1 – Espontâneo (CPAP);
- 2 – Controlado (CMV, por volume ou pressão)
- 3 – Assistido (AMV, por volume ou pressão)
- 4 – Combinados :
 - a- Assistido controlado (ACMV).
 - b- Mandatório intermitente, sincronizado ou não (SIMV e IMV)

Modo controlado CMV: neste modo o ventilador fornece todo o suporte ventilatório, isto é, o volume corrente e a frequência respiratória, e o trabalho respiratório é totalmente realizado pelo ventilador, podendo ser a volume ou a pressão.

Modo Assistido Controlado: no modo assistido controlado de ventilação (ACMV), quando em assistida, o paciente controla a frequência respiratória e o volume corrente é pré-determinado, a frequência respiratória controlada abaixo da frequência do paciente, e na ausência do “drive” respiratório adequado, o modo ACMV, deixa de ser assistido para ser controlado. O paciente inicia o ciclo respiratório e executa um trabalho que é completado pelo ventilador. A ventilação

por pressão controlada pode ser usada no modo assistido ou controlado. O ventilador inicia o ciclo com fluxo necessário para manter uma pressão pré-determinada.

No modo controlado, o ventilador cicla por tempo em uma pressão previamente ajustada pelo operador, sendo que o volume corrente depende da pressão e do tempo inspiratório. No modo assistido o paciente inicia o ciclo e depois o ventilador termina até o pico de pressão determinado.

Na ventilação mandatória intermitente sincronizada, SIMV, o ventilador executa ciclos mandatórios (controlados) após o paciente iniciar a inspiração. Se o paciente não executar o estímulo haverá ciclos controlados e não assistidos. Nos ventiladores atuais a SIMV, a ventilação é realizada a volume, isto é, o volume corrente é predeterminado.

Entre os ciclos mandatórios o paciente pode realizar ciclos respiratórios espontâneas com ou sem CPAP, ou ser auxiliado pela ventilação de pressão de suporte (PSV). A ventilação por pressão de suporte é um modo assistido de ventilação onde ao iniciar o ciclo respiratório, o ventilador fornece um fluxo necessário para alcançar e manter uma pressão pré-determinada. O paciente controla o ciclo respiratório, sendo que o ciclo respiratório termina quando o fluxo inspiratório diminui para cerca de 25% do fluxo inicial ou para 8 l/min.

A pressão positiva contínua nas Vias Aéreas (CPAP) é um modo de suporte assistido a ventilação espontânea, no qual o paciente ventila a partir de uma linha de base de pressão positiva. O paciente controla a frequência respiratória e o volume. Quanto maior o esforço do paciente maior o volume corrente. É utilizado para aumentar a capacidade residual funcional (CRF).

2.14 – Histórico da Ventilação Mecânica

O auxílio à ventilação pulmonar faz parte integrante do suporte de vida e hoje é prática utilizada em Unidades de Terapia Intensiva (UTI) e Centros de Tratamento Intensivo (CTI). Via de regra, esse auxílio é realizada por aparelhos denominada ventiladores mecânicos, e/ou suporte da ventilação, e/ou assistência respiratória, e/ou assistência ventilatória mecânica, e/ou ventilação pulmonar mecânica.

Tudo começou quando se verificou que um animal com o hemitorax aberto morria devido ao colapso pulmonar com grandes alterações hemodinâmicas (GOMIDE et al., 1995).

VESALUIS (1555) e HOOKE (1667) demonstraram que a vida poderia ser preservada pela insuflação dos pulmões com o auxílio de um balão de ar. TUFFIER E HALLION (1896),(CBMI), na França, intubaram um paciente e iniciaram a ventilação mecânica artificial, ritmada, através de uma válvula que não permitia que o ar exalado retornasse. Um ano antes, KRISTEIM (1895),(CBMI), em Berlim, idealizou o autoscope, um laringoscópio de visão para o procedimento de intubação traqueal.

MATOS (1898),(CBMI), em New Orleans, EUA, descreveu um aparelho de insuflação pulmonar chamado de “aparelho de respiração automático”. Kuhn (1900) descreveu vários tipos de tubos endotraqueais fluxométricos.

MEYER (1908), e seu irmão engenheiro, desenvolveram uma cabine de pressão positiva-negativa, cujo interior ficava o tórax do paciente. Isto era para substituir a intubação.

AULER E MELTZER (1909), (CBMI), descreveram a “respiração contínua sem movimentos respiratórios”. Na ocasião, ocorreu um surto de poliomielite, doença que foi a principal motivação da necessidade de um suporte ventilatório.

Muitos médicos do início do século 20 não estavam convencidos de que o melhor método de ventilação pulmonar fosse a pressão positiva sem intubação traqueal. LAWEN E SIEVERS (1910) desenvolveram um aparelho para a respiração artificial e anestesia, capaz de manter a circulação por 9 h, pós-parada respiratória.

JANEWAY (1913) descreveu seu aparelho automático de respiração artificial. Até 1920 os resultados obtidos com o “Pulmotor”, e outros respiradores automáticos, não foram satisfatórios. Portanto, empresas interessadas neste segmento levaram o problema ao Dr. Cecil Drinker, que era professor de saúde pública na Escola Harvard, Massachussets, EUA. O Dr. Drinker e seu irmão desenvolveram o “pulmão de aço”, no qual o paciente era introduzido na câmara, onde se alternava a pressão atmosférica e pressão negativa, ficando a cabeça para fora.

FRENCKNER (1934),(CBMI), desenvolveu uma série de tubos endotraqueais e endobrônquicos, em ventilador – “Spiro” pulsador, com mecanismo insuflador ritmado dos pulmões, e este aparelho, em 1944, entrou em uso no Hospital de Clínicas da Faculdade de Medicina de São Paulo. Nos anos seguintes, a tecnologia evoluiu e hoje existem aparelhos que insuflam ar contendo

oxigênio, sob pressão, de uma forma controlada e ritmada, sem ser reinalado, e controlado por um sistema de válvulas, não oferecendo riscos ao enfermo, ao mesmo tempo buscando sua reabilitação. Portanto, é possível que, em um futuro próximo, seja possível a obtenção de um ventilador auto-ajustável que satisfaça as necessidades respiratórias do paciente, mantendo as variáveis o mais próximo possível da fisiologia normal.

2.15 – Temperatura Corporal

A maior parte dos tecidos e órgãos do corpo humano funciona melhor quando mantida em uma temperatura em torno de 37° C. Esta é a temperatura dos órgãos centrais do corpo: cérebro, coração, pulmões e vísceras abdominais.

A temperatura dos tecidos periféricos (pele, subcutâneo e músculos) é geralmente menor do que a temperatura central. As variações na temperatura da pele podem ser observadas na mão, nariz e bochechas. A temperatura é medida no reto, na boca, e axilas. A temperatura retal é 0.6°C mais elevada do que as outras. A temperatura de qualquer órgão ou tecido interno depende de sua atividade metabólica, temperatura do sangue, que circula através do mesmo, e da saturação dos gradientes de temperatura aos tecidos vizinhos.

A - Controle Hipotalamico da Temperatura

O hipotálamo funciona como um termostato capaz de detectar as variações de temperatura do sangue que por ele passa e ativar os mecanismos de perda ou de conservação de calor necessário à manutenção da temperatura normal. Existem, pois, no hipotálamo dois centros: o centro de perda do calor, situado no hipotálamo anterior e o centro da conservação de calor, situado no hipotálamo posterior.

A taxa metabólica de humanos produz mais calor do que o necessário para produzir uma temperatura central em 37°C , assumindo um ambiente neutro (28°C). O controle da temperatura do corpo, integrando os vários processos físicos e químicos para a produção e perda de calor, é uma função dos centros cerebrais localizados no hipotálamo anterior (pré-ótico).

O sistema regulador da temperatura é um sistema de controle de realimentação negativa. Neurônios no hipotálamo anterior recebem dois tipos de sinais: um dos nervos periféricos que refletem receptores para calor e frio e o outro da temperatura do sangue que banha a região. Os dois sinais são integrados pelo centro termorregulador do hipotálamo para manter a temperatura normal. O centro termorregulador também envia sinais ao córtex cerebral, que é responsável por alterações comportamentais em relação a variações de temperatura: busca de ambientes mais frios ou aquecidos.

B - Produção De Calor

A produção de calor é o principal produto final do metabolismo. O determinante da quantidade de calor produzido é a taxa metabólica.

A taxa de metabolismo basal é a mais baixa taxa metabólica normal de um dado indivíduo e é específica para cada pessoa. Sofre, no entanto, variações devido a vários fatores:

-IDADE: A taxa de metabolismo basal é mais alta no jovem e decresce com a idade, mas é relativamente constante entre os 18 e os 50 anos;

-EXERCÍCIOS: O exercício sustentado pode aumentar até cinco vezes o metabolismo. Um período curto de atividade física pode liberar até 10 vezes mais calor; o calafrio que é a atividade muscular máxima, pode depletar rapidamente todas as reservas de energia disponíveis do organismo;

-HORMONAIS: O hormônio tireoidiano é o hormônio metabólico mais ativo do organismo, e sua estimulação máxima resulta em um aumento de até cinco vezes da taxa metabólica basal. Por outro lado, com a perda desse hormônio, ocorre um decréscimo de até 50% da mesma taxa.

C - Perda de Calor

A taxa de calor perdido depende principalmente de dois fatores: 1) rapidez com que é conduzido do local de produção à pele; 2) rapidez com que é transferido da pele ao meio ambiente.

O calor é perdido do corpo de vários modos:

-CONVECÇÃO: Depende de um gradiente de temperatura entre a superfície do corpo e o ar ambiente.

-CONDUÇÃO: Transferência de calor entre órgãos adjacentes.

-RADIAÇÃO: Troca de energia radiante entre o corpo e o meio ambiente.

-EVAPORAÇÃO: Quando a água evapora da superfície do corpo, cerca de 580 kcal/kg de calor é rejeitado pelo corpo em função da mudança de fase que ocorre. Mesmo sem sudorese, a água evapora através da pele e pulmões em uma taxa aproximadamente de 600 ml por dia.

A sudorese aumenta a perda de calor por fornecer água a ser evaporada. As glândulas sudoríparas estão sob o controle simpático, que neste caso media estímulos colinérgicos. As perdas de calor por sudorese podem ser enormes, e até um litro por hora pode ser evaporado. A quantidade de calor perdida pela sudorese depende também da umidade do ar. Maior a umidade, menor a habilidade em perder calor pelo suor.

A regulação do calor é a função primária da rica circulação da pele. Para realizar uma função nutritiva e providenciar controle térmico, o aparelho circulatório da pele é especializado: artérias nutritivas, capilares, veias e estruturas vasculares relacionadas primariamente com transferência de calor.

D - Hipertermia

Quatro síndromes clínicas são associadas com altas temperaturas:

- 1- câimbras pelo calor;
- 2- exaustão pelo calor;
- 3- lesões exercionais pelo calor;
- 4- acidente vascular cerebral por hipertermia;
- 5- doenças do aparelho respiratório, associadas à ventilação mecânica invasiva.

As síndromes ocasionadas pelo calor ocorrem em:

1-elevadas temperaturas ambientais, maior que 32°C (maior que 90°F);

2-altas umidades relativas do ar ambiente ;

3-pacientes idosos;

4-psicopatas;

5-alcoólatras;

6-uso de drogas anti-psicotrópicas, diuréticos, anti-colinérgicos

7-locais pouco ventilados

A profilaxia se faz aumentando a ingestão de líquidos e cuidados especiais com idosos e crianças.

Fisiopatologia

Com o aumento da temperatura central, ocorre um aumento da sudorese acompanhada de uma vasodilatação periférica, para rejeitar calor. Taquicardia e aumento do débito cardíaco favorecem a transferência de calor central para a superfície da pele, onde o calor é rejeitado por condução, convecção, radiação e evaporação. As lesões aos órgãos e sistemas se dão por desnaturação protéica devido ao calor excessivo e hipoxia (diminuição da taxa de oxigênio no sangue) por hipoperfusão.

E - Hipotermia

A temperatura central abaixo de 35°C caracteriza a hipotermia. Hipotermia significa a perda do balanço entre dissipação e produção de calor.

Pacientes que desenvolvem hipotermia têm mecanismos voluntários e involuntários de conservação e geração de calor inadequado. A capacidade dos mecanismos termorreguladores de gerar e conservar calor declina com a idade.

Causas da Hipotermia:

- 1-Velhice normal;
- 2-Exposição ao frio;
- 3-Drogas
- 4-Endocrinopatias;
- 5-Doenças do sistema nervoso central;
- 6-Secção medular;
- 7-Doenças da pele;
- 8-Debilidade;
- 9-Trauma.

Fisiopatologia

Alterações importantes surgem quando a temperatura central cai abaixo de 35°C. O hipotálamo, através de estimulação simpática, leva a alterações cardiovasculares e metabólicas importantes. Essas alterações metabólicas podem vir acompanhadas com e sem calafrios.

A fase de calafrios ocorre entre 35-30°C; e envolve um aumento de tônus dos grandes e pequenos grupos musculares, com contrações poderosas, gerando

uma intensa produção de calor, devido à quebra das energias armazenadas no organismo, com concomitante aumento no consumo de oxigênio de até cinco vezes.

Abaixo de 30°C, na temperatura central, cessam os calafrios, cai o consumo de oxigênio, e começam a surgir às disfunções de múltiplos órgãos e sistemas.

Os graus de hipotermia produzem uma tendência para arritmias malignas, depressão da função cardiovascular e hipotensão. Fibrilação atrial é comum entre 34 e 25°C e fibrilação ventricular, abaixo de 28°C. O volume corrente e a frequência respiratória também caem, e em temperaturas em torno de 25°C cessam. Na função renal, é bastante comuns encontrar-se hiponatremia (diminuição de sódio) e hiperpotassemia (aumento de potássio), com a hipotermia.

O cérebro, suporta bem a hipotermia. A narcose pelo frio inicia-se em 29.5°C e o coma surge aos 26°C. O consumo de oxigênio cerebral diminui 55% para cada decréscimo de 10°C na temperatura, e o fluxo sanguíneo cerebral reduz a somente 20% do normal a 20°C.

A hipotermia afeta também os neutrófilos, hemácias e plaquetas. Coagulação intravascular disseminada e trombose venosa profunda são observadas comumente. Nas funções gastro-intestinais, aproximadamente 80% das autopsias de pacientes com hipotermia demonstram pancreatite.

2.16 – Umidade Relativa do Ar

A umidade relativa do ar é definida como a relação de água no ar ambiente para a quantidade total de umidade que pode ser carregada no ar numa determinada temperatura ambiente, expressa como percentual . Por exemplo, 40% de umidade relativa significa que o ar ambiente contém apenas 40% da capacidade desse ar em carrear umidade numa determinada temperatura (MORAN E SHAPIRO, 1996).

O ar seco predispõe a problemas respiratórios. A mucosa nasal, ao entrar em contato com o ar seco, tende a tornar-se seca também, advindo desconforto, além de possibilitar pequenos sangramentos nasais. Estando o ar além de seco, frio, é fundamental a prevenção contra resfriados e outras infecções respiratórias.

Deve-se proteger também as extremidades, principalmente as orelhas, os lábios, os pés e as mãos. O frio seco causa grande desconforto provocando rachaduras de lábios e sensação de congelamento das orelhas e nariz.

No período de seca, uma vez que a causa parece estar relacionada à súbita entrada de ar seco e frio nas vias aéreas respiratórias, estimulam-se os sensores irritativos da mucosa brônquica, provocando tosse seca e irritativa, com edema de garganta, com formação de um processo inflamatório. Isto pode causar febre (elevação da temperatura corporal), podendo até o caso se agravar e necessitar de um internamento, por piora do quadro clínico.

2.17 - Medição e Controle de Umidade

Como qualquer outra substância o ar tem um limite de absorção, este limite se denomina saturação. Abaixo do ponto de saturação (ponto de orvalho) o ar úmido não se distingue do ar seco ao simples olhar sendo absolutamente incolor e transparente. Acima do limite de saturação a quantidade de água em excesso se precipita em forma de neblina ou pequenas gotas de água. A quantidade de água que o ar absorve antes de atingir a saturação depende da temperatura e aumenta progressivamente com ela (MORAN E SHAPIRO, 1996).

A 0 °C a quantidade de água de 4,9 g/m³ e a 20°C alcança 17,3 g/m³. A umidade absoluta é a relação entre o peso da água dissolvida no ar e o peso do ar seco. Sua unidade é grama por quilograma (g/kg). A umidade relativa é a relação entre a umidade absoluta do ar e a umidade do mesmo ar no ponto de saturação à mesma temperatura. Normalmente, é indicada pelo símbolo de percentagem, % (MORAN E SHAPIRO, 1996).

O ponto de orvalho “Dew Point” é definido como o ponto em que o vapor de água presente no ar está prestes a se condensar. O higrômetro também pode ser utilizado para aferir a umidade relativa do ar. O elemento básico para a construção do higrômetro foi o cabelo humano e sais de lítio. No higrômetro construído com o cabelo humano, uma mecha de cabelos é colocada entre um ponto fixo e outro móvel e, segundo a umidade a que está submetida, ela varia de comprimento, arrastando o ponto móvel. Esse movimento é transmitido a um ponteiro que se desloca sobre uma escala, na qual estão os valores de umidade relativa.

Outro tipo de higrômetro é o que se baseia na variação de condutividade de sais de lítio, os quais apresentam uma resistência variável de acordo com a água absorvida. Um amperímetro com sua escala devidamente calibrada fornece os valores de umidade do ar.

Outra maneira de medir a umidade relativa é calcular a velocidade de evaporação da água, o aparelho utilizado é chamado de psicrômetro. Para isso, dois termômetros idênticos são expostos ao ar: um traz o bulbo descoberto e o outro tem o bulbo coberto por gaze umidecida. A temperatura do segundo termômetro é pelo arranjo, inferior do primeiro, porque a água evaporada da gaze resfria o bulbo. Quanto menor a umidade do ar, tanto maior o resfriamento da gaze. A partir da diferença de leitura entre os dois termômetros, determina-se a umidade relativa do ar.

A - Umidificação das Vias Aéreas

A umidade nas vias aéreas é crítica para o funcionamento e integridade normais do epitélio respiratório. A umidade refere-se à quantidade de água na fase gasosa e é dependente da temperatura. O ar ambiente “médio” a 21°C tem uma umidade relativa de 50% e uma umidade absoluta de 9 mg H₂O / litro. O ar alveolar a 37°C tem umidade relativa de 100% e uma umidade absoluta de 44 mg/litro. Como os gases médicos são anidros, 44 mg de água precisam ser acrescentados a cada litro para obter saturação completa à temperatura corporal.

Quando a via aérea superior funciona apropriadamente, o ar ambiente (21°C e umidade relativa de 50%) é aquecido a 34°C e a umidade relativa

umenta para 80 a 90% ao passar através do nariz. Quando o gás inspirado atinge a Carina ou ligeiramente adiante, ele está 100% umidificado e sua temperatura é 37°C. Se o ar ambiente entrar na orofaringe pela boca em vez de pelo nariz, sua temperatura e umidade relativa são cerca de 21°C e 60%, respectivamente, mas no momento em que passa pela Carina está completamente saturado e aquecido à temperatura corporal. Se a via aérea superior inteira for “contornada” por um tubo endotraqueal ou de traqueostomia e gases médicos anidros forem fornecidos diretamente na traquéia, a mucosa respiratória rapidamente é danificada. O tapete de muco aquoso normal torna-se ressecado e viscoso, eventualmente conduzindo a secreções espessadas e obstruções das vias aéreas. A função ciliar é prejudicada precocemente, inibindo a movimentação cefálica normal do tapete mucoso. O resultado final é a proliferação de bactérias, atelectasias e possivelmente pneumonias. Um sumário de possíveis complicações devido a umidificação inadequada do ar insuflado é apresentado na Fig. 5.

O condicionamento do ar inspirado (aquecimento, umidificação e filtração) ocorre no trato respiratório superior. As vias aéreas superiores são responsáveis pela liberação de gás aproximadamente 32°C e umidade relativa de mais de 90% para o trato respiratório inferior. O trato respiratório inferior eleva um pouco mais a temperatura do gás até a temperatura corporal e a umidade relativa a 100%.

A temperatura e umidade necessária para manter adequadas condições nas vias aéreas de pacientes intubados são temperaturas entre 32 e 34°C com 80 a 95% de umidade relativa (AMIB, 2004). Se esses níveis normais não forem atingidos, o trato respiratório será forçado a compensar com maior gasto

energético, ou haverá lesão da árvore traqueobrônquica. Os efeitos adversos da inadequada umidificação serão proporcionais a duração da exposição.

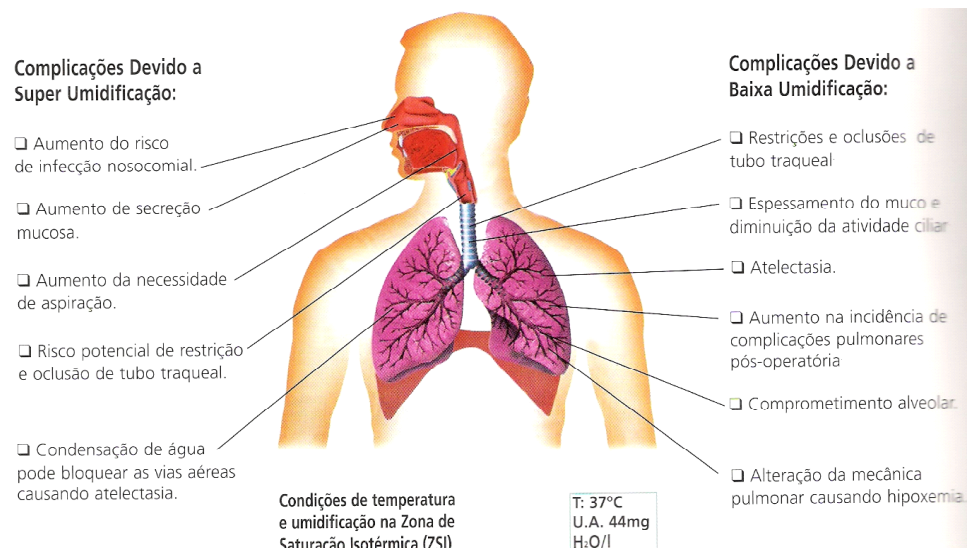
B - Umidificadores

Os umidificadores dependem de uma interface gás – água para gerar vapor de água, e esta interface pode resultar do fluxo do gás por sobre ou através da água. Se aumentarmos a área de superfície de água exposta ao gás resultará em formação de mais vapor de água. Aquecer a água também aumenta o débito de vapor a partir do umidificador.

Se o paciente estiver intubado, as funções de umidificação do nariz precisam ser substituídas. Assim, se apresentam os “narizes artificiais” sob a forma de permutadores de calor e umidade e condensadores higroscópicos, destinados a conservar o calor e umidade relativa do ar do gás exalado.

As vantagens incluem a simplicidade e a ausência de água acrescentada o elemento de aquecimento. As desvantagens incluem aumento do espaço morto e da resistência das vias aéreas e da contaminação bacteriana.

FIGURA 5 – COMPLICAÇÕES / UMIDIFICAÇÃO DO AR (CID et al., 2004).



2.18 – Intubação

Um procedimento de intubação é estabelecido em inúmeras situações de atendimento do paciente grave, pois há necessidade emergencial de se manter uma via aérea prévia para a ventilação e oxigenação adequadas. Torna-se imperativo em quadros como diminuição do nível de consciência, hipoperfusão tecidual, e ou insuficiência respiratória

A - Indicações

Basicamente as indicações de acesso às vias aéreas inferiores são

- 1 - Parada cardiorrespiratória;
- 2 –Escala de coma de Glasgow menor que 09;

- 3- Proteção de vias aéreas inferiores;
- 4-Indicação de ventilação e oxigenioterapia;
- 5-Insuficiência respiratória;
- 6-Choque;
- 7-Aspirações de secreções

B - Métodos

1. Intubação Orotraqueal:

- a – Laringoscopia;
- b – Método digital;
- c – Retrógrada;

2 – Intubação nasotraqueal

3– Mascara laríngea

4– Cricotireostomia- corte realizado para acesso emergencial a via aérea respiratória na região do anel cricoide na traquéia.

5– Traqueostomia

C - Metodologia

1 – Preparo do paciente para intubação exigindo posicionamento adequado do paciente e do operador;

- 2 – Realiza-se oxigenação a 100% de Fração inspirada de Oxigênio, e ventilação prévia com bolsa mascara e aspiração de secreção traqueal;
- 3 – Sedação, anestesia local e bloqueio neuromuscular quando necessário.

FIGURA 6 – PROCEDIMENTO DE INTUBAÇÃO (AMIB, 2004).

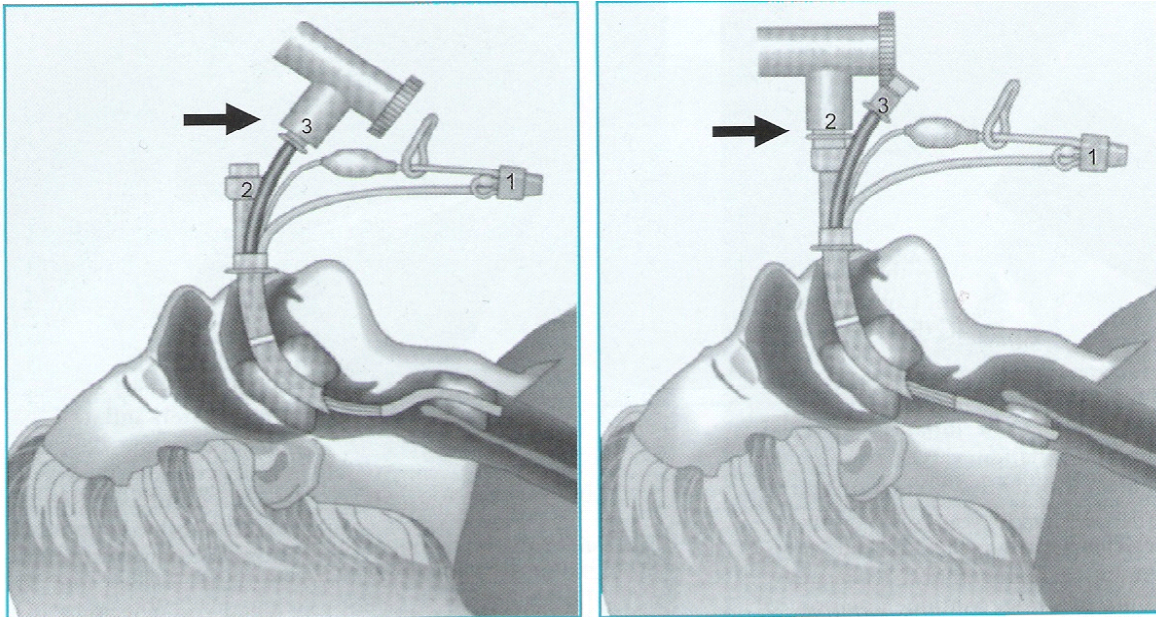
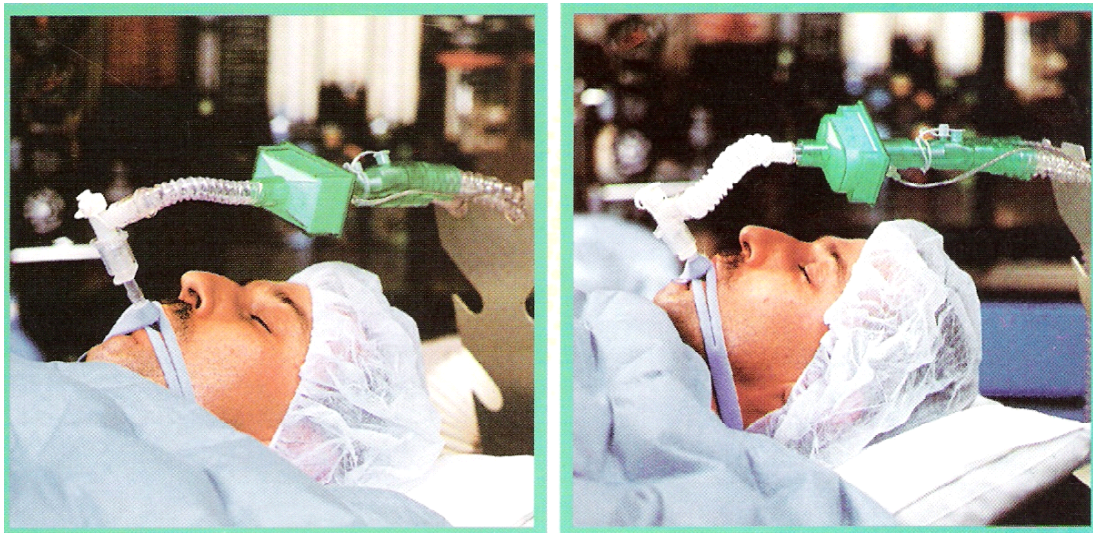


FIGURA 7 – PACIENTE INTUBADO EM ASSISTÊNCIA MECÂNICA (AMIB, 2004).



2.19 – Infecções Respiratórias

As pneumonias estão, juntamente com as infecções cirúrgicas, sepses e infecções urinárias, entre os quatro tipos de infecções mais freqüentes, perfazendo aproximadamente 10% de todas as infecções hospitalares. A pneumonia é a segunda infecção em termos de incidência e a mais freqüente em unidades de terapia intensiva (TERZI, 2004), ocasionando um aumento considerável nos custos hospitalares. De acordo com (DIAZ, 2005), têm sido usados filtros umidificadores como barreira, diminuindo a contaminação dos circuitos dos ventiladores.

TORRES (2005) pesquisou sobre sistemas respiratórios com absorção de gás carbônico, circular, valvular, realizando comparação do comportamento térmico entre sistema coaxial e convencional com diferentes fluxos de gás frescos. O objetivo e a justificativa eram o de manter a temperatura do gás inalado pelo paciente durante o procedimento anestésico para evitar complicações respiratórias durante o pré-operatório. O objetivo desse estudo é comparar a capacidade de aquecimento dos gases inalados em sistemas respiratórios com absorção de gás carbônico, circulares, valvulares, coaxial e convencional, variando o fluxo de gás fresco (FGF). Concluiu-se que o sistema coaxial apresentou variação térmica significativa entre o início e o final do experimento, o que não foi observado no sistema convencional. Não houve indiferença das temperaturas finais quando comparados os dois sistemas entre si, independentemente do FGF empregado.

Com respeito a pneumonias hospitalares, coloca-se que pneumonia hospitalar trata-se de uma infecção do trato respiratória inferior desenvolvida no paciente hospitalizado, nem presente nem em fase de incubação no momento da admissão hospitalar, considerando, para fins práticos, se manifestada após 48 hs da admissão hospitalar (CBVM, 2000). As pneumonias mais comuns são as associadas à ventilação mecânica, chamadas de pneumonias nosocomiais, desenvolvidas 48 h após o início da ventilação mecânica até 48 h após a extubação (retirada do tubo orotraqueal).

SOUZA (2004) fez um estudo epidemiológico em relação a pneumonias associadas à ventilação mecânica (PAV) na confecção da estratégia de profilaxia e terapia, onde se definiram três objetivos: mortalidade e incidência de PAV antes e após a implantação de protocolo para profilaxia de pneumonia (primários), mapeamento microbiológico (secundário). Concluiu-se que a incidência de PAV reduziu consideravelmente após a implantação do protocolo, porém sem impacto na mortalidade, devido provavelmente à reduzida amostra, sendo necessário prosseguimento do estudo para maior precisão estatística.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

No período compreendido entre janeiro de 2005 a março de 2006 foram realizadas medições da temperatura e umidade relativa do ar de entrada e saída de um pulmão–teste, durante procedimentos de simulação de ventilação mecânica que normalmente ocorrem em pacientes internados em UTI. Para realizar essa simulação, primeiramente foi construído um sistema de alimentação de ar composto de um compressor e de uma válvula para abertura e fechamento do fluxo de ar, a qual foi controlada eletronicamente para simular um sistema de ventilação mecânica em laboratório. Um protótipo de equipamento para condicionamento do ar a ser insuflado em pacientes (temperatura e umidade) foi concebido e construído para tratamento do ar na saída do sistema de alimentação de ar.

3.1 - Materiais

Os critérios de seleção dos materiais elaborados para a composição do protótipo experimental foram os seguintes:

I – seleção de instrumentação adequada para viabilizar o registro e o controle da temperatura e umidade relativa do ar;

II – disponibilização de um compressor de ar, para geração de um fluxo de ar , com pressão e fluxo suficiente para expandir-encher um pulmão-teste, do mesmo modelo utilizado para aferição dos ventiladores mecânicos em uso em UTI;

III – disponibilização de um sistema de aquisição de dados computacional, para viabilizar a geração de um banco de dados, para avaliação numérica e gráfica dos dados obtidos;

IV – utilização de material de acrílico transparente para a fabricação do sistema, a fim de possibilitar a visualização do processo, quando em teste, bem como proporcionar a rigidez necessária às solicitações de manuseio e uso;

V – utilização de termistores de alta precisão do tipo YSI4404 (25 °C @ 2250 Ω), fabricados pela firma YSI Incorporated, USA, para medição de temperatura;

VI – utilização de sensores de umidade relativa do tipo SC-500, fabricados pela firma Ohmic instruments Co., USA, para medição da umidade relativa do ar;

VII – utilização de um termostato comum com escala de 0 a 40 °C, para controle de uma resistência de aquecimento do ar;

VIII – utilização de um higróstato mecânico, fabricado pela firma Lufft, Alemanha, para controle de uma bomba de esguichamento de água para umidificação do ar, e

IX – uso de um sistema para aquecimento e umidificação do ar, interligados, com controle simultâneo, para atingir os valores preconizados pelo protocolo médico.

Para todos os equipamentos foram realizados vários testes de adequação e calibração, até chegar à configuração final do equipamento. Os experimentos

foram conduzidos integralmente no laboratório de máquinas hidráulicas, no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná.

3.2 – Métodos

O desenvolvimento do protótipo do equipamento para condicionamento do ar (temperatura e umidade) a ser insuflado em pacientes foi realizado em duas etapas. A primeira etapa consistiu da construção de um protótipo básico para a avaliação das possibilidades de tratamento do ar e identificação de problemas. A segunda etapa consistiu da construção de um segundo protótipo aperfeiçoado, levando em consideração os problemas observados no primeiro.

3.2.1 – Equipamento Simulador da Ventilação Mecânica

Para testar os equipamentos desenvolvidos em laboratório, um sistema de ventilação mecânica simplificado foi construído. O sistema consiste de um compressor, conforme mostra a Fig. 8, uma válvula solenóide do tipo “on – off” (Fig. 9), para a abertura e fechamento do fluxo de ar conduzido ao paciente, e de um circuito eletrônico temporizador (Fig. 10), para controle da válvula solenóide, o qual foi ajustada para energizar a válvula por 1 segundo, abrindo o fluxo de ar para a inspiração, e para 2 segundos, fechando o fluxo de ar para permitir a expiração, conforme o protocolo de ventilação mecânica (II CBVM, 2004).

Além disso, um pulmão-teste (Fig. 11) do tipo utilizado normalmente para aferição de ventiladores mecânicos de Unidade de Terapia Intensiva (UTI), foi acoplado ao sistema para simular o paciente intubado.

FIGURA 8 – COMPRESSOR DE AR E MANGUEIRA.



FIGURA 9 – VÁLVULA SOLENÓIDE “ON – OFF”.

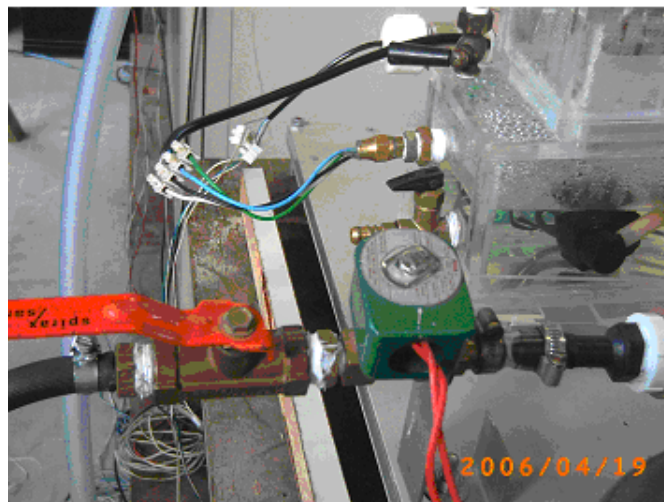


FIGURA 10 – CIRCUITO ELETRÔNICO TEMPORIZADOR.

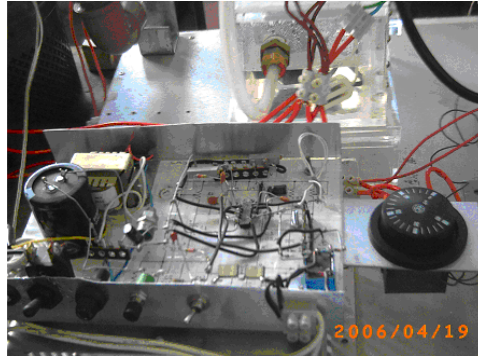
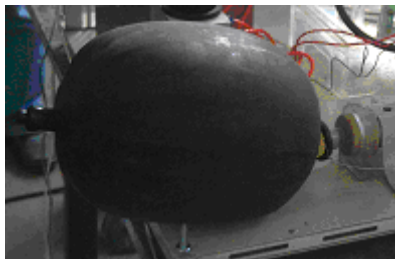


FIGURA 11 – PULMÃO-TESTE DE BORRACHA (SIMULADOR DE PACIENTE INTUBADO).



3.2.2 – Sistema de Aquisição de dados Computacional

O sistema de aquisição de dados computacional utilizado para o registro das medições de temperatura e umidade relativa em tempo real é mostrado na Fig. 12. Trata-se de um sistema fabricado pela firma SPIDER, Alemanha .

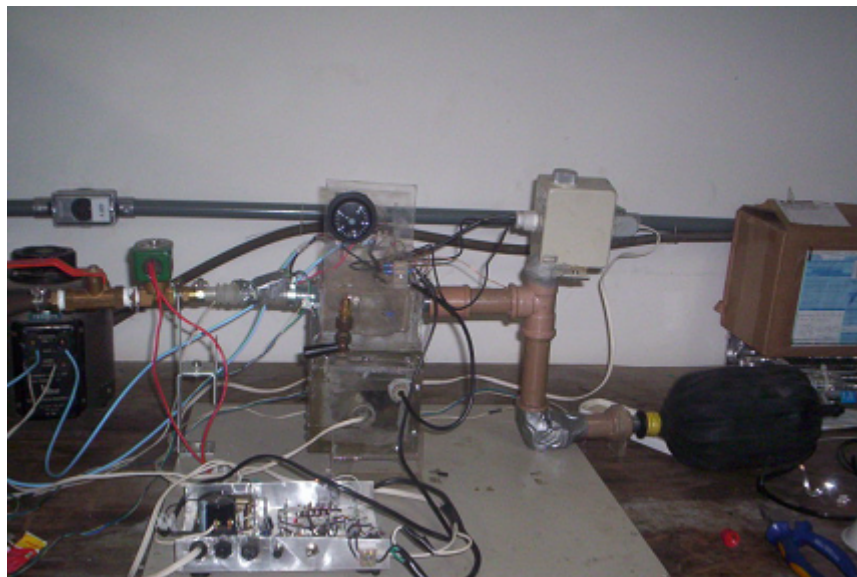
FIGURA 12 – SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS COMPUTACIONAL



3.2.3 – Primeiro Protótipo

A Figura 13 mostra um aspecto geral do primeiro protótipo construído no laboratório. O protótipo demonstrou a viabilidade da proposta e forneceu subsídios para a construção do segundo protótipo aperfeiçoado. Dentre os problemas observados, citam-se vazamentos, dificuldade de controle e acessibilidade aos componentes internos.

FIGURA 13 – ASPECTO GERAL DO PRIMEIRO PROTÓTIPO.



3.2.4 – Desenvolvimento do Segundo Protótipo

Para melhor compreensão do segundo protótipo, é feita em seguida uma descrição detalhada do mesmo fazendo-se referências à Fig. 14, onde a:

FIGURA 14 a, representa uma vista de topo do dispositivo, com corte plano no compartimento superior para visualização de componentes internos;

FIGURA 14 b, ilustra uma vista lateral esquerda do dispositivo, com corte plano no compartimento inferior para visualização de componentes internos;

FIGURA 14 c, ilustra uma vista lateral direita do dispositivo;

FIGURA 14 d, ilustra uma vista lateral anterior do dispositivo, e

FIGURA 14 e, ilustra uma vista lateral posterior do dispositivo.

De acordo com essas ilustrações e em seus pormenores, o sistema de aquecimento e umidificação de ar para a ventilação mecânica de pacientes de unidade de terapia intensiva, consiste de duas caixas de acrílico geminadas, divididas em caixa superior de aquecimento e umidificação (1), que realiza o condicionamento do ar que sai do ventilador mecânico, através dos controles de temperatura e umidade relativa do ar, via um termostato e um umidostato respectivamente, e em caixa inferior reservatório de água (2), que armazena uma quantidade de água necessária para umidificar o ar insuflado do paciente.

A caixa superior de aquecimento e umidificação (1) é um recipiente de acrílico, em formato de prisma retangular, que deve ser acoplada a prótese ventilatória mecânica. A caixa contém duas resistências elétricas (3), conectadas a fios elétricos (4), fixadas na parede posterior da caixa em uma janela de

inspeção superior (5), para aquecimento do ar dentro da faixa preconizada de 32 a 34 ° C, e controlada por um termostato (6), conectado a fios elétricos (7) cujo sensor de temperatura (8) é colocado no ponto de conexão com uma válvula unidirecional (9) na saída de ar (10) do aparelho proposto, que leva o ar insuflado condicionado ao tubo de silicone que conduz o ar ao orifício de entrada no paciente. Em sua face esquerda, está localizado o orifício de entrada de ar (11) insuflado pelo equipamento de ventilação mecânica. Na mesma janela de inspeção superior (5) é fixado um tubo de cobre esguichador de água (12) perfurado ao longo de sua parede em uma linha reta lateral com quatro furos eqüidistantes, que tem a finalidade de aspensão da água de umidificação do ar que provém da caixa inferior reservatório de água (2). Um umidostato (13), conectado a fios elétricos (14), controla a umidade do ar insuflado através de um sensor de umidade relativa (15) colocado no ponto de conexão com uma válvula unidirecional (9) na saída de ar (10) do aparelho proposto, que leva o ar insuflado condicionado ao tubo de silicone que conduz o ar ao orifício de entrada no paciente, ao lado do sensor de temperatura (8) do termostato (6). Assim, as resistências elétricas (3) são acionadas pelo termostato em tempo real sempre que houver a necessidade de aquecer o ar insuflado pelo ventilador mecânico, para mantê-lo dentro da faixa preconizada de 32 a 34°C de temperatura. Analogamente, o umidostato (13) aciona uma bomba submersa (16), conectada a fios elétricos (17), que bombeia água para a caixa superior de aquecimento e umidificação (1) sempre que houver a necessidade de umidificar o ar insuflado pelo ventilador mecânico, para mantê-lo dentro da faixa preconizada de 80 a 95 % de umidade relativa.

A caixa inferior reservatório de água (2), também em formato de prisma retangular, está acoplada à parte de baixo da caixa superior de aquecimento e umidificação (1), interligada com a mesma. Trata-se de um reservatório contendo água, que é acionado quando o umidostato (13) registra a necessidade de umidificar o ar. Isto é feito através de uma bomba submersa (16), que bombeia, pulveriza e recircula a água na caixa superior de aquecimento e umidificação (1), por onde passa o ar de suprimento ao paciente, através de um tubo plástico (18) conectado a um tubo de cobre esguichador de água (12). Há uma válvula unidirecional (filtro barreira) (9) colocada na saída da caixa para bloquear o possível refluxo de secreções endotraqueais, e permitir somente o fluxo de ar de suprimento ao paciente. Adicionalmente, dentro da água do reservatório, é colocada uma resistência elétrica (19), conectada a fios elétricos (20), para aquecimento da água, também controlada pelo mesmo termostato (6) que controla o aquecimento do ar de insuflamento, a fim de que o ar insuflado seja mantido dentro da faixa preconizada de 32 a 34°C de temperatura. A água do reservatório é mantida em um nível pré-estabelecido (21) através de um registro de entrada de água (22). Um registro de saída de água (23) permite o esvaziamento do reservatório de água, para limpeza e manutenção. Para limpeza e manutenção das duas caixas, utiliza-se a janela de inspeção superior (5) e uma janela de inspeção inferior (24).

Com base na descrição apresentada, fica claro como o segundo protótipo visa atingir os objetivos propostos. O aparelho controla através de um termostato (6) e de resistências elétricas (3, 19) a temperatura do ar insuflado pelo ventilador mecânico e a ser fornecido ao paciente. Ao mesmo tempo também realiza o

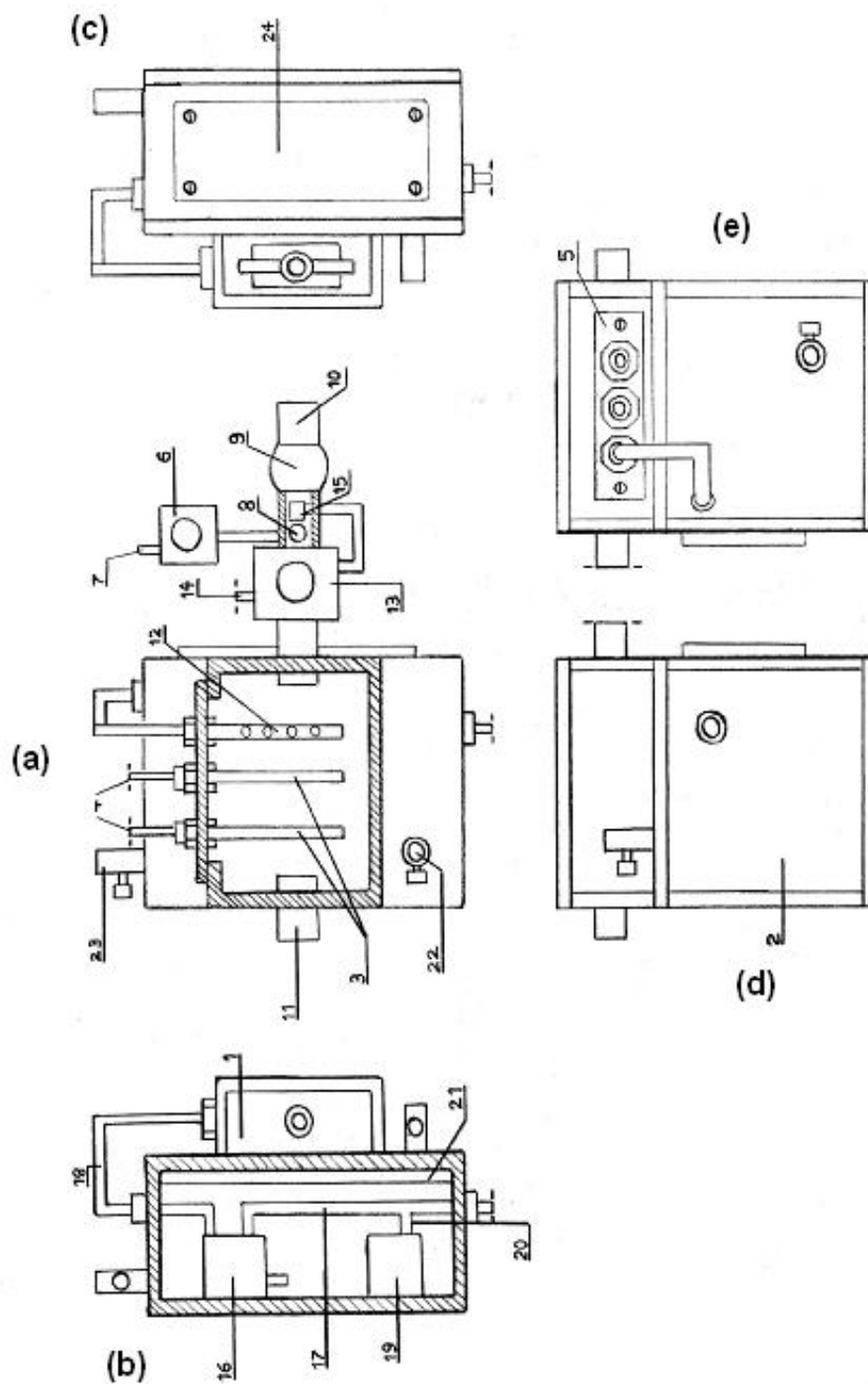
controle da umidade relativa do ar insuflado pelo ventilador mecânico através do eguichamento de água no fluxo de ar que passa através da caixa superior de aquecimento e umidificação (1). Ambos os controles, temperatura e umidade relativa, são feitos simultaneamente, em tempo real, a partir de medições dos valores dessas grandezas físicas no ponto de conexão com a válvula unidirecional (9) na saída de ar (10) do aparelho proposto, que leva o ar insuflado devidamente condicionado ao tubo de silicone que conduz o ar ao orifício de entrada no paciente.

3.2.5 – Medições de Temperatura e Umidade Relativa

As medições de temperatura e umidade relativa do ar de entrada e saída provenientes dos sensores foram realizados com o sistema de aquisição de dados computacional, consistindo de um tipo específico de programa (manual SPIDER, 200?). Os dados provenientes dos sensores foram processados para unidades de temperatura (K) e umidade relativa (%). Os valores foram obtidos para verificar se as temperaturas e umidades relativas medidas se encontravam dentro da faixa de valores preconizada pelo protocolo médico (AMIB, 2004). Desta maneira, as medidas provenientes dos 3 termistores utilizados nos experimentos foram realizadas dentro de um mesmo segundo. O programa também gerava arquivos dos dados numéricos medidos para cada teste, para posterior processamento gráfico.

Os sensores térmicos utilizados neste estudo foram termistores ou sensores semicondutores. Eles são compostos de manganês, níquel e óxido de

cobalto, os quais são misturados em proporções iguais, obtendo a forma de FIGURA 14 – DESENHO DETALHADO DO SEGUNDO PROTÓTIPO DO SISTEMA DE AQUECIMENTO E UMIDIFICAÇÃO DE AR.



uma pequena esfera de 2.4 mm de diâmetro. Os termistores são não lineares, quando comparados com outros sensores de temperatura que são lineares, como por exemplo, os sensores condutores de platina e tungstênio. A relação entre a resistência e a temperatura em um termistor é bem correlacionada pela expressão:

$$R = R_0 \exp \left[\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right) \right] \quad (3.1)$$

onde R = resistência na temperatura da medida em execução, T [K]

R_0 = resistência na temperatura de referência, T_0 [K]

β = constante do termistor [K^{-1}]

e = constante de Euler

Os termistores foram calibrados em laboratório para determinar seus limites intrínsecos de precisão ("Bias limits"). Para tanto, os termistores foram mergulhados em um banho térmico de temperatura constante de marca Hakke, modelo CD30. Um total de 64 medições de temperatura foi realizado a níveis 0, 10, 20,...,100 °C. O maior desvio padrão dessas medições foi de 0.001 °C e, portanto o limite intrínseco de cada termistor foi estabelecido como ± 0.001 °C, o que é coerente com o limite intrínseco de precisão listado em um manual de instrumentação (DALLY, R 1993).

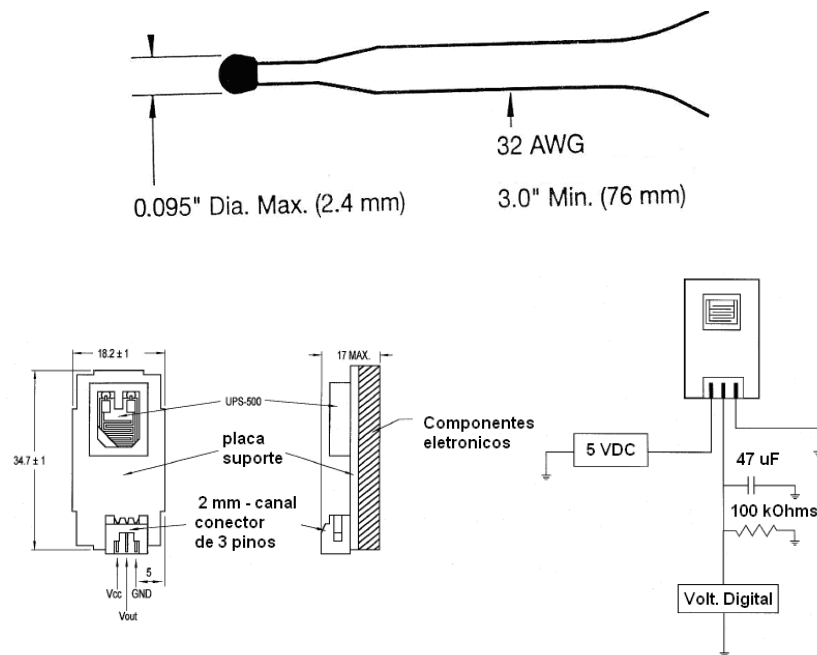
Os sensores de umidade relativa são do tipo capacitivo, modelo SC-500, fabricados pela empresa Ohmic Instruments Co., EUA. Seu limite intrínseco de precisão é de $\pm 2\%$, apresentando alta confiabilidade e repetibilidade. O sensor

provê leitura direta de umidade relativa ϕ (%) através de uma saída de voltagem, V_{su} , com comportamento aproximadamente linear, definido pela função:

$$V_{su} = -0,00009 \phi^2 + 0,0323 \phi + 0,581 \quad (3.2)$$

A Figura 15 mostra o aspecto físico, dimensões e conexões dos termistores de alta precisão e dos sensores de umidade relativa utilizados nesse trabalho. Esses são os sensores que foram ligados ao sistema de aquisição de dados para verificação do correto funcionamento do aparelho desenvolvido nesta dissertação.

FIGURA 15 TERMISTORES E SENSORES DE UMIDADE RELATIVA



3.2.6 – Configuração Final do Segundo Protótipo

A Figura 16 mostra o aspecto físico da configuração final do segundo protótipo. As fotos mostram o sistema de aquecimento e umidificação do ar conectado aos diversos equipamentos auxiliares, bem como o pulmão-teste de borracha que simula o paciente intubado.

As principais melhorias em relação ao primeiro protótipo são:

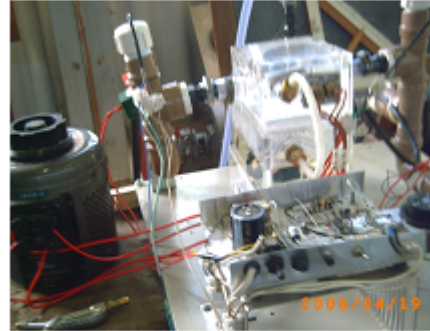
- reostato para controle da voltagem de alimentação das resistências de aquecimento de ar;
- eliminação dos vazamentos de ar e água;
- sistema de acesso às caixas para a higiene, colocação e retirada de água;
- uso de duas resistências elétricas de 200 W para aquecer o ar de insuflamento que passa pela caixa superior, totalizando 400 W;
- uso de chapas de acrílico mais espessas, provendo maior consistência e robustez ao sistema como um todo.

FIGURA 16 – ASPECTOS FÍSICOS DA CONFIGURAÇÃO FINAL DO SEGUNDO PROTÓTIPO E EQUIPAMENTOS AUXILIARES

a) Reostato



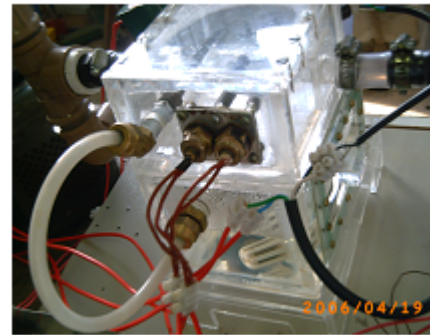
b) Temporizador e termostato



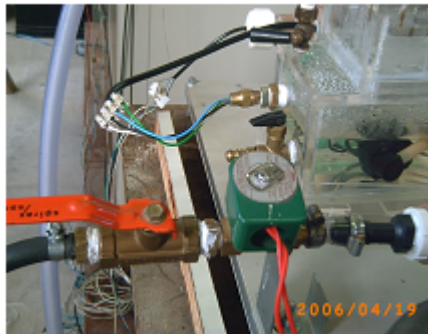
c) Pulmão-Teste de Borracha



d) Caixas Superior e Inferior



e) Válvula Solenóide de Controle de Ar



f) Higrostató para controle da umidade relativa do ar e sua posição ao alto e a esquerda do sistema



3.2.7 – Procedimento Experimental

A conduta adotada para testar o sistema de aquecimento e umidificação de

ar desenvolvido foi a de verificar se o mesmo é capaz de condicionar o ar de insuflamento proveniente do ventilador mecânico, entregando-o ao paciente intubado dentro das faixas recomendadas pelo compêndio de terapia intensiva (AMIB, 2004), com temperatura entre 32 e 34° C, e umidade relativa entre 80 a 95%. Para tanto, criou-se no laboratório equipamento auxiliar para simular o ventilador mecânico e o paciente intubado na UTI.

Conforme apresentado anteriormente no texto, o ventilador mecânico da UTI foi simulada por um sistema auxiliar composto de um compressor, mangueira, válvula solenóide “on-off” e um circuito eletrônico temporizador. O paciente intubado foi simulado por um pulmão-teste de borracha.

Essa decisão de simular o paciente intubado e de não utilizar seres humanos nesta dissertação foi para evitar riscos desnecessários, uma vez que nesta fase inicial da pesquisa, o principal objetivo é o de demonstrar a funcionalidade mecânica do novo sistema. Em trabalhos futuros, em seqüência a esta pesquisa, o sistema deverá ser testado em seres humanos.

O procedimento de teste consistiu da colocação do sistema entre o ventilador mecânico simulado e o pulmão-teste. Assim, o sistema pode tratar o ar proveniente do compressor e entregá-lo ao pulmão-teste nas condições desejadas.

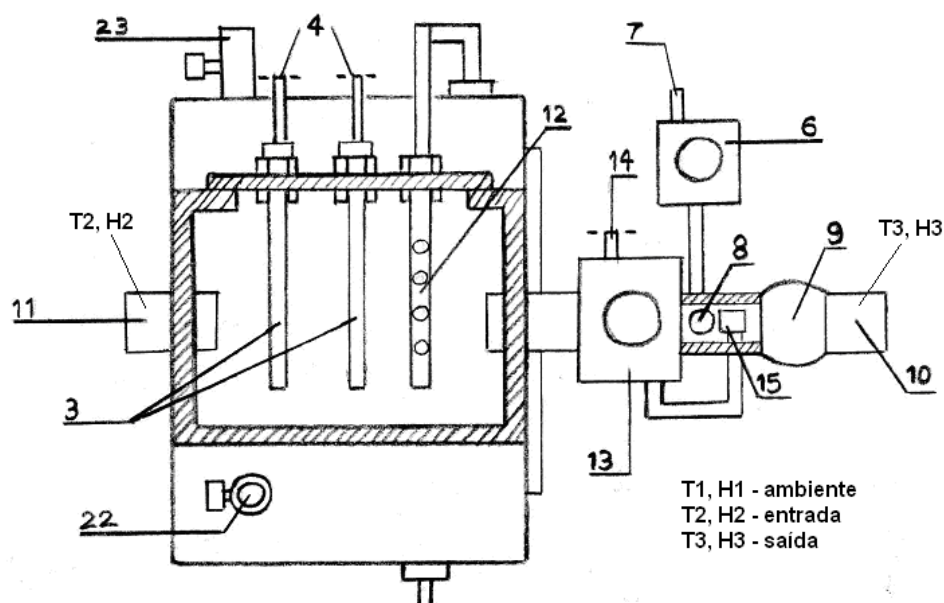
A estratégia adotada foi a de definir várias condições diferentes de temperatura e umidade relativa para o ar de captação. O objetivo foi o de cobrir uma larga faixa de condições de ar ambiente observadas em diferentes localidades.

Após o início de cada teste, aguardou-se a estabilização da temperatura e

umidade relativa do ar saindo do sistema e entrando no pulmão-teste. Após a estabilização, verificou-se a temperatura e umidade relativa do ar medidas pelo sistema de aquisição de dados automaticamente pelo computador. Para garantir a confiabilidade dos resultados, os sinais produzidos pelos sensores foram também medidos por um multímetro, observando-se a concordância das medições feitas automaticamente pelo computador com os dados medidos manualmente.

A Figura 17 mostra a localização dos termistores e sensores de umidade relativa colocados no equipamento. Eles tiveram a finalidade de verificar o sistema é capaz de controlar a temperatura e umidade relativa do ar dentro das faixas preconizadas pelo protocolo médico. Assim, foi verificada também a correta operação do termostato e do umidostato no sistema.

FIGURA 17 – POSICIONAMENTO DE TERMISTORES E SENSORES DE UMIDADE RELATIVA NO SISTEMA (VISTA SUPERIOR)



4. RESULTADOS

Os gráficos a seguir apresentam as medições experimentais realizadas em laboratório, via aquisição de dados computacional. Os dados medidos pelo computador foram convertidos em valores numéricos de temperatura e umidade relativa do ar de entrada e saída do sistema.

Cinco testes foram realizados neste trabalho. Os gráficos mostram o comportamento da temperatura e da umidade relativa do ar em três pontos do sistema. O primeiro ponto selecionado foi a entrada de ar do novo sistema, que corresponde à saída de ar do ventilador mecânico tradicional. O segundo ponto selecionado foi a saída de ar do novo sistema proposto, i.e., após o tratamento do ar ter sido realizado pelo novo sistema. A temperatura do ar ambiente também foi medida. O objetivo foi o de verificar se o sistema proposto efetivamente é capaz de produzir os efeitos desejados, i.e., fazendo com que o ar a ser inspirado pelo paciente atinja as faixas recomendadas pelo protocolo médico.

Os dois primeiros testes foram realizados com o primeiro protótipo. Ambos os testes foram conduzidos pelo período de 3600 s. É importante ressaltar que por razões de concisão, neste texto são mostrados apenas os resultados do testes obtidos após a calibração do novo aparelho. O processo de calibração foi demorado e exaustivo, uma vez que pelo menos cinco configurações alternativas foram examinadas, observando-se sempre muitos vazamentos, tanto de ar como de água. Apesar de ter sido possível a calibração do primeiro protótipo, ainda foram observados vazamentos, bem como sua arquitetura tornava difícil sua

manutenção, higiene e acesso a componentes internos.

A Figura 18 mostra os resultados obtidos com o primeiro teste bem sucedido com o primeiro protótipo. O termostato foi ajustado para 36°C e o umidostato para 85%, em ambos os testes com o primeiro protótipo. A temperatura na entrada do sistema estava em 23°C e a umidade relativa em 40%, no instante inicial. O gráfico mostra que foram necessários 1800 s (30 min) para o ar atingir a temperatura de 34°C na saída do sistema (início da faixa preconizada pelo protocolo da medico). No entanto, a resposta do sistema para a umidade relativa é bem mais rápida, uma vez que desde o instante inicial a umidade relativa na saída do sistema atingiu o valor de 66%. Ao final de 3600 s (1 hora), o ar na saída do sistema a ser entregue ao paciente estava a 34°C e a umidade relativa a 77%. A temperatura do ar ambiente permaneceu em 21°C durante toda a realização do teste.

A Figura 19 traz o gráfico correspondente ao teste 02, mostrando resultados bastante semelhantes ao teste 01. O teste 02 foi realizado no dia seguinte ao teste 01. A idéia de realizar vários testes é a de demonstrar a repetibilidade do aparelho sob condições diferenciadas. A temperatura na entrada do sistema estava em 24°C e a umidade relativa em 46%, no instante inicial. Novamente foram necessárias cerca de 1800 s (30 min) para que o ar atingisse a faixa preconizada pelo protocolo médico, i.e., 34°C na saída do sistema. A resposta de umidade relativa foi novamente bastante rápida, i.e., no instante inicial a umidade relativa do ar na saída do sistema foi registrada como 69%. Ao final de 3600 s (1 hora), o ar na saída do sistema a ser entregue ao paciente estava a 34°C e a umidade relativa a 80%. A temperatura do ar

ambiente permaneceu em cerca de 21°C durante toda a realização do teste.

FIGURA 18 - TESTE 01 DO PRIMEIRO PROTÓTIPO: TEMPERATURAS (a) E UMIDADES RELATIVAS (b).

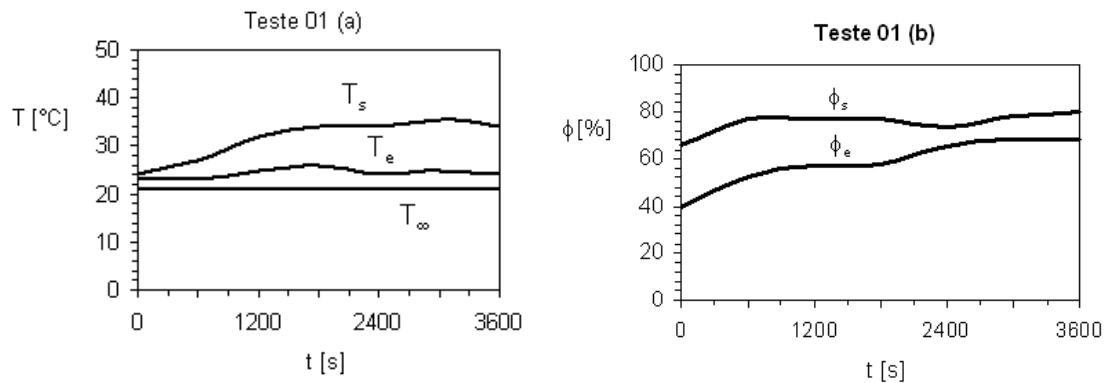
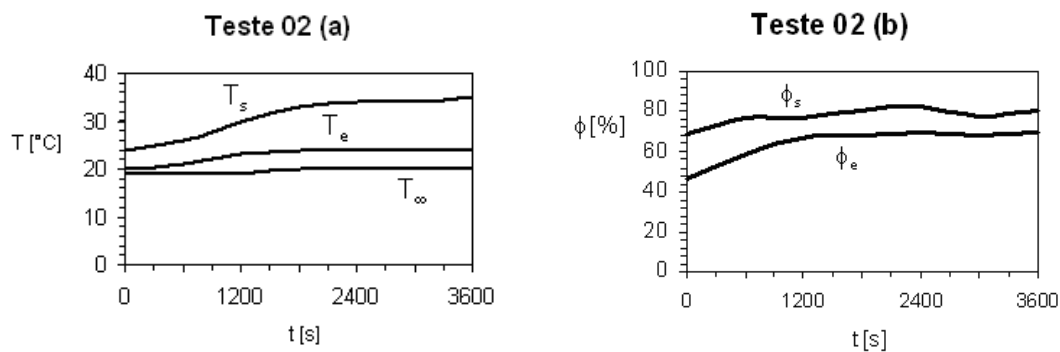


FIGURA 19 - TESTE 02 DO PRIMEIRO PROTÓTIPO: TEMPERATURAS (a) E UMIDADES RELATIVAS (b).



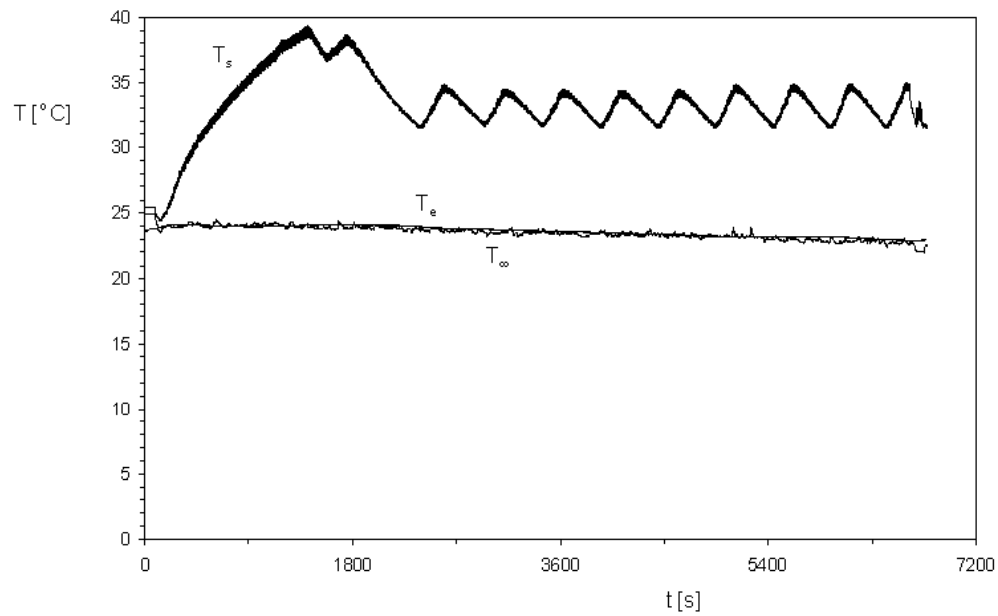
O segundo protótipo foi bastante melhorado em sua concepção, conforme foi apresentado no capítulo anterior desta Dissertação. Em função disso, o processo de calibração do sistema requereu um número bem menor de testes do que o primeiro protótipo.

Para caracterizar o funcionamento do segundo protótipo, sua repetibilidade e confiabilidade, são apresentados nesta Dissertação três testes conduzidos em diferentes condições ambientais do ar de captação.

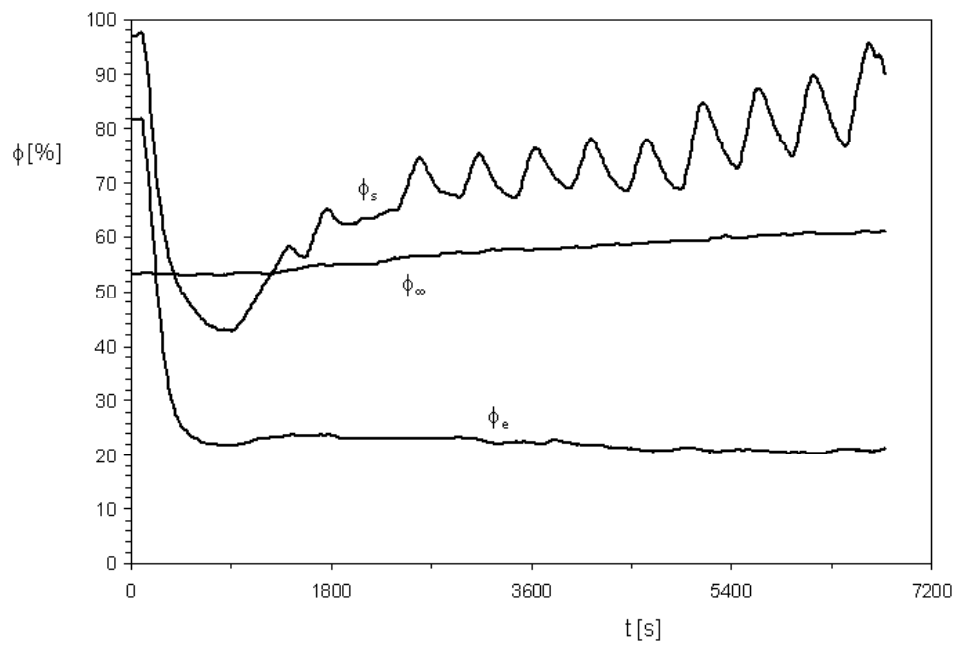
Para o primeiro teste com o segundo protótipo, o termostato foi ajustado inicialmente para 40°C, sendo reajustado para 36°C a partir de $t = 1800$ s, e o umidostato inicialmente para 75%. No instante $t = 5000$ s, o umidostato foi reajustado para 85%. O teste teve a duração total de 7000 s. A Figura 20 mostra os resultados obtidos para o ar de entrada e para o ar tratado de saída, entregue ao pulmão-teste. A temperatura ambiente e de entrada foram aproximadamente iguais durante todo o teste, sendo registrada no início em 24°C. Note que a umidade relativa do ar ambiente era de 53% no início do teste e a umidade relativa na entrada do sistema no início era de 80%, provavelmente devido à água condensada presente nas tubulações. A medida que o teste prosseguiu, a umidade relativa de entrada caiu e estabilizou a partir de $t \sim 500$ s em um patamar de cerca de 20%. Isto ocorreu porque o compressor do ventilador mecânico provoca a condensação da água existente no ar, portanto, fazendo com que a umidade do ar de entrada no sistema seja bastante menor que a do ar ambiente.

A temperatura de saída do ar subiu rapidamente, sob a ação das resistências de aquecimento. No entanto, o ajuste do termostato para 40°C mostrou-se muito elevado e foi corrigido para 36°C a partir de $t = 1800$ s. A partir de $t = 2000$ s até o final do teste, a temperatura do ar de saída permaneceu dentro da faixa de 32 a 35°C.

FIGURA 20 - TEMPERATURA (a) E UMIDADES RELATIVAS (b) REGISTRADAS NO PRIMEIRO TESTE DO SEGUNDO PROTÓTIPO.



(a)



(b)

A umidade relativa do ar de saída apresentou gradiente mais lento para atingir a estabilização. Com o ajuste do umidostato para 75%, o sistema estabilizou na faixa de 70 a 80%. A partir de $t = 5000$ s, com o reajuste do umidostato para 85%, a umidade relativa do ar de saída subiu para a faixa de 80 a 90%.

Para o segundo teste com o segundo protótipo, o termostato foi ajustado para 36°C e o umidostato para 85%, em função do comportamento observado no teste anterior. O teste teve a duração total de 7200 s. As condições ambientais iniciais foram $T_{\infty} = 18^{\circ}\text{C}$ e $\phi_{\infty} = 56\%$. Aqui, é novamente observado que o efeito da compressão do ar provoca a redução da umidade relativa do ar de entrada desde o início do teste, para $\phi_e = 22\%$. A temperatura do ar ambiente, e do ar de entrada permaneceram próximas durante todo o teste. Para simular a condição de entrada de ar mais frio, foi utilizada uma estufa com condicionamento de ar, sendo que o compressor de ar do sistema foi colocado em seu interior. A Figura 21 apresenta os resultados do teste. A estabilização da temperatura do ar de saída ocorreu rapidamente, a partir de $t \sim 1000$ s, permanecendo na faixa de 32 a 35°C durante todo o teste. A umidade relativa do ar de saída subiu mais lentamente, estabilizando na faixa de 85% a 95% a partir de $t \sim 3000$ s.

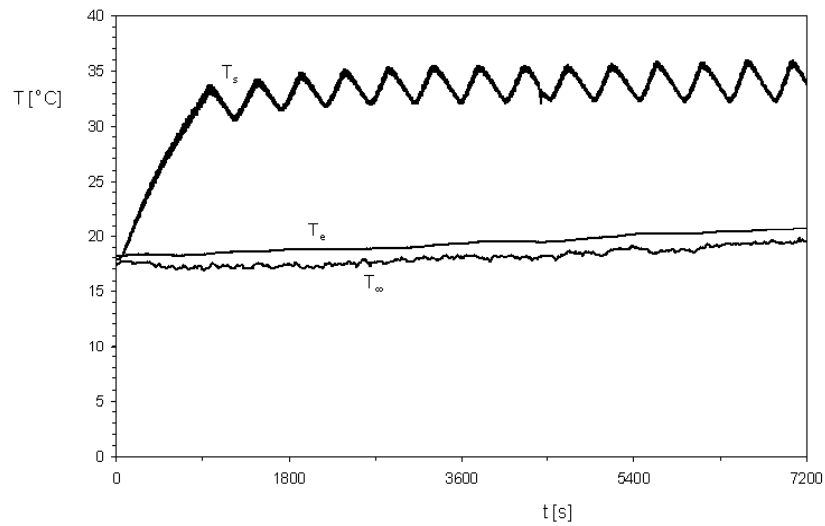
Para o terceiro teste com o segundo protótipo, o termostato foi ajustado para 34°C e o umidostato para 85%. O teste teve duração total de 8100 s. As condições ambientais iniciais foram $T_{\infty} = 28^{\circ}\text{C}$ e $\phi_{\infty} = 30\%$. Estas condições foram obtidas no interior de uma estufa com aquecimento de ar, sendo que o compressor de ar do sistema foi colocado em seu interior. Nessas condições de

temperatura do ar de entrada mais elevada, reduziu-se a tensão de alimentação das resistências de aquecimento para 75 V, em relação aos 110V dos testes anteriores. Neste teste, uma outra condição comumente observada na prática em UTI foi simulada, i.e., a parada do sistema por um curto espaço de tempo. No intervalo de tempo $t = 2700$ s e $t = 3400$ s, o sistema foi desligado.

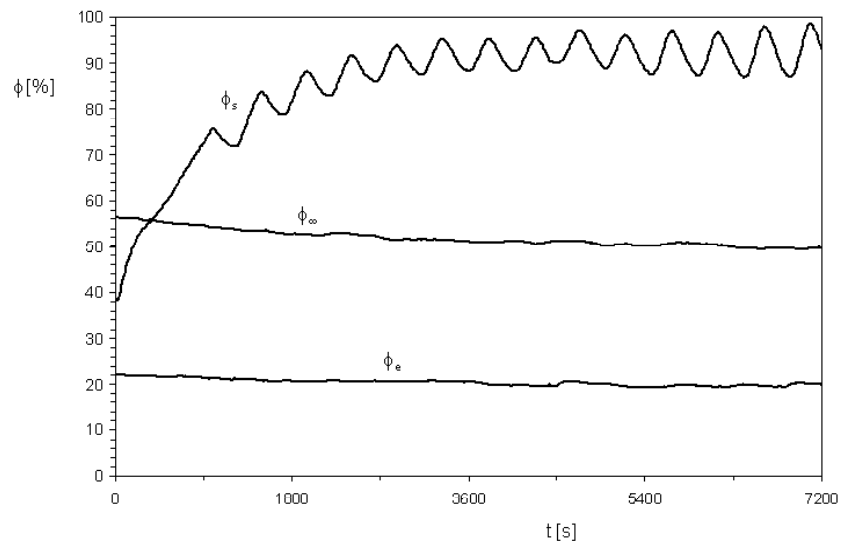
A Figura 22 apresenta os resultados obtidos no terceiro teste do segundo protótipo. Novamente, observou-se que a temperatura do ar de saída subiu e estabilizou rapidamente, a partir de $t = 900$ s, permanecendo na faixa de 33 a 35°C até que o sistema foi desligado no instante $t \sim 2700$ s. Quando o sistema foi religado em $t = 3400$ s, a temperatura do ar de saída estabilizou rapidamente na mesma faixa até o fim do teste, i.e., $t = 8100$ s. A umidade relativa de saída, ϕ_s , não havia estabilizado por ocasião da parada intermediária do sistema, em $t = 2700$ s. Durante o intervalo de parada, a umidade relativa do ar no ponto de saída subiu abruptamente, uma vez que o fluxo de ar foi interrompido, mas o circuito esguichador de água não parou, pois é controlado pelo umidostato. A partir de $t = 3400$ s quando o sistema foi religado, o fluxo de ar seco proveniente do compressor foi restabelecido, resultando em queda da umidade relativa, a qual apresentou tendência para estabilização em torno de 80% até o final do teste em $t = 8100$ s. Constata-se neste teste com $T_\infty = 28$ °C (temperatura mais alta) e $\phi_\infty \cong 30\%$, o controle de umidade relativa é dificultado, como é esperado do ponto de vista termodinâmico, i.e., a umidade relativa do ar diminui a medida que a temperatura aumenta, portanto, é importante que a umidade relativa do ar ambiente seja a mais alta possível, o que facilitará a umidificação do ar após o

seu aquecimento à temperatura desejada de 32 a 34°C.

FIGURA 21 - TEMPERATURA (a) E UMIDADES RELATIVAS (b) REGISTRADAS NO SEGUNDO TESTE DO SEGUNDO PROTÓTIPO.

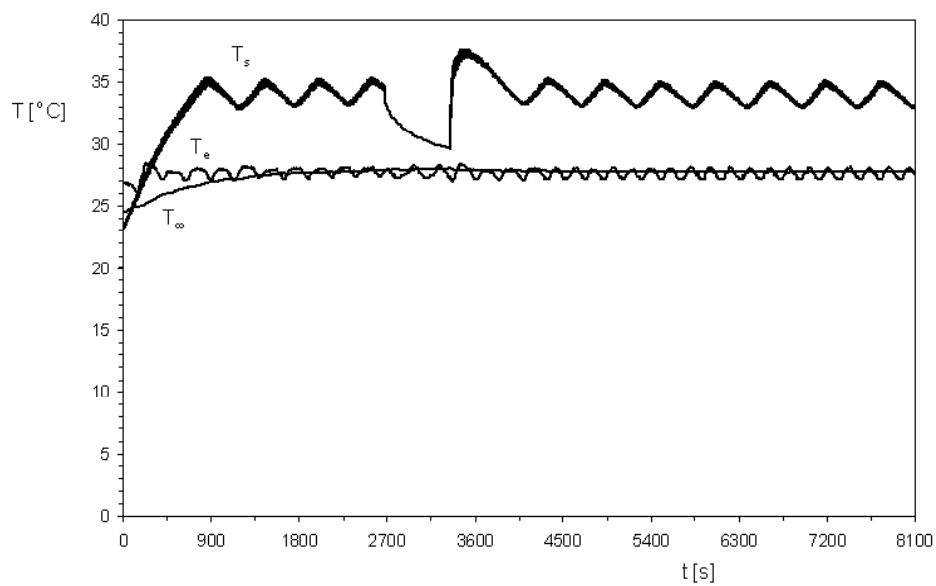


(a)

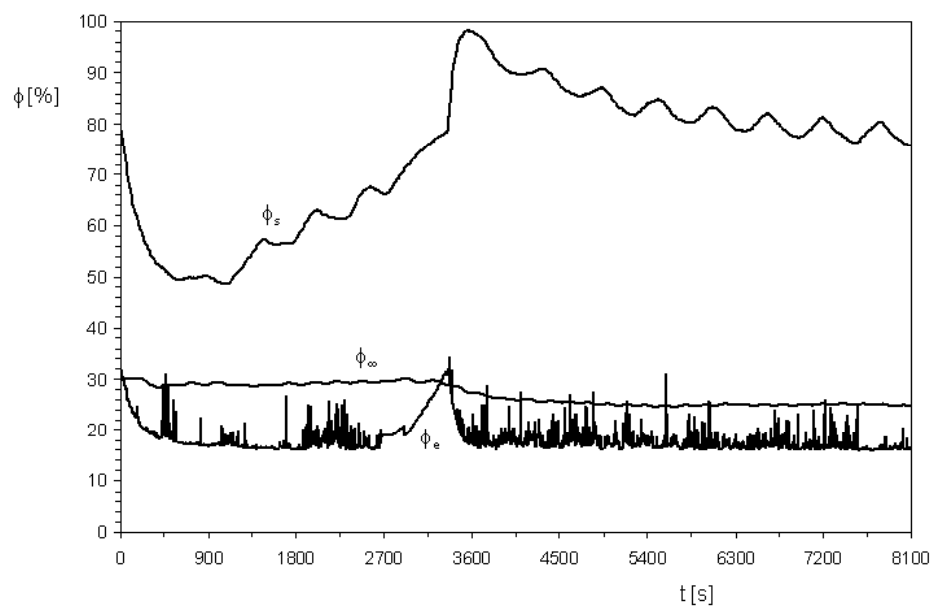


(b)

FIGURA 22 - TEMPERATURA (a) E UMIDADES RELATIVAS (b) REGISTRADAS NO TERCEIRO TESTE DO SEGUNDO PROTÓTIPO.



(a)



(b)

5. DISCUSSÃO

Quando se propõe utilizar um novo instrumento para aquecimento e umidificação do ar em um sistema de ventilação mecânica, deve-se ter em mente o projeto de um aparelho de fácil utilidade e interpretação dos resultados obtidos. Assim, não devem existir restrições aos mecanismos de ventilação do pulmão-teste durante a coleta dos dados. Se existirem, deve-se verificar se ocorreu alguma restrição ventilatória do pulmão-teste, durante o experimento; verificar se o equipamento mostra reprodutibilidade na coleta dos dados de um mesmo experimento; na existência de dados confiáveis, de estudos prévios, validar os resultados do novo equipamento, e garantir que a rotina de procedimento do novo equipamento previna atos desnecessários tornando-o eficiente e com boa relação custo-benefício (GOMES et al., 2004).

Ainda em relação à proposta de um novo instrumento para aquecimento e umidificação do ar em ventilação mecânica, deve-se ter conhecimento da anatomia e fisiologia do aparelho respiratório. Além disso, conhecimentos de engenharia mecânica são necessários para o projeto, do instrumento em questão. Quanto maior a interferência do ser humano no processo de avaliação de um evento, maior a subjetividade do mesmo, e quanto menor a interferência da infalível natureza humana, maior é considerada a precisão da análise.

Em relação a normatização de parâmetros técnicos e científicos na metodologia de extração dos valores, ainda existem falhas. Valores de parâmetros

extraídos por métodos diferentes são dificilmente comparáveis, e é essencial o desenvolvimento de padrões intra e interlaboratoriais. TITZE (1994) em uma recente revisão sobre definição de padrões, ressalta quatro pontos básicos : (a) os padrões educam, ou seja, quando elaboramos dados de padronização de qualquer natureza, muita atenção é dispensada ao tópico em questão, derivando produção de conhecimento de forma direta ou indireta; (b) os padrões simplificam. Por exemplo, através da adimensionalização dos dados, pode-se criar valores de referência para reduzir a faixa de variação de um determinado evento em estudo; (c) os padrões economizam tempo e dinheiro, e a informação passa a ser de domínio de um número muito maior de indivíduos. Ao criar normalizações os padrões popularizam e barateiam o uso das novas tecnologias, e (d) os padrões certificam. A certificação faz parte de um processo de desenvolvimento de padrões de aprovação, e atualmente existem agências reguladoras que emitem certificados de aprovação de acordo com critérios pré-estabelecidos. Ainda segundo o autor, por outro lado, é importante reconhecer que os padrões podem prejudicar quando prematuros ou excessivos, pois bloqueiam o progresso e até mesmo podem inibir a iniciativa pessoal. Além do mais, os padrões devem ser sempre questionados, aperfeiçoados, modificados, ou mesmo descartados, para que o conhecimento continue a evoluir.

Há muito tempo que se considera desejável prover ar aquecido e úmido para pacientes ventilados mecanicamente. Vários métodos para alcançar este objetivo foram propostos (CHALON et al., 1972; STONE et al., 1981; HEDLEY E ALLT-GRAHAM, 1994).

A ventilação mecânica com intubação endotraqueal ou traqueostomia é realizada após o processo normal de troca de calor-umidade dos gases inspirados. Em consequência, uma perda de calor e umidade ocorre continuamente, que predispõe os pacientes a sérios danos das vias aéreas (CHALON et al., 1972; STONE et al., 1981; HEDLEY E ALLT-GRAHAM, 1994; CHALON et al., 1979; FORBES, 1973; FORBES, 1974; NOGUCHI et al., 1973). Além disso, gases medicinais são desumidificados para evitar danos aos componentes, devido à condensação nas válvulas e reguladores na rede de distribuição do ventilador mecânico. Por esta razão, um equipamento adicional para condicionamento do ar inspirado colocado depois do ventilador mecânico e próximo ao paciente seria desejável.

Os sistemas de ventilação mecânica utilizam componentes para aquecimento e umidificação do ar. Atualmente, há várias estratégias. Dentre elas, as mais populares são: i) umidificador aquecido (UA); ii) trocador de calor-umidade hidrofóbico (TCUHF); e iii) trocador de calor-umidade higroscópico (TCUHG). Os equipamentos do tipo i) são conhecidos comumente como vaporizadores ou nebulizadores, tendo como principal desvantagem a condensação da água vaporizada em contato com as superfícies internas das vias aéreas a menor temperatura, podendo causar infecção, além de problemas técnicos, alto custo de manutenção, bem como aumento da carga de trabalho das enfermeiras (CRAVEN et al., 1984). Os tipos ii) e iii) mais comumente encontrados consistem de pequenos reservatórios de água, sobre os quais o ar pré-aquecido no ventilador mecânico passa, provocando a vaporização da água das superfícies do

reservatório e aumentando sua umidade. No entanto, do ponto de vista de engenharia mecânica, os três processos não oferecem o controle adequado da umidade que resulta nos gases a serem insuflados no paciente, i.e., não há uma leitura da umidade resultante que permita que o sistema se corrija automaticamente. O protocolo médico recomenda a troca diária da água do reservatório e sempre que for preciso para manter o nível adequado, o que claramente denota subjetividade, pois não se sabe a umidade resultante, podendo o ar estar ao final pouco úmido ou muito úmido, sendo ambas as situações indesejáveis, causando ressecamento ou hiper-hidratação das secreções (II CBVM, 2000).

O surgimento de equipamentos leves, descartáveis que efetivamente conservem o calor e a umidade dos gases inspirados pode ser uma solução tanto para o problema de umidificação como de preservação do calor (BETHUNE E SHELLEY, 1985; ECKERBOM E LINDHOLM, 1990a, 1990b; MARTIN et al., 1992; MARTIN et al., 1994; MARTIN et al., 1995; SHELLY et al., 1986; TURTLE et al. 1987; WALKER E BETHUNE, 1976; WEEKS E RAMSEY, 1983). Alguns estudos relatam oclusão do tubo endotraqueal causada por umidificação inadequada das vias aéreas devido ao uso de TCUHF e TCUHG (COHEN et al., 1988; MARTIN et al., 1990; ROUSTAN et al., 1992).

A perda de calor total do corpo no processo de ventilação mecânica pode ser calculada como:

$$\dot{Q}_{tot} = \dot{Q}_{conv} + \dot{Q}_{evap} \quad (5.1)$$

$$\dot{Q}_{conv} = \rho \dot{V} c_{p,g} (T_{exp} - T_{insp}) \quad (5.2)$$

$$\dot{Q}_{evap} = \dot{V} h_{fg,ag} (w_{exp} - w_{insp}) \quad (5.3)$$

, onde \dot{Q} é a taxa de transferência de calor, W; \dot{V} é a vazão de ar circulante (ou em termos médicos, volume-minuto), m^3/s ; ρ é a densidade dos gases, kg/m^3 ; $c_{p,g}$ é o calor específico a pressão constante dos gases; $kJ/(kg.K)$, T_{exp} é a temperatura do ar expirado, K; T_{insp} é a temperatura do ar inspirado, K; $h_{fg,ag}$ é a entalpia de vaporização da água, kJ/kg ; w_{exp} e w_{insp} são as unidades absolutas do ar expirado e inspirado, respectivamente, kg_{ag}/m^3 .

A umidade absoluta do gás se relaciona com a umidade relativa através da formula

$$w = \frac{w_{sat} \phi}{100} \quad (5.4)$$

, onde ϕ é a umidade relativa do gás (%) e w_{sat} é a umidade absoluta do gás saturado, i.e., com $\phi = 100\%$, que é tabelada em função da temperatura de bulbo seco (MORAN E SHAPIRO, 1996), para pressões ambientais conhecidas, por exemplo, 1 atm.

As equações (5.2) e (5.3) mostram que a perda de calor será minimizada se a diferença de temperatura ($T_{\text{exp}} - T_{\text{insp}}$) e a diferença de umidade absoluta ($w_{\text{exp}} - w_{\text{insp}}$) forem mantidas no mais baixo valor possível. Este é exatamente o objetivo do equipamento proposto nesta dissertação.

(THOMACHOT et al.,2001), conduziram um estudo em 10 pacientes sedados e ventilados mecanicamente. Os três tipos de aquecimento e umidificação mais utilizados atualmente foram comparados (UA, TCUHF e TCUHG). Eles concluíram que a perda de calor foi duas vezes maior com os equipamentos TCUHF e TCUHG do que com o equipamento UA. Além disso, foi concluído que a temperatura traqueal, apesar de simples de ser medida em pacientes de UTI, não é um estimador confiável da perda de calor total respiratória, i. e., é necessária uma estimativa baseada nas Eqs. (5.1) – (5.4).

Dentro do contexto apresentado, fica clara a necessidade do surgimento de novos equipamentos que apresentem um controle mais preciso do ar insuflado por ventiladores mecânicos, tanto da temperatura como da umidade relativa, principalmente em pacientes de UTI sujeitos a ventilação mecânica prolongada (THOMACHOT et al., 2001). Um aumento no nível de perda de calor respiratório, pode ser responsável pelo aumento da viscosidade das secreções bronquiais, e subsequente atelectasia. Danos nas mucosas das vias aéreas periféricas têm sido documentados após ventilação com gases frios, ao passo que o uso de ar úmido aquecido não altera as células epiteliais (FREED et al., 1999).

Para ilustrar os problemas encontrados com os sistemas de aquecimento e umidificação atualmente em uso, dois estudos podem ser citados. TODD et

al.(2001) determinaram a umidade do gás inspirado durante a ventilação mecânica em recém nascidos com : i) quatro câmaras de umidificação diferentes (TCUHF e TCUHG); ii) duas posições do “probe” medidor de temperatura; iii) cinco temperaturas diferentes do ambiente do berço (incubadora), e iv) isolando termicamente o tubo respiratório. Foram encontradas diferenças significativas na umidade resultante do gás inspirado com as diferentes câmaras testadas. A posição do “probe” de temperatura fora do berço (incubadora) produziu umidades maiores do que do lado de dentro. O isolamento térmico do tubo inspiratório também melhorou significativamente a umidade do gás inspirado. No entanto, ocorreu condensação de água no final do tubo endotraqueal a temperaturas mais baixas mantidas no ambiente da incubadora ($< 36,2^{\circ}\text{C}$), o que revela a falta de controle apropriado de umidade mesmo em equipamentos modernos em uso atualmente.

NISHIDA et al. (2001) estudaram o desempenho de umidificadores aquecidos (UA) em função de ajustes diferentes do ventilador mecânico. O volume minuto (vazão de ar) foi variado entre 5 e 15 l/min, diferentes relações I:E (1:1, 1:2, 1:4), 10 respirações/min e não foi aplicado PEEP (pressão expiratória positiva final). Quatro equipamentos diferentes foram testados. Concluiu-se que o ajuste de temperatura dos equipamentos influenciou sobremaneira a umidade resultante do gás inspirado, e os ajustes do ventilador também. Um dos equipamentos se comportou melhor do que os outros, no que se refere à obtenção de melhor umidade resultante. Aqui, é importante ressaltar que, em todos os equipamentos, a umidade resulta dos ajustes utilizados para o ventilador mecânico e para a

temperatura, mas não é controlada diretamente, i.e., em todos os equipamentos, o usuário “espera” que a umidade relativa atinja os valores preconizados pelo protocolo médico, sem condições de atuar diretamente sobre ela.

Espera-se que o equipamento desenvolvido nesta dissertação se constitua em uma alternativa viável para resolver os problemas observados nos sistemas de ventilação mecânica em uso atualmente. A discussão apresentada nos parágrafos anteriores buscou caracterizar o estado-da-arte em dispositivos de aquecimento e umidificação existentes.

Para atingir esses objetivos, foram realizados testes experimentais com o sistema desenvolvido, cujos resultados foram apresentados no capítulo anterior desta dissertação. Dois protótipos foram construídos e avaliados em laboratório.

O primeiro protótipo foi utilizado para avaliar várias configurações alternativas e apresentou comportamento instável, principalmente devido aos vazamentos de ar e água observados. No entanto, mesmo com esses problemas, o equipamento foi capaz de condicionar o ar dentro das faixas de temperatura e umidade recomendadas pelo protocolo médico, i.e., 32 a 34°C e 80 a 95% de umidade relativa (AMIB, 2004), conforme mostram os resultados das Figs.18 e 19.

O segundo protótipo foi aperfeiçoado com base na experiência com o primeiro, eliminando vazamentos e melhorando a geometria de seus componentes para melhor funcionalidade em geral. O comportamento do sistema foi bastante estável, bem como a estabilização nas condições de saída do ar inspirado dentro das faixas de temperatura e umidade relativa desejadas, conforme demonstram os resultados das Figs. 20-22. Nesses resultados foi também medida a umidade

relativa do ar ambiente e seus efeitos nas condições de saída do ar a ser insuflado no paciente.

6. CONCLUSÕES

Nesta dissertação, um novo sistema de aquecimento foi proposto, com o objetivo de minimizar os problemas hoje encontrados, como hipotermia, hipertermia e condensação de água no sistema de distribuição de ar inspirado por pacientes ventilados mecanicamente. Isto leva a uma proliferação de germes e bactérias e retardo no tratamento pela má difusão e perfusão dos gases, da temperatura e umidade do ar para o paciente crítico intubado, dados que por muitos profissionais são ignorados.

A partir da discussão apresentada, caracterizou-se o estudo-da-arte dos equipamentos de aquecimento e umidificação existentes em ventiladores mecânicos utilizados atualmente. Mostrou-se que nesses equipamentos observa-se que o controle da umidade relativa do ar a ser insuflado no paciente não é eficaz. Desta maneira, caracteriza-se a necessidade do surgimento de novos sistemas que realizem o controle de temperatura e umidade relativa do ar de saída do ventilador mecânico de forma mais efetiva.

Dois protótipos foram construídos e avaliados em laboratórios. O sistema produzido foi capaz de manter o ar suprido ao paciente intubado, dentro das faixas de temperatura e umidade relativa preconizadas pelo protocolo médico (AMIB, 2004). Uma patente de invenção foi depositada no Instituto Nacional da Propriedade Industrial do Brasil, INPI (FERREIRA et al.,2006).

Conforme os resultados obtidos, conclui-se que é possível minimizar os efeitos sobre a função respiratória em pacientes intubados, através de um controle de temperatura e umidade relativa do ar de entrada para o tubo endotraqueal instalado no paciente. Isto foi demonstrado a partir da conexão de um novo equipamento de simples concepção, proposto neste trabalho, para realizar o condicionamento do ar na saída de ar do ventilador mecânico convencional.

Finalmente, é importante ressaltar que, a necessidade de demonstrar a eficácia do equipamento através de estudos em seres humanos é crucial, sob o ponto de vista ético e legal. Somente após a realização desses experimentos é que terão sido demonstradas a viabilidade e aplicabilidade do sistema em seres humanos. Esta é a sugestão mais importante para o prosseguimento deste trabalho. Nessa seqüência deste estudo, aspectos como assepsia, manutenção, desempenho, consumo extra de energia, entre outros, deverão ser analisados.

7.REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABRAMIDES, L. M T.: **Sistemas respiratórios com absorção de gás carbônico, circular, valvular: comparação do comportamento térmico entre sistema coaxial e convencional com diferentes fluxos de gás fresco**, Revista Brasileira de Anestesiologia, São Paulo, 23/11/2005.
- AMARAL, G.: **Assistência ventilatória mecânica**, S.Paulo. Editora atheneu. 1ª Edição 1998.
- AMARAL, G.: **Assistência ventilatória mecânica**, S.Paulo. Editora atheneu. 2ª Edição 2001.
- AULER, C. Jr.; AMARAL, G.: **Assistência ventilatória mecânica**, Editora Atheneu, Rio de Janeiro, 1998.
- BETHUNE, D. W.; SHELLEY, M. P.: **Hydrophobic versus hygroscopic heat and moisture exchanges**, Anesthesia, 1985.
- BRASCHI, A.; LOTTI, G. A.: **Monitorização da mecânica respiratória**, Editora Atheneu, São Paulo, 1ª edição, 2004.
- CARVALHO, C. R.: **Ventilação mecânica volume I e II**, São Paulo, Editora Atheneu Série Clínicas Brasileiras de Medicina Intensiva, 2000.
- CHALON, J.; PATEL, C.; ALI, M.; FISCHGRUND, G.K.: **Humidity and the anesthetized patient**, Anesthesiology, 1972.
- CIVETTA, J. M.; TAYLOR, R. W.; KIRBY, R. R.: **Tratado de terapia Intensiva**, S. Paulo, Volume I, Editora Manole Ltda, 1992.
- COHEN, I. L.; WEINBERG, P. F.; FEIN, I. A.; ROWINSKI, G. S.: **Endotracheal tube occlusion associate with use of heat and moisture exchangers in the intensive care unit**, Crit Care Med, 1988.
- CONSENSO BRASILEIRO DE MEDICINA INTENSIVA.: **Ventilação mecânica**. Série Clínica Brasileira de medicina intensiva, Atheneu RJ, 2000.
- II CONSENSO BRASILEIRO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA.: **Journal de pneumologia**, 26 (supl 2), pág 66, maio de 2000.

- CRAVEN, D. E.; GOULARTE, T. A.; MAKE, B. J.: **Contaminated condensate in mechanical ventilator circuits: a risk factor for nosocomial pneumonia?** Am Rev Respir Dis, 1984.
- DALLY, R.: **Ventilação mecânica**. Volume 1, Rj, editora Atheneu, 2000.
- DIAZ, R. B.: **Avaliação de filtros umidificadores para a prevenção de pneumonias hospitalar**, BIREME, São Paulo, atualizada em 16/03/2005.
- ECKERBOM, B.; LINDHOLM, C. E.: **Performance evaluation of six heat and moisture exchangers according to the Draft International Standard (ISO/DIS 19360)**, Acta Anesthesiology, 1990.
- ECKERBOM, B.; LINDHOLM, C. E.: **Laboratory evaluation of heat and moisture exchangers. Assessment of the Draft International Standart (ISO/DIS 9360) in practice**, Acta Anaesthesiol Scand, 1990.
- FERREIRA, E. L.; Vargas, J. V. C.; CAMPOS, M.; BRIOCHI, M.: **Sistema de aquecimento e humidificação de ar para ventilação mecânica de pacientes de Unidade de Terapia Intensiva**, PI 0601068-7, 2006.
- FORBES, A. R.: **Temperature, humidity and mucus flow in the intubated trachea**, Br J Anaesth, 1974.
- FREED, A.; WANG, Y.; McCULLOCH, S.; MYERS, T.; SUZUKI, R.: **Mucosa injury and eicosanoid kinetics during hyperventilation-induced bronchoconstriction**, J Appl Physiology, 1999.
- GRAY, H.: **Gray Anatomia**, Editora Guanabara, Rio de Janeiro, 1999.
- GUYTON E HALL.: **Tratado de fisiologia medica**, Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan, 1996.
- GOMES, A.; MARCOS, C.: **Compendio de ventilação mecânica**, Rio de Janeiro, Editora Atheneu, 2004.
- HEDLEY, R. M.; ALT-GRAHAM, J.: **Heat and moisture exchanges and breathing filters**, Br J Anaesth, 1994.
- HOOKE, R.: **An account of an experiment made by mister Mr. Hulk**. Phil trans hoy soc, 1667.
- JANWAY, H.: **Proposals forth the recovery of persons app a remotely drowned**, Philtranshoy soc, 2000.

- THOMACHOT, L.; VIVAND, X.; DEJOD, J. M.; LAGIR, P.: **Measurement of Temperature is not a reliable index of total respiratory heat loss in mechanically ventilated patients**, Department of Intensive Care and Trauma Center Hospital Nord, Marseilles School of Medicine and Marseilles University Hospital System, Marseilles, France, Critical Care, volume 05, 2000.
- MARCOS, C.: **Medicina Intensiva**, Rio de Janeiro, Editor Revinter, 2004.
- MARCOS, C.: **Ventilação mecânica da fisiologia a pratica clinica**, Rio de Janeiro, Editor Revinter. 2001
- MARTIN, C.: **Performance evaluation of three vaporizing humidifiers and two heat and moisture exchangers in patients with minute ventilation maior que 10 l/min**, Chest, 1992.
- MARTIN, C.: **Comparing two heat and moisture exchangers with one vaporizing humidifier in patients with minute ventilation greater than 10 l/min**, Chest, 1995b.
- MARTIN, C.: **Preservation of humidity and heat of respiratory gasase in-patient with a minute ventilation maior que 10 l/min**, Chest, 1995a.
- MEYER, J. A.: **Practical Mechanical Respiration**, the "Air on lung". 1990
- MORAN, M. J.; SHAPIRO, H. N. **Fundamentals of Engineering Thermodynamics**, 3° edição, Wiley, New York, 1996.
- NISHIDA, T.; NISHIMURA, M.; FUJINO, Y.; MASSHIMO, T.; **Performance of heated humidifiers with a heated wire according to ventilatory settings, Journal of aerosol medicine-deposition clearance and effects in the lung**, 2001.
- NOGUCHI, H.; TAKUMI, Y.; AOCHI, O.: **A study of humidification in tracheostomized**, Br J Anaesth, 1973.
- ROUSTAN, J. P.; KIENLEN, J.; AUBAS, P.; AUBAS, S.; CAILAR, J. D.: **Comparison of hydrophobic heat and moisture exchangers with heated humidifier during prolonged mechanical ventilation**, Intensive Care Med, 1992.

- SHELLY, M.; BETHUNE, D. W.; LATIMER, R. D.: **A comparison of five heat and moisture exchangers**, Anaesthesia, 1986.
- SOUZA, P. C. S.; **Resultados de um programa de prevenção de pneumonias associadas à ventilação mecânica**, AMIB, revista brasileira de terapia intensiva, São Paulo, 2004.
- SOUZA, P. C. S.; **Pneumonias associadas à ventilação mecânica, análise de fatores epidemiológicos na confecção da estratégia de profilaxia e terapia**, AMIB, REVISTA BRASILEIRA DE TERAPIA INTENSIVA, São Paulo, 2004.
- STONES, D. R.; DOWNS, J. B.; PAUL, W. L.; PERKINS, H. M.; **Adult body temperatura and heated humidification of anesthetic gases during general anesthesia**, Anesth Analg, 1981.
- TERZI, R. G. G.: **Suporte avançado de vida**, Série Clínica Brasileira de Medicina Intensiva, RJ Editora Atheneu, 1996.
- TITZE, I.; TALKING, D.; **Simulation and interpretation of glottographic waveforms**. In: LUDLOW, C. L.; HART, M. O. (Ed.). **Proceedings of the conference on the assessment of vocal pathology**. Philadelphia : ASHA, 1981. v. 11, p. 48-55.
- TODD, D. A.; BOYD, J.; LLOYD, J.; JOHN, E.: **Inspired gas humidity during mechanical ventilation: Effects of humidification chamber, airway temperature probe position and environmental conditions**, Journal of pediatrics and child health, 2001
- TURTLE, M. J.; ILSLEY, A. H.; RUTTEN, A. J.: **An evaluation of six disposable heat and moisture exchangers**, Anaesth Intensive Care, 1987.
- VESALIUS, A.: **De humany corporys fabrica libry septen**. Basel, 1555
- WALKER, A. Y. K.; BETHUNE, D. W.: **A comparative study of condenser humidifiers**, Anesthesia, 1976.
- WEEKS, D. B.; RAMSEY, F. M.: **Laboratory investigation of six artificial noses for use during endotracheal anesthesia**, Anesth Analg, 1983.
- WHEELER, M. D.: **Hypothermia**, Department of Emergency Medicine, Boston Medical Center, Medline Plus Encyclopedia Medica, atualizado 18/02/2000.

BIOGRAFIA

Eliana Leal Ferreira nasceu em São José dos Campos, SP, Brasil, em 27 de agosto de 1978, filha de João Batista Simões Ferreira e Terezinha André Ferreira.

Em 2000 ela recebeu o grau de Fisioterapeuta pela Pontifícia Universidade Católica do Paraná, PR., Brasil.

Em 2001 ela recebeu o grau de Especialista em Fisioterapia Cardiorespiratória pela Universidade Tuiuti do Paraná, PR., Brasil.

De 1999 a 2005, trabalhou nas principais UTIs da cidade de Curitiba.

No período compreendido de março de 2004 a maio de 2006, realizou pesquisa no desenvolvimento da sua dissertação do mestrado de engenharia mecânica da UFPR.

Desde setembro de 2005, ela foi convidada a participar como professora convidada na pós-graduação de fisioterapia intensiva, da UNIOESTE-Cascavel.

PUBLICAÇÕES

FERREIRA, E. L. A influência do álcool na saturação do sangue no organismo. monografia. 2000.

FERREIRA, E. L. A influência do álcool na Saturação sanguínea, 2001.

FERREIRA, E. L.; Aplicação da corrente russa na flacidez abdominal pós-parto, 1999.

FERREIRA, E. L. ; VARGAS, J. V. C. ; CAMPOS, M.; BRIOCHI, M. **Sistema de aquecimento e humidificação de ar para ventilação mecânica de pacientes de unidade de terapia intensiva**, PI 0601068-7, UFPR 2006.