

## MODELO MECÂNICO PARA SIMULAÇÃO DO CONDICIONAMENTO PULMONAR DO AR RESPIRADO

### Dr. Nelson Bergonse Neto

Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Rua Padre Agostinho, 227 (Ap. 11) – Mercês – Curitiba/PR – CEP: 80.410-020  
e-mail: [bergonsent@terra.com.br](mailto:bergonsent@terra.com.br)

### Prof. Dr. Luís Mauro Moura

Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Rua Imaculada Conceição, 1155 – Prado Velho – Curitiba/PR – CEP: 80.215-901  
e-mail: [Encit2006@pucpr.br](mailto:Encit2006@pucpr.br)

### Prof. Dr. Luiz Carlos Von Bahten

Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Rua Candido de Abreu, 140 (cj. 801-802) – Centro Cívico – Curitiba/PR – CEP: 80.530-901  
e-mail: [vonbahten@yahoo.com.br](mailto:vonbahten@yahoo.com.br)

### Prof. Dr. Marlos de Souza Coelho

Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Rua Comendador Franco, 2429 – Guabirota – Curitiba/PR – CEP: 81.520-000  
e-mail: [clnicadotorax@marloscoelho.com.br](mailto:clnicadotorax@marloscoelho.com.br)

### Dr. Wilson de Souza Stori Junior

Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Rua Batista Pessini, 654 (casa 01) – Vista Alegre – Curitiba/PR – CEP: 80.820-000  
e-mail: [wstori@uol.com.br](mailto:wstori@uol.com.br)

### Dr. Gilberto da Fontoura Rey Bergonse

Hospital de Reabilitação de Anomalias Crânio-faciais – USP/SP – Rua Octavio Pinheiro Brisolla, 7-12 (ap. 62) – Vila Universitária – Bauru/SP – CEP: 17.012-059  
e-mail: [gilbertobergonse@ibest.com.br](mailto:gilbertobergonse@ibest.com.br)

**Resumo.** Este trabalho apresenta de um modelo mecânico desenvolvido para condicionar o ar inspirado e expirado em valores normais de temperatura ( $37,0 \pm 0,6^\circ\text{C}$ ), pressão (0 a  $20 \text{ cmH}_2\text{O}$ ) e umidade relativa (100%) que um homem jovem (25 anos) hígido de 80 kg condicionaria sob ventilação mecânica. Utilizaram-se diversos tipos de materiais, como plástico, metal, madeira, vidro e eletro-eletrônicos, construiu-se um aparelho que foi regulado com capacidade vital de 5000 ml, volume corrente de 800 ml, pressão inspiratória máxima de  $20 \text{ cmH}_2\text{O}$ , PEEP de  $2 \text{ cmH}_2\text{O}$  e temperatura do gás dentro do sistema de  $37,0 \pm 0,6^\circ\text{C}$ . O aparelho foi submetido à ventilação mecânica com volume corrente de 800 ml, pressão inspiratória máxima de  $20 \text{ cmH}_2\text{O}$ , fluxo inspiratório de 40 l/min, PEEP de  $2 \text{ cmH}_2\text{O}$ , frequência respiratória de 17 rpm,  $F_i\text{O}_2$  de 0,21 e temperatura do gás igual à do meio ambiente por um período de 29,8 minutos. A cada dois segundos, foram registradas as alterações de temperatura do ar circulado no sistema. Mediante análise estatística dos dados coletados observou-se que o aparelho foi eficiente no condicionamento do ar aproximadamente nos moldes do ser humano (temperatura  $37,3^\circ\text{C}$ ; pressão máxima de  $20 \text{ cmH}_2\text{O}$  e umidade relativa de aproximadamente 100%). Conseguiu-se desenvolver um aparelho que pode simular o condicionamento do ar nos mesmos moldes que o aparelho respiratório normal. Este mesmo aparelho pode ainda simular o condicionamento pulmonar do ar de humanos com diferentes biótipos, tornando-se um instrumento útil em estudos que envolvam os processos de transferência de calor e massa na ventilação pulmonar.

**Palavras chave:** Termodinâmica, Respiração artificial, Hipotermia.

## 1. INTRODUÇÃO

O ser humano, como qualquer animal homeotérmico, apresenta um complexo metabolismo corporal mediado por sistemas enzimáticos, quase todos temperatura dependentes. Sendo assim, é de vital importância que a temperatura corpórea central permaneça constante ( $37,0 \pm 0,6^\circ\text{C}$ ) para o perfeito funcionamento do organismo. O controle dessa temperatura está sob a responsabilidade do hipotálamo e é atingido mediante o equilíbrio entre a produção e a perda de calor (Guyton, 1991).

Durante procedimentos cirúrgicos o paciente fica a mercê de um ambiente cirúrgico não controlado e sem o funcionamento perfeito dos mecanismos termoreguladores do organismo, que são totalmente ou em parte bloqueados pela anestesia, evoluindo para algum grau de hipotermia (Bahten, 2001; Goldberg, 1992; Margarido, 1997; Morris, 1971 e Schechter, 1992).

A hipotermia causa efeitos deletérios ao organismo como alterações no metabolismo basal, no transporte de oxigênio e gás carbônico, nas concentrações de íons hidrogênio no sangue e mudanças hidroeletrólíticas e hormonais (Bahten, 2001; Biem, 2003; Guyton, 1991; Morcom, 2003 e Prandini, 2002).

O aparelho respiratório, entre outras funções, é responsável pelo condicionamento do ar respirado, de vital importância tanto para o processo da respiração como para a manutenção da homeotermia. Através deste ocorre 25% da perda calórica do organismo (Guyton, 1991).

As reações térmicas da árvore traqueobrônquica são dependentes principalmente da temperatura e da umidade relativa do ar inspirado. A temperatura do ar inalado é o principal fator envolvido na troca de energia térmica do aparelho respiratório, uma vez que a temperatura deste ar pode ser muito variável e a perda ou o ganho de calor pelo organismo está diretamente relacionada à diferença de temperatura entre o ar inalado e a superfície mucosa do aparelho respiratório (Good, 1957 e Mather, 1953). Outros fatores também importantes para as reações térmicas da árvore traqueobrônquica são a taxa de ventilação por minuto, a temperatura da parede das vias aéreas, alterações vasomotoras e alterações na membrana da mucosa (Cramer, 1957; Hanna, 1986; McFadden, 1982 e Webb, 1951).

Durante a inspiração, o ar é aquecido por meio do calor da mucosa das vias aéreas, que reflete a temperatura do fluxo sanguíneo. Na maior parte das vias aéreas, a troca de calor está na dependência da circulação brônquica, mas a partir dos bronquíolos terminais essa função é assumida pela circulação pulmonar, que garante o condicionamento total do ar quando este chega ao alvéolo (Dery, 1973 e Hanna, 1986).

Existem duas regiões maiores de condicionamento do ar. A primeira é constituída das cavidades nasal e oral, que funcionam como a principal região condicionadora em que o ar atinge quase o máximo de condicionamento. A segunda é a árvore traqueobrônquica, que desempenha um papel secundário, sendo que em direção da periferia do pulmão as trocas de calor e umidade se tornam menos eficientes (Hanna, 1986; Ingelstedt, 1956; McFadden, 1982 e McFadden, 1983).

Acredita-se que até os brônquios de 7ª ordem a tarefa de condicionamento do ar já esteja completa, sendo que o ar chega aos bronquíolos respiratórios e aos alvéolos em condições corporais (temperatura de 37,0°C e umidade relativa de 100%) (Hanna, 1986 e Ingelstedt, 1956).

Alguns estudos mostram a eficiência do processo de umidificação do ar, por demonstrar que, mesmo em pacientes intubados em que a umidade relativa do ar que chega a traquéia é de aproximadamente 51% e essa umidade aumenta para aproximadamente 100% na divisão dos brônquios lobares (Cramer, 1957 e Dery, 1973).

Para efeito de estudo de troca térmica entre o ar e o aparelho respiratório, existem variáveis de volume e pressão com importância fundamental que são: a pressão do ar dentro do aparelho respiratório, o volume de ar que circula dentro do aparelho respiratório na unidade de tempo e o volume de ar que permanece dentro do sistema respiratório no final da expiração (Ratto, 1997).

A pressão do ar dentro do aparelho respiratório não é constante em nenhum momento e é bastante variável. Em indivíduos hígidos, varia de 2 a 5 cmH<sub>2</sub>O até 20 a 30 cmH<sub>2</sub>O (Guyton, 1991).

O volume de ar que circula dentro do aparelho respiratório na unidade de tempo, também chamado de fluxo aéreo, é o produto entre o volume corrente (VC), e a frequência respiratória (FR) (Ratto, 1997).

O volume de ar que permanece dentro do sistema respiratório no final da expiração normal é chamado de Capacidade Residual Funcional (CRF) e torna-se importante uma vez que este, invariavelmente, é maior que o volume corrente e que, a cada ciclo respiratório, ele é trocado apenas parcialmente, interferindo nas alterações de temperatura e de umidade do ar inspirado.

Mediante fórmulas já consagradas pela literatura médica, é possível estimar os valores normais da capacidade pulmonar total (CPT), capacidade vital (CV), volume corrente (VC) e volume residual (VR); mas é sempre importante lembrar que estes valores estimados podem sofrer uma variação de 15 a 20% e ainda ser considerados dentro da faixa de normalidade (Ratto, 1997). A capacidade vital é calculada para homens maiores de 15 anos por intermédio das Fórmulas de Baldwin, Cournand e Richards Jr. (CV em ml = 27,63 - (0,112 X idade) X altura em cm) (Ratto, 1997). A capacidade pulmonar total também é calculada através das Fórmulas de Baldwin, Cournand e Richards Jr. (CPT em ml = CV / 0,80, para pessoas entre 15 e 34 anos) (Ratto, 1997). O volume corrente (VC) é de 5 a 10 ml/kg para indivíduos hígidos (Guyton, 1991). O volume de reserva expiratória, assim como a capacidade residual funcional, não pode ser estimada por fórmulas, mas apenas medido por meio de exame complementar (prova de função pulmonar) (Ratto, 1997).

É de fundamental importância salientar que, todos os cálculos de ventilação pulmonar que utilizam a massa corporal como uma das variáveis, esta deve ser a massa corporal ideal, baseada em um índice de massa corporal de 20 a 25.

Vários estudos já foram realizados para determinar a perda de energia térmica e de umidade através das vias aéreas tanto em animais quanto em humanos, mas nenhum em procedimentos cirúrgicos com intubação orotraqueal (Good, 1957; Hanna, 1986; Mather, 1953; McFadden, 1982; McFadden, 1983 e Webb, 1951).

Este estudo procurou criar e construir um modelo mecânico que pudesse ser regulado conforme a necessidade de pesquisadores, para simular o condicionamento do ar inspirado e expirado a valores normais de temperatura, pressão e umidade relativa de um ser humano hígido. Sua finalidade é servir de base para outros estudos que envolvam termorregulação e ventilação mecânica, sem a necessidade de experimentação inicial em animais.

## 2. 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 modelo experimental e não utilizar normas de experimentação animal, não houve necessidade de aprovação por comissão de ética.

Os materiais utilizados foram divididos em: plásticos, metálicos, madeira, vidraçaria, eletro-eletrônicos, fixação e vedação, isolamento térmico e acabamento. A maioria destes materiais necessitou modificações para este trabalho.

Os materiais plásticos utilizados foram: uma placa de PVC rígido, canos e conexões de PVC rígido (TIGRE®), dois registros plásticos de 3 vias com válvula unidirecional (OXIGEL®), mangueiras plásticas, folhas de transparências A4, filme plástico de poliestireno, tecido sintético de poliéster, cesto de lixo cilíndrico de 6 l e uma cânula orotraqueal de 8,0 mm (RUSH®).

Os materiais metálicos utilizados foram de ferro galvanizado, latão, bronze, chumbo e cobre, em forma de: parafusos, arruelas, porcas, hastes, registros, conexões em T, bicos adaptadores, chumbo granulado e telas.

A madeira utilizada foi: *pinus* e fórmica.

Os componentes elétricos utilizados foram: fio elétrico de cobre, *plugs* de tomada, bocais para lâmpada, lâmpadas incandescente e fluorescente, aquecedor para aquário (BW®), chaves de luz intermediárias, mangueira luminosa branca, filtro de linha, *cooler* de computador, termostatos eletrônicos (MW®), microcomputador com processador Pentium 3, 450 MHz e 128 MB de memória RAM, *software* Agilent Banchlink versão 1.4 (Agilet®), termopares tipo T de cobre e constantan, sistema de aquisição e controle de sinais do tipo Agilent 34970A com placa de multiplexação 34901A de 20 canais (Agilet®) e um ventilador mecânico marca TAKAOKA® modelo MONTEREY 3.

A fixação e a vedação dos componentes foram feitos através de: abraçadeiras, cola de silicone, cola de PVC, cola de éster de cianoacrilato, cola *spray* para espuma e isopor N°77 (3M®), espuma expansiva de poliuretano, fita adesiva transparente e fita isolante (3M®).

O isolamento térmico baseou-se em placas de papelão e isopor.

O acabamento foi feito com folhas de papel Contact® branca e transparente.

Utilizou-se ainda dois tubos de vidro.

Dividiu-se o presente trabalho em construção, montagem, regulação e experimentação.

### 2.1. Construção

Para a realização do experimento, fez-se necessária a construção individual de cada uma das partes do aparelho que foram: a Válvula de PEEP, a Válvula de Segurança, o Cilindro Principal, o Fole, os Lastros de Pressão, o Umidificador, os Manômetros, o Pannel de Controle, o Porão, a Caixa de Armazenamento e o Distribuidor de Ar.

A válvula de pressão pulmonar expiratória final (Válvula de PEEP) teve por finalidade a simulação da pressão pulmonar expiratória final (PEEP). Foi desenvolvida para manter uma pressão mínima no sistema que poderia variar de 0 a 30 cmH<sub>2</sub>O. A construção desta válvula utilizou como base um cano de 45 cm de comprimento e 75 mm de diâmetro. O funcionamento desta válvula foi baseado em um mecanismo de coluna d'água para o controle da pressão.

A Válvula de segurança teve por finalidade o controle da pressão máxima dentro do sistema (40 cmH<sub>2</sub>O). A construção desta válvula utilizou como base um cano de 55 cm de comprimento e 75 mm de diâmetro. O funcionamento desta válvula foi baseado em um mecanismo de coluna d'água para o controle da pressão.

O Cilindro Principal foi a peça mais importante na construção do aparelho e teve como função o controle do volume de ar, da umidade relativa do ar e da temperatura dentro do sistema. Teve como base um cesto de lixo cilíndrico de 6 l. À este cilindro adaptou-se: um registro plástico de três vias com válvula unidirecional para controle de entrada e saída do ar, a válvula de segurança, um manômetro, dois sensores de temperatura do tipo Termopar (um para água e um para o ar), um sensor de temperatura do termostato e um aquecedor de aquário. Ainda na tampa superior deste cilindro foi feito um orifício de 150 mm para adaptação do Fole que será descrito na seqüência. Este cilindro apresentava uma escala variando de 700 ml (mínimo) a 5200 ml (máximo). De baixo para cima, um lado da escala mostrava em ordem crescente o volume de água, enquanto o outro lado mostrava em ordem decrescente o volume de ar.

O Fole foi criado visando à simulação do volume corrente no aparelho, foi desenvolvido um Fole que usou como base um cano com 20 cm de altura e 150 mm de diâmetro que foi acoplado na extremidade superior do cilindro principal. Este apresentava um mecanismo regulador de volume que variava de 0 a 2000 ml e um compartimento superior para a colocação dos lastros de pressão.

Os Lastros de Pressão foram confeccionados com chumbo e criados para obter-se a pressão desejada no sistema, esta teve que ser calculada com base na área da tampa superior do fole que transmitiria a pressão para o ar que entrava e saía do sistema e o ar que permanecia neste. Como o diâmetro da tampa superior do fole era 142 mm, calculou-se uma área de 15.863,755 mm<sup>2</sup> ( $A_b = 3,14159 \times 142^2 / 4$ ). Como 1 cmH<sub>2</sub>O = 0,01 gf/mm<sup>2</sup>, para obter-se uma pressão de 1 cmH<sub>2</sub>O no sistema determinou-se que era preciso uma força de 158,36755 gf ( $0,01 \text{ gf/mm}^2 = F / 15.836,755 \text{ mm}^2$ ) ou uma massa de 158,36755 g aplicada sobre a tampa superior do fole. Assim, estabeleceu-se que uma massa de 158,36755 g, aplicada sobre o sistema, acarretaria em uma pressão de 1cmH<sub>2</sub>O e criaram-se lastros de 10, 5, 2 e 1 cmH<sub>2</sub>O. Estes lastros seriam colocados no recipiente próprio sobre a tampa do fole, conforme a necessidade.

O Umidificador foi criado tendo em vista que o ar que entraria no sistema não era saturado e tinha uma temperatura inferior a 37,0°C, este, ao ser aquecido, absorveria água e isto constituiria um risco de diminuição nos níveis líquidos de calibragem do cilindro principal e das válvulas. A sua construção utilizou como base um cano com 10 cm de altura e 100 mm de diâmetro, que para a umidificação do ar utilizava um princípio de borbulhamento do ar em água, através de cálculos, definira-se que 1600 orifícios de 0,5 mm de diâmetro, seriam suficientes para a umidificação sem sobrecarga de pressão no aparelho.

Os Manômetros foram construídos em número de dois: um para medir a pressão no interior da caixa de armazenamento e o outro, a pressão do cilindro principal. Ambos apresentavam uma escala em centímetros que variava de -5, na sua parte inferior, até +40, na superior.

O Pannel de Controle foi construído sobre uma placa de PVC de 40 cm X 40 cm e foi dividido verticalmente, da esquerda para a direita, em quatro partes iguais, sendo cada uma destinada a um tipo de controle: Temperatura (um termostato de controle da temperatura da água do cilindro principal e um do ar da caixa de armazenamento), Pressão (um manômetro para a aferição da pressão do cilindro principal e um da caixa de armazenamento), Chaves de Comando (interruptores para ativação dos termostatos, ventilador e luzes) e Força Elétrica (filtro de linha com fusíveis para proteção do equipamento).

Como anexo à base da caixa de armazenamento, foi construído um sistema de escoamento, por gravidade, para esvaziar os recipientes do interior da caixa e permitir a saída do respiro da Válvula de Segurança. Este sistema de escoamento foi denominado Porão e utilizou manguieiras e registros para sua confecção.

A Caixa de Armazenamento teve como propósito o isolamento térmico e foi construída a partir de uma caixa de papelão simples de 3 mm de espessura e dimensões de 62 cm X 36,5 cm X 65 cm, com o seu interior revestido por placas de isopor de 30 mm de espessura.

O Distribuidor de Ar foi construído com o intuito de controlar a entrada e saída do ar no sistema e teve como base um registro plástico de 3 vias com válvula unidirecional. Esta peça apresentava ainda um limitador que permitia que a cânula de intubação só progredisse até o nível de seu anel identificador do balonete quando fosse conectada no pulmão artificial.

## **2.2. Montagem**

A montagem do sistema foi feita dentro da Caixa de Armazenamento através da fixação do Cilindro Principal, da Válvula de PEEP, da Válvula de Segurança e do Umidificador ao fundo da caixa com cola de silicone. Todas as peças apresentavam sob si um orifício de escoamento. Num segundo, momento foram fixados ao assoalho da caixa: um ventilador (homogeneização da temperatura), uma lâmpada fluorescente (para iluminação), uma lâmpada incandescente (para aquecimento).

Um orifício de 20 mm foi feito na parede lateral direita da caixa, para a fixação do Distribuidor de Ar.

Após a fixação de todas as estruturas acima descritas, no interior da caixa, procedeu-se à conexão entre elas através de manguieiras obedecendo a seguinte seqüência: via de entrada do Distribuidor de Ar, Umidificador, Cilindro Principal (registro unidirecional de 3 vias), Válvula de PEEP e saída de ar do Distribuidor de Ar. Ainda ao Cilindro Principal conectou-se Válvula de Segurança. Houve ainda as conexões do respiro da Válvula de Segurança e dos manômetros.

Toda a fiação elétrica foi devidamente conectada entre si e ao Pannel de Controle.

Por um orifício na parede lateral esquerda da caixa entraram oito sensores de temperatura (Termopar), ligados a um sistema computadorizado de coleta e análise de dados térmicos. Estes sensores foram posicionados em pontos estratégicos para a coleta de dados da seguinte maneira: 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 pulmão), F) saída de ar do distribuidor (saída do ar do sistema), G) interior da caixa de armazenamento (interior do aparelho), H) exterior da caixa de armazenamento (Ambiente externo) e I) interior da cânula de intubação (ar inspirado e expirado).

Por último, foi fixado o Pannel de Controle à face externa da parede anterior da caixa na altura exata para a calibragem dos manômetros.

Todos os orifícios que comunicavam o interior da Caixa de Armazenamento com o meio externo foram vedados com espuma expansiva (Figs. 1, 2 e 3).



Figura 1. Peças principais do aparelho isoladas: A) Válvula de PEEP, B) Válvula de Segurança, C) Cilindro Principal, D) Fole, E) Umidificador e F) Distribuidor de Ar.

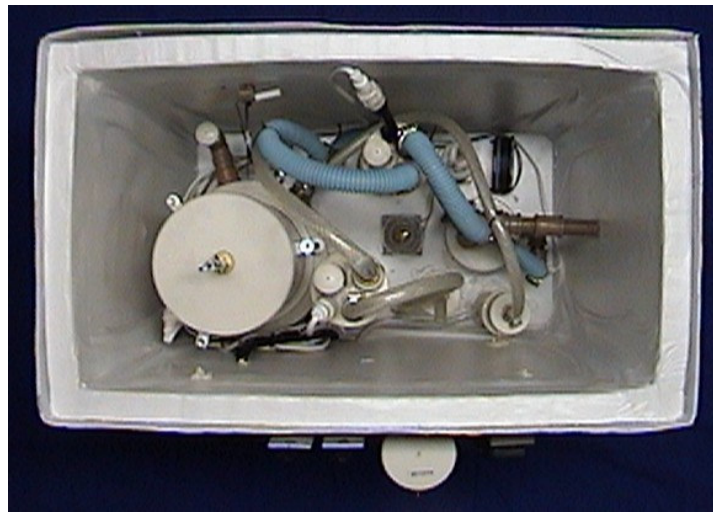


Figura 2. Vista interna do aparelho montado: Peças acomodadas dentro da Caixa de Armazenamento e suas conexões.

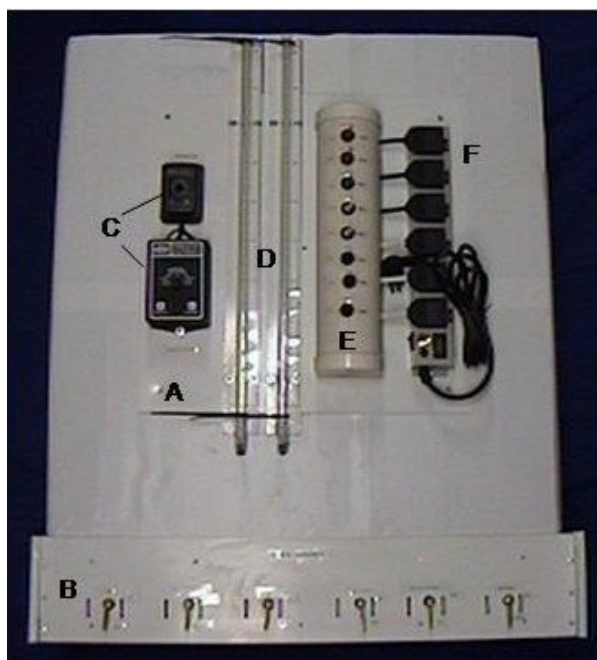


Figura 3. Vista anterior do aparelho montado: A) Painel de Controle, B) Porão, C) Termostatos, D) Manômetros, E) Chaves de Comando e F) Força Elétrica.

### 2.3. Regulagem

Tanto o aparelho quanto o ventilador mecânico foram regulados tendo em vista dados específicos para um adulto jovem (25 anos) hígido de 80 kg com 1,88 m de altura do sexo masculino.

Para a calibragem do aparelho, foi utilizada uma solução de água destilada e azul de metileno a 0,0005% (as propriedades físico-químicas e termodinâmicas desta solução foram idênticas às da água destilada) (Ruiz, 1954).

O aparelho foi regulado com os seguintes parâmetros: capacidade vital de aproximadamente 5000 ml, mediante a colocação de 1600 ml de solução no Cilindro Principal, volume corrente de 800 ml por meio do ajuste do mecanismo limitador de volume do Fole, pressão no início da expiração e final da inspiração 20 cmH<sub>2</sub>O mediante a colocação de 3.167,34 g de lastro sobre a tampa do Fole, pressão no final da expiração e início da inspiração 2 cmH<sub>2</sub>O (PEEP fisiológico) com a colocação de 260 ml de solução dentro da Válvula de PEEP e temperatura do gás dentro do sistema de 37,0°C (Good, 1957; Mather, 1953; McFadden, 1982 e McFadden, 1982). Ajustou-se ainda a Válvula de Segurança em 40 cmH<sub>2</sub>O, que é pressão fisiológica máxima admitida nas vias aéreas (Guyton, 1991), mediante a colocação de 1818 ml de solução dentro desta válvula.

O Ventilador Mecânico foi regulado para fornecer ao Pulmão Artificial gás com as seguintes características: volume corrente 800 ml, pressão inspiratória máxima 20 cmH<sub>2</sub>O, fluxo inspiratório 40 l/min, PEEP 2 cmH<sub>2</sub>O (fisiológico), frequência respiratória 17 resp/min, F<sub>i</sub>O<sub>2</sub> 0,21 (ar ambiente) e temperatura do gás igual à do meio externo (LoCicero, 2000).

### 2.4. Experimentação

O aparelho foi ativado e mantido em repouso para que houvesse equilíbrio térmico dentro do sistema à 37,0°C. Conectou-se a cânula orotraqueal ao aparelho e ao conjunto de ventilação mecânica e então iniciou-se a ventilação, que foi mantida até que fosse atingido novamente o equilíbrio térmico dentro do sistema (Fig. 4).

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



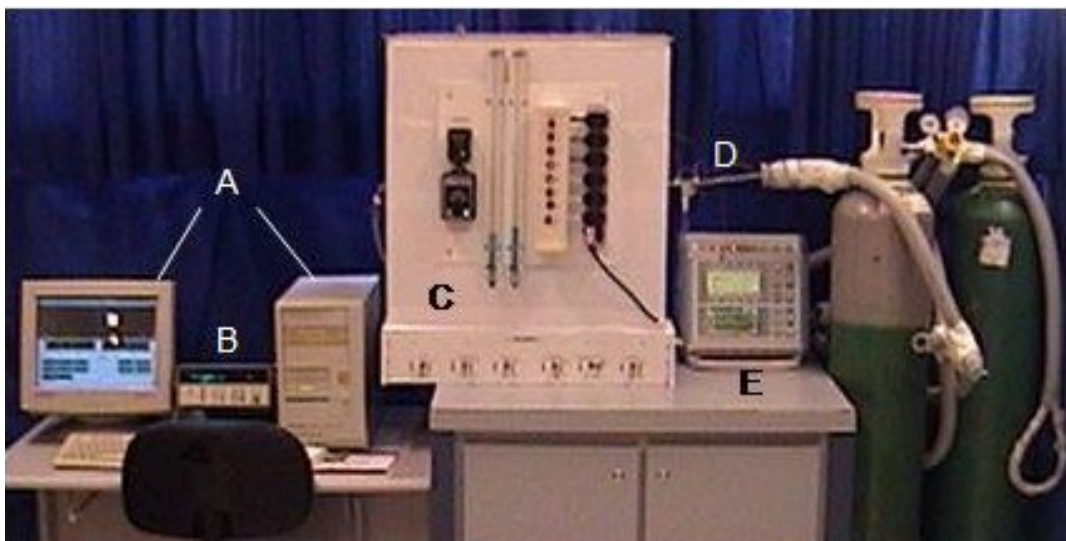


Figura 4. Aparelho ativado sob ventilação mecânica e com coleta computadorizada de dados: A) Microcomputador com *software* Agilent Banchlink versão 1.4 (Agilet®), B) Sistema de aquisição e controle de sinais do tipo Agilent 34970A (Agilet®), C) Aparelho de condicionamento, D) Termostatos do painel de 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 8,0 mm e J) Ventilador mecânico.

### 3. RESULTADOS

No início do experimento, a temperatura registrada nos sensores térmicos era de: 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 do experimento, o sensor I foi desconsiderado. O aparelho foi ativado e mantido em repouso sendo as variações de temperatura captadas pelos sensores e registradas a cada dois segundos, até que o equilíbrio térmico à 37,0+/-0,6°C foi atingido com 3978 segundos (Tab. 1 e Fig. 5).

Tabela 1. Valores de equilíbrio térmico do aparelho em repouso e sob Ventilação Mecânica

SENSORES	TEMPERATURA (°C.)						TEMPO DE EQUILÍBREO	
	REPOUSO			VENTILAÇÃO			(seg.)	
	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 EQUILÍBRO TÉRMICO							3978	370

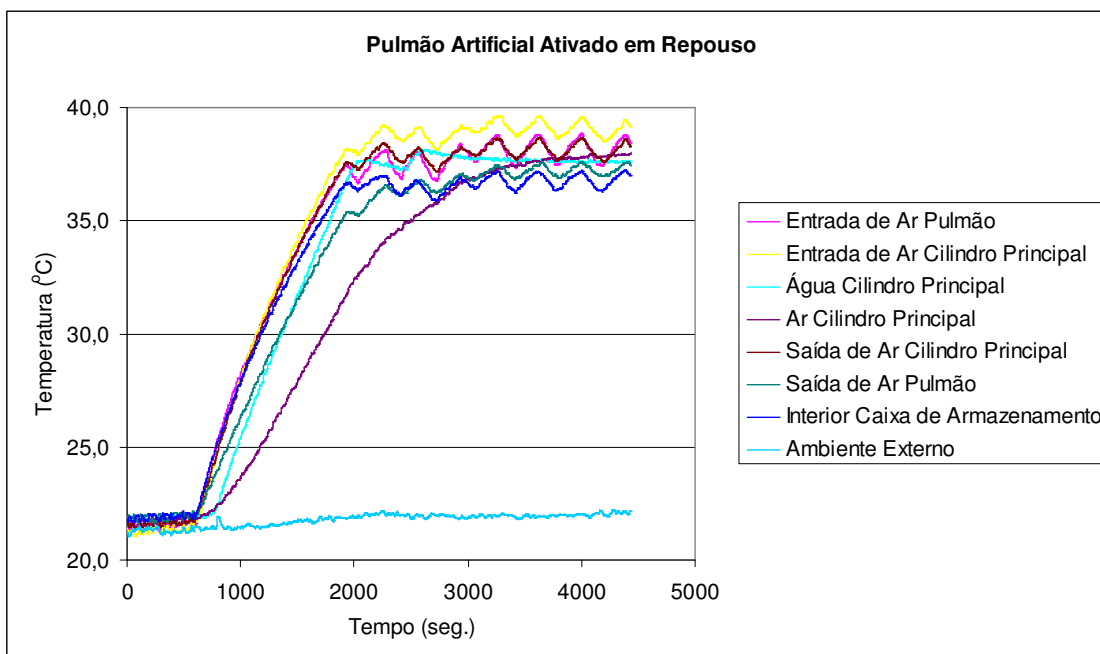


Figura 5. Curva térmica do aparelho durante o período em que permaneceu ativado em repouso

Após ter sido atingido o equilíbrio térmico com o aparelho em repouso, procedeu-se à ventilação mecânica. Iniciando-se a ventilação mecânica, houve uma rápida e discreta queda nas temperaturas registradas pelos sensores na faixa de 0,9°C, mas que, devido ao funcionamento eficaz dos termostatos, foi recuperada rapidamente, atingindo-se novamente o equilíbrio térmico a 37,0+/-0,6°C em 370 segundos (Tabela 1 e Figura 6).

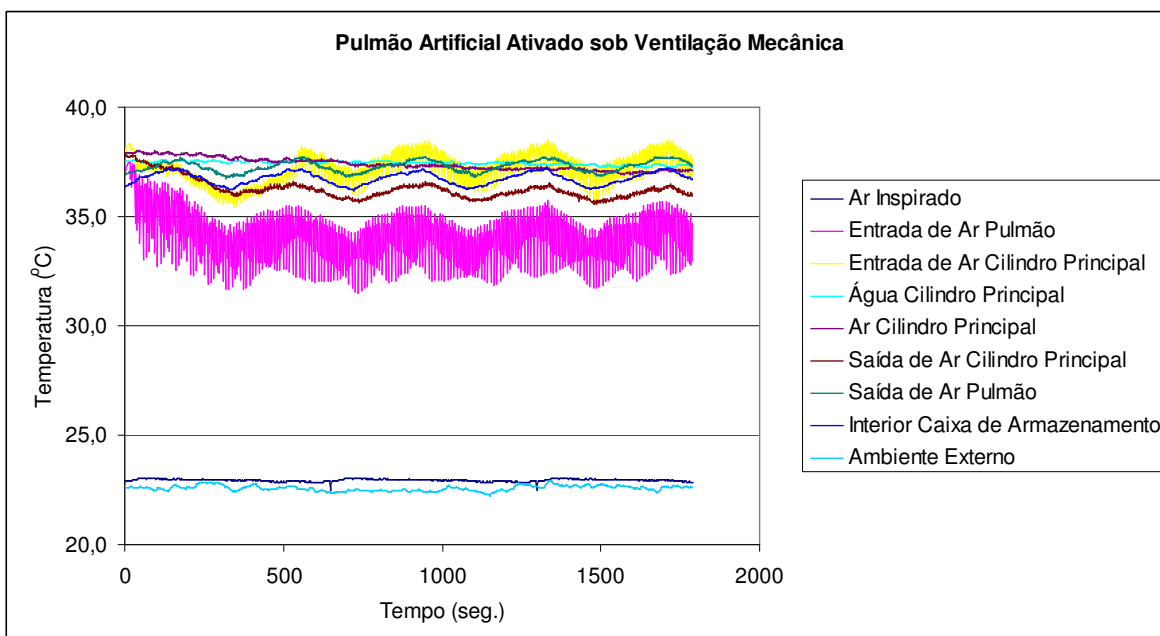


Figura 6. Curva térmica do aparelho durante o período em que permaneceu ativado sob Ventilação Mecânica

A pressão dentro da Caixa de Armazenamento, medida por um dos manômetros, manteve-se em 0 cmH<sub>2</sub>O durante todo o experimento e a pressão no interior do Cilindro Principal, medida pelo outro manômetro, esteve oscilando entre 2 cmH<sub>2</sub>O (no final da expiração) e 20 cmH<sub>2</sub>O (no final da inspiração).



Ao final de 1788 segundos de ventilação mecânica, foram desligados o Ventilador Mecânico e o aparelho; abriu-se a Caixa de Armazenamento e verificou-se o nível de líquido que calibrava cada uma das peças, constatando-se que todos os níveis não tinham sofrido alteração, exceto o do Umidificador, que tinha baixado de 4 para 2,8 cmH<sub>2</sub>O (perda de 129 ml de água).

#### **4. DISCUSSÃO**

Vários estudos já foram realizados para determinar a perda de energia térmica e de umidade através das vias aéreas, tanto em animais quanto em humanos, mas nenhum em procedimentos cirúrgicos com intubação orotraqueal. (Hanna, 1986; Mather, 1953; McFadden, 1982; McFadden, 1983 e Webb, 1951).

Cogita-se, mas ainda sem embasamento científico suficiente, a possibilidade de controlar a perda de calor e umidade que ocorre pelas vias aéreas. Espera-se, futuramente, através delas, fornecer calor e umidade ao organismo, tendo em vista o tratamento da hipotermia.

Este estudo procurou criar e construir um modelo mecânico que pudesse ser regulado conforme a necessidade de pesquisadores, para simular o condicionamento do ar inspirado e expirado por um ser humano hígido. Sua finalidade é servir de base para outros estudos que envolvam termoregulação e ventilação mecânica, sem a necessidade de experimentação inicial em animais.

Os materiais utilizados foram escolhidos segundo: a facilidade de aquisição, a facilidade de manuseio, o menor peso possível, o menor volume possível, a resistência, o custo, a capacidade de isolamento térmico, a capacidade de vedação e fixação e, em alguns casos, a transparência.

Cada um destes materiais apresenta um comportamento próprio quando se trata de troca térmica e este comportamento está diretamente relacionado com duas de suas características: o calor específico e a constante de difusão térmica (Ruiz, 1954). Visando contornar as complicações que estas características de cada material acarretariam ao experimento, minimizou-se a troca térmica que haveria pela parede destes materiais utilizando-se dois termostatos e dois aquecedores, um para o ar do sistema e outro para o ar da Caixa de Armazenamento, o que anulou quase totalmente o gradiente de temperatura entre os dois sistemas, minimizando em muito a troca de energia térmica entre eles.

A criação de um aparelho que simulasse um pulmão em termos de inspiração, expiração, pressão de gás, umidade relativa do gás, temperatura e volume de gás mostrou-nos que os valores de referência destes dados eram muito amplos e estavam relacionados com outros dados como: altura, peso, idade e sexo e que então era preciso construir um aparelho que fosse regulável conforme a necessidade do pesquisador. Para este trabalho, definiu-se que o padrão de referência seria um adulto jovem (25 anos) hígido de 80 kg com 1,88 m de altura do sexo masculino.

A idéia para regulagem de volume foi a criação de peças com um volume fixo e substituir em parte o seu volume de ar interno por outra matéria que permanece-se aprisionada nesta peça. Como a umidade era essencial no experimento, resolveu-se utilizar a água como meio redutor de volume de ar.

A regulagem de pressão foi feita baseada em duas válvulas e lastros de chumbo. As pressões que precisavam ser simuladas eram: pressão no início da expiração e no final da inspiração (Lastros de Chumbo); pressão no final da expiração e no início da inspiração (Válvula de PEEP); e pressão máxima admitida nas vias aéreas (Válvula de Segurança). As válvulas de pressão foram baseadas em sistemas de colunas de água devido à facilidade e ao menor custo.

Quanto à pressão no início da expiração e no final da inspiração, esta estava ligada diretamente à pressão dentro do Cilindro Principal, que dependia da pressão dentro do Fole. Calculou-se, baseado na área da tampa superior do Fole, o quanto de massa aplicada sobre ela seria necessário para gerar a pressão desejada dentro do sistema.

A temperatura do gás deveria ser mantida a 37,0±0,6°C e, para isso, recorreu-se ao uso de termostatos eletrônicos específicos para aquários, 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, isto devido ao fato de que o ar dentro do sistema estava em movimento constante. Optou-se, então, pela utilização de termopares tipo T de cobre e constantan. Estes termopares têm como vantagens: ser pequenos (1 mm de diâmetro), responder rapidamente a pequenas alterações de temperatura e ter grande sensibilidade (Bahten, 2001).

Devido ao ar que entraria no sistema não ser saturado e ter uma temperatura menor de 37,0°C, este ar, ao ser aquecido, absorveria água e isto constituiria um risco de diminuição nos níveis de calibragem do cilindro e das válvulas (Ruiz, 1954). Por isso, criou-se o Umidificador que saturaria este ar a 100% de umidade relativa quando da sua entrada no sistema. Apenas ao final do experimento é que se descobriu a eficiência do Umidificador, quando se constatou que não houve consumo da água nos outros compartimentos do aparelho.

A vedação térmica foi outro ponto importante no experimento, uma vez que o interior do aparelho deveria ser hermético e isolado termicamente. 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 a umidade relativa da sala de experiência não interferiram no experimento, visto que este consistia em um ambiente isolado termicamente.

Na calibragem do aparelho, foi utilizada a Capacidade Vital calculada pela fórmula de Baldwin, Courmand e Richards Jr. (Ratto,1997) visto que, apesar de o ideal ser a utilização da Capacidade Residual Funcional, esta não pode ser estimada por fórmulas.

Apesar de a Capacidade Vital ser maior do que a Capacidade Residual Funcional, isto não interferiu negativamente no experimento, pois a variável de interesse era o Volume Corrente. Aliás, o uso de um volume maior de ar dentro do Cilindro Principal possibilitou a maior diluição, dentro do sistema, do ar inspirado, assim como maior tempo de permanência deste e uma maior facilidade no seu condicionamento.

Os valores aferidos pelos manômetros nos mostraram que os cálculos dos Lastros de Pressão foram precisos, assim como o funcionamento da Válvula de PEEP.

Avaliando-se as temperaturas registradas pelos sensores durante todo o experimento, tem-se que o tempo de latência do aparelho (tempo da ativação até o equilíbrio térmico) foi de 3978 segundos e que a temperatura de saída do ar do sistema, que era o principal dado do experimento, foi de 37,3°C.

## 5. CONCLUSÃO

Ao final deste estudo, conseguiu-se desenvolver um aparelho que pode simular o condicionamento do ar nos mesmos moldes que o aparelho respiratório normal condiciona. Este mesmo aparelho pode ainda simular o condicionamento pulmonar do ar de humanos com diferentes biotipos.

Espera-se que o sucesso obtido na criação deste aparelho possa servir como base e estímulo para outras pesquisas no campo da transferência de calor e massa no aparelho respiratório, visto que, conforme o tipo de estudo, ele pode facilitar o trabalho do pesquisador por dispensar a experimentação inicial em seres vivos.

## 6. BIBLIOGRAFIA

- Bahten L. ; 2001, "Perda de calor determinada pela exposição das alças intestinais em ratos" [Doutorado]. Campinas: Universidade estadual de campinas.
- Biem J, Koehncke N, Classen D, Dosman, 2003, "Out of the cold: management of hypothermia and frostbite". *Cmaj*;168(3):305-11.
- Cramer, II., 1957, "Heat and moisture exchange of respiratory mucous membrane". *Ann Otol Rhinol Laryngol*;66(2):327-43.
- 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.
- Goldberg ME, Epstein R, Rosenblum F, Larijani 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.
- Good AL, Sellers AF., 1957, "Temperature changes in the blood of the pulmonary artery and left atrium of dogs during exposure to extreme cold". *Am J Physiol*;188(3):447-50.
- Guyton A. Ventilação pulmonar. ; 1991, "In: Esbérard C, editor. Tratado de fisiologia médica". 8 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A.. p. 351-62.
- Guyton A.; 1991, "Temperatura corporal, Regulação térmica e febre". In: Esbérard C, editor. Tratado de fisiologia médica. 8 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A.. p. 699-710.
- Hanna LM, Scherer PW.,1986, "Regional control of local airway heat and water vapor losses". *J Appl Physiol*;61(2):624-32.
- Ingelstedt S., 1956, "Studies on the conditioning of air in the respiratory tract". *Acta Otolaryngol*;56(Suppl 131):1-80.
- LoCicero JIZ, J. B.; 2000, "Ventilatory support of postoperative surgical patients". In: Shields TW, editor. *General Thoracic Surgery*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins. p. 517-34.
- Margarido N.; 1997, "Ambiente cirurgico-sala cirúrgica". In: Goffi F, editor. *Técnica cirurgica: bases anatômicas, fisiopatológicas e técnicas da cirurgia*. 4 ed. São Paulo: Editora Ateneu. p. 12-27.
- Margarido N.; 1997, "Agressão cirurgica". In: Goffi F, editor. *Técnica cirurgica: bases anatômicas, fisiopatológicas e técnicas da cirurgia*. 4 ed. São Paulo: Editora Ateneu. p. 92-9.
- Mather GW, Nahas GG, Hemingway A., 1953, "Temperature changes of pulmonary blood during exposure to cold". *Am J Physiol*; 173(3):390-2.
- McFadden ER, Jr., Denison DM, Waller JF, Assoufi B, Peacock A, Sopwith T., 1982, "Direct recordings of the temperatures in the tracheobronchial tree in normal man". *J Clin Invest*;69(3):700-5.
- McFadden ER, Jr., 1983, "Respiratory heat and water exchange: physiological and clinical implications". *J Appl Physiol*;54(2):331-6.
- Morcom F., 2003, "Chill out: therapeutic hypothermia improves survival". *Emerg Nurse*; 11(4):24-8.
- Morris RH., 1971, "Influence of ambient temperature on patient temperature during intraabdominal surgery". *Ann Surg*; 173(2):230-3.
- Morris RH., 1971, "Operating room temperature and the anesthetized, paralyzed patient". *Arch Surg*;102(2):95-7.
- Prandini ML, SN; Valente, PR; Stavale, JN., 2002, "Regional mild hypothermia in the protection of the ischemic brain". *Acta Cirúrgica Brasileira*;17(4):232-5.

Ratto OJ, JRB., 1997, "Diagnóstico funcional. In: Tarantino A, editor. Doenças pulmonares". 4 ed. Rio de Janeiro:

Editora Guanabara Koogan S.A.; p. 147-160.

Ruiz LAF.; 1954, "Curso de Termodinâmica.", 2 ed. Buenos Aires: Libreria Y editorial Alsina.

Schechter RJ., 1951, "Appropriate temperature control is essential in the operating room environment". *Retina* 1992;12(1):74-5.

Webb P. "Air temperatures in respiratory tracts of resing subjects in cold". *J Appl Physiol*;4(5):378-82.

## **MECHANICAL MODEL FOR SIMULATION OF LUNGS CONDITIONING OF THE BREATHED AIR**

### **Dr. Nelson Bergonse Neto**

Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Rua Padre Agostinho, 227 (Ap. 11) – Mercês – Curitiba/PR – CEP: 80.410-020

e-mail: [bergonsent@terra.com.br](mailto:bergonsent@terra.com.br)

### **Prof. Dr. Luís Mauro Moura**

Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Rua Imaculada Conceição, 1155 – Prado Velho – Curitiba/PR – CEP: 80.215-901

e-mail: [Encit2006@pucpr.br](mailto:Encit2006@pucpr.br)

### **Prof. Dr. Luiz Carlos Von Bahten**

Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Rua Candido de Abreu, 140 (cj. 801-802) – Centro Cívico – Curitiba/PR – CEP: 80.530-901

e-mail: [vonbahten@yahoo.com.br](mailto:vonbahten@yahoo.com.br)

### **Prof. Dr. Marlos de Souza Coelho**

Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Rua Comendador Franco, 2429 – Guabirota – Curitiba/PR – CEP: 81.520-000

e-mail: [clnicadotorax@marloscoelho.com.br](mailto:clnicadotorax@marloscoelho.com.br)

### **Dr. Wilson de Souza Stori Junior**

Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Rua Batista Pessini, 654 (casa 01) – Vista Alegre – Curitiba/PR – CEP: 80.820-000

e-mail: [wstori@uol.com.br](mailto:wstori@uol.com.br)

### **Dr. Gilberto da Fontoura Rey Bergonse**

Hospital de Reabilitação de Anomalias Crânio-faciais – USP/SP – Rua Octavio Pinheiro Brisolla, 7-12 (ap. 62) – Vila Universitária – Bauru/SP – CEP: 17.012-059

e-mail: [gilbertobergonse@ibest.com.br](mailto:gilbertobergonse@ibest.com.br)

### **Abstract**

This research aimed at creating an mechanical model to condition the air being breathed in and out to normal temperature values ( $37.0\pm 0.6^{\circ}\text{C}$ ), pressure (0 to 20  $\text{cmH}_2\text{O}$ ) and relative humidity (100%) such as that of a healthy, 175-pound (80 kg), young (25 years) male under mechanical ventilation. Using several kinds of material such as plastic, metal, wood, glass and electronic components, a device was assembled, set to 5,000 ml of vital capacity, 800 ml of flow rate, maximum intake pressure of 20  $\text{cmH}_2\text{O}$ , PEEP of 2  $\text{cmH}_2\text{O}$  and internal system gas temperature of  $37.0\pm 0.6^{\circ}\text{C}$ . Mechanical ventilation was applied to the model with a flow rate of 800 ml, maximum intake pressure of 20  $\text{cmH}_2\text{O}$ , intake respiratory rate of 40 l/min, PEEP of 2  $\text{cmH}_2\text{O}$ , respiratory rate of 17 rpm,  $\text{F}_i\text{O}_2$  of 0.21 and gas temperature equal to room temperature for a period of 29.8 minutes. The changes in the temperature of the air flowing in the system were recorded every two seconds. It was observed through statistical analysis that the device was effective in conditioning the air near human standards ( $37.3^{\circ}\text{C}$  temperature; 20  $\text{cmH}_2\text{O}$  maximum pressure and 100% relative humidity approximately). At the end of this research a device that simulates the air conditioning in the same way that the respiratory tract does has been developed. This same device is still able to simulate the lungs air conditioning of different human biotypes becoming a useful tool in studies of thermodynamics and lung ventilation.

Keywords: Thermodynamics, Artificial Respiration, Hypothermia