



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

**CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA CIRÚRGICA**

MESTRADO 2003/2005

MODELO MECÂNICO DE PULMÃO ARTIFICIAL PARA SIMULAÇÃO DO CONDICIONAMENTO DO AR RESPIRADO

NELSON BERGONSE NETO

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Medicina da Pontifícia Universidade Católica do Paraná para a obtenção do título de Mestre em Clínica Cirúrgica.

Orientador: Dr. Luiz Carlos Von Bahten
Co-Orientador: Dr. Luís Mauro Moura

**Curitiba
2005**

BERGONSE NETO, Nelson.// Modelo mecânico de pulmão artificial para simulação do condicionamento do ar respirado.// Curitiba, 2005.// 88p.// (Dissertação - Mestrado - Clínica Cirúrgica - Pontifícia Universidade Católica do Paraná)

ORIENTADOR: Dr. Luiz Carlos Von Bahten
CO-ORIENTADOR: Dr. Luís Mauro Moura

DESCRITORES: 1. Termoregulação. 2. Respiração mecânica. 3. Hipotermia.
NLMC -

NELSON BERGONSE NETO

**MODELO MECÂNICO DE PULMÃO ARTIFICIAL
PARA SIMULAÇÃO DO CONDICIONAMENTO
DO AR RESPIRADO**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Medicina da Pontifícia Universidade Católica do Paraná para a obtenção do título de Mestre em Clínica Cirúrgica.

Orientador: Dr. Luiz Carlos Von Bahten
Co-Orientador: Dr. Luís Mauro Moura

Curitiba
2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

NELSON BERGONSE NETO

**MODELO MECÂNICO DE PULMÃO ARTIFICIAL PARA SIMULAÇÃO DO
CONDICIONAMENTO DO AR RESPIRADO**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Medicina da Pontifícia Universidade Católica do Paraná para a obtenção do título de Mestre em Clínica Cirúrgica.

Aprovado em _____

Banca examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição _____

Julgamento _____ Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Instituição _____

Julgamento _____ Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Instituição _____

Julgamento _____ Assinatura _____

EPÍGRAFE

Por vezes, quando reflito sobre as tremendas
conseqüências que resultam das pequenas coisas...
Fico tentado a pensar...
que não há pequenas coisas.

(Bruce Barton)

DEDICATÓRIA

À minha amada esposa Patrícia, fonte de alegria, amor, tranquilidade e inspiração por seu apoio incondicional e compreensão.

Ao meu filho, Bernardo, pela alegria, pelo amor e pelo estímulo que a sua existência me proporciona. Perdoe-me pelas minhas ausências.

Aos meus pais, Márcia e Nelson, que mediante o seu amor fizeram tudo isso possível, proporcionando-me carinho, amor e educação para que eu pudesse chegar até aqui.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho é a conclusão do Curso de Pós-graduação da Faculdade de Medicina da Universidade Católica do Paraná, do qual tive a honra e o prazer de participar. A dissertação de mestrado merece receber indubitavelmente a alcunha de *trabalho científico*, devido aos esforços e sacrifícios infindáveis necessários para a sua criação. Assim, a todos aqueles que algum dia, por acaso, tenham tempo e curiosidade para folhar as páginas seguintes, meu muito obrigado.

Quisera não fosse tão difícil encontrar as palavras certas que pudessem expressar o quanto sou grato a todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a conclusão desta pesquisa.

Agradeço especialmente

Ao Professor Dr. Luiz Carlos Von Bahten, Prof. Titular da Disciplina de Cirurgia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, por mostrar-me um mundo totalmente desconhecido e sedento de novas descobertas. Muito obrigado pelo apoio, pelo incentivo, pela paciência e pelos ensinamentos que procurou transmitir.

Ao Professor Dr. Luís Mauro Moura, Prof. Titular da Disciplina de Transferência de Calor da Faculdade de Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Agradeço pela sua dedicação, pela disponibilidade, pela paciência e por guiar-me por um território totalmente desconhecido.

Ao Professor Dr. Luciano Machado, Intensivista Chefe da UTI do Hospital Universitário Cajuru. Obrigado por sua amizade, empenho e suporte para tornar possível a realização deste trabalho.

Ao professor Nelson Bergonse Junior, Professor Titular da Disciplina de Mecanismos da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, pela paciência, pela motivação, pela disponibilidade e pela orientação, sem as quais seria impossível o desenvolvimento deste projeto.

À Professora Márcia da Fontoura Rey Bergonse, Professora de Língua Portuguesa da Escola Estadual Santa Felicidade, pela correção ortográfica e pelo patrocínio indispensável para a obtenção do Título de Mestre.

Ao Professor Dr. Marlos de Souza Coelho, Chefe do Serviço de Cirurgia Torácica do Hospital Universitário Cajuru. Obrigado pelo apoio, pelo incentivo e pelo tempo que me proporcionou para conduzir esta tese.

Ao Dr. Lauro Del Valle Pizarro, Chefe do Serviço de Cirurgia Torácica da Santa Casa de Misericórdia de Curitiba, por sua amizade, pelo seu apoio e pelos ensinamentos que recebi durante e após minha formação profissional.

Ao Dr. Wilson de Souza Stori Junior, Médico do Serviço de Cirurgia Torácica do Hospital Universitário Cajuru, pelo tempo que dedicou a mim na condução desta investigação.

Ao hoje estudante de Engenharia Mecânica, Rodrigo Schuartz, cuja dedicação integral tornou possível a realização desta pesquisa.

Ao Hospital Sugisawa, especialmente à Srta. Marina Abe, por sua amizade, por seu empenho e seu suporte, minha eterna gratidão.

Às Srtas. Tânia Mara Dias e Maristela S. S. Lopes de Oliveira, bibliotecárias da Biblioteca Setorial do Hospital Universitário Cajuru, meus agradecimentos pela revisão bibliográfica.

Aos funcionários do Setor de Recursos Diagnósticos do Hospital Universitário Cajuru, Clair Vargas de Oliveira, Claudiomiro da S. Leite Júnior, Débora Jeane Dantas e Vanessa Malinovski, pela sua amizade e pela sua presteza, que facilitaram em muito a conclusão deste trabalho, obrigado.

Aos meus amigos e a todos os meus familiares, obrigado pelo apoio e pelo incentivo.

SUMÁRIO

RESUMO.....	xi
ABSTRACT.....	xii
LISTA DE ABREVIACÕES.....	xiii
GLOSSÁRIO.....	xvi
LISTA DE QUADROS.....	xx
LISTA DE TABELAS.....	xxi
LISTA DE FIGURAS.....	xxii
1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 OBJETIVO.....	4
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	5
2.1 HISTÓRICO.....	6
2.2 PRODUÇÃO DE CALOR.....	7
2.3 PERDA DE CALOR.....	8
2.4 CONDICIONAMENTO DO AR PELO APARELHO RESPIRATÓRIO....	10
2.5 CONSEQÜÊNCIAS DA PERDA DE CALOR.....	12
2.6 TRATAMENTO DA HIPOTERMIA.....	16
2.7 VOLUMES E PRESSÕES PULMONARES DE INTERESSE.....	17
2.8 MATEMÁTICA E FÍSICA DAS TROCAS TÉRMICAS.....	20
3 MATERIAIS E MÉTODO.....	22
3.1 MATERIAIS.....	23
3.1.1 Plásticos.....	23
3.1.2 Metálicos.....	25
3.1.3 Madeira.....	26
3.1.4 Vidraçaria.....	26

3.1.5 Eletro-eletrônicos.....	26
3.1.6 Fixação e vedação.....	27
3.1.7 Isolamento Térmico.....	27
3.1.8 Acabamento.....	28
3.2 MÉTODO.....	28
3.2.1 Construção.....	28
3.2.1.1 Válvula de pressão pulmonar expiratória final.....	28
3.2.1.2 Válvula de segurança.....	31
3.2.1.3 Cilindro principal.....	34
3.2.1.4 Fole.....	39
3.2.1.5 Lastros de pressão.....	43
3.2.1.6 Umidificador.....	43
3.2.1.7 Barômetros.....	45
3.2.1.8 Painel de controle.....	48
3.2.1.9 Escoamento.....	51
3.2.1.10 Caixa de armazenamento.....	53
3.2.1.11 Distribuidor de ar.....	54
3.2.2 Montagem.....	55
3.2.3 Regulagem.....	61
3.2.4 Experimentação.....	62
4 RESULTADOS.....	64
5 DISCUSSÃO.....	69
5.1 A IDEALIZAÇÃO DO TRABALHO.....	70
5.2 OS MATERIAIS UTILIZADOS.....	71
5.3 O EXPERIMENTO.....	75
5.4 O FUTURO.....	78
6 CONCLUSÃO.....	79

7 BIBLIOGRAFIA.....	81
8 ANEXO.....	86
8.1 CONVERSÕES DE UNIDADES MÉTRICAS.....	87
8.1.1 Unidades de extensão.....	87
8.1.2 Unidades de tempo.....	87
8.1.3 Unidades de massa.....	87
8.1.4 Unidades de fluxo.....	87
8.1.5 Unidades de pressão.....	87
8.1.6 Unidades de volume.....	87
8.1.7 Unidades de área.....	88
8.1.8 Unidades de frequência.....	88
8.1.9 Unidades de intensidade de corrente elétrica.....	88
8.2 OUTRAS CONVERSÕES.....	88

RESUMO

A temperatura corporal constante é fundamental para o funcionamento adequado do organismo. A hipotermia, apesar de em alguns estudos ser considerada benéfica, na maioria das vezes causa efeitos deletérios. 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. Visando ao bem do paciente, é importante que se conheçam as alterações causadas pela hipotermia e maneiras de controle da temperatura corporal. Em procedimentos cirúrgicos o organismo está à mercê de um ambiente não controlado e apresenta seu mecanismo termoregulador alterado pelo efeito da anestesia. Esta pesquisa teve por objetivo a criação de um modelo artificial de pulmão que condicionasse o ar inspirado e expirado em valores normais de temperatura ($37,0 \pm 0,6^\circ\text{C}$), pressão (0 a 20 cmH_2O) e umidade relativa (100%) que um homem jovem (25 anos) hígido de 80 kg condicionaria sob ventilação mecânica. Utilizando diversos tipos de materiais, como plástico, metal, madeira, vidro e eletroeletrônicos, construiu-se um Pulmão Artificial que foi regulado com capacidade vital de 5000 ml, volume corrente de 800 ml, pressão inspiratória máxima de 20 cmH_2O , PEEP de 2 cmH_2O e temperatura do gás dentro do sistema de $37,0 \pm 0,6^\circ\text{C}$. O modelo foi submetido à ventilação mecânica com volume corrente de 800 ml, pressão inspiratória máxima de 20 cmH_2O , fluxo inspiratório de 40 l/min, PEEP de 2 cmH_2O , 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. Ao final do experimento, concluiu-se, mediante análise estatística que o modelo foi eficiente no condicionamento do ar aproximadamente nos moldes do ser humano (temperatura $37,3^\circ\text{C}$; pressão máxima de 20 cmH_2O e umidade relativa de aproximadamente 100%), tornando-se um instrumento útil em estudos que envolvam termodinâmica e ventilação pulmonar.

ABSTRACT

Constant body temperature is fundamental for proper body function. Hypothermia, although considered beneficial by some studies, in most cases is the cause of damaging effects. Several studies have been carried out to determine the loss in thermal energy and moisture through air ways either in humans and animals; however, none of these in surgical procedures with orotraqueal intubation. Bearing the patient's well being in mind, it is important to know the changes brought about by hypothermia and body temperature management techniques. During surgical intervention, the organism is dependant on an non-controlled environment and its thermo-regulator mechanism has been altered by the anesthesia. This research aimed at creating an artificial lung 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 cmH_2O) and relative humidity (100%) such as that of a healthy, 175-pound (80 kg), young (25 year-old) male under mechanical ventilation. Using several types of material such as plastic, metal, wood, glass and electronic components, an artificial lung was assembled, set to 5,000 ml of vital capacity, 800 ml of flow rate, maximum intake pressure of 20 cmH_2O , PEEP of 2 cmH_2O 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 cmH_2O , intake rate of 40 l/min, PEEP of 2 cmH_2O , respiratory rate of 17 rpm, F_iO_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. At the end of the experiment, it was concluded through statistical analysis that the model was effective in conditioning the air near human standards (37.3°C temperature; 20 cmH_2O maximum pressure and 100% relative humidity approximately), making it a useful tool in studies of thermodynamics and lung ventilation.

LISTA DE ABREVIações

A	Ampère (unidade de medida de intensidade de corrente elétrica)
A	área
Ab	área da base
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
Ac	área da secção transversa do cano
ADH	hormônio anti-diurético
ADP	adenosina difosfato
Af	área do furo
A4	unidade de medida de folhas de papel, transparências, envelopes e outros materiais de escritório
ATP	adenosina trifosfato
AV	átrio-ventricular
BWG	<i>britsh wire gold</i>
cal	caloria
°C	graus centígrados
cm	centímetros
cm ²	centímetro quadrado
cm ³	centímetro cúbico
cmH ₂ O	centímetro de água
CPT	Capacidade Pulmonar Total
CRF	Capacidade Residual Funcional
CV	Capacidade Vital
Db	diâmetro da base
FA	fibrilação atrial
F	força
F _i O ₂	fração inspiratória de oxigênio
FR	freqüência respiratória
FV	fibrilação ventricular

gf/cm ²	grama força por centímetro quadrado
gf	grama força
gf/mm ²	grama força por milímetro quadrado
g	grama
GHz	gigahertz
H	altura
H ₂ O	símbolo químico da água
Hz	Hertz
IMC	índice de massa corporal
kg	quilograma
kPa	quilopascal
K	potássio
l	litro
l/min	litros por minuto
m ³	metro cúbico
mA	miliampère
MB	megabite
min	minutos
ml	mililitro
ml/min	mililitro por minuto
m	metros
mm ²	milímetro quadrado
Na	sódio
N	número de furos
O ₂	símbolo químico do oxigênio
PEEP	pressão pulmonar expiratória final
pH	concentração de íons hidrogênio
Π	constante matemática
PN	pressão nominal
pol	polegada
pol ²	polegada quadrada

P	pressão
PSI	libra por polegada quadrada
PVC	policloreto de vinila
RAM	memória de acesso randômico
rpm	respirações por minuto
SARA	síndrome da angústia respiratória do adulto
TSH	hormônio tireoestimulante
VC	volume corrente
Vc	volume do cilindro
VRE	volume de reserva expiratório
VR	volume residual
V	Volts
W	Watts

GLOSSÁRIO

Ácido esteárico	ácido carboxílico saturado (tipo de ácido graxo) utilizado na fabricação de sabonetes, lubrificantes, velas, <i>spray</i> de cabelo, condicionadores, desodorantes e cremes
Adaptador de bronze com rosca dupla	tipo de adaptador para canos que apresenta uma rosca macho em uma extremidade e uma fêmea em outra
Adaptador com rosca	tipo de peça em PVC que transforma a extremidade de um cano em uma rosca macho
Azul de metileno	tipo de corante hidro-solúvel de coloração azul
Brônquios de 7ª Ordem	brônquios após sua 7ª divisão
BWG	<i>britsh wire gold</i> (unidade de medida de diâmetro de fios metálicos)
cal	caloria (quantidade de calor necessária para elevar a temperatura de um grama de água em um grau centígrado)
Calor específico	capacidade térmica por unidade de massa do corpo
Cap com rosca	tipo de peça em PVC, com rosca, para oclusão da extremidade de canos
Cap simples	tipo de peça em PVC, sem rosca, para oclusão da extremidade de canos
Constantan	liga metálica de cobre e estanho
cmH ₂ O	centímetro de água (unidade de medida de pressão)
CPT	Capacidade Pulmonar Total (quantidade total de gás contido no pulmão ao final de uma inspiração máxima)
CRF	Capacidade Residual Funcional (volume de ar que permanece dentro do sistema respiratório no final da expiração normal)

CV	Capacidade Vital (volume máximo de gás que pode ser expirado após uma expiração máxima)
Éster de cianoacrilato	substância química utilizada na produção de cola com alto poder de fixação
Ferro galvanizado	ferro submetido ao processo químico de galvanização (anti- ferrugem)
F _i O ₂	fração inspiratória de oxigênio (unidade de medida da concentração de oxigênio no ar inspirado)
FR	freqüência respiratória (número de movimentos respiratórios realizados em 1 minuto)
gf/cm ²	grama força por centímetro quadrado (unidade de medida de pressão)
gf	grama força (unidade de medida de força)
gf/mm ²	grama força por milímetro quadrado (unidade de medida de pressão)
GHz	gigahertz (unidade de medida de freqüência)
Halotano	tipo de anestésico volátil
Hz	Hertz (unidade de medida de freqüência)
Joelho 90°	tipo de peça em PVC que adaptada à extremidade de canos faz uma curva de 90°
Junta simples	tipo de peça em PVC para emenda de canos
kPa	quilopascal (unidade de medida de pressão)
l/min	litros por minuto (unidade de medida de fluxo)
Luva LR	tipo de peça em PVC que transforma a extremidade de um cano em uma rosca fêmea
Luva simples	tipo de peça em PVC para emenda de canos com anel de vedação que dispensa o uso de cola
Malha	unidade de medida utilizada em telas, que indica o número de malhas (orifícios) presentes em 1 pol ²
mA	miliampère (unidade de medida de intensidade de corrente elétrica)

MB	megabite [unidade de medida de memória (computação)]
micra	unidade de medida de extensão
ml/min	mililitro por minuto (unidade de medida de fluxo)
mol	unidade de medida de concentração de soluções
Ohms	unidade de medida de resistência elétrica
PEEP	pressão pulmonar expiratória final
pH	unidade de medida de concentração de íons hidrogênio (acidez) de soluções
Π	constante matemática de valor 3,14159...
PN	pressão nominal (unidade de medida de pressão)
Polidimetilsiloxano	resina química utilizada na produção de silicone
Poliéster	resina química utilizada na fabricação de tecidos
Poliestireno	resina termoplástica transparente, utilizada para fabricação de embalagens
Poliuretano	produto químico sólido, com textura de espuma e aparência entre a cortiça e o isopor, utilizado como vedante e isolante térmico
Protóxido de nitrogênio	gás anestésico utilizado em procedimentos cirúrgicos
PSI	libra por polegada quadrada (unidade de medida de pressão)
PVC	policloreto de vinila (composto químico, matéria prima de plásticos, com várias aplicações)
RAM	memória de acesso randômico (memória do computador utilizada temporariamente para guardar programas e dados e para processar informações que são movimentadas do e para o processador)
rpm	respirações por minuto (unidade de medida de frequência respiratória)
Rosca soberba	tipo de rosca presente em alguns parafusos, que permite que este seja auto-atarraxante

Termopar	sensor para medição de temperatura por efeito termoelétrico
VC	volume corrente (volume de gás inspirado ou expirado a cada respiração)
VRE	volume de reserva expiratório (volume máximo de gás que pode ser expirado a partir do nível final de uma expiração normal, durante uma respiração tranqüila)
VR	volume residual (volume de ar que permanece no aparelho respiratório após o final de uma expiração forçada)
V	Volts (unidade de medida de tensão elétrica)
W	Watts (unidade de medida de potência elétrica)

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Classificação dos graus de hipotermia em sistemas fechados e suas alterações.....	15
Quadro 2 - Fórmulas de “Baldwin, Cournand e Richards Jr.” para cálculo da capacidade vital em maiores de 15 anos.....	19
Quadro 3 - Fórmulas de “Stewart” para cálculo da capacidade vital em menores de 15 anos.....	19
Quadro 4 - Fórmulas de “Baldwin, Cournand e Richards Jr.” para cálculo da capacidade pulmonar total.....	20
Quadro 5 - Localização e temperatura monitorada pelos sensores de temperatura.....	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores de equilíbrio térmico do pulmão artificial em repouso.....	65
Tabela 2 - Valores de equilíbrio térmico do pulmão artificial sob ventilação mecânica.....	67

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diagrama mostrando as excursões respiratórias durante a respiração normal e durante a inspiração e expiração máximas.....	18
Figura 2 - Cânula orotraqueal de PVC siliconizado com diâmetro de 8.0 mm....	25
Figura 3 - Válvula de PEEP desmontada.....	30
Figura 4 - Válvula de PEEP montada.....	31
Figura 5 - Válvula de segurança desmontada.....	33
Figura 6 - Válvula de segurança montada.....	34
Figura 7 - Cilindro principal desmontado.....	37
Figura 8 - Cilindro principal montado “interior”.....	38
Figura 9 - Cilindro principal montado “exterior”.....	38
Figura 10 - Fole desmontado.....	41
Figura 11 - Fole montado.....	42
Figura 12 - Fole acoplado ao cilindro principal.....	42
Figura 13 - Umidificador montado.....	45

Figura 14 - Réguas de aferição.....	47
Figura 15 - Reservatório de água do barômetro.....	47
Figura 16 - Painel de controle desmontado.....	50
Figura 17 - Painel de controle montado.....	51
Figura 18 - Painel de controle do porão.....	53
Figura 19 - Conexões das mangueiras no interior do porão.....	53
Figura 20 - Caixa de armazenamento.....	54
Figura 21 - Registro plástico de 3 vias com válvula unidirecional e extensões de cano de 20 mm.....	55
Figura 22 - Limitador do distribuidor de ar.....	55
Figura 23 - Montagem do pulmão artificial: peças isoladas.....	59
Figura 24 - Montagem do pulmão artificial: interior montado.....	60
Figura 25 - Montagem do pulmão artificial: face anterior.....	60
Figura 26 - Montagem do pulmão artificial: face lateral.....	61
Figura 27 - Pulmão artificial ativado sob ventilação mecânica e com coleta computadorizada de dados.....	63

Figura 28 - Curva térmica do pulmão artificial durante o período em que permaneceu ativado em repouso.....	66
Figura 29 - Curva térmica do pulmão artificial durante o período em que permaneceu ativado sob ventilação mecânica.....	67

1 INTRODUÇÃO

O ser humano como todo mamífero é um animal homeotérmico, ou seja, ele necessita de uma temperatura corporal constante para o funcionamento adequado do seu organismo. A manutenção desta temperatura corporal está diretamente relacionada a mecanismos de perda e de produção de calor, que hoje já estão bem estabelecidos pela ciência (GUYTON, 1991).

Devido aos avanços da medicina, especificamente na parte da cirurgia, atualmente podem-se realizar procedimentos muito complexos e que, algumas vezes, necessitam que o paciente permaneça anestesiado por várias horas. Sob a influência das condições do ambiente cirúrgico e sem o funcionamento perfeito dos mecanismos termoreguladores do organismo, que são totalmente ou em parte bloqueados pela anestesia, o paciente é levado à hipotermia (MORRIS, 1971; GOLDBERG et al., 1992; SCHECHTER, 1992; GOFFI e MARGARIDO, 1997; BAHTEN, 2001).

A hipotermia, apesar de em alguns casos ser considerada benéfica (GUYTON, 1991; BAHTEN, 2001; BIEM, 2003 e GWINNUTT; NOLAN, 2003), na maioria das vezes 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 (ADAMCZYK, 1988; GUYTON, 1991; BAHTEN, 2001; PRANDINI, 2002; BIEM, 2003; MORCOM, 2003).

Uma preocupação constante de anestesistas é a perda de calor per-operatória, que pode levar o paciente a um quadro grave de hipotermia, com todas as suas conseqüências fisiológicas (BAHTEN, 2001).

As causas mais comuns de hipotermia per-operatória são a diminuição da produção de calor durante a anestesia, a exposição do indivíduo a uma sala operatória não aquecida, a utilização de substâncias voláteis para assepsia da pele, a infusão de líquidos não aquecidos, as perdas sangüíneas e a exposição de vísceras (BAHTEN, 2001).

A anestesia pode agir de diversas formas para o desequilíbrio térmico do paciente. Drogas anestésicas como éter, protóxido de nitrogênio, halotano e narcóticos em geral promovem vasodilatação periférica, aumentando a perda

térmica (MORRIS, 1971; GOFFI e MARGARIDO, 1997). A anestesia geral altera o controle hipotalâmico da termorregulação. Bloqueadores musculares inibem a atividade muscular, que é grande geradora de energia térmica. A anestesia isolada pode diminuir a produção térmica em 1/3 do normal (BAHTEN, 2001).

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 (GUYTON, 1991).

As reações térmicas da árvore traqueobrônquica são dependentes principalmente da temperatura e da umidade relativa do ar inspirado. A umidade relativa é a quantidade de umidade que o ar contém a uma certa temperatura, comparada com a quantidade que ele teria, se completamente saturado à mesma temperatura. 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 (MATHER, NAHAS e HEMINGWAY, 1953; GOOD e SELLERS, 1957). 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; WEBB, 1951; McFADDEN, 1983; HANNA e SCHERER, 1986).

Durante a inspiração, o ar é aquecido por meio do calor da mucosa das vias aéreas, que reflete a temperatura do fluxo sanguíneo e vai depender diretamente das seguintes fontes de calor: 1) produção metabólica de calor; 2) condução de calor dos tecidos adjacentes ao pulmão; e 3) calor específico do sangue. 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 (HANNA e SCHERER, 1986). O ganho de temperatura é de 1°C por 5 cm de vias aéreas acima da carina e de 2 a 3°C por 5 cm de vias aéreas abaixo da carina (DÉRY, 1973).

O efeito mais precoce da hipotermia é a taquipnéia que, com a diminuição da temperatura, evolui com depressão do centro respiratório, chegando à parada respiratória em temperaturas inferiores à 20°C (BAHTEN, 2001). A relação ventilação/perfusão pulmonar encontra-se alterada devido à alteração do reflexo

bronquíolo-alveolar, à diminuição do volume ventilatório por minuto e ao aumento da resistência vascular pulmonar secundários à hipotermia (BIEM, 2003).

Atualmente, a hipotermia pode ser tratada por técnicas de aquecimento: passivo externo (cobertores refratários ou não), ativo externo (cobertores elétricos e sistemas de ar aquecido forçado) e ativo interno (infusão endovenosa de fluidos aquecidos, ventilação pulmonar com O₂ úmido e aquecido, irrigação quente peritoneal, torácica e esofágica e circulação extracorpórea), com taxas de aquecimento que variam de 0,5°C por hora até 2°C em 5 min.

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 (WEBB, 1951; MATHER, NAHAS e HEMINGWAY, 1953; GOOD e SELLERS, 1957; MCFADDEN, 1983; HANNA e SCHERER, 1986).

Visando ao bem do paciente, é importante que se conheçam os limites dessas alterações e se mantenha o controle da temperatura corporal durante e logo após os procedimentos cirúrgicos, pois assim diminui-se o trauma da intervenção e obtém-se uma recuperação pós-operatória melhor.

1.1 OBJETIVO

O objetivo deste experimento é criar um modelo experimental de pulmão artificial, capaz de condicionar o ar inspiratório e expiratório a valores normais de temperatura, pressão e umidade relativa que um adulto jovem (25 anos) hígido de 80 kg (IMC = 22,5 e 1,88 m de altura) do sexo masculino condicionaria durante a ventilação mecânica.

2 REVISÃO DA LITERATURA

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).

2.1 HISTÓRICO

O médico italiano Santorio, no século XVI, foi quem primeiro registrou uma escala para graduação termométrica (BAHTEN, 2001).

A termometria, ou a técnica para medir temperatura, começou com o termoscópio inventado por Galileu Galilei, em 1592. A escola científica florentina, ao longo do século XVII, tomava como base a temperatura anual mínima da região para calibrar seus instrumentos (BAHTEN, 2001).

No princípio do século XVIII, havia na Europa mais de 35 escalas diferentes de temperatura. Com o tempo, adotaram-se pontos de origem mais racionais e genéricos. As escalas mais usadas atualmente são: Celsius ($^{\circ}\text{C}$), Fahrenheit ($^{\circ}\text{F}$), Kelvin (K), Rankine (R) e Réaumur ($^{\circ}\text{Re}$) (BAHTEN, 2001).

A escala Celsius foi desenvolvida pelo astrônomo sueco Anders Celsius, em 1742, utilizando a diferença entre os valores de referência 0 para o ponto de fusão e 100 para o ponto de ebulição da água. Essa escala é adotada por países que utilizam o sistema métrico decimal.

A termodinâmica é um ramo da física que estuda as relações existentes entre os fenômenos mecânicos e caloríficos e a termorregulação, cuja função, própria dos animais homeotérmicos, é a constância da temperatura do sangue e dos tecidos.

2.2 PRODUÇÃO DE CALOR

Sendo o metabolismo, que se refere a todas as reações químicas de todas as células do corpo, a principal fonte produtora de energia do organismo e o calor o produto final de toda a energia liberada pelo organismo, pode-se dizer que o metabolismo é a fonte térmica do ser humano (GUYTON, 1991).

Todo o metabolismo do organismo gira em torno da formação e da degradação de adenosina trifosfato (ATP), que é a energia que move o corpo humano. O ATP é formado pela incorporação à adenosina difosfato (ADP) da energia liberada por meio da degradação química dos alimentos. Durante essa incorporação de energia, cerca de 35% da energia liberada pelos alimentos é perdida na forma de calor. Com a utilização do ATP pelos sistemas funcionais das células, mais 27% da energia é perdida na forma de calor e, ainda, posteriormente a energia utilizada pelos sistemas funcionais das células é dissipada na forma de calor (GUYTON, 1991).

Além do metabolismo basal, existem outros fatores que aumentam a produção de calor pelo organismo, tais como: a atividade muscular; os efeitos da tiroxina, a temperatura, as catecolaminas; o hormônio sexual masculino; a ingestão alimentar e a respiração (GUYTON, 1991). A atividade muscular é o fator que mais aumenta a taxa metabólica, sendo que nos exercícios intensos pode elevá-la em até 2.000%. Os efeitos da tiroxina aumentam a velocidade de quase todas as reações químicas celulares e a secreção de quantidades máximas de hormônio pela glândula tireóide aumenta o metabolismo basal em 50 a 100% (GUYTON, 1991). A temperatura eleva a velocidade das reações químicas em torno de 130% para cada aumento de 10°C, resultando em elevação da taxa metabólica de 100% para 43,3°C de temperatura corporal (GUYTON, 1991). A liberação de epinefrina e norepinefrina pela estimulação do sistema nervoso simpático aumenta a velocidade do metabolismo, em cerca de 25% em todas as células (KIRSCH, 1985; GUYTON, 1991). O hormônio sexual masculino pode acelerar o metabolismo basal em quase 10 a 15%. A ingestão de alimentos aumenta a taxa metabólica em 4% para as gorduras e carboidratos e em 30% para as proteínas. Durante a respiração ocorre a oxigenação da hemoglobina e a liberação de gás carbônico que são ambas reações

exotérmicas, a assimilação de um mol de oxigênio pela hemoglobina libera 8500 calorias e a eliminação de um mol de gás carbônico 2100 calorias (GOOD e SELLERS, 1957).

Visando quantificar de modo eficaz e prático a energia liberada pelos diferentes alimentos ou consumida pelos vários processos funcionais do organismo, criou-se uma unidade de medida chamada caloria (cal), que é a quantidade de calor necessária para elevar a temperatura de um grama de água em um grau Celsius (BAHTEN, 2001).

2.3 PERDA DE CALOR

As regiões do corpo que se encontram em contato com o ambiente são os pontos pelos quais há perda térmica (pele e sistema respiratório). A pele é responsável por 75% da perda calórica, enquanto pelos pulmões perdem-se apenas 16 calorias por hora (25% da perda calórica) (GUYTON, 1991).

A perda de calor pelo corpo humano necessariamente deve obedecer às leis da física básica e ocorre das seguintes formas: convecção, condução, evaporação e irradiação (GUYTON, 1991).

Convecção é a perda de calor pela passagem de correntes de ar através do corpo, que tem a propriedade de remover o calor e abaixar a temperatura. Desta forma perde-se aproximadamente 12% do calor total (GUYTON, 1991).

Condução é a perda de calor pelo contato direto da superfície corporal com outra superfície de temperatura inferior. A superfície de contato pode ser sólida, líquida ou gasosa e a quantidade de calor perdida é de aproximadamente 3% do total (GUYTON, 1991).

Evaporação é a transformação de um corpo no estado líquido para o estado gasoso. Esta transformação absorve calor e, no caso do líquido estar em contato com a superfície corporal, ocorre perda térmica do organismo. Para cada um grama de água evaporado, perde-se aproximadamente 0,58 cal (GUYTON, 1991).

Irradiação é a perda de calor sob a forma de raios infravermelhos (ondas eletromagnéticas de 5 a 20 micra de extensão). A pele é um sistema irradiador eficaz, sendo o fluxo sanguíneo para a pele o mecanismo de transferência calórica

interna para a superfície corpórea. Perde-se 60% de calor por este mecanismo em que a energia se irradia na forma de ondas de calor através do ar ou de outro meio (GUYTON, 1991).

A mudança de temperatura do sangue pulmonar devido à sua passagem pelos pulmões é de especial interesse no estudo da homeotermia, porque o sangue e os pulmões entram em estreita relação com o ar.

MATHER, NAHAS e HEMINGWAY (1953) demonstraram em seu estudo que, sob anestesia geral em um ambiente de 20,0°C, a temperatura do sangue da artéria pulmonar é 0,01 a 0,04°C maior que a do átrio esquerdo e que, se diminuirmos a temperatura ambiente para -18,0°C, a variação da temperatura sangüínea pode aumentar até 0,07°C. Assim, conclui-se que o efeito resfriador do ar inspirado sobre o sangue da circulação pulmonar existe, apesar de ser bastante pequeno.

Outro estudo importante é o de GOOD e SELLERS (1957), que submeteram cães não anestesiados a uma temperatura ambiente de -35,0°C e obtiveram uma temperatura do sangue no átrio esquerdo maior que a da artéria pulmonar em 0,02 a 0,04°C. O aumento desta temperatura foi acarretado pelos mecanismos de termogênese [diminuição da perda calórica pela vasoconstrição cutânea, aumento da produção de calor pelo aumento da atividade muscular, que não estavam bloqueados pela anestesia geral como no estudo de MATHER, NAHAS e HEMINGWAY (1953)].

A temperatura e a umidade da sala de operação são aspectos importantes que devem ser controlados com auxílio da bioengenharia (GOLDBERG et al., 1992; SCHECHTER, 1992). A temperatura ideal da sala de operação para a equipe cirúrgica é de 19,0 a 21,0°C, no entanto demonstrou-se que, em cirurgias realizadas em salas com temperatura abaixo de 21,0°C, todos os pacientes no final das mesmas encontravam-se hipotérmicos. Quando a temperatura ambiente permanecia entre 12,0 e 24,0°C, apenas 30% dos pacientes ficavam hipotérmicos e quando a temperatura ficava entre 24,0 e 26,0°C não ocorria hipotermia (MORRIS, 1971; GOFFI e MARGARIDO, 1997). Quanto à umidade relativa do ambiente cirúrgico, esta deve estar entre 45% e 55%. Umidade relativa acima de 70% propicia alto desenvolvimento bacteriano; e em valores muito baixos causa grande grau de evaporação através das vísceras expostas (GOFFI e MARGARIDO, 1997).

A utilização de substâncias voláteis como o álcool iodado para a assepsia da pele aumenta a perda de calor, mediante a sua evaporação maciça. A infusão de líquidos não aquecidos associada à perda de sangue à temperatura corporal leva à diminuição direta da temperatura circulatória (GOFFI e MARGARIDO, 1997).

2.4 CONDICIONAMENTO DO AR PELO APARELHO RESPIRATÓRIO

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. Durante a respiração nasal à temperatura ambiente de 23,0°C, o ar chega à laringe com temperatura de 32,3 a 36,4°C e umidade relativa de 98 a 99%. 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 (McFADDEN, DENISON et al., 1982; INGELSTEDT, 1956; HANNA e SCHERER, 1986).

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%).

Durante o processo de condicionamento, calor e água movem-se da mucosa para o ar que entra, principalmente por convecção, na função direta dos gradientes de temperatura e pressão de vapor existentes e da geometria da superfície de troca e na função inversa da velocidade linear do gás, da mesma forma que seguem o processo inverso na expiração. Isso significa que, durante a inspiração, a temperatura da parede das vias aéreas diminui, para que na expiração essas reabsorvam água e calor. Essa transferência de calor e água é bastante facilitada pelo fluxo turbulento do ar nas vias aéreas, que promove um efeito de mistura por levar o gás ao contato da superfície de troca (*The net effect*) (INGELSTEDT, 1956; HANNA e SCHERER, 1986).

Apesar de haver recuperação de água e calor na expiração, esta não é completa, sendo que se recuperam apenas de 1/3 a 1/2 do calor e da água perdidos na inspiração (McFADDEN, DENISON et al., 1982).

As vias aéreas são recobertas por uma fina camada de muco, que se comporta como um gel poliônico. O seu estado de hidratação depende do Ph e da força iônica, que são determinantes críticos de suas propriedades. O estado de hidratação do gel também determina o equilíbrio da pressão de vapor. Este muco é composto por água (95%) e glicoproteínas (5%), que são secretadas pelo epitélio superficial e pelas glândulas tubo-alveolares da membrana da mucosa respiratória, e é regulado por fibras nervosas do sistema nervoso autônomo. Estas glândulas são encontradas principalmente na traquéia e nos brônquios e decrescem em número até a periferia dos pulmões (McFADDEN, DENISON et al., 1982).

A grande quantidade de água presente nas secreções das vias aéreas, devido à grande capacidade calorífica da água, também as protege de lesões por congelamento. Não se sabe quão baixo a temperatura pode cair sem causar danos teciduais (McFADDEN, 1983). Estudos em cães mostram que, durante a inalação de ar a $-50,0^{\circ}\text{C}$, este chega à carina a $18,0^{\circ}\text{C}$ e não há dano no tecido pulmonar (MORRIS, 1971), parecendo ser muito difícil o dano do tecido pulmonar pelo frio (WEBB, 1951).

A presença do muco na parede das vias aéreas, além da função de proteção, tem como principal função o controle da umidade do ar (HANNA e SCHERER, 1986).

Estudos como os de CRAMER (1957) e DÉRY (1973) 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%, essa umidade aumenta para 80% no final da traquéia, 90% nos brônquios principais e aproximadamente 100% na divisão dos brônquios lobares.

Apesar de a saturação máxima do ar dentro das vias aéreas não corresponder precisamente a 100%, para propósitos de análise de troca energética, o gás expirado pode ser considerado saturado. O erro resultante da superestimação pode ser considerado mínimo (FERRUS, GUENARD et al., 1980).

O aquecimento do ar inspirado e o resfriamento do ar expirado são quase totalmente controlados pela vascularização brônquica e pulmonar que estão sob o comando do sistema nervoso autônomo (CRAMER, 1957).

O leito vascular brônquico, apesar de ser parte da circulação sistêmica, não responde a temperaturas ambientes decrescentes com constrição da musculatura lisa. Se isso acontecesse, a temperatura das vias aéreas poderia cair para valores bastante baixos, o que acarretaria um enorme prejuízo para a termoregulação (McFADDEN, 1983).

O mecanismo de conservação de calor, por sua vez, está baseado no resfriamento do ar expirado no seu caminho para o exterior. Durante a inspiração, a mucosa perde calor para o ar que entra; e na expiração, a mucosa que está mais fria que o ar, tende a recuperar o calor perdido (WEBB, 1951).

Em nenhum ponto da via aérea, a temperatura da corrente de ar é igual à da mucosa, caso contrário não haveria troca térmica (McFADDEN, DENISON et al., 1982).

2.5 CONSEQÜÊNCIAS DA PERDA DE CALOR

Hipotermia é a redução da temperatura corpórea central abaixo dos 35,0°C e apresenta efeitos no organismo que estão relacionados diretamente com sua intensidade, podendo ser desejáveis ou deletérios. A hipotermia pode ser classificada em discreta (35,0 a 32,0°C), moderada (32,0 a 28,0°C), severa (28,0 a 20,0°C), profunda (20,0 a 14,0°C) e extrema (menor de 14,0°C). De modo teórico, seus efeitos no organismo podem ser metabólicos, termorregulatórios, respiratórios, cardiovasculares, gastrointestinais, geniturinários, hematológicos, neurológicos e hormonais (BIEM, 2003).

Em termos metabólicos, a queda da temperatura corpórea para 28,0°C ocasiona uma redução de 50% no metabolismo basal associado à diminuição de 7 a 9% do consumo de oxigênio e da formação de dióxido de carbono para cada grau centígrado de queda na temperatura (BAHTEN, 2001). À medida que a temperatura diminui, aumenta a solubilidade dos gases. Durante a hipotermia, encontram-se maiores quantidades de oxigênio no sangue, que indicam uma maior preservação

tecidual. Infelizmente, ao mesmo tempo que ocorre este aumento de oxigênio, a afinidade deste e do dióxido de carbono pela hemoglobina também aumentam, tornando a difusão e a utilização dos gases pelos tecidos mais difícil (ADAMCZYK, 1988; BAHTEN, 2001). O aumento da dissolução do dióxido de carbono no plasma, associado à depressão respiratória, causa um grande acúmulo deste gás no sangue e nos tecidos que será metabolizado em bicarbonato e íons hidrogênio, alterando assim o equilíbrio ácido-básico e levando a uma acidose importante (elevação de 0,0147 da concentração de hidrogênio para cada grau Celsius de diminuição da temperatura) (BAHTEN, 2001; BIEM, 2003). A bomba Na/K da membrana celular diminui sua atividade com a queda da temperatura, levando a uma diminuição do sódio e a um aumento do potássio extracelular e plasmático (BIEM, 2003).

A termorregulação do organismo é controlada pela região pré-óptica do hipotálamo, que efetua seu controle através do sistema nervoso simpático. A partir dos 34,4°C, começa a ocorrer o descontrole hipotalâmico, sendo este bloqueado totalmente à temperatura de 29,4°C (GUYTON, 1991).

A hipotermia diminui o consumo miocárdico de oxigênio, chegando a uma redução de 70% do consumo durante a assistolia a 22,0°C (BAHTEN, 2001). Ocorre o aumento da excitabilidade das células cardíacas com a diminuição da temperatura, determinando o aparecimento de fibrilações atriais e ventriculares com relativa facilidade, estas como sinal de mau prognóstico. Outras alterações cardíacas também comuns são a bradicardia sinusal e o bloqueio atrioventricular. O eletrocardiograma pode demonstrar bradicardia, onda T invertida, onda J e segmento ST prolongado ou com supra-desnível (PRANDINI, 2002; BIEM, 2003).

A resposta cardíaca imediata à hipotermia é a taquicardia e a hipertensão arterial que, com a diminuição progressiva da temperatura, evoluem para diminuição do débito cardíaco e choque (BIEM, 2003), ocorrendo freqüentemente parada cardíaca à 25,0°C (GUYTON, 1991). A responsividade cardíaca às catecolaminas está diminuída na hipotermia. A adrenalina tem alta probabilidade de provocar fibrilação ventricular e a dopamina e a norepinefrina apresentam efeito cardioprotetor (BAHTEN, 2001). A temperatura corpórea abaixo de 25,0°C promove uma redução plasmática de 25% pelo seqüestro de líquido para o espaço extracelular, levando ao aumento do hematócrito e da concentração de proteínas plasmáticas

que deixam o sangue com a viscosidade bastante aumentada (BAHTEN, 2001; BIEM, 2003).

No trato gastrointestinal, ocorre a diminuição do peristaltismo à 34,0°C; e a ação de aminas vasoativas, como a histamina e a serotonina, provoca o aparecimento de lesões ulcerosas. Ocorre ainda um certo grau de hepatite com diminuição da função hepática metabólica e excretora e pancreatite com diminuição da liberação de insulina e conseqüente hiperglicemia (BIEM, 2003 e MORCOM, 2003).

A “diurese fria” é a manifestação renal mais comum da hipotermia. Apesar da filtração glomerular estar diminuída, esta diurese ocorre pela associação de três mecanismos que são a alteração do transporte tubular de sódio, água e cloreto; a glicosúria induzida pelo frio; e a inibição do hormônio anti-diurético (ADH). Oligúria e insuficiência renal, apesar de raros, também podem ocorrer. Atonia vesical é comum, devido a estímulos simpáticos (BIEM, 2003).

Além da hemoconcentração já descrita, a hipotermia diminui a atividade fagocitária dos leucócitos e das células do sistema retículo endotelial e promove o consumo plaquetário e de fator V da coagulação, podendo ocorrer coagulação intravascular disseminada devido a lesão tecidual difusa (BAHTEN, 2001; PRANDINI, 2002; BIEM, 2003; MORCOM, 2003).

GWINNUTT e NOLAN (2003) demonstraram em um modelo experimental de parada cárdio-respiratória associada à hipotermia em cães, que a hipotermia moderada diminui a lesão isquêmica cerebral e que a demanda metabólica cerebral por oxigênio e glicose diminui pela metade com a redução de 8,0°C na temperatura. De outro lado, a hipotermia abaixo de 25,0°C produz aumento da viscosidade sangüínea levando a alterações na microcirculação cerebral (BAHTEN, 2001). A hipotermia diminui as funções do sistema nervoso, levando à diminuição da performance cognitiva e da condução nervosa (GUYTON, 1991; BIEM, 2003).

O controle hormonal também é alterado pela hipotermia, ocasionando aumento do TSH, com conseqüente aumento da tiroxina (SYMONDS, 1995), supressão cortical da supra-renal com diminuição da secreção de corticóides e aumento de catecolaminas circulantes com conseqüente aumento da glicogenólise (BAHTEN, 2001).

BIEM (2003), em seu trabalho, classificou os efeitos da hipotermia em sistemas e descreveu as alterações nos sistemas associadas aos diferentes graus de hipotermia (Quadro 1).

Quadro 1 - Classificação do grau de hipotermia em sistemas e suas alterações

Sistemas	Hipotermia Discreta	Hipotermia Moderada	Hipotermia Severa
Termoregulatório	Calafrios normais	Perda de calafrios e Resfriamento rápido	Perda de calafrios e Resfriamento rápido
Respiratório	Taquipnéia	Hipoventilação, Acidose respiratória, Hipoxemia, Pneumonia aspirativa e Atelectasia	Apnéia e SARA
Cardiovascular	Taquicardia e Hipertensão	Hipotensão, Bradicardia, Intervalo QT longo, Ondas J (de DII à V6)	Atividade elétrica sem pulso, FA, Bloqueio AV, FV e Assistolia
Gastrointestinal	Íleo	Pancreatite e Gastrite erosiva	Pancreatite e Gastrite erosiva
Geniturinário e Hidroeletrólítico	Atonia vesical e Diurese fria	Hipercalemia, Hiperglicemia e Acidose láctica	Hipercalemia, Hiperglicemia e Acidose láctica
Muscular	Hipertonia	Rigidez	Rabdomiólise
Hematológico	–	Hemoconcentração e Hipercoagulabilidade	Coagulação intravascular disseminada e Hemorragia
Neurológico	Hiperreflexia, Desorientação, Ataxia e Disartria	Hiporeflexia, Agitação, Alucinação e Midríase	Arreflexia, Coma, Paralisia de pupilas e Estado semelhante à morte cerebral

Fonte: BIEM, 2003

2.6 TRATAMENTO DA HIPOTERMIA

O tratamento da hipotermia consiste no aquecimento corporal, que pode ser passivo externo, ativo externo e ativo interno.

O aquecimento passivo externo consiste em envolver o paciente com cobertores refratários ou não e apresenta uma taxa de aquecimento de 0,5 a 2,0°C por hora (BIEM, 2003; KOEHNCKE et al., 2003).

O aquecimento ativo externo pode ser obtido por meio do uso de cobertores elétricos que apresentam uma taxa de aquecimento de 0,8°C por hora ou mediante sistemas de ar aquecido forçado, em que o dispositivo Bair-hugger® é o mais utilizado e fornece ar a 43,0°C, apresentando uma taxa de aquecimento de 1,8°C por hora (CAEN, 2002).

O aquecimento ativo interno pode ser obtido por meio de: infusão endovenosa de fluídos aquecidos a 43,0°C, ventilação pulmonar com O₂ úmido e aquecido de 42,2 a 46,1°C, ambos com taxa de aquecimento de 1,0 a 2,0°C por hora; técnicas de irrigação quente (peritoneal, torácica e esofágica) com taxa de aquecimento de 1,0 a 4,0°C por hora; circulação extracorpórea com taxa de 1,0 a 2,0°C em 5 min (BIEM, KOEHNCKE et al., 2003) e hemodiálise aquecida a 40,0°C com fluxo de 125 ml/min (Venovenous Continuous Renal Replacement System®) com taxa de aquecimento de 1,7°C por hora (SCOTT, GRIER e CONRAD, 2002).

Estes métodos de aquecimento podem ser usados isoladamente ou associados, na dependência da disponibilidade e da preferência institucional.

Existe apenas um grande problema no tratamento da hipotermia, que é a injúria de reperfusão, relacionada à velocidade de aquecimento. Esta consiste na liberação de radicais livres originados pelo metabolismo oxidativo do ácido aracdônico, causando lesão da membrana celular quando da restauração do fluxo sanguíneo. Isto aumenta as concentrações teciduais de lactato e a liberação de catecolaminas, que vão, por sua vez, acarretar vasodilatação significativa, diminuição da resistência vascular periférica, hipotensão, diminuição do fluxo coronariano e *shunt* de sangue frio e metabólitos da periferia para o miocárdio, que podem levar à arritmia e à morte (ESHEL, REISLER et al., 2002; GWINNUTT e NOLAN, 2003).

Estudos demonstram que a injúria de reperfusão pode ser, se não totalmente bloqueada, minimizada pelo uso de substâncias antioxidantes e pelo aquecimento lento. Segundo ESHEL, REISLER et al. (2002), o aquecimento até 31,0°C pode ser rápido com pouco desencadeamento de injúria de reperfusão, mas a partir desta temperatura ele deve ser lento com uma taxa máxima de 1,7 a 2,0°C por hora, sendo que assim existem alterações bioquímicas e hemodinâmicas muito mais discretas.

2.7 VOLUMES E PRESSÕES PULMONARES DE INTERESSE

A ventilação pulmonar consiste no processo de entrada e saída do ar nos pulmões, percorrendo o caminho que vai desde o meio externo até o alvéolo. 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. Torna-se importante ressaltar que esses dados podem apresentar uma grande variação mesmo em seres humanos com o mesmo biotipo (RATTO e JARDIM, 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 cmH₂O, que é a pressão pulmonar expiratória final (PEEP fisiológico), até 20 a 30 cmH₂O que é a pressão no início da expiração e no final da inspiração (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), que é o volume de gás inspirado ou expirado a cada respiração, e a frequência respiratória (FR), que é o número de movimentos respiratórios realizados em 1 minuto. A FR em indivíduos normais varia de 12 a 20 respirações por minuto (rpm) (RATTO e JARDIM, 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.

A CRF é o volume de gás que permanece no aparelho respiratório na posição expiratória de repouso. Este volume de ar remanescente é composto pela somatória entre o Volume Residual (VR) e o volume de reserva expiratório (VRE) ($CRF = VR + VRE$) (RATTO e JARDIM, 1997).

O Volume Residual (VR) é o volume de ar que permanece no aparelho respiratório após o final de uma expiração forçada e corresponde à diferença entre a Capacidade Pulmonar Total (CPT) e a Capacidade Vital (CV) ($VR = CPT - CV$) (RATTO e JARDIM, 1997).

A Capacidade Pulmonar Total (CPT) é a quantidade total de gás contido no pulmão ao final de uma inspiração máxima (RATTO e JARDIM, 1997).

A Capacidade Vital (CV) é o volume máximo de gás que pode ser expirado após uma inspiração máxima (RATTO e JARDIM, 1997).

O Volume de Reserva Expiratório (VRE) é o volume máximo de gás que pode ser expirado a partir do nível final de uma expiração normal, durante uma respiração tranqüila (RATTO e JARDIM, 1997) (Figura 1).

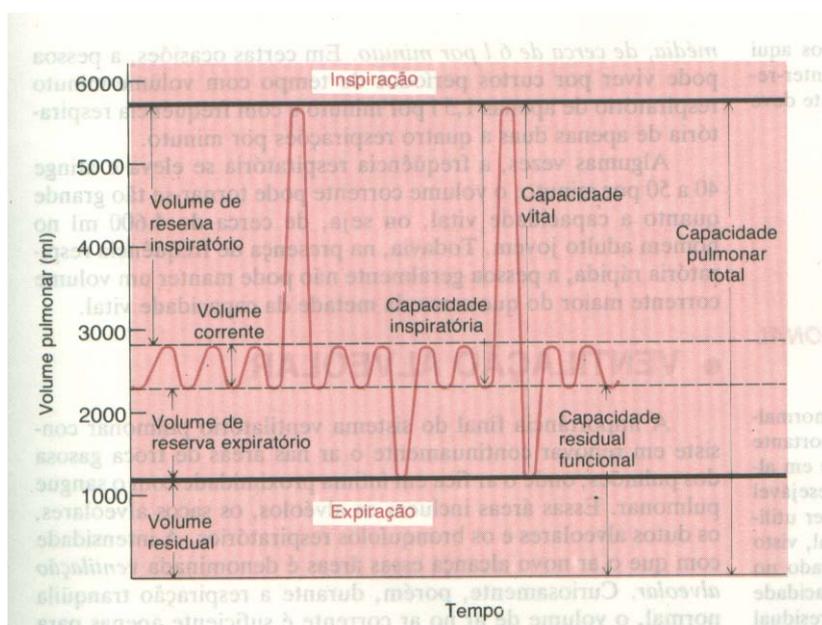


Figura 1 - Diagrama mostrando as excursões respiratórias durante a respiração normal e durante a inspiração e a expiração máximas (GUYTON, 1991)

Mediante fórmulas já consagradas pela literatura médica, é possível estimar os valores normais da CPT, CV, VC e 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 e JARDIM, 1997).

A capacidade vital é calculada para maiores de 15 anos por intermédio das Fórmulas de Baldwin, Cournand e Richards Jr. E para menores de 15 anos mediante as Fórmulas Stewart (Quadros 2 e 3).

Quadro 2 - Fórmulas de Baldwin, Cournand e Richards Jr. para cálculo da capacidade vital em maiores de 15 anos

Homens	CV em ml = $27,63 - (0,112 \times \text{idade}) \times \text{altura em cm}$
Mulheres	CV em ml = $21,78 - (0,101 \times \text{idade}) \times \text{altura em cm}$

Quadro 3 - Fórmulas de Stewart para cálculo da capacidade vital em menores de 15 anos

Meninos	
Altura	Fórmula
98 – 118 cm	CV em ml = $(27,4 \times H) - 1.770$
123 – 148 cm	CV em ml = $(40 \times H) - 3.330$
153 – 173 cm	CV em ml = $(63 \times H) - 6.730$
Meninas	
Altura	Fórmula
98 – 113 cm	CV em ml = $(27,8 \times H) - 1.900$
118 – 138 cm	CV em ml = $(32,2 \times H) - 2.400$
143 – 163 cm	CV em ml = $(43,2 \times H) - 3.970$

A capacidade pulmonar total também é calculada através das Fórmulas de Baldwin, Cournand e Richards Jr. (RATTO e JARDIM, 1997) (Quadro 4).

Quadro 4 - Fórmulas de Baldwin, Cournand e Richards Jr. para cálculo da capacidade pulmonar total

Idade	Fórmula
De 15 a 34 anos	CPT em ml = CV / 0,80
De 35 a 49 anos	CPT em ml = CV / 0,7666
Acima de 50 anos	CPT em ml = CV / 0,692

O volume corrente (VC) é de 5 a 10 ml/kg, com valores médios de 400 a 600 ml para indivíduos hígidos (VC = 5 a 10 ml /kg) (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 e JARDIM, 1997).

É de fundamental importância salientar que, em todos os cálculos de ventilação (pressão, volume e capacidade) pulmonar que utilizam a massa corporal como uma das variáveis da equação, esta deve ser a massa corporal ideal, baseada em um índice de massa corporal de 22,5 (20 a 25). Esta deve ser calculada pela equação de índice de massa corporal (IMC) onde o IMC é a razão entre o peso em quilograma e o quadrado da altura em metros.

2.8 MATEMÁTICA E FÍSICA DAS TROCAS TÉRMICAS

Ao se trabalhar com trocas térmicas e ventilação pulmonar entra-se em contato direto com variáveis como temperatura, pressão, umidade do ar, fluxo aéreo, fluxo de líquido e volumes. Faz-se necessária, portanto, a definição de alguns conceitos físicos e trigonométricos essenciais para a realização do presente projeto.

A pressão é o resultado do quociente da força pela área na qual esta é aplicada ($P = F / A$).

A área da base de um cilindro é a quarta parte do produto do quadrado do diâmetro da base do cilindro e Π ($Ab = Db^2 \times \Pi / 4$).

O volume de um cilindro é o produto entre a área da base deste cilindro e a sua altura ($Vc = Ab \times H$).

Π é uma constante matemática cujo valor é de 3,14159...

Um grama de massa produz uma força de um grama força (1 g = 1 gf).

Um centímetro cúbico de água corresponde a um mililitro de água e apresenta uma massa de um grama uma vez que a densidade da água é um ($1\text{cm}^3 = 1\text{ml} = 1\text{g}$).

A pressão de um centímetro de água é a pressão exercida por uma coluna de água com um centímetro de altura e diâmetro da base de 1cm de onde se calcula que área da base desta coluna é $0,78539\text{ cm}^2$ ($A_b = 3,14159 \times 1^2 / 4$) e o volume desta coluna é $0,78539\text{ cm}^3$ ($V_c = 0,78539 \times 1$). Assim, sua massa é de 0,78539 g, a força ocasionada por esta coluna de água é 0,78539 gf e o peso gerado por esta coluna é de 1 gf/cm^2 ($P = 0,78539\text{gf} / 0,78539\text{cm}^2$) ou $0,01\text{ gf/mm}^2$ ($1\text{ cmH}_2\text{O} = 0,01\text{ gf/mm}^2$).

3 MATERIAIS E MÉTODO

Esta pesquisa foi realizada no Laboratório de Termodinâmica do Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (CCET-PUCPR). Por se tratar de um modelo experimental e não utilizar normas de experimentação animal, não houve necessidade de aprovação por comissão de ética.

Aplicaram-se as normas da ABNT comentadas para trabalhos científicos e para referências bibliográficas (ABNT 6023/00) e o Vocabulário Internacional de Metrologia.

3.1 MATERIAIS

Este é um trabalho original e não existe na literatura nenhum relato de um experimento semelhante. A criação e a construção deste modelo não tiveram nenhum roteiro no qual se basear, tendo sido utilizados diversos tipos diferentes de materiais que foram os mais adequados conforme o entendimento do autor.

Os materiais foram divididos em: plásticos, metálicos, madeira, vidraçaria, eletro-eletrônicos, fixação e vedação, isolamento térmico e acabamento.

3.1.1 PLÁSTICOS

A maioria dos materiais plásticos utilizados foi de PVC rígido. Esses materiais necessitaram modificações para o uso.

Uma placa de PVC rígido de 3 mm de espessura com dimensões de 3,0 m X 2,0 m foi recortada em várias partes para originar a placa de fundo com 55,5 cm X 31 cm; as faces superior com 64 cm X 58 cm e inferior da tampa com 64 cm X 58 cm e 55,5 cm X 31 cm, respectivamente; a base do painel de controle com 40 cm X 40 cm; dois suportes de barômetro com 50 cm X 4 cm cada; uma placa circular de 142 mm de diâmetro que foi utilizada como face inferior da tampa do fole; uma placa circular de 142 mm de diâmetro com três aletas retangulares equidistantes na circunferência de 27 mm de comprimento por 12 mm de largura com perfurações de 8 mm de diâmetro centralizado a 6 mm da borda externa da aleta que foi utilizada

como face superior da tampa do fole; uma placa circular de 142 mm de diâmetro vazada no centro por uma circunferência de 120 mm de diâmetro com três aletas retangulares de 27 mm de comprimento por 12 mm de largura equidistantes na circunferência com perfurações de 3 mm de diâmetro centralizadas a 6 mm da borda externa da aleta que foi utilizada como placa estabilizadora da extremidade superior do fole; uma placa circular de 110 mm de diâmetro com um orifício central de 3 mm que foi utilizada como limitador de volume do fole; e duas placas circulares de 47 mm de diâmetro com uma perfuração central de 13 mm usadas no reservatório de água dos barômetros.

Os seguintes canos e conexões de PVC rígido (TIGRE®) também foram utilizados. Canos para esgoto de 50 mm, 75 mm, 100 mm e 150 mm de diâmetro e cano 6,3 PN 750 kPa de 20 mm para água fria que, além de terem sido usados como tubulação, foram usados na confecção de suportes de PVC e extensões de juntas.

As conexões foram: caps simples de 20 mm, 50 mm, 75 mm, 100 mm e 150 mm; caps de 20 mm com rosca; junta simples para cano de 20 mm; adaptador com rosca para cano de 20 mm; luva LR 20 mm; anéis de vedação de 20 mm em borracha, luva simples de 50 mm e 150 mm; joelho 90° de 20 mm e dois registros plásticos de 3 vias com válvula unidirecional (OXIGEL®). Adaptadores de bronze de 20 mm com rosca dupla também foram utilizados.

Tubos plásticos flexíveis foram usados: mangueira plástica 500 PSI de 13 mm para tubulações de gás e eletroduto corrugado de 25 mm.

Outros materiais plásticos utilizados foram: dois conjuntos de puxadores para porta de armário com dois parafusos cada para fixação na tampa, uma seringa plástica de 60 ml (BD®) para calibragem do sistema, transparências A4 para impressora jato de tinta para impressão de escalas, um filme plástico de poliestireno de alta densidade com 40 cm X 23 cm para confecção do fole, um tecido sintético de poliéster com 1 m X 1 m para confecção dos lastros de pressão e, finalmente, um cesto de lixo cilíndrico de 6 l que, uma vez adaptado, tornou-se o centro do experimento.

Também foi utilizada uma cânula orotraqueal de PVC siliconizado com diâmetro de 8,0 mm (RUSH®) (Figura 2).

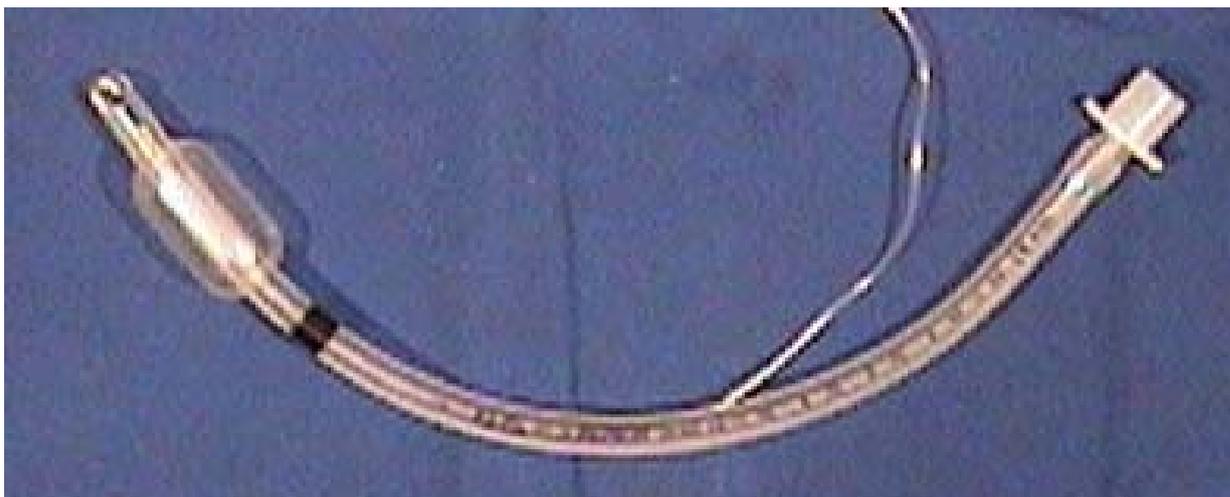


Figura 2 - Cânula orotraqueal de PVC siliconizado com diâmetro de 8.0 mm

3.1.2 METÁLICOS

Os materiais metálicos utilizados foram de ferro galvanizado, latão, bronze, chumbo e cobre, dos quais alguns necessitaram modificações.

O ferro galvanizado foi matéria prima de vários conjuntos de um parafuso, duas arruelas e uma porca de 3 mm e 10 mm, sendo que este último foi modificado por uma perfuração longitudinal no centro que apresentava uma rosca de 3 mm, além de conjuntos de duas arruelas e uma porca de 3 mm, parafusos isolados de 3 mm com rosca soberba e porcas de 3 mm tipo borboleta.

Outro material metálico usado que necessitou adaptação foi o latão, que inicialmente era uma haste de 4,7 mm de diâmetro e 1,5 m de comprimento. Esta foi transformada em três hastes estabilizadoras com 30 cm de comprimento e roscas de 3 mm de diâmetro e 2 cm de comprimento nas extremidades e uma haste limitadora de 30 cm de comprimento e rosca de 3 mm de diâmetro em toda a sua extensão.

Alguns dos materiais usados são de uso comum em tubulações residenciais de gás, sendo estes de bronze: registros 13 mm com conexão para mangueira, conexões em T 13 mm para mangueira e conjuntos de um bico adaptador mangueira e rosca, duas arruelas e uma porca de 13 mm.

O chumbo foi utilizado na forma granulada N^o 7,5 para a confecção dos lastros de pressão e uma tela de cobre circular com 18 mm de diâmetro malha 18 fio 30 BWG para limitação da cânula orotraqueal.

3.1.3 MADEIRA

Foram utilizados basicamente dois tipos de madeira, *pinus* e fórmica. Uma tábua de *pinus* de 1 cm de espessura e 12 cm de largura foi recortada em quatro partes: duas de 63 cm e duas de 38 cm para a construção do Porão. Duas placas de fórmica com 1,5 cm de espessura e dimensões 5 cm X 5 cm foram utilizadas para fixação dos bocais dentro da Caixa de Armazenamento.

3.1.4 VIDRAÇARIA

A utilização de vidro foi restrita a dois tubos de vidro de 50 mm de comprimento, com diâmetro externo de 15 mm e interno de 11 mm para confecção dos barômetros.

3.1.5 ELETRO-ELETRÔNICOS

Vários materiais elétricos e eletrônicos foram utilizados, desde componentes mais simples, como um fio de luz, até componentes mais sofisticados, como um ventilador mecânico.

Os componentes elétricos utilizados foram: fio elétrico de cobre paralelo 2 X 1.00 mm²; seis *plugs* de tomada (macho) de 220 V; dois bocais de porcelana de 4 A e 250 V para lâmpada; duas lâmpadas de 4 A e 110 V, uma incandescente de 40 W para aquecimento de ar e uma fluorescente de 20 W para iluminação; um aquecedor para aquário (BW®) com tensão 127 V e potência 20 W para aquecimento de água; oito chaves de luz intermediárias de 6 A coloridas (azul, branca, vermelha e preta); uma mangueira luminosa branca modelo TM13-11 (3M®) de 13 mm com tensão de 120 V e 2 m de comprimento que foi dividida em quatro pedaços menores e quatro cabos de força compatíveis para iluminação; um filtro de linha com 6 saídas de dimensões 50 mm X 35 mm X 300 mm com tensão de 120 V e frequência de 50 / 60 Hz e intensidade de corrente de 10 A; e um *cooler* de computador de 80 mm X 80 mm de 12 V com uma fonte modelo FTP 125 (HAYONIK®) de tensão 127 V / 12 V e 500 mA para circulação do ar.

Os componentes eletrônicos utilizados foram: dois termostatos eletrônicos para aquários série TE 0104 – MW® com tensão 127 V, faixa de funcionamento de 32,0 a 42,0°C, variação de 0,5°C e potência um de 400 W para aquecimento de água e um de 300 W para aquecimento de ar; um microcomputador com

processador Pentium 3, 450 MHz e 128 MB de memória RAM e *software* Agilent Banchlink versão 1.4 (Agilent®), específico para aquisição e análises de grandezas de temperatura, que recebia dados de oito termopares tipo T de cobre e constantan ligados a um sistema de aquisição e controle de sinais do tipo Agilent 34970A com placa de multiplexação 34901A de 20 canais (Agilent®) e um conjunto para ventilação mecânica constituído por um ventilador mecânico marca TAKAOKA® modelo MONTEREY 3, tubos e conexões compatíveis com o ventilador, um cilindro de ar comprimido e um de O₂ de 8 m³ cada.

3.1.6 FIXAÇÃO E VEDAÇÃO

A fixação e a vedação dos componentes do experimento foram pontos de grande importância, uma vez que se trabalhou com meios líquidos e gasosos que eram submetidos à pressão e que não poderia haver vazamentos. Foram utilizados abraçadeiras, colas, fitas adesivas e parafusos já descritos na sessão de materiais metálicos.

As abraçadeiras utilizadas foram: de ferro galvanizado de 13 mm com 10 mm de espessura e de 20 mm com 10 mm de espessura; e de plástico de 100 mm de comprimento e 2 mm de espessura.

Os tipos de cola foram: cola de silicone (polidimetilsiloxano e sílica); cola para tubos plásticos soldáveis de PVC rígido (resina de PVC e solventes orgânicos); cola universal (éster de cianoacrilato); cola *spray* para espuma e isopor N°77 (3M®) e espuma expansiva de poliuretano.

Ainda utilizou-se fita adesiva transparente de 12 mm para fixação das escalas e fita isolante preta (3M®) para isolamento elétrico.

3.1.7 ISOLAMENTO TÉRMICO

O isolamento térmico baseou-se na construção de uma caixa isolante, que utilizou como materiais uma caixa de papelão com espessura de 3 mm e dimensões 62 cm X 36,5 cm X 65 cm e seis placas de isopor com espessura de 30 mm e dimensões 100 cm X 60 cm, recortada em seis partes: uma de 61,5 cm X 37 cm, que recobriu o fundo da caixa; uma de 61,5 cm X 37 cm, que se tornou a tampa; duas de 61 cm X 58 cm, que recobriram as laterais maiores da caixa; e duas de 30 cm X 58 cm, que recobriram as laterais menores da caixa.

3.1.8 ACABAMENTO

O acabamento, tanto interno como externo, foi feito com folhas de papel Contact® nas cores branca e transparente.

3.2 MÉTODO

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

3.2.1 CONSTRUÇÃO

Para a realização do experimento, fez-se necessária a construção individual de cada uma das partes do modelo experimental: a válvula de pressão pulmonar expiratória final (PEEP), a válvula de segurança, o cilindro principal, o fole, os lastros de pressão, o umidificador, os barômetros, o painel de controle, o escoamento, a caixa de armazenamento e o distribuidor de ar.

3.2.1.1 Válvula de pressão pulmonar expiratória final (Válvula de PEEP)

A pressão dentro do sistema do pulmão artificial, como visto anteriormente, é um fator importante na troca de temperatura. Um dos desafios deste projeto foi simular a pressão pulmonar expiratória final (PEEP). Para isto, foi desenvolvida uma válvula denominada de Válvula de PEEP, para manter uma pressão mínima no sistema que poderia variar de 0 a 30 cmH₂O.

A construção desta válvula utilizou como base um cano de 45 cm e dois *caps* de 75 mm, que ao tampar as extremidades do cano transformavam-no em um cilindro. Para fins de calibragem da válvula, criou-se uma janela mediante o recorte de uma faixa de 35 cm X 1,5 cm na parede do cano e o espaço foi recoberto por transparências fixadas com cola universal e vedadas com cola de silicone. Quatro orifícios eqüidistantes em circunferência foram feitos no *cap* superior: um de 13 mm para iluminação, por onde passou uma mangueira luminosa de 40 cm acoplada ao seu respectivo cabo de força e fixada ao *cap* com cola de silicone; um de 20 mm para a entrada de água, que foi preenchido por um conjunto de dois adaptadores de

20 mm com rosca dupla e dois anéis de vedação e ocluído por um *cap* de 20 mm com rosca; um de 20 mm para entrada de ar,, que foi preenchido por um conjunto de um adaptador de 20 mm com rosca e uma luva LR de 20 mm, além dos dois anéis de vedação; e um de 20 mm para saída de ar preenchido por um conjunto de um adaptador de 20 mm com rosca e uma luva LR de 20 mm, além de dois anéis de vedação. Apenas um orifício de 13 mm foi feito no *cap* inferior e preenchido por um conjunto de um bico adaptador de bronze, arruelas e porca. A finalidade deste conjunto foi o escoamento de líquido do cilindro. O *cap* superior ainda foi completado com um cano de 20 mm com 40 cm de comprimento, que saía do adaptador da entrada de ar em direção ao interior do cilindro, e dois conjuntos de joelhos de 90° de 20 mm com extensões de cano de 20 mm com 5 cm, que foram fixados nas luvas LR de entrada e saída de ar, no lado externo do cilindro. Durante a montagem do cilindro, a mangueira luminosa foi fixada à parede interna com cola de silicone, ficando assim como o cano interno perpendicular à tampa. Todas as conexões e *caps* foram fixadas com cola de PVC e vedadas com cola de silicone. Sobrepueram-se à janela transparente do cilindro folhas de transparência com uma escala impressa em centímetros variando de -5 a 35 cmH₂O, em que o ponto 0 correspondeu à extremidade distal do cano interno. Estas transparências foram fixadas com fita adesiva transparente e, posteriormente, recobertas por papel Contact® transparente (Figuras 3 e 4).

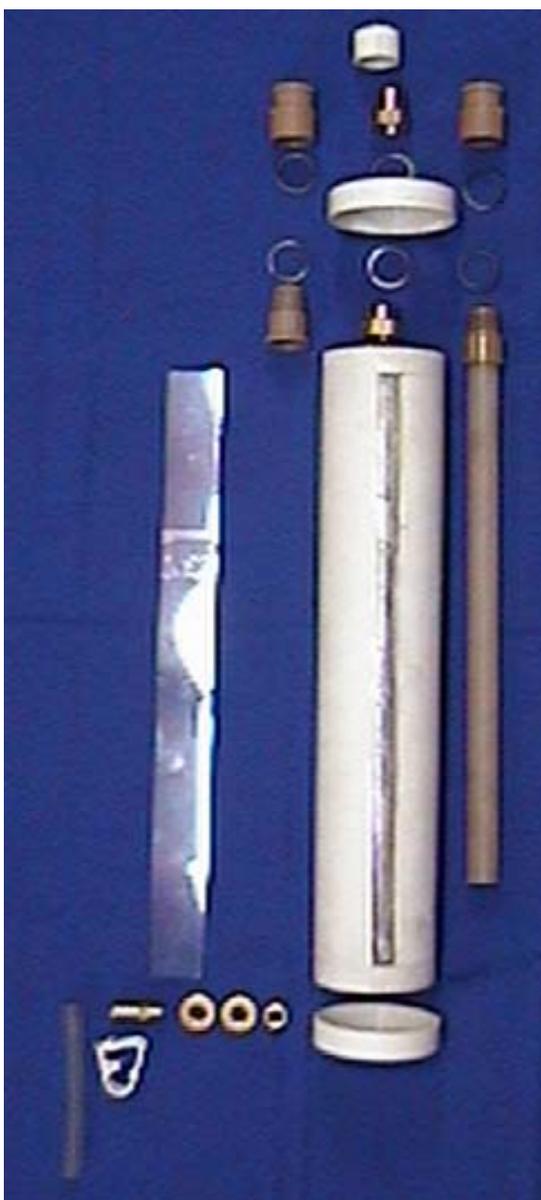


Figura 3 - Válvula de PEEP desmontada

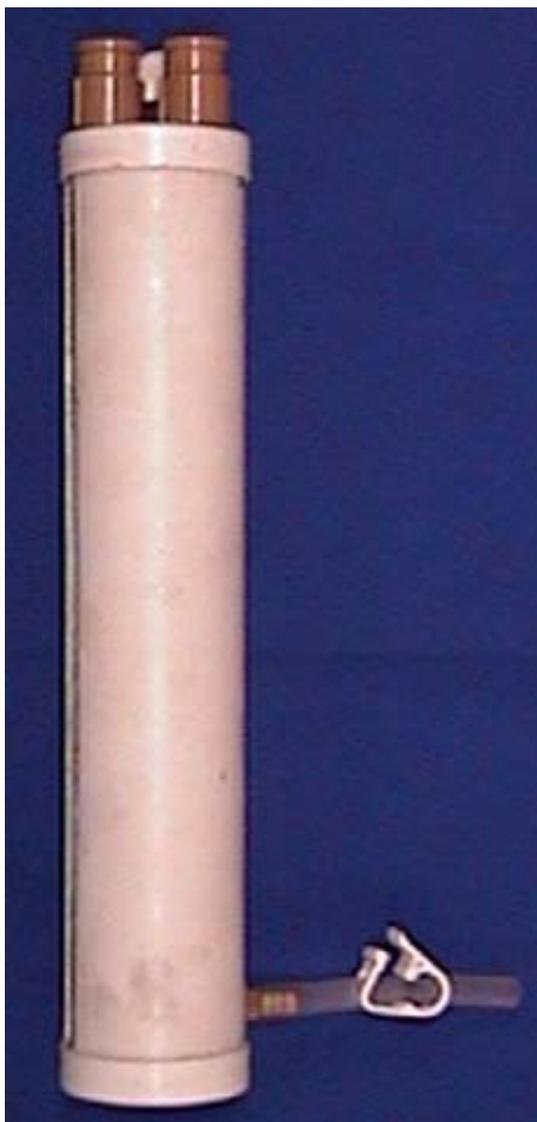


Figura 4 - Válvula de PEEP montada

3.2.1.2 Válvula de segurança

Uma Válvula de Segurança teve que ser desenvolvida, uma vez que, como visto anteriormente, a pressão dentro do sistema do pulmão artificial não podia exceder 40 cmH₂O, sob pena de alterar a troca de temperatura.

A construção desta válvula utilizou como base um cano de 55 cm e dois caps de 75 mm que, ao tamparem as extremidades do cano, transformavam-no em um cilindro. Para fins de calibragem da válvula, criou-se uma janela mediante o recorte de uma faixa de 45 cm X 1,5 cm na parede do cano e o espaço foi recoberto por transparências fixadas com cola universal e vedadas com cola de silicone. Quatro

orifícios eqüidistantes em circunferência foram feitos no *cap* superior: um de 13 mm para iluminação, por onde passou uma mangueira luminosa de 40 cm acoplada ao seu respectivo cabo de força e fixada ao *cap* com cola de silicone; um de 20 mm para entrada de água, que foi preenchido por um conjunto de dois adaptadores de 20 mm com rosca dupla e dois anéis de vedação e ocluído por um *cap* de 20 mm com rosca; um de 20 mm para entrada de ar, que foi preenchido por um conjunto de um adaptador de 20 mm com rosca e uma luva LR de 20 mm, além dos dois anéis de vedação; e um de 13 mm para respiro de ar, preenchido por um conjunto de bico adaptador de bronze, arruelas e porca. Apenas um orifício de 13 mm foi feito no *cap* inferior e foi preenchido por um conjunto de bico adaptador de bronze, arruelas e porca, a finalidade deste conjunto foi o escoamento de líquido do cilindro. O *cap* superior ainda foi completado com um cano de 20 mm com 45 cm de comprimento, que saía do adaptador da entrada de ar em direção ao interior do cilindro; e um conjunto de joelho de 90° de 20 mm com extensões de canos de 20 mm com 5 cm, que foi fixado na luva LR de entrada de ar no lado externo do cilindro. Durante a montagem do cilindro, a mangueira luminosa foi fixada à parede interna com cola de silicone ficando assim como o cano interno perpendicular à tampa. Todas as conexões e *caps* foram fixadas com cola de PVC e vedadas com cola de silicone. Sobreuseram-se à janela do cilindro folhas de transparência com uma escala impressa em centímetros variando de -5 a 45 cmH₂O, em que o ponto 0 correspondeu à extremidade distal do cano interno. Estas transparências foram fixadas com fita adesiva transparente e, posteriormente, recobertas por papel Contact® transparente (Figuras 5 e 6).



Figura 5 - Válvula de Segurança desmontada

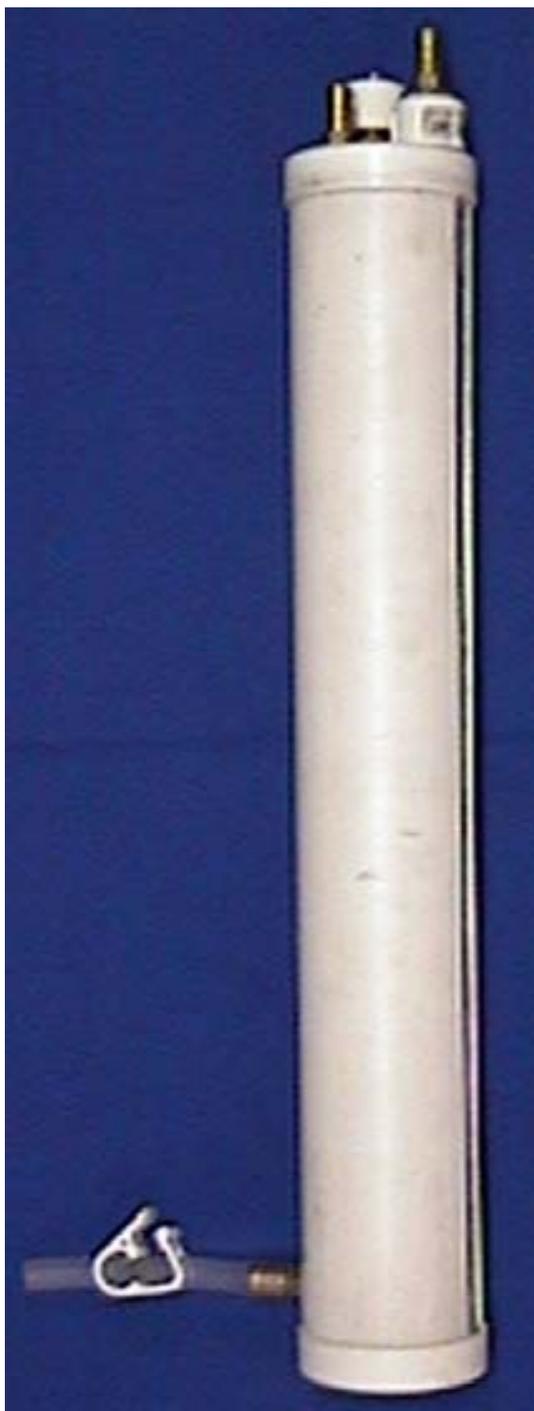


Figura 6 - Válvula de Segurança montada

3.2.1.3 Cilindro Principal

As variáveis mais importantes na construção do pulmão artificial foram o volume de ar, a umidade relativa do ar e a temperatura dentro do sistema. Iniciaram-

se a criação e a construção da parte mais importante do modelo, que foi o Cilindro Principal.

O Cilindro Principal teve como base um cesto de lixo cilíndrico de 6 l, com 21,5 cm de altura e 21 cm de diâmetro. Para fins de calibragem do cilindro, criou-se uma janela por meio do recorte de uma faixa de 20 cm X 1,5 cm da parede do cesto e o espaço foi recoberto por transparência fixada com cola universal e vedada com cola de silicone. Dez orifícios foram feitos no cilindro.

Um orifício de 20 mm na metade da altura do cilindro para entrada e saída de ar foi preenchido por um conjunto de um adaptador com rosca do lado interno do cilindro e uma luva LR do lado externo, além de dois anéis de vedação. À luva LR adaptou-se um registro plástico de três vias com válvula unidirecional que apresentava duas extensões de 5 cm de cano de 20 mm nas duas outras vias livres. Ao adaptador foi conectado um conjunto de joelho de 90° com uma extensão de cano de 20 mm com 10 cm e outra com 8 cm. A extensão de 10 cm foi fixada ao adaptador, enquanto a extensão de 8 cm ficou com sua extremidade distal livre dentro do cilindro, situada no centro e direcionada para cima.

Um orifício de 20 mm a 5 cm da borda superior do cilindro e 10 cm lateral à entrada e saída de ar, para entrada de água, foi preenchido por um conjunto de um adaptador com rosca do lado interno do cilindro e uma luva LR do lado externo, além de dois anéis de vedação. À luva LR adaptou-se um conjunto de uma extensão de 5 cm de cano de 20 mm, conectado a um joelho de 90°, e este conectado a um adaptador com rosca e ocluído por um *cap* com rosca. A extremidade externa deste conjunto foi direcionada para cima.

Foram feitos dois orifícios de 13 mm, um a 5 cm da borda superior do cilindro e outro entre a entrada e saída de ar e a entrada de água. O primeiro para conectar a válvula de segurança e o segundo para conectar o barômetro do cilindro principal, preenchidos cada um por um conjunto de um bico adaptador de bronze, arruelas e porca de 13 mm.

Um orifício de 1 cm foi localizado a 1 cm abaixo do conector do barômetro, para passagem da fiação dos componentes eletro-eletrônicos: dois sensores de temperatura do tipo Termopar, um sensor de temperatura do termostato de 400 W e um aquecedor de aquário.

Um orifício de 13 mm foi feito no centro da base do cilindro para escoamento de água, o qual foi preenchido por um conjunto de um bico adaptador de bronze, arruelas e porca de 13 mm.

Um orifício de 150 mm foi feito no centro da tampa superior do cilindro para adaptação do Fole que será descrito na seqüência.

Nos três orifícios de 3 mm eqüidistantes, localizados na tampa superior do cilindro em uma circunferência de 93 mm de raio, foram fixadas as extremidades inferiores das hastes estabilizadoras do Fole, com conjuntos de duas porcas e duas arruelas de 3 mm para cada haste.

Pelo orifício de 13 mm, localizado na tampa superior do cilindro em uma circunferência de 93 mm de raio e na metade entre dois dos orifícios das hastes para iluminação, passou-se uma mangueira luminosa de 22 cm de comprimento, acoplada ao seu respectivo cabo de força e fixada à tampa superior com cola de silicone.

Todas as conexões foram fixadas com cola de PVC e vedadas, assim como todos os orifícios, com cola de silicone.

No interior do cilindro, foram colocados suportes de PVC: dois no assoalho em lados opostos e um na parede, a 2 cm da tampa, todos fixados com cola de silicone. No assoalho, a um dos suportes foi fixado com duas abraçadeiras de plástico o aquecedor de aquário; ao outro, se fixaram com uma abraçadeira de plástico o sensor de temperatura do termostato de 400 W e um sensor de temperatura tipo Termopar, para aferição da temperatura da água. Ao suporte da parede fixou-se com uma abraçadeira de plástico outro sensor tipo Termopar para aferição da temperatura do ar.

Sobrepôs-se à janela transparente do cilindro transparência com uma escala impressa em mililitros com intervalos de 100 ml e 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. Estas escalas foram fixadas com fita adesiva transparente e, posteriormente, recobertas por papel Contact® transparente (Figuras 7, 8 e 9).

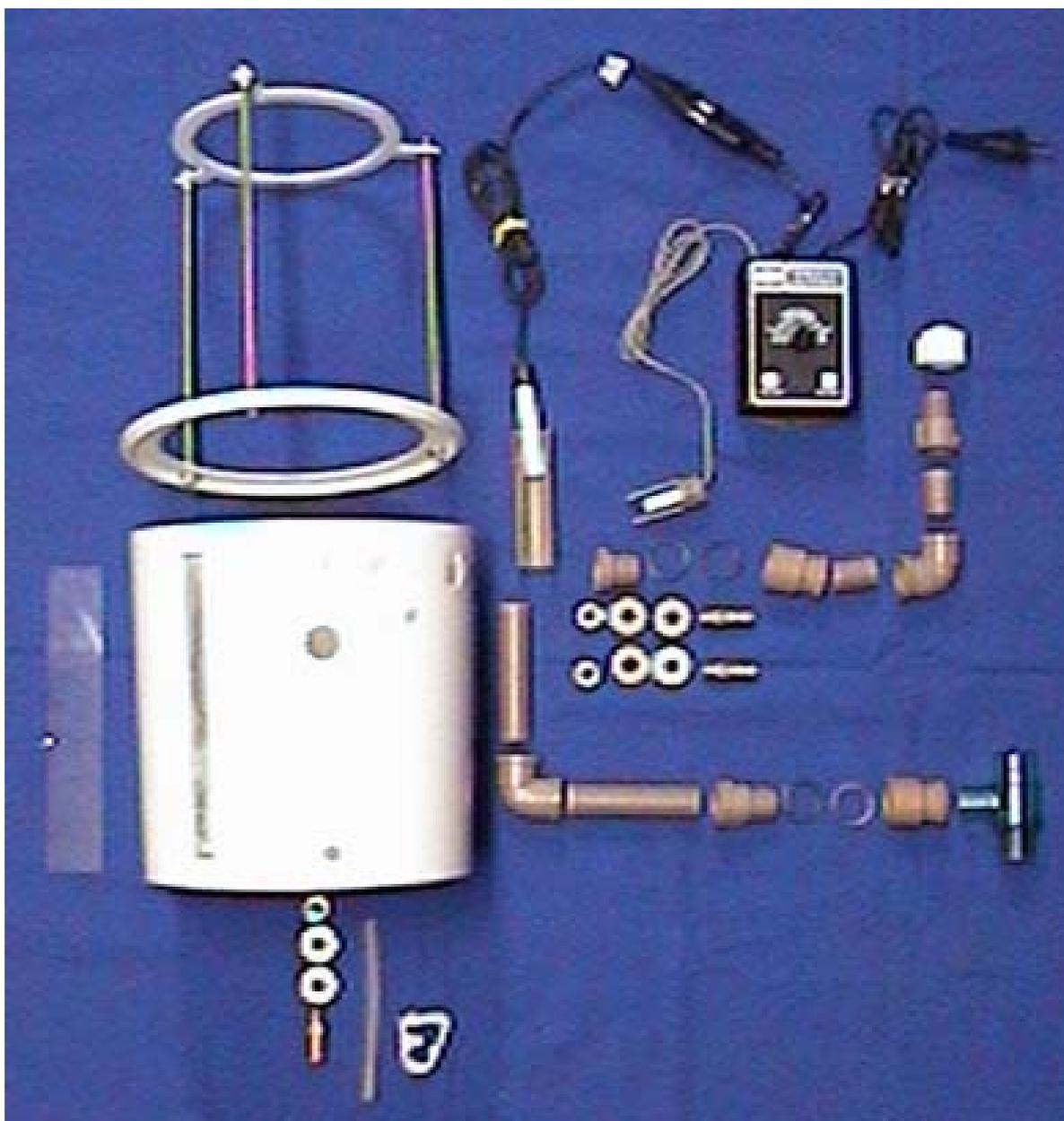


Figura 7 - Cilindro Principal desmontado



Figura 8 - Cilindro Principal montado "interior"

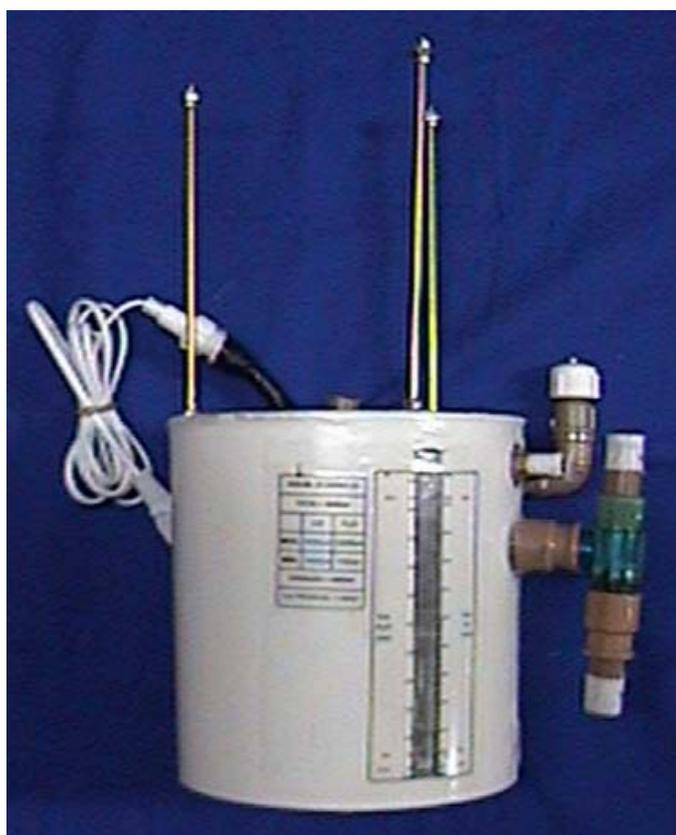


Figura 9 - Cilindro Principal montado "exterior"

3.2.1.4 Fole

Visando à simulação do volume corrente no pulmão artificial, foi desenvolvido um Fole que usou como base um cano com 20 cm, um *cap* e uma luva simples de 150 mm que, quando acoplados, formavam um cilindro com a base aberta. A função deste cilindro era servir de guia para o fole que foi montado dentro dele. Para isso, foram recortadas três janelas de 15 cm X 1,5 cm nas paredes do cano, que iniciavam na borda superior do cilindro e eram eqüidistantes. Quando da acoplagem deste fole no cilindro central, o centro destas janelas coincidia com as hastes estabilizadoras.

A regulagem de volume do Fole foi feita por meio de um mecanismo criado e construído a partir da tampa superior do cilindro. O *cap* 150 mm recebeu um orifício central de 10 mm, onde foi fixado um conjunto de um parafuso, arruelas e porca de 10 mm com rosca central. A haste de latão com rosca completa foi atarraxada na rosca central do parafuso de 10 mm. A placa limitadora foi fixada à extremidade inferior da haste por um conjunto de duas porcas e de duas arruelas de 3 mm. Pela extremidade superior da haste foi atarraxada uma porca tipo borboleta que, ao ser apertada contra o parafuso, travava o mecanismo. Na extremidade superior da haste, foi fixado um conjunto de uma porca simples e uma porca tipo borboleta de 3 mm, mediante o qual se regulava a placa limitadora de volume mais para cima (maior volume corrente) ou mais para baixo (menor volume corrente).

A parte oscilante do fole foi construída a partir de um filme plástico, o qual teve duas das suas extremidades coladas entre si com cola universal, formando um cilindro. A borda superior deste cilindro foi fixada entre a placa circular de 142 mm de diâmetro na face interna do cilindro e a placa circular de 142 mm de diâmetro, com aletas na face externa do cilindro. No centro, sobre a face externa da tampa deste cilindro, foi fixado um segmento de cano de 100 mm com 8 cm de altura, para armazenar os lastros de pressão. Esta fixação foi feita com seis conjuntos de parafuso, arruelas e porca de 3 mm, que perfuravam as placas em seis pontos eqüidistantes em uma circunferência de 134 mm de diâmetro e cola de silicone. Assim, foi formado um cilindro com tampa rígida, parede flexível e base aberta. Este cilindro flexível foi colocado dentro do cano de 150 mm com a tampa rígida voltada para cima e as aletas da tampa coincidindo com as janelas longitudinais. A base aberta do cilindro flexível foi vestida na extremidade inferior do cano e fixada com cola de silicone da luva de 150 mm no cano, criando-se um fole cilíndrico de 142 mm

de diâmetro e 20 cm de altura. Após a colocação e a fixação do cilindro flexível dentro do cano, inseriu-se pela extremidade superior do cano a placa estabilizadora com as aletas, coincidindo com as janelas do cano. A extremidade superior do cano foi ocluída pelo *cap* de 150 mm com o mecanismo limitador de volume que foi fixado por doze conjuntos de um parafuso, arruelas e porca de 3 mm ao cano sendo colocados dois parafusos de cada lado de cada janela do cano. Isso, para impedir que estas janelas diminuíssem a sua largura e bloqueassem o movimento do fole (Figuras 10 e 11).

O Fole foi fixado com cola de silicone na tampa superior do cilindro principal, coincidindo a posição das janelas do fole com a posição das hastes estabilizadoras já fixadas no cilindro principal. Cada haste estabilizadora passou por dentro do orifício da aleta da tampa superior do fole e teve sua extremidade superior fixada com um conjunto de duas porcas e duas arruelas no orifício da aleta da placa estabilizadora. Isto impediu que o fole travasse durante sua movimentação (Figura 12).

Fixou-se com fita adesiva transparente, à margem lateral de uma das janelas do fole, uma transparência com uma escala impressa em mililitros com intervalos de 100 ml e variando de 0 a 2000 ml. O volume era marcado pela coincidência de uma das aletas da tampa superior do cilindro flexível com a escala. Posteriormente, a transparência foi recoberta por papel Contact® transparente.



Figura 10 - Fole desmontado



Figura 11 - Fole montado



Figura 12 - Fole acoplado ao Cilindro Principal

3.2.1.5 Lastros de pressão

A pressão dentro do sistema do pulmão artificial não deveria ultrapassar 40 cmH₂O (GUYTON, 1991), mas também não poderia ser igual ou inferior à pressão pulmonar expiratória final, pois, neste caso, não haveria expiração. Assim, criou-se e construiu-se um mecanismo para regulação da pressão de dentro do sistema e de expiração.

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 mm² ($A_b = 3,14159 \times 142^2 / 4$). Como 1 cmH₂O = 0,01 gf/mm², para obter-se uma pressão de 1 cmH₂O 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 1cmH₂O. Pesou-se a tampa superior do fole que tinha 102,560 g, que correspondia a uma pressão de 0,006476 g/mm² ($P = 102,560 / 3959,1887$), a qual equivale a uma pressão de 0,6476 cmH₂O. Para facilitar a calibragem, adicionaram-se mais 55,8 g de chumbo granulado nº 7,5 à tampa do fole, obtendo-se, assim, uma pressão inicial de 1 cmH₂O.

Sacos circulares de poliéster com diâmetro de 100 mm foram costurados e enchidos com chumbo granulado para criar sete lastros, os quais corresponderam às diversas pressões necessárias: três sacos de 10 cmH₂O com 1.583,67 g cada; um de 5 cmH₂O com 791,83 g; dois de 2 cmH₂O com 316,73 g cada e um de 1 cmH₂O com 158,36 g. Estes lastros foram identificados com sua massa e valor de pressão resultante e foram colocados no recipiente próprio sobre a tampa do fole, conforme a necessidade.

3.2.1.6 Umidificador

Em função do ar que entraria no sistema não ser saturado e ter uma temperatura inferior a 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. Por isso, houve a necessidade de se criar e construir um Umidificador, que saturasse o ar durante sua entrada no sistema.

A construção do umidificador utilizou como base um cano com 10 cm e dois caps de 100 mm que, ao tamparem as extremidades do cano, transformavam-no em um cilindro. Para fins de calibragem do nível da água do Umidificador, criou-se uma janela mediante um orifício de 15 mm de diâmetro feito a 2 cm da borda superior do cilindro. O espaço foi recoberto por transparência fixada com cola universal e vedada com cola de silicone.

Dois orifícios de 20 mm de diâmetro foram feitos em lados opostos do cap superior em uma circunferência de 80 mm de diâmetro: um para entrada de água, que foi preenchido por um conjunto de dois adaptadores de 20 mm com rosca dupla e dois anéis de vedação e ocluído por um cap com rosca; e outro para saída de ar saturado, que foi preenchido por um conjunto de um adaptador com rosca, que ficou para dentro do cilindro, e uma luva LR com uma extensão de 5 cm de cano de 20 mm, além de dois anéis de vedação.

Na parede do cilindro, no lado oposto ao da janela, a 2 cm da borda inferior do cano, foi feito um orifício de 20 mm para entrada do ar não saturado. Este foi preenchido por um conjunto de um adaptador com rosca do qual saía uma extensão de 2 cm de cano de 20 mm. Deste, por sua vez, preso por uma abraçadeira de 20 mm, saía um eletroduto corrugado com 8 cm. Este eletroduto tinha sua extremidade distal ocluída por um conjunto de cap com 2 cm de extensão de cano de 20 mm e uma abraçadeira, que ficaram para dentro do cilindro, e uma luva LR de 20 mm, na qual adaptou-se um conjunto de joelho de 90° com duas extensões com 5 cm de cano de 20 mm. Uma extensão foi fixada na luva LR a outra extensão ficou com sua extremidade distal livre fora do cilindro e direcionada para cima. Para que, quando o ar entrasse no cilindro, borbulhasse na água e saísse do cilindro saturado, foram feitas perfurações de 0,5 mm no eletroduto corrugado. Para que não houvesse alteração na vazão de ar pelo tubo corrugado, este ficou mergulhado em água a uma profundidade máxima de 3 cm (calibragem pela janela perfurada). Calculou-se a área do cano de 20 mm, que foi de $314,159 \text{ mm}^2$ ($A = \Pi \times D^2 / 4$ onde $A = 3,14159 \times 20^2 / 4$), e teve que ser igual à soma das áreas de cada furo do eletroduto corrugado. A área de cada furo era de $0,19634 \text{ mm}^2$ ($A = \Pi \times D^2 / 4$ onde $A = 3,14159 \times 0,5^2 / 4$). Então, determinou-se o número de furos necessários no

eletroduto, que foi de aproximadamente 1600 ($N = A_c / A_f$ onde $N = 314,159 / 0,19634$).

Ainda na parede do cilindro, a 1cm da borda inferior e na mesma linha da janela, foi feito um orifício de 13 mm para iluminação, por onde passou-se uma mangueira luminosa de 10 cm acoplada ao seu respectivo cabo de força e fixada com cola de silicone.

Sobrepôs-se à janela transparente do cano uma escala impressa, mostrando o nível de 430 ml que correspondia a 3 cmH₂O acima do eletroduto. Esta escala foi fixada com fita adesiva e, posteriormente, recoberta por papel Contact® transparente (Figura 13).

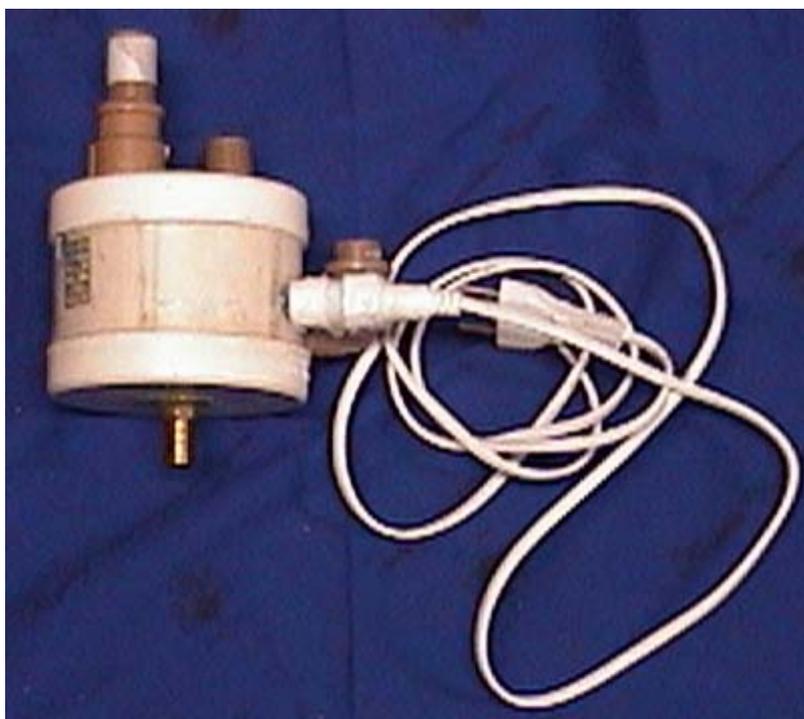


Figura 13 - Umidificador montado

3.2.1.7 Manômetros

Dois manômetros de coluna foram construídos, utilizando centímetros de água como escala: um para medir a pressão no interior da caixa de armazenamento; e o outro, a pressão do cilindro principal. Ambos eram compostos de duas partes, uma régua de aferição que ficava fora da caixa de armazenamento e um reservatório de água que ficava dentro da caixa de armazenamento.

As réguas de aferição foram construídas sobre placas de PVC de 4 cm X 50 cm no centro das quais, na vertical, foi fixado com papel Contact® transparente uma escala em centímetros que variava de -5, na sua parte inferior, até +40, na superior. Verticalmente no centro destas placas foi fixado um tubo de vidro com uma abraçadeira de plástico, que atravessava duas perfurações de 3 mm laterais ao tubo em cada uma das extremidades da placa (Figura 14).

Os reservatórios de água foram construídos a partir de um cilindro formado por um cano com 10 cm de comprimento ocluído superiormente com um *cap* e inferiormente por uma luva simples de 50 mm. Esta luva foi modificada pela fixação com cola de uma placa circular de 47 mm de diâmetro no interior dela, que a ocluída na metade do seu comprimento. No centro do *cap* superior e da placa circular, foram feitos orifícios de 13 mm, que foram preenchidos por um conjunto de bico adaptador de bronze, arruelas e porca, com a ponta dos conjuntos para fora do cilindro. Ainda na extremidade distal da luva, foi conectada uma extensão de 10 cm de cano de 50 mm com um orifício de 13 mm na metade da altura da sua parede. Saiam do bico inferior dos reservatórios mangueiras de 13 mm que atravessavam a parede da caixa de armazenamento e adaptavam-se à extremidade inferior do tubo de vidro dos barômetros e eram fixadas com cola de silicone (Figura 15). Do bico superior dos reservatórios saíam mangueiras. No caso do manômetro do cilindro principal ele se conectava com um bico de bronze no cilindro principal e no caso do manômetro da caixa de armazenamento terminava livre dentro da caixa de armazenamento com a extremidade para cima. Todas as conexões foram vedadas com cola de silicone e as junções entre mangueiras e bicos fixadas com abraçadeiras de 13 mm.

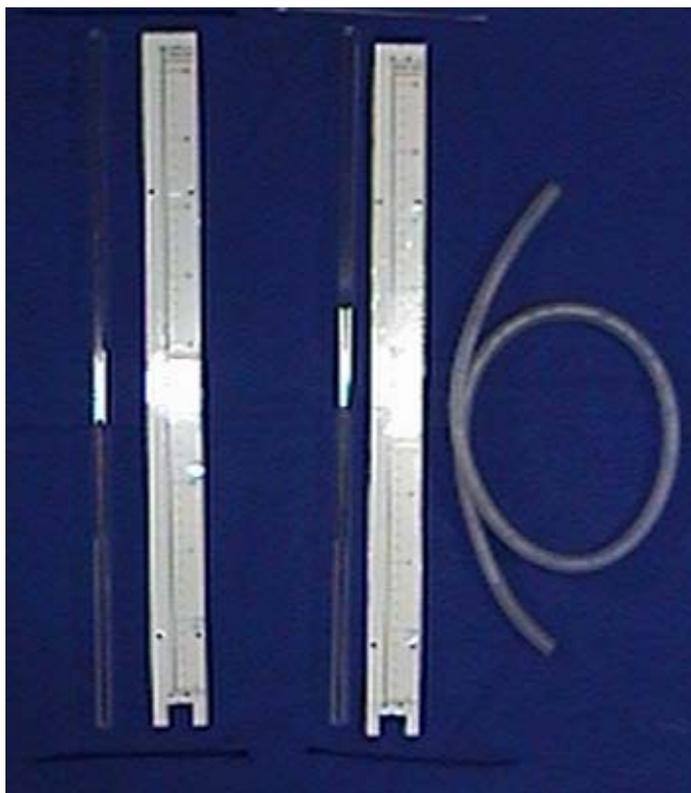


Figura 14 - Régua de aferição



Figura 15 - Reservatório de água do manômetro

3.2.1.8 Painel de Controle

O centro de controle do pulmão artificial foi construído visando à segurança e à operação dos equipamentos que compunham o modelo experimental. Esse centro de controle foi denominado de Painel de Controle e foi construído sobre uma placa de PVC de 40 cm X 40 cm. Esta placa recebeu 4 perfurações de 3 mm de diâmetro, a 3 cm dos seus vértices, para fixação a uma das laterais maiores da caixa de armazenamento com conjuntos de um parafuso, arruelas e porca de 3 mm.

Dividiu-se a placa verticalmente, da esquerda para a direita, em quatro partes iguais, sendo cada uma destinada a um tipo de controle (Temperatura, Pressão, Chaves de Comando e Força Elétrica).

A seção de Temperatura foi dividida longitudinalmente em duas partes iguais, uma superior e outra inferior, e recebeu um orifício central de 15 mm, entre as duas partes, que atravessava a placa e a parede da caixa de armazenamento. Centralizado na parte superior desta seção, foi fixado com cola universal e dois conjuntos de parafuso, arruelas e porca de 3 mm o termostato de 300 W, destinado ao controle da temperatura no interior da Caixa de Armazenamento. Na parte inferior desta seção, também centralizado, foi fixado com cola universal e dois conjuntos de parafuso, arruelas e porca de 3 mm o termostato de 400 W destinado ao controle da temperatura no interior do Cilindro Principal. O orifício central de 15 mm, entre as duas partes da seção, foi usado para a passagem da fiação elétrica dos termostatos para trás da placa e dentro da caixa de armazenamento.

A seção de Aferição da Pressão foi dividida verticalmente em duas partes iguais. No centro de cada uma das partes foi fixado com quatro conjuntos de parafuso, arruelas e porca de 3 mm, um manômetro que tinha na sua extremidade inferior uma mangueira de 13 mm que entrava na caixa de armazenamento por um orifício de 13 mm situado logo abaixo da placa, na linha onde o manômetro estava fixado. O primeiro manômetro media a pressão do cilindro central, enquanto o segundo media a pressão no interior da caixa de armazenamento.

A seção de Chaves de Comando foi montada tendo como base um cano de 30 cm e dois *caps* de 75 mm que, ao tampar as extremidades do cano, transformavam-no em um cilindro. Este cilindro foi fixado verticalmente no centro da seção com quatro conjuntos de parafuso, arruelas e porca de 3 mm que atravessavam a parede do cilindro em contato com a placa e a placa em pontos

eqüidistantes entre si. Além destas perfurações, foi feito mais um orifício de 15 mm centralizado na mesma linha que atravessava o cano e a placa para passagem de fiação elétrica para trás da placa. Na parede anterior do cilindro, foram feitos, verticalmente e eqüidistantes entre si, oito orifícios onde as chaves de luz coloridas foram fixadas e identificadas de cima para baixo como: termostato caixa (vermelha), termostato cilindro (vermelha), ventilador (azul), luz interna (branca), luz externa (branca) e três chaves livres (pretas). Na parede lateral direita do cilindro foram realizados, verticalmente e eqüidistantes entre si, seis orifícios de 5 mm de diâmetro, por onde saíam, de dentro do cilindro, seis cabos de força que apresentavam *plugs* macho em suas pontas e foram identificados de cima para baixo como: termostatos, ventilador, luzes e livre (3 cabos). Dentro do cilindro passou toda a fiação elétrica que entrava e saía da caixa armazenadora, as ligações elétricas feitas e a fonte FTP 125 do ventilador.

A seção de Força Elétrica foi montada com um filtro de linha de seis saídas que foi fixado verticalmente no centro da sessão com 2 conjuntos de um parafuso, arruelas e porca de 3 mm. A cada uma das posições foi conectado, em ordem, um dos *plugs* macho (Figuras 16 e 17).

Ao término da construção do painel de controle, este foi fixado à Caixa de Armazenamento, na altura ideal para que os barômetros estivessem calibrados no ponto 0 e todos os componentes foram identificados com transparências impressas fixadas com fita adesiva transparente e, posteriormente, recobertas por papel Contact® transparente.

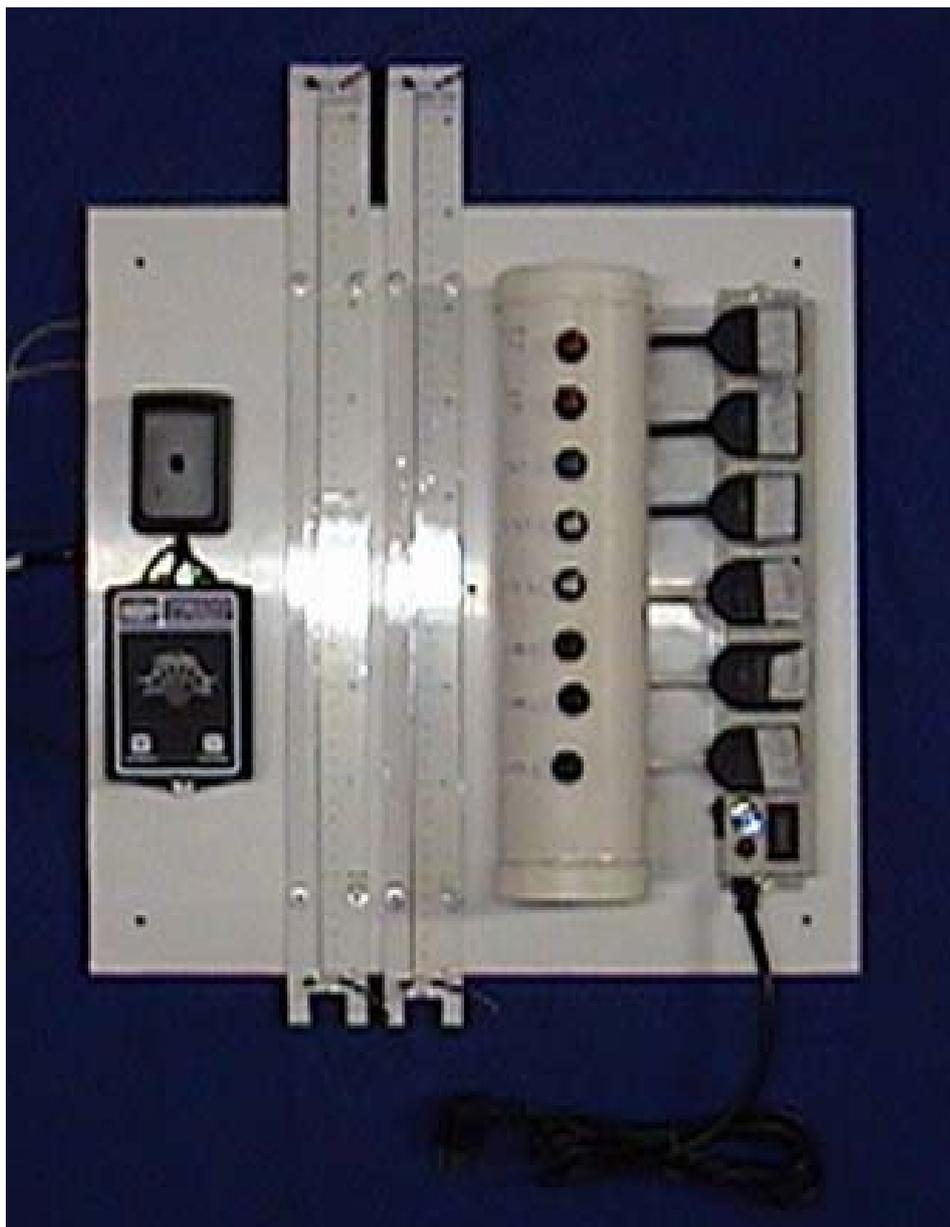


Figura 17 - Painel de Controle montado

3.2.1.9 Escoamento

Como anexo à base da caixa de armazenamento, foram necessárias a criação e a construção de um sistema de escoamento para esvaziar os recipientes do interior da caixa e permitir a saída do respiro da Válvula de Segurança.

A construção deste escoamento denominado de Porão teve como base uma armação de madeira (*Pinus*) retangular de 1 cm de espessura e dimensões de 63 cm X 38 cm X 12 cm, fixada com parafusos de rosca soberba e cola universal. A 1

cm das bordas superior e inferior desta armação, foram fixados calços de madeira para acoplar a caixa na parte superior e uma tampa de PVC de 62,5 cm X 37,5 cm na parte inferior. Em uma das faces de 63 cm do porão foram feitos seis orifícios de 12 mm, a 6 cm da borda superior, longitudinalmente eqüidistantes entre si. Além destes orifícios de 12 mm foram feitos mais 24 orifícios de 3 mm localizados 1 cm acima, abaixo, à direita e à esquerda de cada orifício de 12 mm (4 orifícios de 3 mm para cada orifício de 12 mm). Registros de bronze de 13 mm com conexão para mangueira foram colocados em cada orifício de 12 mm e fixados com abraçadeiras plásticas que passaram pelos orifícios de 3 mm (Figura 18). A caixa de armazenamento foi fixada na parte superior do porão com cola universal e cola de silicone. Do assoalho desta caixa saíam 5 mangueiras de 13 mm através de orifícios de 15 mm localizados abaixo de cada um dos recipientes do interior da caixa (Válvula de PEEP, Válvula de Segurança, Respiro da Válvula de Segurança, Cilindro Central e Umidificador) para escoamento. Cada uma das mangueiras foi adaptada individualmente em uma das vias dos registros de bronze e da outra via destes registros saíam outras mangueiras que confluíam para uma cisterna montada com 3 conexões de bronze em T. Desta saía uma mangueira que atravessava o centro de uma das faces de 38 cm do porão através de um orifício de 13 mm e terminava aberta ao meio externo. Todas as extremidades das mangueiras foram fixadas com abraçadeiras de 13 mm (Figura 19).

A parte externa do porão foi totalmente recoberta com papel Contact® branco e todos os registros e a saída de água foram identificados com transparências impressas, fixadas com fita adesiva transparente e, posteriormente, recobertas por papel Contact® transparente.

Quando a construção do porão terminou, ao fundo deste foi fixada a tampa de PVC com 14 parafusos de rosca soberba de 3 mm.

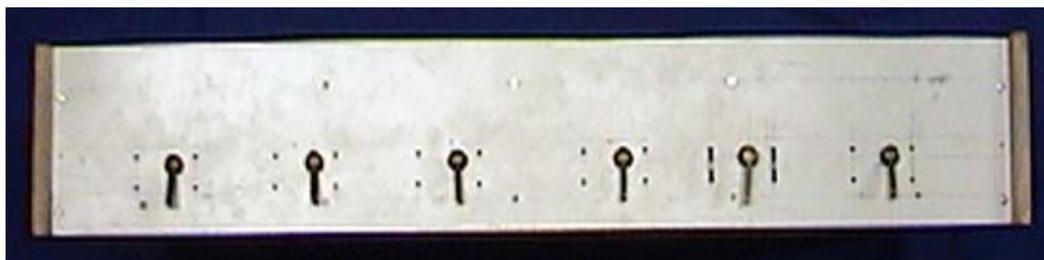


Figura 18 - Painel de controle do Porão

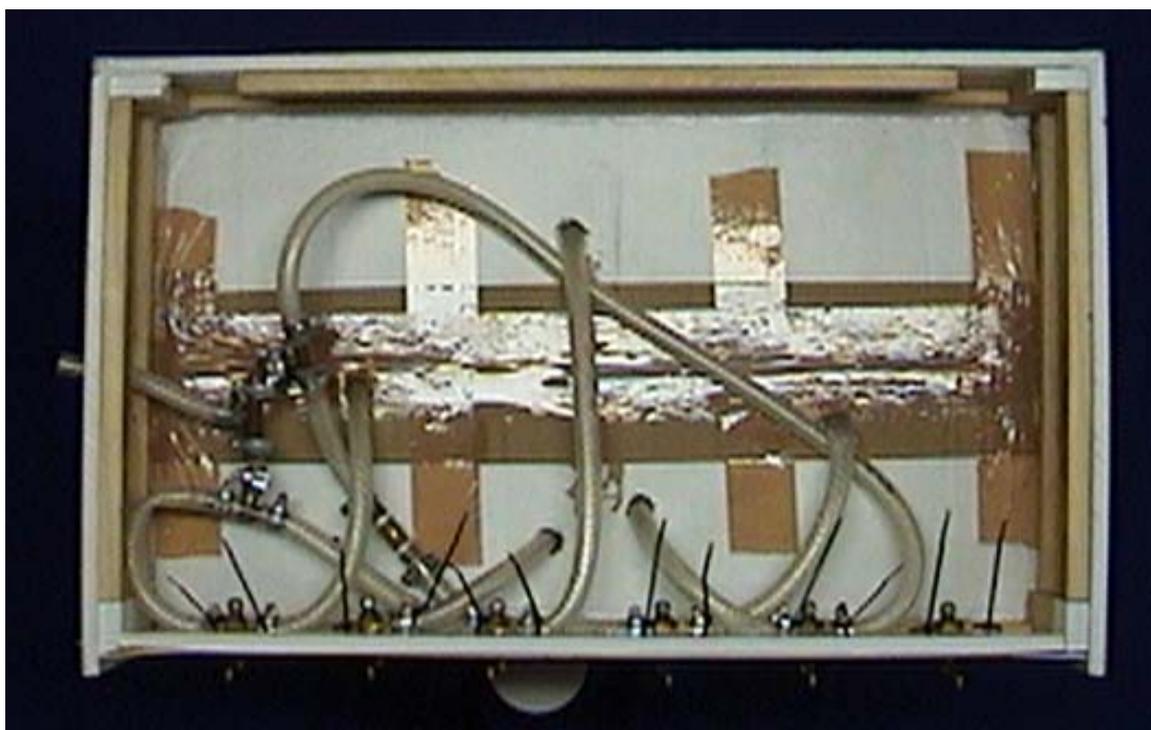


Figura 19 - Conexões das mangueiras no interior do Porão

3.2.1.10 Caixa de Armazenamento

Para o perfeito funcionamento do sistema, este teve que ser construído e armazenado dentro de uma caixa de isolamento térmico. A Caixa de Armazenamento 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. O interior desta caixa foi revestido por cinco placas de isopor fixadas ao papelão com cola *spray*. A tampa da caixa foi confeccionada com uma placa de isopor fixada com cola entre duas placas de PVC, sendo uma placa maior na face superior e outra menor na face inferior. A tampa recebeu ainda dois conjuntos de puxadores fixados na face superior da tampa. A superfície interna e externa da caixa foi recoberta com papel Contact®

branco. Por último, foi adicionado uma placa de PVC ao fundo interno da caixa, fixada com cola *spray* (Figura 20).



Figura 20 - Caixa de Armazenamento.

3.2.1.11 Distribuidor de Ar

Um mecanismo para o controle da entrada e saída do ar no sistema foi construído usando como base um registro plástico de 3 vias com válvula unidirecional, que apresentava duas extensões de 5 cm de cano de 20 mm nas vias das extremidades (Figura 21). Um conjunto de duas extensões de cano de 20 mm, uma de 5 cm e outra de 10 cm, conectadas por uma junta simples foi criada e no seu interior foi fixada com cola de silicone uma tela circular de cobre com 18 mm de diâmetro (Figura 22). O intuito desta tela foi criar um *Stop* para que, quando a cânula de intubação fosse conectada no pulmão artificial, esta só progredisse até o nível de

seu anel identificador do balonete. Este conjunto de canos de PVC com tela foi denominado de Limitador e foi adaptado à via central do registro plástico de 3 vias com válvula unidirecional. Todo este conjunto foi denominado Distribuidor de Ar.

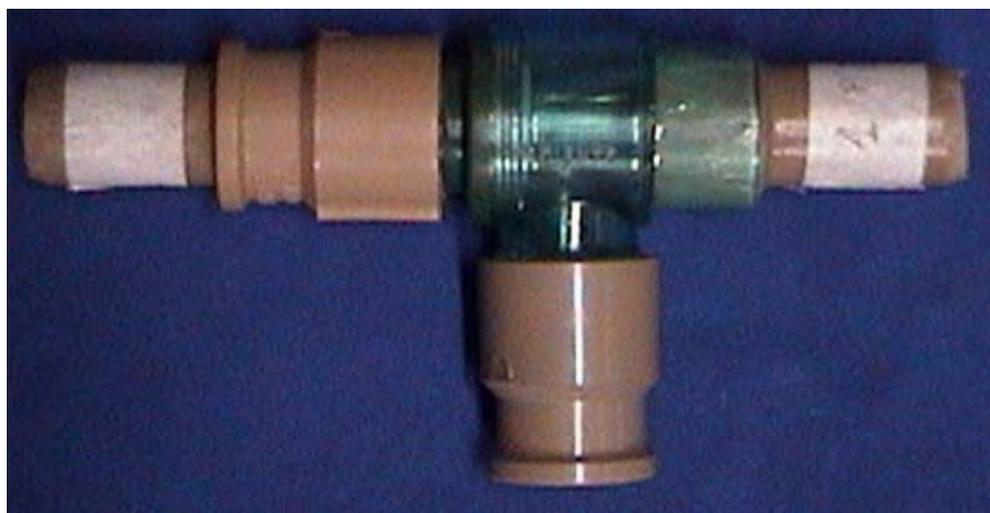


Figura 21 - Registro plástico de 3 vias com válvula unidirecional e extensões de cano de 20 mm



Figura 22 - Limitador do Distribuidor de Ar

3.2.2 Montagem

A montagem do sistema foi feita dentro da Caixa de Armazenamento já descrita anteriormente.

Primeiramente, no fundo da caixa foram fixados, com cola de silicone: o Cilindro Principal, junto ao ângulo esquerdo anterior; a Válvula de PEEP, no centro posterior; a Válvula de Segurança, no centro anterior; o Umidificador, no centro lateral direito; e os dois armazenadores de água dos manômetros lateral e anterior, à direita. Exceto pelos armazenadores de água, todas as demais peças apresentavam sob si um orifício de 15 mm, feito no assoalho da caixa, por onde passavam as

mangueiras de drenagem de líquido. À direita da válvula de segurança, no assoalho da caixa, existia um orifício extra de 15 mm por onde passava a mangueira do respiro desta válvula.

Num segundo, momento foram fixados ao assoalho da caixa: um ventilador (*cooler*), próximo ao canto posterior direito para circulação do ar dentro da caixa; um conjunto de uma lâmpada fluorescente com bocal e uma base de madeira e fórmica, também no canto posterior direito, 10 cm à esquerda do ventilador, para iluminação do interior da caixa; e um conjunto de lâmpada incandescente com bocal e fórmica, no centro da caixa, que foi ligado ao termostato de 300 W para aquecimento do ar. O ventilador foi fixado com duas abraçadeiras de plástico, enquanto que as lâmpadas o foram com um conjunto de parafuso, arruelas e porca de 3 mm cada.

Um orifício de 20 mm foi feito no centro da parede lateral direita da caixa, onde foi fixada com cola de silicone a extremidade livre do Limitador do Distribuidor de Ar.

Após a fixação de todas as estruturas acima descritas, no interior da caixa, procedeu-se à conexão entre elas. Da via de entrada do Distribuidor de Ar saiu um eletroduto que se conectava à entrada de ar do Umidificador e que foi fixado nas suas extremidades por abraçadeiras de 20 mm. Da saída de ar do Umidificador saiu um eletroduto que se conectava à entrada de ar do registro unidirecional de 3 vias do Cilindro Principal e foi fixado nas suas extremidades por abraçadeiras de 20 mm. Da saída de ar do registro unidirecional de 3 vias do Cilindro Principal saiu um eletroduto que se conectava à entrada de ar da Válvula de PEEP e foi fixado nas suas extremidades por abraçadeiras de 20 mm. Da saída de ar da Válvula de PEEP saiu um eletroduto que se conectava à via de saída de ar do Distribuidor de Ar e foi fixado nas suas extremidades por abraçadeiras de 20 mm. Do Cilindro Principal saiu uma mangueira que se conectava com a entrada de ar da Válvula de Segurança e foi fixado nas suas extremidades por abraçadeiras de 13 mm. Ainda havia mangueiras conectadas ao respiro da Válvula de Segurança e aos reservatórios de água dos barômetros, cujos trajeto e descrição já foram relatados anteriormente.

Toda a fiação elétrica foi devidamente conectada entre si, agrupada por abraçadeiras de plástico, direcionada pelos cantos inferiores da caixa até o orifício de entrada e saída da fiação, já descrito anteriormente, e conectada às chaves elétricas do Painel de Controle.

Por um orifício de 13 mm feito no centro da parede lateral esquerda da caixa entraram oito sensores de temperatura (Termopar), ligados a um computador para o processamento dos dados térmicos captados. Estes sensores foram posicionados da seguinte forma: sensor A colocado por um orifício de 3 mm na via de entrada de ar do Distribuidor para monitoração isolada da temperatura de entrada do ar no sistema; sensor B colocado por um orifício de 3 mm na via de entrada de ar do Cilindro Principal” para monitoração isolada da temperatura de entrada do ar no centro do pulmão; sensor C colocado dentro do Cilindro Principal para monitoração da temperatura da água conforme já descrito; sensor D colocado dentro do Cilindro Principal para monitoração da temperatura do ar conforme já descrito; sensor E colocado por um orifício de 3 mm na via de saída de ar do Cilindro Principal para monitoração isolada da temperatura de saída do ar do centro do pulmão; sensor F colocado por um orifício de 3 mm na via de saída de ar do Distribuidor para monitoração isolada da temperatura de saída do sistema; sensor G fixado junto ao sensor de temperatura do termostato de 300 W por uma abraçadeira de plástico em um suporte de PVC, colado com cola de silicone no centro do 1/3 superior da parede posterior da caixa; sensor H colocado próximo à face externa da parede lateral direita da Caixa de Armazenamento para monitoração da temperatura ambiente; e, finalmente, o sensor I colocado por um orifício de 3 mm pouco antes da base da cânula de intubação orotraqueal para monitoração da temperatura do ar inspirado (Quadro 5).

Quadro 5 - Localização e temperatura monitorada pelos sensores de temperatura

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 pulmão
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 da Caixa de Armazenamento
H	Exterior da Caixa de Armazenamento	Ambiente externo
I	Interior da cânula de intubação	Ar inspirado

Por último, foi fixado o Painel de Controle à face externa da parede anterior da caixa por meio de parafusos e na altura exata para a calibragem dos manômetros como já descrito anteriormente, coincidindo com o lado onde estava o painel de controle do Porão.

Todos os orifícios que comunicavam o interior da Caixa de Armazenamento com o meio externo foram vedados com espuma expansiva (Figuras 23, 24, 25 e 26).



Figura 23 - Montagem do Pulmão Artificial: peças isoladas

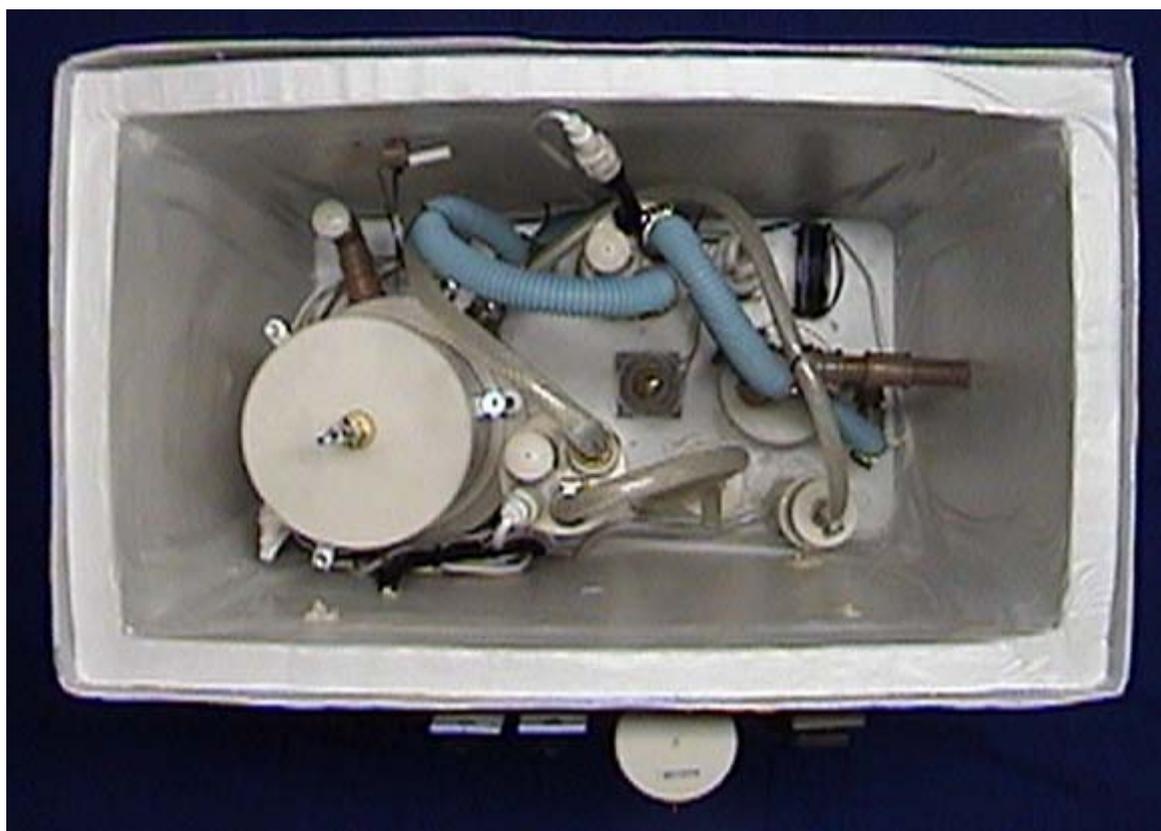


Figura 24 - Montagem do Pulmão Artificial: interior montado



Figura 25 - Montagem do Pulmão Artificial: face anterior



Figura 26 - Montagem do Pulmão Artificial: face lateral

3.2.3 REGULAGEM

Tanto o pulmão artificial 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 Pulmão Artificial, foi utilizada uma solução de água destilada e azul de metileno a 0,0005%, com a intenção de melhorar a visualização do nível de água nos diversos compartimentos. Uma vez que a solução foi comparada à água destilada, encontraram-se dados equivalentes de massa, volume, densidade e calor específico, o que indicou que as propriedades físico-químicas da solução a esta diluição são idênticas às da água destilada.

O Pulmão Artificial foi regulado com os seguintes parâmetros: capacidade vital de aproximadamente 5000 ml ($CV = 27,63 - (0,112 \times 25) \times 188$), 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 cmH₂O 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 cmH₂O (PEEP fisiológico) (GUYTON, 1991) com a colocação de 260 ml de solução dentro da Válvula de PEEP e temperatura do gás dentro do sistema de 37,0°C (MATHER, NAHAS e HEMINGWAY, 1953; GOOD e SELLERS, 1957; e McFADDEN, 1983). Ajustou-se ainda a Válvula de Segurança em 40 cmH₂O, 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, com um cilindro de ar comprimido e um cilindro de O₂, foi regulado para fornecer ao Pulmão Artificial gás com as seguintes características: volume corrente 800 ml (10 ml/kg), pressão inspiratória máxima 20 cmH₂O (15 a 35 cmH₂O), fluxo inspiratório 40 l/min, PEEP 2 cmH₂O (fisiológico), frequência respiratória 17 resp/min (15 a 20 resp/min), F_iO₂ 0,21 (ar ambiente) e temperatura do gás igual à do meio externo (LOCICERO, 2000).

3.2.4 EXPERIMENTAÇÃO

O Pulmão Artificial foi ativado e mantido em repouso para que houvesse equilíbrio térmico dentro do sistema à 37,0°C. Conectou-se a cânula orotraqueal ao pulmão artificial e ao conjunto de ventilação mecânica e então iniciou-se a ventilação do Pulmão Artificial, que foi mantida até que fosse atingido novamente o equilíbrio térmico dentro do sistema (Figura 27).

As variações térmicas no sistema foram captadas pelos sensores térmicos a cada dois segundos e analisadas.



Figura 27 -Pulmão Artificial ativado sob Ventilação Mecânica e com coleta computadorizada de dados (variáveis)

4 RESULTADOS

No início do experimento, a temperatura registrada nos sensores térmicos era de: 21,4°C no sensor A; 21,4°C no sensor B; 21,7°C no sensor C; 21,6°C no sensor D; 21,6°C no sensor E; 21,8°C no sensor F; 21,8°C no sensor G e 21,2°C no sensor H. Nesta fase do experimento, o sensor I foi desconsiderado. O Pulmão Artificial 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 (Tabela 1 e Figura 28).

Tabela 1 - Valores de equilíbrio térmico do pulmão artificial em repouso

SENSORES	TEMPERATURA			TEMPO DE EQUILÍBRIO
	Mín.	Máx.	Média	(seg.)
Entrada de Ar Pulmão	37,3	38,8	38,2	3416
Entrada de Ar Cilindro Principal	38,5	39,6	39,1	3450
Água Cilindro Principal	37,5	37,8	37,6	3308
Ar Cilindro Principal	37,8	38,0	37,9	3978
Saída de Ar Cilindro Principal	37,6	38,7	38,1	3430
Saída de Ar Pulmão	36,8	37,6	37,2	3406
Interior Caixa de Armazenamento	36,2	37,2	36,8	3416
Ambiente Externo	21,0	22,2	21,8	0
TEMPO TOTAL PARA EQUILÍBRIO TÉRMICO - 3978				

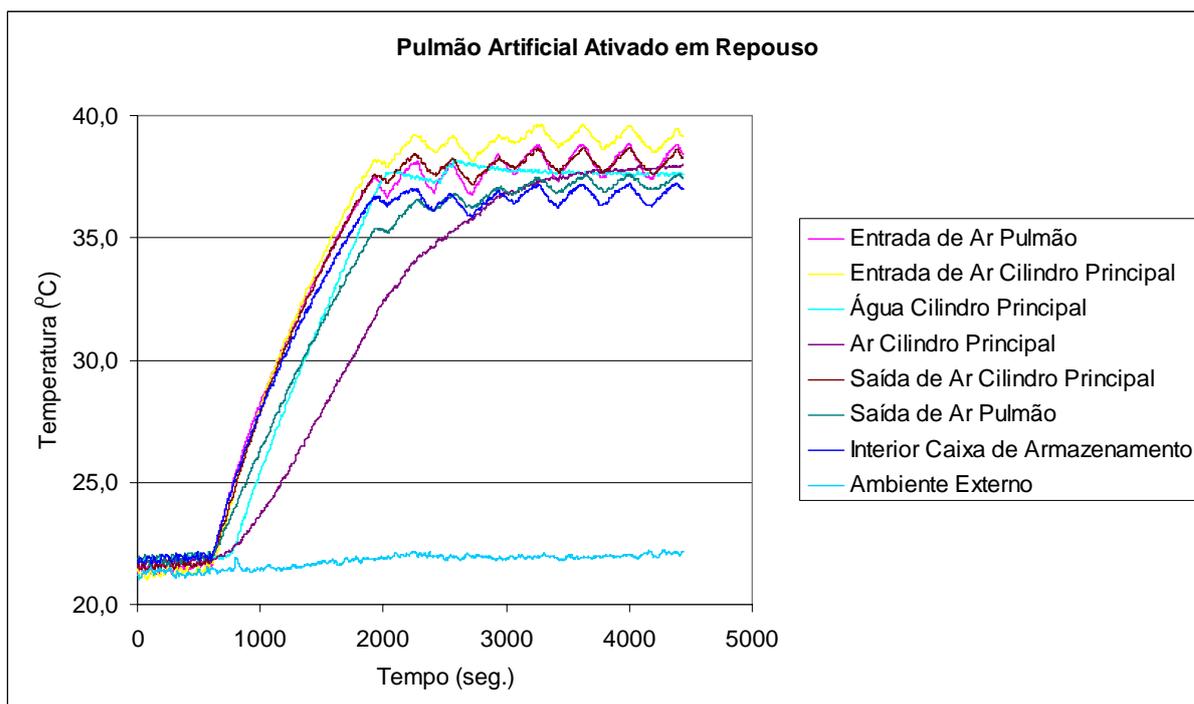


Figura 28 - Curva térmica do Pulmão Artificial durante o período em que permaneceu ativado em repouso

Após ter sido atingido o equilíbrio térmico com o Pulmão Artificial em repouso, procedeu-se à ventilação mecânica com a regulação descrita anteriormente, sendo as variações de temperatura captadas pelos sensores e registradas a cada dois segundos.

Ao início da ventilação mecânica, a temperatura registrada nos sensores térmicos era de: 36,7°C no sensor A; 37,9°C no sensor B; 37,5°C no sensor C; 37,9°C no sensor D; 37,7°C no sensor E; 37,0°C no sensor F; 36,3°C no sensor G; 22,6°C no sensor H e 22,8°C no sensor I. Após iniciada 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 2 e Figura 29).

Tabela 2 - Valores de equilíbrio térmico do Pulmão Artificial sob Ventilação Mecânica

SENSORES	TEMPERATURA			TEMPO DE EQUILÍBRIO (seg.)
	Mín.	Máx.	Média	
Ar Inspirado	22,4	23,0	22,9	0
Entrada de Ar Pulmão	31,5	31,7	31,6	366
Entrada de Ar Cilindro Principal	35,7	38,5	37,3	366
Água Cilindro Principal	37,2	37,6	37,4	0
Ar Cilindro Principal	36,9	37,7	37,3	360
Saída de Ar Cilindro Principal	35,6	36,6	36,1	370
Saída de Ar Pulmão	36,7	37,7	37,3	0
Interior Caixa de Armazenamento	36,2	37,2	36,7	0
Ambiente Externo	22,2	22,9	22,6	0

TEMPO TOTAL PARA EQUILÍBRIO TÉRMICO – 370

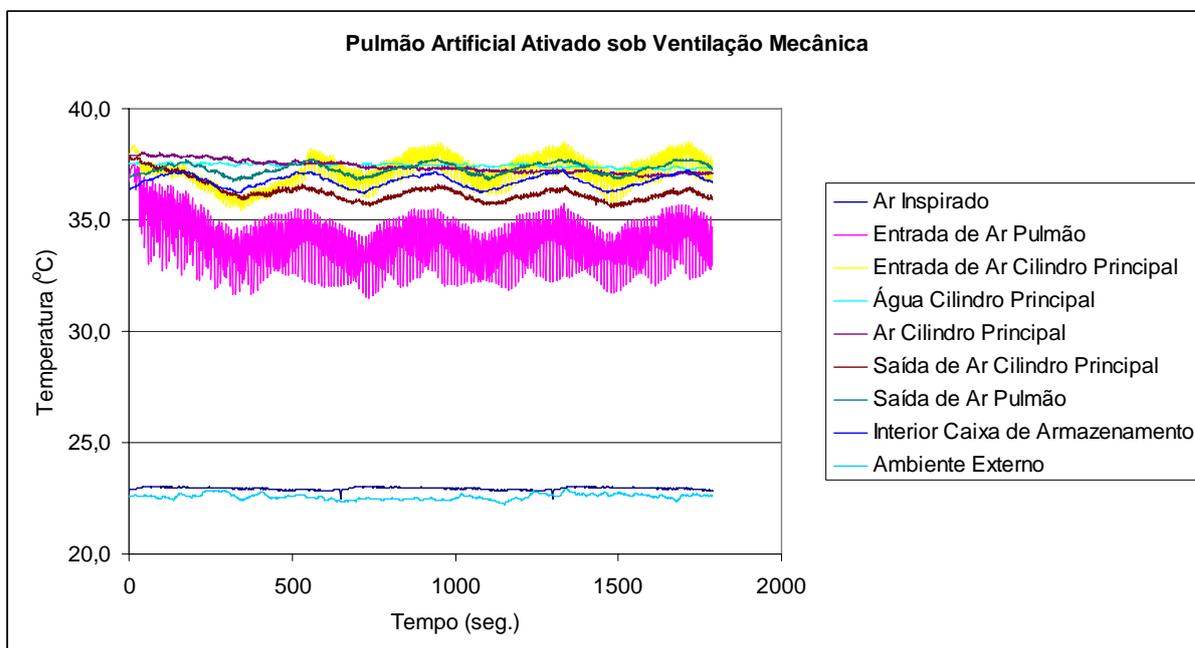


Figura 29 - Curva térmica do Pulmão Artificial durante o período em que permaneceu ativado sob Ventilação Mecânica

A pressão dentro da Caixa de Armazenamento, medida por um dos manômetros, manteve-se em 0 cmH₂O durante todo o experimento e a pressão no interior do Cilindro Principal, medida pelo outro manômetro, esteve oscilando entre 2 cmH₂O (no final da expiração) e 20 cmH₂O (no final da inspiração).

Ao final de 1788 segundos de ventilação mecânica, foram desligados o Ventilador Mecânico e o Pulmão Artificial; abriu-se a Caixa de Armazenamento e verificou-se o nível de líquido que calibrava cada uma das peças do Pulmão Artificial, constatando-se que todos os níveis não tinham sofrido alteração, exceto o do Umidificador, que tinha baixado de 4 para 2,8 cmH₂O (perda de 129 ml de água).

5 DISCUSSÃO

5.1 A IDEALIZAÇÃO DO TRABALHO

O ser humano necessita de uma temperatura corporal constante para o funcionamento adequado do seu organismo.

A hipotermia em pacientes cirúrgicos tornou-se um problema importante a ser resolvido, visto que, atualmente, realizam-se procedimentos cada vez mais complexos e que, algumas vezes, necessitam que o paciente permaneça anestesiado por várias horas, deixando-o à mercê das condições do ambiente cirúrgico e sem o funcionamento perfeito dos mecanismos termoreguladores do organismo (MORRIS, 1971; GOLDBERG et al., 1992; SCHECHTER, 1992; GOFFI e MARGARIDO, 1997; BAHTEN, 2001).

BIEM (2003), em seu trabalho, mostrou que a hipotermia afeta praticamente todos os sistemas do organismo e que as alterações acarretadas por ela são progressivas com a diminuição da temperatura. Os primeiros sistemas afetados são o cardiovascular e o respiratório, que respondem com taquicardia e taquipneia e podem evoluir até apnéia e assistolia. Os demais sistemas estudados e suas alterações foram: termorregulatório (calafrios até perda total do controle da temperatura), gastrointestinal (diminuição do peristaltismo até pancreatite e gastrite erosiva), genitourinário e hidroeletrólítico (atonía vesical e diurese fria até hipercalemia, hiperglicemia e acidose láctica), muscular (hipertonia até rabdomiólise), hematológico (hemoconcentração até coagulação intravascular disseminada) e neurológico (hiperreflexia até coma) (Quadro 1).

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 (WEBB, 1951; MATHER, NAHAS e HEMINGWAY, 1953; GOOD e SELLERS, 1957; MCFADDEN, 1983; HANNA e SCHERER, 1986).

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 Pulmão Artificial 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.

5.2 OS MATERIAIS UTILIZADOS E A CONSTRUÇÃO

Vários tipos diferentes de materiais foram utilizados: plásticos, metais, madeira, vidro e colas escolhidos como os mais adequados conforme o entendimento do autor. Os critérios utilizados na escolha dos materiais foram: 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. 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 necessitou uma ampla pesquisa na literatura para descobrir quais seriam os valores normais destas variáveis. Chegou-se, então, à conclusão de 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. Assim, chegou-se aos

dados sobre os quais seria construído o aparelho: capacidade vital de aproximadamente 5000 ml ($CV = 27,63 - (0,112 \times 25) \times 188$); volume corrente de 800 ml (10 ml/kg); pressão no início da expiração e final da inspiração 20 cmH₂O (15 a 35 cmH₂O); pressão no final da expiração e início da inspiração 2 cmH₂O (2 a 5 cmH₂O) (PEEP fisiológico); temperatura do gás dentro do sistema de 37,0 +/-0,6°C; umidade relativa do gás expirado 100% e pressão fisiológica máxima admitida nas vias aéreas de 40 cmH₂O (MCFADDEN, 1983; GOOD e SELLERS, 1957; MATHER, NAHAS e HEMINGWAY, 1953; GUYTON, 1991).

Para cada um dos dados foi necessária a construção de uma peça que os simulasse. O Cilindro Principal simulou a capacidade vital, o Fole o volume corrente, os Lastros de Chumbo a pressão no início da expiração e no final da inspiração, a Válvula de PEEP a pressão no final da expiração e no início da inspiração e a Válvula de Segurança a pressão fisiológica máxima admitida nas vias aéreas.

Uma vez que, necessariamente, seria preciso utilizar mangueiras neste experimento e que estas, por sua vez, comportam-se matematicamente como cilindros, para facilitar os cálculos de volume resolveu-se uniformizar a construção do aparelho baseando-a em cilindros (canos).

O aparelho a ser criado deveria tornar possível a regulagem de volumes, pressões, temperaturas e a umidade.

A idéia inicial para regulagem de volume foi de criar peças que apresentassem o volume máximo da normalidade e que fosse possível reduzir o volume desta peça conforme a necessidade; isso tornou-se impossível. Então, pensou-se em, ao invés de reduzir o volume da peça, 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.

Como, então, os cilindros seriam regulados por meio da colocação de água no seu interior, houve a necessidade de enxergar-se dentro do cilindro, que não era transparente e estava hermeticamente vedado. Para resolver este problema, criaram-se as janelas transparentes nas paredes dos cilindros, que foram fechadas por folhas de transparências e receberam escalas de ar e água em mililitros; e no caso das válvulas, em centímetros de água. Além das janelas, para facilitar ainda mais a regulagem de volume dos cilindros, colocou-se luz no interior dos cilindros

por intermédio de mangueiras luminosas (que só eram ligadas durante a calibragem para não interferir na temperatura) e corante azul na água, tomando cuidado para que este não alterasse as propriedades térmicas da água.

Uma vez que se resolveu trabalhar com água e esta deveria poder ser colocada e retirada do interior das peças, houve a necessidade de criar-se uma rede de escoamento deste líquido. A força da gravidade era importante para este escoamento e, por isso, este sistema de escoamento deveria ser posicionado, no aparelho, o mais inferior possível. O sistema de escoamento foi denominado Porão e colocado na base da Caixa de Armazenamento como um anexo. Este foi construído com madeira, devido à facilidade de manuseio e ao baixo peso.

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 15 a 35 cmH₂O (Lastros de Chumbo); pressão no final da expiração e no início da inspiração 2 a 30 cmH₂O (Válvula de PEEP); e pressão máxima admitida nas vias aéreas de 0 a 40 cmH₂O (Válvula de Segurança). Inicialmente, pensou-se em criar válvulas de pressão baseadas em sistemas de molas, que teriam um menor volume; mas, como estas válvulas precisariam de tecnologia mais avançada (materiais especiais e maior custo), optou-se pelo uso da força da gravidade, tecnologia simples e sem custo. Para isto, o ar que chegava até as válvulas precisava entrar nelas por um cano cuja extremidade distal estava submersa em água; no caso da Válvula de PEEP, 2 a 30 cm; e, no caso da Válvula de Segurança, 0 a 40 cm. Isso significa que o ar, para atravessar as válvulas deveria ter uma pressão mínima suficiente para empurrar uma coluna de X cm de água.

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. Durante a criação do Fole, tomou-se cuidado para que a massa da sua tampa superior fosse a menor possível (102,560 g correspondente a uma pressão de 0,6476 cmH₂O). Então, 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 (55,8 g = 1 cmH₂O). Escolheu-se o chumbo como material para lastro devido à sua densidade elevada (grande massa em pequeno volume).

A temperatura do gás deveria ser mantida a $37,0 \pm 0,6^\circ\text{C}$ e, para isso, recorreu-se ao uso de termostatos que são facilmente encontrados no comércio. A grande dificuldade foi que a maioria dos termostatos do mercado permite uma variação de temperatura de $1,0$ a $5,0^\circ\text{C}$, o que, neste trabalho, era inaceitável. Após muita pesquisa, encontraram-se termostatos específicos para aquários, que permitiam uma variação máxima de temperatura de $0,5^\circ\text{C}$.

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 de entrada e saída e que a temperatura em cada uma destas fases seria diferente, sendo que este ciclo demoraria, com a calibragem pré-definida (frequência respiratória de 17 resp/min), cerca de 3,5 segundos. 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 (BATHEN, 2001). Os termopares são constituídos por dois fios condutores de eletricidade, um de cobre e outro de uma liga de cobre e níquel (constantan), que fazem a leitura da temperatura na região de contato entre eles. Para este experimento, transformou-se a extremidade distal dos termopares em região de contato mediante pontos de solda de estanho que apresentaram aproximadamente 1 mm de diâmetro, o que conferiu aos sensores, grande sensibilidade e pequeno tempo de resposta às alterações da temperatura.

Outro ponto importante na aferição da temperatura foi a instalação dos sensores. Durante a passagem de ar através de um duto, o fluxo deste é mais uniforme no centro do duto e torna-se mais turbulento com a maior proximidade da sua parede. Quanto mais turbulento o fluxo de ar, maiores as alterações de temperatura e maior o erro na aferição desta temperatura. Assim, a maioria dos sensores foi instalada por meio de orifícios de 3 mm de diâmetro, com sua ponta colocada o mais próximo possível do centro dos dutos de condução do ar. Devido à grande fragilidade destes sensores (1 mm de diâmetro), vários foram danificados e descartados durante sua instalação.

Devido ao ar que entraria no sistema não ser saturado e ter uma temperatura menor de $37,0^\circ\text{C}$, este ar, ao ser aquecido, absorveria água e isto constituiria um risco de diminuição nos níveis de calibragem do cilindro e das válvulas. Por isso,

havia a necessidade de saturar este ar a 100% de umidade relativa quando da sua entrada no sistema. Para este fim, criou-se o Umidificador, que saturava o ar por intermédio do borbulhamento deste na água. Havia duas grandes preocupações na confecção do Umidificador: se este não aumentaria a pressão dentro do sistema e se o ar realmente seria saturado a 100% de umidade relativa. Quanto ao aumento de pressão, calculou-se que, se o ar borbulhasse através de 1600 orifícios de 0,5 mm de diâmetro, não haveria alterações de pressão significativas e, quanto à saturação do ar, só se descobriu a sua eficiência no final do experimento, quando se constatou que não houve consumo da água nos outros compartimentos do aparelho.

A montagem do aparelho consistiu na acomodação e na fixação das peças dentro da Caixa de Armazenamento. A acomodação foi de grande importância, uma vez que as janelas transparentes das peças precisavam ficar todas voltadas para o centro da caixa, que era o único local de onde estas poderiam ser vistas, para permitir a calibragem das peças. O aquecedor deveria ser colocado o mais eqüidistante possível de todas as peças (centro da caixa) para um aquecimento homogêneo. Adicionou-se, ainda, um ventilador, para que o ar de dentro da caixa circulasse e homogeneizasse a temperatura.

A vedação térmica foi outro ponto importante no experimento, uma vez que o interior do aparelho deveria ser hermético e isolado termicamente. Durante a construção do Pulmão Artificial, houve a necessidade de se fazerem diversas perfurações na Caixa de Armazenamento. Solucionou-se este problema mediante a utilização de espuma expansiva de poliuretano, que é um tipo de material de vedação que, uma vez injetado dentro de uma fresta ou orifício, aumenta de volume, ocluindo-os, além de ser isolante térmico.

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

5.3 O EXPERIMENTO

A temperatura e a umidade relativa da sala de experiência não interferiram no experimento, visto que este consistia em um ambiente isolado termicamente e que o

que interessava eram a temperatura e a umidade relativa do ar que entrava (ar provido pelo Ventilador Mecânico) e saía do sistema. A umidade relativa do ar que entrava no sistema, devido ao uso do Umidificador, pôde ser considerada 100%.

A calibragem do Pulmão Artificial foi feita com os seguintes parâmetros preconizados por MCFADDEN (1983); GOOD e SELLERS (1957); MATHER, NAHAS e HEMINGWAY (1953); e GUYTON (1991): capacidade vital de aproximadamente 5000 ml ($CV = 27,63 - (0,112 \times 25) \times 188$) mediante a colocação de 1600 ml de solução no Cilindro Principal; volume corrente de 800 ml (10 ml/kg) por meio do ajuste do mecanismo limitador de volume do Fole; pressão no início da expiração e no final da inspiração 20 cmH₂O (15 a 35 cmH₂O) com a colocação de 3.167,34 g (158,36755 g = 1 cmH₂O) de lastro sobre a tampa do Fole; pressão no final da expiração e no início da inspiração 2 cmH₂O (2 a 5 cmH₂O) (PEEP fisiológico) mediante a colocação de 342 ml de solução dentro da Válvula de PEEP e temperatura do gás dentro do sistema de 37,0 +/-0,6°C. Ajustou-se, ainda, a Válvula de Segurança em 40 cmH₂O, que é a pressão fisiológica máxima admitida nas vias aéreas (GUYTON, 1991), por meio da colocação de 1818 ml de solução dentro desta válvula.

Na calibragem do Pulmão Artificial, foi utilizada a Capacidade Vital calculada pela fórmula de Baldwin, Cournand e Richards Jr. (RATTO e JARDIM, 1997) visto que, apesar de o ideal ser a utilização da Capacidade Residual Funcional, esta não pode ser estimada por fórmulas, mas apenas medida por meio de exame complementar (prova de função pulmonar) (RATTO e JARDIM, 1997).

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, sendo que este correspondeu exatamente ao volume inspirado e expirado em cada ciclo respiratório. 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.

A calibragem do Ventilador Mecânico foi feita com os seguintes parâmetros preconizados por LOCICERO (2000): volume corrente 800 ml (10 ml/kg); pressão inspiratória máxima 20 cmH₂O (15 a 35 cmH₂O); fluxo inspiratório 40 l/min, PEEP 2

cmH₂O (2 a 5 cmH₂O) (fisiológico); frequência respiratória 17 rpm (15 a 20 rpm); F_iO₂ 0,21 (ar ambiente) e temperatura do gás igual à do meio externo.

Tanto a calibragem do Pulmão Artificial como a do Ventilador Mecânico usou como base os valores normais para um adulto jovem (25 anos) hígido de 80 kg (IMC = 22,5 e 1,88 m de altura) do sexo masculino.

Os valores aferidos pelos manômetros nos mostraram que os cálculos dos Lastros de Pressão foram precisos, assim como o funcionamento da Válvula de PEEP. A pressão dentro da Caixa de Armazenamento não se alterou durante todo o experimento, indicando que o movimento de 800 ml do Fole foi insuficiente para causar uma alteração de pressão significativa e que não houve vazamento de água ou ar.

Segundo FERRUS, GUENARD et al. (1979), apesar de a saturação máxima do ar dentro das vias aéreas não corresponder precisamente a 100% para propósitos de análise de troca energética, o gás expiratório pode ser considerado saturado. O erro resultante da superestimação pode ser considerado mínimo.

Neste experimento, a preservação do nível líquido de calibragem das peças do Pulmão Artificial, exceto pelo Umidificador, demonstrou que o ar que circulou dentro do sistema a partir do Umidificador encontrava-se totalmente saturado (UR = 100%), uma vez que não houve absorção de água por ele durante sua passagem pelo sistema. Assim, pode-se também dizer que o Umidificador cumpriu perfeitamente a sua tarefa.

Avaliando-se as temperaturas registradas pelos sensores durante todo o experimento, tem-se que o tempo de latência do Pulmão Artificial (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. Alguns dos sensores térmicos registraram, durante o experimento, temperaturas maiores de 37,0+/-0,6°C, sem, contudo, interferir na temperatura de saída do ar. Tal fato se deveu à maior proximidade entre estes sensores e os aquecedores.

Ao final do experimento, conseguiu-se desenvolver um aparelho que condiciona o ar nos mesmos moldes que o aparelho respiratório condiciona segundo os dados de CRAMER (1957); DÉRY (1973); FERRUS, GUENARD et al. (1979) (Temperatura 37,0+/-0,6°C, Umidade Relativa 100% e Pressão variável de 0 a 20 cmH₂O).

5.4 O FUTURO

A determinação da perda de energia térmica e de umidade através das vias aéreas em procedimentos cirúrgicos com intubação orotraqueal ainda necessita de vários estudos para que, um dia, se consiga seu controle, visando ao bem estar do paciente durante e logo após os procedimentos cirúrgicos. Assim, diminuir-se-ia o trauma da intervenção e obter-se-ia uma melhor recuperação pós-operatória.

O próximo passo deste estudo deverá ser a utilização deste modelo de pulmão artificial para a quantificação da perda de energia térmica através dos aparelhos de ventilação mecânica em uso hoje nos ambientes hospitalares, tendo como intenção a minimização desta.

Pretende-se, ainda, continuar este trabalho para estabelecer os efeitos da inalação de gases aquecidos e/ou resfriados sobre o corpo humano, visando ao desenvolvimento de um equipamento que, por meio da ventilação pulmonar, seja capaz de elevar e/ou diminuir a temperatura corporal dos pacientes.

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

6 CONCLUSÃO

É possível criar um modelo mecânico de pulmão artificial, capaz de condicionar o ar inspirado e expirado a valores normais de temperatura, pressão e umidade que um adulto jovem (25 anos) hígido de 80 kg (IMC = 22,5 e 1,88 m de altura) do sexo masculino condicionaria durante a ventilação mecânica.

É possível por meio deste mesmo modelo experimental simular o condicionamento pulmonar do ar de humanos com diferentes biotipos.

7 BIBLIOGRAFIA

1. Adamczyk B, Boerboom AJ, Kistemaker J. Mass spectrometric investigation of the temperature dependence of gas transport through a human body to the lungs. *Biomed Environ Mass Spectrom* 1988; 16(1-12):455-6.
2. Anderson SD, Schoeffel RE, Follet R, Perry CP, Daviskas E, Kendall M. Sensitivity to heat and water loss at rest and during exercise in asthmatic patients. *Eur J Respir Dis* 1982; 63(5):459-71.
3. Azeredo C. Bom senso em ventilação mecânica. 1. ed. Rio de Janeiro: Revinter; 1997.
4. Bahten L. Perda de calor determinada pela exposição das alças intestinais em ratos [Doutorado]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2001.
5. Biem J, Koehncke N, Classen D, Dosman J. Out of the cold: management of hypothermia and frostbite. *Cmaj* 2003; 168(3):305-11.
6. Cooper AB, Islur A, Gomez M, Goldenson GL, Cartotto RC. Hypercapnic respiratory failure and partial upper airway obstruction during high frequency oscillatory ventilation in an adult burn patient. *Can J Anaesth* 2002; 49(7):724-8.
7. Cramer, II. Heat and moisture exchange of respiratory mucous membrane. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1957; 66(2):327-43.
8. de Caen A. Management of profound hypothermia in children without the use of extracorporeal life support therapy. *Lancet* 2002; 360(9343):1394-5.
9. 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.
10. Eshel G, Reisler G, Berkovitch M, Shapira S, Grauer E, Barr J. Comparison of fast versus slow rewarming following acute moderate hypothermia in rats. *Paediatr Anaesth* 2002; 12(3):235-42.
11. Ferrus L, Guenard H, Vardon G, Varene P. Respiratory water loss. *Respir Physiol* 1980; 39(3):367-81.
12. Garland JS, Rice TB, Kelly KJ. Airway burns in an infant following aspiration of microwave-heated tea. *Chest* 1986; 90(4):621-2.
13. 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.
14. Goldberg MJ, Roe CF. Temperature changes during anesthesia and operations. *Arch Surg* 1966; 93(2):365-9.
15. 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.
16. Grant S. Hypotermia: the cold facts [Videocassete]. Minnesota: Library Journal; 1987.
17. Guyton A. Ventilação pulmonar. In: Esbérard C, editor. *Tratado de fisiologia médica*. 8. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1991. p. 351-62.

18. Guyton A. Temperatura corporal, Regulação térmica e febre. In: Esbérard C, editor. Tratado de fisiologia médica. 8. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1991. p. 699-710.
19. Gwinnutt CL, Nolan JP. Resuscitative hypothermia after cardiac arrest in adults. *Eur J Anaesthesiol* 2003; 20(7):511-4.
20. Hakala P, Randell T, Valli H. Comparison between tracheal tubes for orotracheal fiberoptic intubation. *Br J Anaesth* 1999; 82(1):135-6.
21. Hanna LM, Scherer PW. Regional control of local airway heat and water vapor losses. *J Appl Physiol* 1986; 61(2):624-32.
22. Heggie JE. Malignant hyperthermia: considerations for the general surgeon. *Can J Surg* 2002; 45(5):369-72.
23. Hoffman LA, Maszkiewicz RC. Airway management for the critically ill patient. *Am J Nurs* 1987; 87(1):39-53.
24. Hurni JM, Feihl F, Lazor R, Leuenberger P, Perret C. Safety of combined heat and moisture exchanger filters in long-term mechanical ventilation. *Chest* 1997; 111(3):686-91.
25. Ingelstedt S. Studies on the conditioning of air in the respiratory tract. *Acta Otolaryngol* 1956; 56(Suppl 131):1-80.
26. Kaudasch G, Schempp P, Skierski P, Turner E. [The effect of convection warming during abdominal surgery on the early postoperative heat balance]. *Anaesthesist* 1996; 45(11):1075-81.
27. Kirsh KA. Physiology of skin-surface temperature. In: Engel JMR, E.F.J., editor. *Thermological methods*. Weinheim: VCH; 1995. p. 1-9.
28. Lawrence G. Design solutions for medical technology: Charles Drew's profound hypothermia apparatus for cardiac surgery. *Perfusion* 2003; 18(3):155-62.
29. Lira FA. *Metrologia na Indústria*. 9. ed. São Paulo: Érica; 2001.
30. LoCicero JIZ, J. B. Ventilatory support of postoperative surgical patients. In: Shields TW, editor. *General Thoracic Surgery*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2000. p. 517-34.
31. Magno MG, Fishman AP. Origin, distribution, and blood flow of bronchial circulation in anesthetized sheep. *J Appl Physiol* 1982; 53(1):272-9.
32. Margarido N. Ambiente cirúrgico-sala cirúrgica. In: Goffi F, editor. *Técnica cirúrgica: bases anatômicas, fisiopatológicas e técnicas da cirurgia*. 4. ed. São Paulo: Ateneu; 1997. p. 12-27.
33. Margarido N. Agressão cirúrgica. In: Goffi F, editor. *Técnica cirúrgica: bases anatômicas, fisiopatológicas e técnicas da cirurgia*. 4. ed. São Paulo: Ateneu; 1997. p. 92-9.
34. Mather GW, Nahas GG, Hemingway A. Temperature changes of pulmonary blood during exposure to cold. *Am J Physiol* 1953; 173(3):390-2.
35. McFadden ER, Jr. Respiratory heat and water exchange: physiological and clinical implications. *J Appl Physiol* 1983; 54(2):331-6.

36. 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.
37. Morcom F. Chill out: therapeutic hypothermia improves survival. *Emerg Nurse* 2003; 11(4):24-8.
38. Morris RH. Influence of ambient temperature on patient temperature during intraabdominal surgery. *Ann Surg* 1971; 173(2):230-3.
39. Morris RH. Operating room temperature and the anesthetized, paralyzed patient. *Arch Surg* 1971; 102(2):95-7.
40. Negus V. Observations on the exchange of fluid in the nose and respiratory tract. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1957; 66(2):344-63.
41. Pereira DS, C; Sant'anna, JR. Petrov-galerkin simulations of hemodynamics in a pulmonary shunt. Paper CIT02-0430. Porto Alegre: 9th Brazilian Congress of Thermal Engineering and Sciences; 2002.
42. Prandini ML, SN; Valente, PR; Stavale, JN. Regional mild hypothermia in the protection of the ischemic brain. *Acta Cirúrgica Brasileira* 2002; 17(4):232-5.
43. Ratto OJ, JRB. Diagnóstico funcional. In: Tarantino A, editor. *Doenças pulmonares*. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1997. p. 147-160.
44. Ruiz LAF. *Curso de Termodinâmica*. 2. ed. Buenos Aires: Libreria y Editorial Alsina; 1954.
45. Rusch I. Tubo endotraqueal Rusch. Disponível em: <www.rusch.com>. Acesso em mar. 2004.
46. Sant'Anna GM, Mortola JP. Thermal and respiratory control in young rats with altered caloric intake during postnatal development. *Respir Physiol Neurobiol* 2002; 133(3):215-27.
47. Sant'Anna GM, Mortola JP. Thermal and respiratory control in young rats exposed to cold during postnatal development. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol* 2003; 134(2):449-59.
48. Schechter RJ. Appropriate temperature control is essential in the operating room environment. *Retina* 1992; 12(1):74-5.
49. Scott LG, LR; Conrad, SA. Treatment of severe hypothermia utilizing a venovenous continuous renal replacement system with a counter current blood warmer. *Journal of Emergency and Intensive Care Medicine* 2002; 6(2):53-5.
50. Sexauer PWG, J. Mechanics of breathing. In: Shields TW, editor. *General Thoracic Surgery*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2000. p. 103-14.
51. Smiths MU. Tubo endotraqueal portex. Disponível em: www.portex.com. Acesso em mar. 2004.
52. Symonds ME, Andrews DC, Buss DS, Clarke L, Darby CJ, Johnson P et al. Environmental effects on thermoregulation and breathing patterns during early postnatal development in hand-reared lambs. *Exp Physiol* 1995; 80(5):779-92.

53. Tisiologia SBdPe. Ventilação mecânica. In: Tisiologia Sbdpe, editor. Manual de pneumologia. 1. ed. Porto Alegre: Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia; 2002. p. 93-102.
54. Torri MN, H; Sasaki, T. Thermoregulation of exercisnig men in the morning rise and evening fall phases of internal temperature. Br J Sp Med 1995; 29(2):113-20.
55. Ufema J. Loaded questions. Nursing 2002; 32(12):74.
56. Webb P. Air temperatures in respiratory tracts of resing subjects in cold. J Appl Physiol 1951; 4(5):378-82.
57. Webster JG. Medical Instrumentation Application and Design. 3. ed. New York: John Wiley & Sons; 1998.
58. West B. Fisiologia respiratória moderna. 5. ed. São Paulo: Manole; 1996.
59. Wilkerson J. Hypotermia, frostbite and other cold injuries: prevention, recognition and pre-hospital treatment [Illus]. Iowa: Library Journal; 1986.

8 ANEXO

8.1 CONVERSÃO DE UNIDADES MÉTRICAS

8.1.1 UNIDADES DE EXTENSÃO

1 m = 1000 mm

1 cm = 10 mm

1 micra = 10^{-3} mm

1 pol. = 25,4 mm

30 BWG = 0,304 mm de diâmetro

8.1.2 UNIDADES DE TEMPO

1 min = 60 seg

8.1.3 UNIDADES DE MASSA

1 kg = 1000 g

8.1.4 UNIDADES DE FLUXO

1 l/min = 1000 ml/min

8.1.5 UNIDADES DE PRESSÃO

1 cmH₂O = 1 gf/cm² = 0,01 gf/mm²

6,3 PN = 750 kPa

1 Pa = 0,101972 kgf/m²

1 PSI = 0,07031 kgf/cm²

8.1.6 UNIDADES DE VOLUME

1 m³ = 10⁶ ml

1 cm³ = 1 ml

l = 1000 ml

8.1.7 UNIDADES DE ÁREA

$$1 \text{ cm}^2 = 100 \text{ mm}^2$$

$$1 \text{ pol}^2 = 645,16 \text{ mm}^2$$

8.1.8 UNIDADES DE FREQUÊNCIA

$$1 \text{ GHz} = 10^9 \text{ Hz}$$

8.1.9 UNIDADES DE INTENSIDADE DE CORRENTE ELÉTRICA

$$1 \text{ A} = 1000 \text{ mA}$$

8.2 OUTRAS CONVERSÕES

$$1 \text{ cm}^3 = 1 \text{ ml} = 1 \text{ g de água}$$

chumbo N°. 7,5 = esfera de 2,6 mm de diâmetro

1 cmH₂O = 158,36 g de massa aplicada sobre a tampa do Fole

Malha 18 = 18 malhas por polegada

$$\Pi = 3,14159\dots$$

$$1 \text{ cal} = 4,1868 \text{ J}$$