

Artigo Original

Modelo mecânico para simulação do condicionamento pulmonar do ar respirado*

Mechanical model for simulating the conditioning of air in the respiratory tract

Nelson Bergonse Neto¹, Luiz Carlos Von Bahten², Luís Mauro Moura³, Marlos de Souza Coelho², Wilson de Souza Stori Junior¹, Gilberto da Fontoura Rey Bergonse⁴

Resumo

Objetivo: A criação de um modelo mecânico que pudesse ser regulado para simular o condicionamento do ar inspirado e expirado nos mesmos valores normais de temperatura, pressão e umidade relativa do aparelho respiratório de um homem jovem hígido sob ventilação mecânica. **Métodos:** Utilizando-se diversos tipos de materiais, um aparelho mecânico foi construído e regulado com valores normais de capacidade vital, volume corrente, pressão inspiratória máxima, pressão expiratória final positiva e temperatura do gás dentro do sistema. O aparelho foi submetido a ventilação mecânica por um período de 29,8 min. A cada dois segundos, foram registradas as alterações de temperatura do ar circulado no sistema. **Resultados:** Mediante análise estatística dos dados coletados observou-se que o aparelho construído foi eficiente no condicionamento do ar aproximadamente nos moldes do aparelho respiratório de um ser humano. **Conclusão:** Ao final deste estudo, conseguiu-se desenvolver um aparelho mecânico capaz de simular o condicionamento do ar respirado nas mesmas condições de temperatura, pressão e umidade do aparelho respiratório de um ser humano hígido.

Descritores: Termodinâmica; Respiração artificial; Temperatura ambiente.

Abstract

Objective: To create a mechanical model that could be regulated to simulate the conditioning of inspired and expired air with the same normal values of temperature, pressure, and relative humidity as those of the respiratory system of a healthy young man on mechanical ventilation. **Methods:** Using several types of materials, a mechanical device was built and regulated using normal values of vital capacity, tidal volume, maximal inspiratory pressure, positive end-expiratory pressure, and gas temperature in the system. The device was submitted to mechanical ventilation for a period of 29.8 min. The changes in the temperature of the air circulating in the system were recorded every two seconds. **Results:** The statistical analysis of the data collected revealed that the device was approximately as efficient in the conditioning of air as is the respiratory system of a human being. **Conclusion:** By the study endpoint, we had developed a mechanical device capable of simulating the conditioning of air in the respiratory tract. The device mimics the conditions of temperature, pressure, and relative humidity seen in the respiratory system of healthy individuals.

Keywords: Thermodynamics; Respiration, artificial; Temperature.

* Trabalho realizado na Pontifícia Universidade Católica do Paraná – PUCPR – Curitiba (PR) Brasil.

1. Mestre em Clínica Cirúrgica. Pontifícia Universidade Católica do Paraná – PUCPR – Curitiba (PR) Brasil.

2. Doutor em Clínica Cirúrgica. Pontifícia Universidade Católica do Paraná – PUCPR – Curitiba (PR) Brasil.

3. Doutor em Ciências Térmicas. Pontifícia Universidade Católica do Paraná – PUCPR – Curitiba (PR) Brasil.

4. Residente em Otorrinolaringologia. Universidade de São Paulo – USP – Bauru (SP) Brasil.

Endereço para correspondência: Nelson Bergonse Neto. Rua Padre Agostinho, 227, apto. 11, Mercês, CEP 80410-020, Curitiba, PR, Brasil.

Tel 55 41 3224-3318/55 41 3259-6500. Fax 55 41 3232-0721. E-mail: bergonsent@terra.com.br

Recebido para publicação em 7/3/2006. Aprovado, após revisão, em 1/9/2006.

Introdução

O ser humano, como qualquer animal homeotérmico, apresenta um complexo metabolismo corporal mediado por sistemas enzimáticos, quase todos dependentes da temperatura. Sendo assim, é de vital importância que a temperatura corpórea central permaneça constante para o perfeito funcionamento do organismo. O controle da temperatura é realizado pelo hipotálamo mediante o equilíbrio entre a produção e a perda de calor.⁽¹⁾

Durante procedimentos cirúrgicos, o organismo humano é submetido a anestesia, a qual inibe os mecanismos termorreguladores do organismo, e, se não houver a correção ambiental das condições de temperatura (aquecimento), os pacientes podem evoluir para hipotermia e suas possíveis conseqüências.⁽²⁻⁸⁾

A hipotermia tem efeitos deletérios sobre o organismo, como alterações no metabolismo basal, no transporte de oxigênio e gás carbônico, na concentração sérica de hidrogênio, assim como mudanças hidroeletrólíticas e hormonais.^(1,2,9-11)

O aparelho respiratório é responsável pelo condicionamento do ar respirado, de vital importância para a respiração e manutenção da homeotermia. Por meio deste condicionamento ocorre 25% da perda calórica do organismo.^(1,12)

As reações térmicas da árvore traqueobrônquica são dependentes principalmente da temperatura e da umidade relativa (UR) do ar inspirado. A temperatura do ar é o principal fator na troca de calor do aparelho respiratório, uma vez que a temperatura deste ar pode ser muito variável e a perda ou o ganho de calor pelo organismo estão diretamente relacionados à diferença de temperatura entre o ar inalado e a superfície do aparelho respiratório.^(13,14) Outros fatores importantes para estas reações térmicas são a taxa de ventilação por minuto, a temperatura das vias aéreas, as alterações vasomotoras e as alterações na membrana da mucosa.⁽¹⁵⁻¹⁹⁾

Na inspiração, o ar é aquecido pelo calor da mucosa, que reflete a temperatura do sangue. A troca de calor nas vias aéreas depende da circulação brônquica, mas, além dos bronquíolos terminais, ela passa a depender da circulação pulmonar.^(16,20)

Existem duas regiões maiores de condicionamento do ar: as cavidades nasal e oral, que são a principal região, atingindo quase o máximo condicionamento, e a árvore traqueobrônquica, com um

papel secundário, sendo que, em direção à periferia do pulmão, as trocas de calor e umidade se tornam menos eficientes.^(16-18,21)

Até os brônquios de 7ª ordem, a tarefa de condicionamento do ar já está completa, sendo que este chega aos alvéolos em condições corporais (temperatura de $37 \pm 0,6$ °C e UR de 100%).^(16,21)

O processo de umidificação do ar é tão eficiente que, em pacientes intubados, o ar chega à traquéia com UR de 51% e aos brônquios lobares com UR de 100%.^(15,20)

Para o estudo de troca térmica entre o ar e o aparelho respiratório, existem variáveis de importância fundamental, como: pressão do ar dentro do aparelho respiratório, volume de ar que circula no aparelho respiratório por minuto e volume de ar que permanece no sistema respiratório ao final da expiração.⁽²²⁾

A pressão do ar dentro do aparelho respiratório não é constante e é bastante variável (de 2 a 5 até 20 a 30 cmH₂O).⁽¹²⁾

O volume de ar que circula no aparelho respiratório por minuto (fluxo aéreo) é o produto entre o volume corrente (VC) e a frequência respiratória (FR).⁽²²⁾

O volume de ar que permanece no sistema respiratório ao final da expiração normal é a capacidade residual funcional (CRF), que é importante por ser maior que o VC e, a cada ciclo respiratório, ser trocado parcialmente, interferindo nas alterações de temperatura e umidade do ar inspirado.

Mediante fórmulas matemáticas é possível estimar os valores normais da capacidade pulmonar total (CPT), capacidade vital (CV), VC e volume residual (VR); mas é importante lembrar que estes valores podem variar de 15 a 20%.⁽²²⁾

A CV para homens maiores de 15 anos é calculada pela fórmula de Baldwin, Cournand e Richards⁽²²⁾:

$$CV \text{ (mL)} = 27,63 - (0,112 \times \text{idade}) \times \text{altura (cm)} \quad (1)$$

A CPT para pessoas entre 15 e 34 anos também é calculada pela fórmula de Baldwin, Cournand e Richards⁽²²⁾:

$$CPT \text{ (mL)} = CV/0,80 \quad (2)$$

O VC é de 5 a 10 mL.kg⁻¹.⁽¹²⁾

O volume de reserva expiratória (VRE) e a CRF não podem ser estimados por fórmulas, sendo apenas medidos através de exame complementar.⁽²²⁾

É fundamental salientar que os cálculos que utilizam a massa corporal devem ser baseados em um índice de massa corporal de 20 a 25.

Existem estudos que determinam a perda de energia térmica e de umidade através das vias aéreas, mas nenhum em procedimentos com intubação orotraqueal.^(13,14,16-19)

Este estudo procurou criar um aparelho que pudesse ser regulado para simular o condicionamento do ar respirado nos mesmos valores normais de temperatura, pressão e UR do aparelho respiratório de um ser humano hígido sob ventilação mecânica. Sua finalidade é servir a outros estudos sobre termorregulação e ventilação mecânica sem a necessidade de experimentação inicial em animais.

Métodos

Esta pesquisa foi realizada no Laboratório de Termodinâmica do Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas da Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Por se tratar de um aparelho mecânico e não utilizar experimentação animal, não necessitou aprovação por comissão de ética.

Na construção do aparelho, foram utilizados materiais plásticos, metais, madeira, vidraçaria, eletro-eletrônicos, fixação e vedação, isolamento térmico e acabamento, sendo que a maioria dos elementos necessitou de modificações.

Os materiais plásticos utilizados foram: placas; canos e conexões de policloreto de vinil (PVC); válvulas unidirecionais de 3 vias; mangueiras; transparências A4; filme de poliestireno; tecido de poliéster; cilindro (6 L); e cânula orotraqueal (8 mm).

Os metais utilizados foram: ferro, latão, bronze, chumbo e cobre; em forma de: parafusos, arruelas, porcas, hastes, registros, conexões, chumbo granulado e telas.

A madeira utilizada foi do tipo pinus e também foi utilizada fórmica.

Os componentes eletro-eletrônicos utilizados foram: fios de cobre; *plugs*; bocais e lâmpadas; aquecedor para aquário; chaves elétricas; mangueira luminosa; filtro de linha; ventilador; termostatos eletrônicos; microcomputador; software Agilent BenchLink, versão 1.4 (Agilent Technologies, Inc., Palo Alto, CA, USA); termopares "T"; sistema de aquisição de sinais Agilent 34970A (Agilent Technologies, Inc.); e ventilador mecânico modelo

Monterey 3 (K. Takaoka Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil).

A fixação e a vedação foram feitas com: abraçadeiras, colas (silicone, PVC, cianoacrilato, poliuretano), fita adesiva durex e fita isolante.

O isolamento térmico foi feito com papelão e isopor, o acabamento foi feito com folhas de papel contact e utilizaram-se ainda tubos de vidro.

As etapas do trabalho foram divididas em: construção, montagem, regulagem e experimentação.

Construção

As partes do aparelho foram construídas individualmente: válvula de pressão expiratória final positiva, conhecida como Positive end-Expiratory Pressure (PEEP) em inglês; válvula de segurança; cilindro principal; fole; lastros de pressão; umidificador; manômetros; painel de controle; porão; caixa de armazenamento; e distribuidor de ar.

A válvula de PEEP teve por finalidade a simulação da PEEP, mantendo uma pressão expiratória no sistema de 0 a 30 cmH₂O. Sua construção utilizou um cano de 450 mm de comprimento e 75 mm de diâmetro. O controle da pressão foi mantido através de uma coluna d'água.

A válvula de segurança teve por finalidade o controle da pressão máxima dentro do sistema (40 cmH₂O). Sua construção utilizou um cano de 550 mm de comprimento e 75 mm de diâmetro. O controle da pressão foi mantido através de uma coluna d'água.

O cilindro principal teve como função o controle de volume, UR e temperatura do ar no sistema. Foi construído com um cilindro de 6 L no qual colocou-se: um registro plástico para controle da entrada e saída do ar, uma válvula de segurança, um manômetro, sensores de temperatura e um aquecedor de aquário. Na tampa superior deste fez-se um orifício de 150 mm para adaptação do fole. Este cilindro apresentava uma escala de 700 a 5200 mL para ar e água.

O fole teve por finalidade a simulação do VC e sua construção utilizou um cano de 200 mm de altura e 150 mm de diâmetro, que foi acoplado ao cilindro principal. Este fole apresentava um mecanismo regulador de volume (0 a 2000 mL) e um compartimento para os lastros de pressão.

Os lastros de pressão, feitos de chumbo, foram usados para se obter a pressão desejada no sistema,

calculada com base na área da tampa do fole que transmitiria a pressão para o ar no sistema. Calculou-se que uma massa de 158,36755 g aplicada sobre a tampa do fole corresponderia à pressão de 1 cmH₂O no sistema. Confeccionaram-se lastros de 1, 2, 5 e 10 cmH₂O.

O umidificador foi construído com um cano com 100 mm de altura e de diâmetro (785,37 mL de volume) para elevar a UR do ar a 100%. A umidificação utilizou o princípio de borbulhamento do ar em água. Calculou-se que 1600 orifícios de 0,5 mm de diâmetro umidificariam o ar sem sobrecarga de pressão.

Os manômetros serviram para medir a pressão na caixa de armazenamento e no cilindro principal, apresentando uma escala de -5 a +40 cmH₂O.

O painel de controle constituiu-se de uma placa de PVC dividida em 4 setores: temperatura (termostatos); pressão (manômetros); chaves de comando (interruptores); e força elétrica (filtro de linha para proteção do equipamento).

Anexo à base da caixa de armazenamento, construiu-se um sistema de escoamento denominado porão para esvaziar as peças do aparelho.

A caixa de armazenamento serviu como isolamento térmico, construída com uma caixa de papelão de 3 mm de espessura e revestida interiormente por placas de isopor de 30 mm.

O distribuidor de ar foi construído para controlar a entrada e saída do ar no sistema, teve como base uma válvula unidirecional com 3 vias e um limitador para que, quando conectada ao aparelho, a cânula de intubação não progredisse além do anel identificador do balonete.

Montagem

O sistema foi montado dentro da caixa de armazenamento utilizando-se cola de silicone

para fixar o cilindro principal, a válvula de PEEP, a válvula de segurança e o umidificador no fundo da caixa. Havia orifícios de escoamento sob as peças. Posteriormente, fixou-se ao assoalho da caixa: um ventilador (homogeneização térmica); uma lâmpada para iluminação; e uma outra lampada para aquecimento.

O distribuidor de ar foi fixado na parede lateral direita da caixa.

Após fixação das peças no interior da caixa, procedeu-se às conexões na seguinte seqüência: distribuidor, umidificador, cilindro principal, válvula de PEEP e novamente distribuidor. Outras conexões foram: cilindro principal à válvula de segurança, respiro da válvula de segurança e manômetros.

A fiação elétrica foi devidamente conectada.

Pela parede lateral esquerda da caixa entraram sensores de temperatura. Estes sensores foram posicionados em pontos estratégicos para a coleta de dados (Tabela 1).

Finalmente, fixou-se o painel de controle à face anterior da caixa e os orifícios que comunicavam o interior da caixa de armazenamento com o meio externo foram vedados (Figuras 1 e 2).

Regulagem

O aparelho e o ventilador mecânico foram regulados com dados específicos para um homem de 25 anos, hígido, de 80 kg e 1,88 m de altura.

O aparelho foi calibrado colocando-se, dentro das peças, uma solução de água destilada e azul de metileno a 0,0005% (propriedades físico-químicas idênticas às da água).⁽²³⁾

O aparelho foi regulado com: CV de 5000 mL, VC de 800 mL, pressão no início da expiração e final da inspiração de 20 cmH₂O, PEEP de 2 cmH₂O e temperatura do ar de 37 °C.^(13,14,17,18) Ajustou-se a válvula de segurança para 40 cmH₂O.⁽¹²⁾

Tabela 1 - Localização e temperatura monitorada pelos sensores.

Sensor	Localização	Temperatura monitorada
A	Entrada de ar do distribuidor	Entrada do ar no sistema
B	Entrada de ar do cilindro principal	Entrada do ar no centro do aparelho
C	Dentro do cilindro principal	Água do cilindro principal
D	Dentro do cilindro principal	Ar do cilindro principal
E	Saída de ar do cilindro principal	Saída do ar do centro do aparelho
F	Saída de ar do distribuidor	Saída do ar do sistema
G	Interior da caixa de armazenamento	Interior da caixa de armazenamento
H	Exterior da caixa de armazenamento	Ambiente externo
I	Interior da cânula de intubação	Ar inspirado

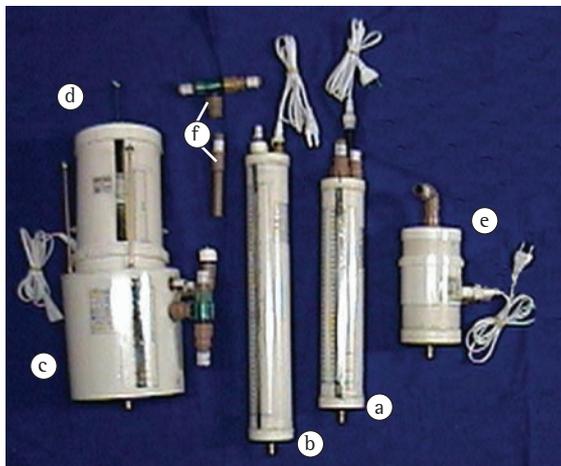


Figura 1 – Peças principais do aparelho isoladas: a) Válvula de Positive end-Expiratory Pressure (PEEP); b) Válvula de segurança; c) Cilindro principal; d) Fole; e) Umidificador; e f) Distribuidor de ar.

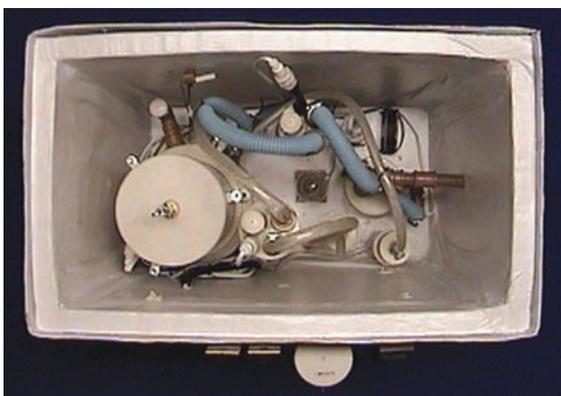


Figura 2 – Vista interna do aparelho montado: Peças acomodadas dentro da caixa de armazenamento e suas conexões.

O ventilador mecânico foi regulado com: VC de 800 mL, pressão inspiratória máxima de 20 cmH₂O, fluxo inspiratório de 40 L.min⁻¹, PEEP de 2 cmH₂O, FR de 17 incursões por minuto, fração inspirada de oxigênio de 0,21 e temperatura do ar igual à do meio externo.⁽²⁴⁾

Experimentação

O aparelho foi ativado e mantido em repouso até que houvesse equilíbrio térmico dentro do sistema a 37 °C. Conectou-se a cânula orotraqueal ao aparelho e iniciou-se a ventilação mecânica, que foi mantida até atingir novamente o equilíbrio térmico (Figura 3).

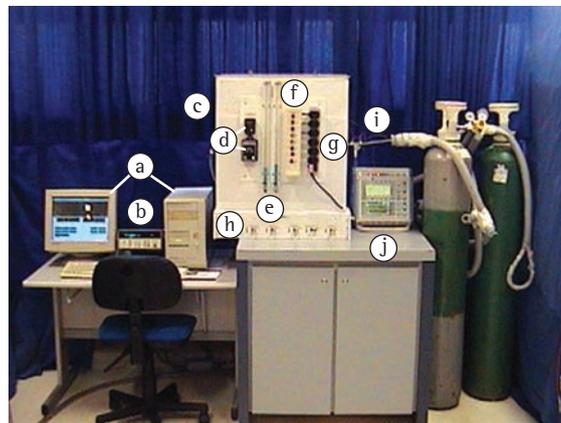


Figura 3 – Aparelho ativado sob ventilação mecânica e com coleta computadorizada de dados: a) Microcomputador com software Agilent Benchlink; b) Sistema de aquisição e controle de sinais; c) Aparelho de condicionamento; d) Termostatos do painel de controle; e) Manômetros do painel de controle; f) Chave de comando do painel de controle; g) Força elétrica do painel de controle; h) Porão; i) Cânula orotraqueal de 8 mm; e j) Ventilador mecânico.

As temperaturas no sistema foram registradas a cada dois segundos e analisadas.

Resultados

No início do experimento, as temperaturas registradas pelos sensores térmicos eram: a = 21,4 °C; b = 21,4 °C; c = 21,7 °C; d = 21,6 °C; e = 21,6 °C; f = 21,8 °C; g = 21,8 °C; e h = 21,2 °C. Nesta fase o sensor I foi desconsiderado. O aparelho foi ativado e mantido em repouso registrando-se as temperaturas a cada dois segundos até o equilíbrio térmico a 37 ± 0,6 °C.

Depois de atingido o equilíbrio em repouso, procedeu-se à ventilação mecânica. Inicialmente, houve uma discreta queda de 0,9 °C nas temperaturas registradas, que foi recuperada rapidamente, atingindo-se novamente o equilíbrio térmico em 370 s e entrando em estabilidade (Tabela 2).

A pressão dentro da caixa de armazenamento manteve-se em 0 cmH₂O durante todo o experimento e oscilou entre 2 e 20 cmH₂O dentro do cilindro principal.

Após 1788 s de ventilação mecânica, uma vez que desde 370 s o sistema estava em equilíbrio estável (ausência de perda ou ganho de energia térmica), desligou-se o ventilador mecânico e o

Tabela 2 - Valores de equilíbrio térmico do aparelho em repouso e sob ventilação mecânica.

Sensores	Temperatura (°C)						Tempo de equilíbrio	
	Repouso			Ventilação			Segundos	
	Mín.	Máx.	Méd.	Mín.	Máx.	Méd.	Repouso	Ventilação
Ar inspirado	-	-	-	22,4	23,0	22,9	-	0
Entrada de ar aparelho	37,3	38,8	38,2	31,5	31,7	33,9	3416	366
Entrada de ar cilindro principal	38,5	39,6	39,1	35,7	38,5	37,3	3450	366
Água cilindro principal	37,5	37,8	37,6	37,2	37,6	37,4	3308	0
Ar cilindro principal	37,8	38,0	37,9	36,9	37,7	37,3	3978	360
Saída de ar cilindro principal	37,6	38,7	38,1	35,6	36,6	36,1	3430	370
Saída de ar aparelho	36,8	37,6	37,2	36,7	37,7	37,3	3406	0
Interior caixa de armazenamento	36,2	37,2	36,8	36,2	37,2	36,7	3416	0
Ambiente externo	21,0	22,2	21,8	22,2	22,9	22,6	0	0
Tempo total para equilíbrio térmico							3978	370

aparelho; abriu-se a caixa de armazenamento e verificou-se que o nível de líquido que calibrava cada uma das peças não tinha sofrido alteração, exceto o do umidificador, que tinha perdido 129 mL dos seus iniciais 785,37 mL.

Discussão

Atualmente não existem estudos que determinem a perda de energia térmica em procedimentos com intubação orotraqueal.^(14,16-19)

Cogita-se, ainda sem embasamento científico, a possibilidade de controlar a perda de calor e umidade através das vias aéreas e quem sabe até fornecer, através delas, calor e umidade ao organismo, visando a prevenção e o tratamento da hipotermia.

Este estudo procurou construir um aparelho que pudesse ser regulado, conforme a necessidade de pesquisadores, para simular o condicionamento pulmonar do ar respirado. Sua finalidade é servir para outros estudos que envolvam termorregulação e ventilação mecânica.

Os materiais foram escolhidos segundo a facilidade de aquisição e manuseio, o menor peso e volume possíveis, a resistência, o custo, a capacidade de isolamento térmico, a vedação e fixação e a transparência.

Tratando-se de troca térmica, cada material apresenta um comportamento próprio, relacionado ao seu calor específico e a sua constante de difusão térmica.⁽²³⁾ Visando contornar as complicações que estas características acarretariam, minimizou-se a

troca térmica existente pela parede dos materiais utilizando-se um termostato e um aquecedor para o ar do sistema e outro para o ar da caixa de armazenamento, anulando-se o gradiente de temperatura entre os dois sistemas e evitando a troca de energia térmica.

A criação de um aparelho que simulasse um pulmão em termos de inspiração, expiração, pressão, UR, temperatura e volume de gás mostrou-nos que os valores de referência destes dados eram muito amplos e estavam relacionados com altura, peso, idade e sexo e que era imprescindível que este aparelho fosse regulável. Para este trabalho, os dados relevantes eram o sexo e o índice de massa corporal (20 a 25), uma vez que o aparelho poderia ser regulado mecanicamente para quaisquer que fossem os dados de peso e altura. Definiu-se aleatoriamente como padrão de referência um adulto jovem (25 anos) do sexo masculino, hígido, de 80 kg. Uma vez que seu índice de massa corporal deveria ser normal (22,5), calculou-se sua altura em 1,88 m.

A idéia para regulação de volume foi criar peças com um volume fixo e substituir em parte o seu volume de ar interno por outra matéria que permanesse aprisionada nesta peça (água).

A regulação de pressão foi feita baseada em duas válvulas e lastros de chumbo. As válvulas de pressão foram baseadas em sistemas de colunas d'água devido à facilidade e ao menor custo.

Quanto aos lastros, estes serviram para controlar a pressão inspiratória e expiratória.

A temperatura do gás deveria ser mantida a $37 \pm 0,6$ °C e, para isso, recorreu-se ao uso de termostatos eletrônicos, que permitiam uma variação máxima de temperatura de 0,5 °C.

Neste experimento havia a necessidade de sensores que monitorassem a temperatura rapidamente e com precisão. Optou-se pela utilização de termopares tipo 'T'. Estes termopares são pequenos (1 mm), respondem rapidamente a alterações de temperatura e tem grande sensibilidade.⁽²⁾

Devido ao fato de o ar que entraria no sistema não ser saturado e ter uma temperatura menor de 37 °C, este, ao ser aquecido, absorveria água e diminuiria os níveis de calibragem das peças do aparelho.^(2,3) Por isso, criou-se o umidificador que saturaria o ar a 100% quando da sua entrada no sistema. Ao final do experimento é que se comprovou a eficiência do umidificador, quando constatou-se que não houve consumo de água das peças do aparelho. A taxa de evaporação no umidificador foi calculada em 4,32 mL/min, demonstrando que, em se tratando da umidificação do ar, o aparelho apresenta uma autonomia de pouco mais de 3 h. Esta autonomia pode ser aumentada através da substituição deste umidificador por outro de maior volume.

Durante o primeiro teste de vedação, vários pequenos vazamentos de ar e líquido foram identificados e prontamente corrigidos com cola de silicone.

A temperatura e UR da sala de experiência não interferiram no experimento, visto que era um ambiente isolado termicamente.

Na calibragem do aparelho foi utilizada a CV, visto que, apesar de o ideal ser a utilização da CRF, esta não pode ser estimada por fórmulas.

Apesar da CV ser maior que a CRF, isto não interferiu negativamente no experimento, pois a variável de interesse era o VC. Aliás, o uso de um volume maior possibilitou maior diluição, maior tempo de permanência no sistema e maior facilidade no condicionamento do ar.

Os valores de pressão aferidos mostraram que os lastros de pressão e a válvula de PEEP funcionaram perfeitamente.

Avaliando-se as temperaturas registradas, tem-se que o tempo de latência do aparelho foi de 3978 s e que a temperatura de saída do ar do sistema, que era o principal dado, foi de 37,3 °C. Uma vez que o aparelho é isolado termicamente ao ser atingida a temperatura regulada pelos termostatos, o sistema

entra em equilíbrio térmico, o que significa que a temperatura do gás se manterá constante por tempo indeterminado, desde que a força elétrica não seja interrompida.

O aparelho desenvolvido neste estudo foi totalmente baseado em princípios mecânicos, sendo que cada uma de suas peças é facilmente regulável em termos de temperatura, volume e pressão para quaisquer que sejam os valores desejados. Apenas a UR é fixa em 100%. Tendo em vista esta particularidade do aparelho, podemos afirmar que este pode simular o condicionamento pulmonar do ar de humanos com diferentes biótipos.

Espera-se que a criação deste aparelho possa servir para outras pesquisas no campo da termodinâmica do aparelho respiratório, podendo, em alguns casos, dispensar a experimentação inicial em seres vivos.

Ao final deste estudo, conseguiu-se desenvolver um aparelho capaz de simular o condicionamento do ar respirado nas mesmas condições de temperatura, pressão e umidade de um aparelho respiratório humano normal sob ventilação mecânica.

Referências

1. Guyton AC. Temperatura corporal, Regulação térmica e febre. In: Guyton AC, Hall JE, editors. Tratado de fisiologia médica. 8th ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1991. p. 699-710.
2. Bahten L. Perda de calor determinada pela exposição das alças intestinais em ratos [dissertation]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2001.
3. Goldberg ME, Epstein R, Rosenblum F, Larjani GE, Marr A, Lessin J, et al. Do heated humidifiers and heat and moisture exchangers prevent temperature drop during lower abdominal surgery? *J Clin Anesth.* 1992;4(1):16-20.
4. Margarido N. Ambiente cirúrgico-sala cirúrgica. In: Goffi F, editor. Técnica cirúrgica: bases anatômicas, fisiopatológicas e técnicas da cirurgia. 4th ed. São Paulo: Editora Ateneu; 2001. p. 12-27.
5. Margarido N. Agressão cirúrgica. In: Goffi F, editor. Técnica cirúrgica: bases anatômicas, fisiopatológicas e técnicas da cirurgia. 4th ed. São Paulo: Editora Ateneu; 2001. p. 92-9.
6. Morris RH. Influence of ambient temperature on patient temperature during intraabdominal surgery. *Ann Surg.* 1971;173(2):230-3.
7. Morris RH. Operating room temperature and the anesthetized, paralyzed patient. *Arch Surg.* 1971;102(2):95-7.
8. Schechter RJ. Appropriate temperature control is essential in the operating room environment. *Retina.* 1992;12(1):74-5.
9. Biem J, Koehncke N, Classen D, Dosman J. Out of the cold: management of hypothermia and frostbite. *CMAJ.* 2003;168(3):305-11.
10. Morcom F. Chill out: therapeutic hypothermia improves survival. *Emerg Nurse.* 2003;11(4):24-8.

11. Prandini MN, Lacanna SN, Valente PR, Stavale JN. Regional mild hypothermia in the protection of the ischemic brain. *Acta Cir Brás.* 2002;17(4):232-5.
12. Guyton A. Ventilação pulmonar. In: Guyton AC, Hall JE, editors. *Tratado de fisiologia médica.* 8th ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1991. p. 351-62.
13. Good AL, Sellers AF. Temperature changes in the blood of the pulmonary artery and left atrium of dogs during exposure to extreme cold. *Am J Physiol.* 1957;188(3):447-50.
14. Mather GW, Nahas GG, Hemingway A. Temperature changes of pulmonary blood during exposure to cold. *Am J Physiol.* 1953;173(3):390-2.
15. Cramer II. Heat and moisture exchange of respiratory mucous membrane. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1957;66(2):327-43.
16. Hanna LM, Scherer PW. Regional control of local airway heat and water vapor losses. *J Appl Physiol.* 1986;61(2):624-32.
17. McFadden ER, Jr., Denison DM, Waller JF, Assoufi B, Peacock A, Sopwith T. Direct recordings of the temperatures in the tracheobronchial tree in normal man. *J Clin Invest.* 1982;69(3):700-5.
18. McFadden ER Jr. Respiratory heat and water exchange: physiological and clinical implications. *J Appl Physiol.* 1983;54(2):331-6.
19. Webb P. Air temperatures in respiratory tracts of resing subjects in cold. *J Appl Physiol.* 1951;4(5):378-82.
20. Dery R. The evolution of heat and moisture in the respiratory tract during anaesthesia with a non-rebreathing system. *Can Anaesth Soc J.* 1973;20(3):296-309.
21. Ingelstedt S. Studies on the conditioning of air in the respiratory tract. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1956;131:1-80.
22. Ratto OR, Jardim JRB. Diagnóstico funcional. In: Tarantino AB, editor. *Doenças pulmonares.* 4th ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara-Koogan;1997.p.147-60.
23. Ruiz LAF. *Curso de Termodinâmica.* 2nd ed. Buenos Aires: Libreria y editorial Alsina; 1954.
24. LoCicero J, Zwischenberger JB. Ventilatory support of postoperative surgical patients. In: Shields TW, editor. *General Thoracic Surgery.* Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2000. p. 517-34.