

Sergius Arias Rodrigues de Oliveira

Umidificação e aquecimento do gás inalado em estação de anestesia com baixo fluxo de gases frescos com ou sem isolamento térmico do circuito ventilatório e com ou sem permutador de umidade e temperatura

Tese apresentada à Faculdade de Medicina, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Câmpus de Botucatu, para obtenção do título de Doutor em Anestesiologia

Orientador: Prof. Titular José Reinaldo Cerqueira Braz

Coorientador: Prof. Assistente Dr. Leandro Gobbo Braz

Botucatu - SP

2015

Dedicatória

À Karina, mais que esposa, mulher da minha vida, companheira de todos momentos, incentivadora incontestada, por me suportar nesta minha aventura, minha *Dulcinea*, meu amor.

Às minhas filhas Manuela, Isabella, Camila e Valentina, minhas maiores alegrias, meu orgulho, razão de eu querer sempre ser um homem mais generoso e melhor.

À minha mãe, Sonia, pelo seu sempre digno exemplo, pela retidão de princípios, pela dedicação, carinho e amor sempre fundamentais na minha estrada.

Ao meu pai, Sérgio, pelas oportunidades proporcionadas, pelo exemplo como anestesiológico, pela dedicação e estímulo constantes à minha formação.

Ao meu irmão, Sigmar, maior amigo e melhor companheiro.

¡A mi abuela, Dosinda, por todo! El cariño, el amor, la mirada sensible y acogedora, valioso tesoro de todas generaciones de nuestra familia. Tu presencia ha sido el fundamento de mi vida.

Dedicatória Especial

Ao Professor Titular, Dr. José Reinaldo Cerqueira Braz,
pela singular chance que me foi concedida de cursar o Doutorado
neste respeitável Departamento de Anestesiologia e pela especial
oportunidade de ser seu orientado.

Pelos muitos ensinamentos transmitidos aqui e em solo além-mar,
sempre com digna altivez e sabedoria. Pela compreensão e pela
monástica paciência nos momentos que mais precisei.

Pelo apreço ao ensino, pela dedicação exemplar e intangível
serenidade na labuta com a pesquisa científica.

Pela orientação não apenas através das palavras, mas do exemplo
das atitudes.

Meu respeito, minha admiração e minha infindável gratidão.

Agradecimento Especial

Ao tio Orêncio, pelo incansável apoio demonstrado,
sobretudo no diuturno suporte à minha esposa e às minhas filhas no
último ano.

Agradecimentos

À CAPES, pela concessão da bolsa de Doutorado.

Ao Prof. Dr. Leandro Gobbo Braz,
pelas orientações, incentivo e apoio na pesquisa.

À Prof^a. Titular Norma Sueli Pinheiro Módolo,
pelo incentivo e apoio no centro cirúrgico do Hospital de Clínicas da FMB.

À Prof^a. Titular Yara Marcondes Machado Castiglia,
pelo apoio no centro cirúrgico do Hospital de Clínicas da FMB.

Aos demais professores do Departamento de Anestesiologia,
pelo incentivo e cordialidade.

À Prof^a. Dra. Lídia Raquel de Carvalho,
pela contribuição com a análise estatística da pesquisa.

À Dr^a. Lorena M. Lucio,
pela seriedade e dedicação ao longo da pesquisa.

Aos funcionários do centro cirúrgico do Hospital de Clínicas da FMB e, em particular, à Sr^a. Eunice Giandoni, pela simpatia, atenção e disposição em ajudar, sobretudo com o equipamento usado na pesquisa.

À Sr^a. Joana Jacirene Costa Teixeira, à Sr^a. Neli Aparecida Pavan,
ao Sr. André Renato Passaroni e à Sr^a. Tatiane Pineiz,
funcionários do Departamento de Anestesiologia, pela ajuda, cordialidade,
gentileza e prontidão para resolver inúmeras questões.

Ao velho amigo Breno Marco de Sá e Silva, por sua valiosa e sempre pronta
contribuição nas questões de informática.

À Dr^a. Carmem Heloisa Pereira Lima, grande amiga e incentivadora, além
de uma chefe que me apoiou junto à direção do HCA.

Aos colegas anestesiológicos do HCA, que me incentivaram nesta jornada.

Aos colegas anestesiológicos do Hospital de Clínicas da FMB, que me receberam com cordialidade e me apoiaram nos momentos de atividade no centro cirúrgico.

Aos médicos residentes do Departamento de Anestesiologia da FMB que me receberam com extrema cortesia e respeito, e me apoiaram de forma unânime.

À Sr^a. Teresa Libório, bibliotecária da SBA, pela presteza, eficiência e gentileza nos momentos de pesquisa na biblioteca da SBA.

À população de Botucatu que, através de inúmeros cidadãos com quem tive contato nesta longa jornada, me acolheu com hospitalidade, cordialidade, gentileza, simpatia e distinta consideração, fazendo-me sentir em casa.

“Que a inspiração chegue não depende de mim. A única coisa que posso fazer é garantir que ela me encontre trabalhando”

Pablo Ruiz Picasso

Oliveira SAR. Umidificação e aquecimento do gás inalado em estação de anestesia com baixo fluxo de gases frescos com ou sem isolamento térmico do circuito ventilatório e com ou sem permutador de umidade e temperatura. Botucatu 2015. 117p. Tese (Doutorado em Anestesiologia) – Faculdade de Medicina de Botucatu, UNESP.

RESUMO

Justificativa e objetivos: A intubação traqueal limita as funções normais de aquecimento e umidificação das vias aéreas superiores do paciente. Uma umidade mínima de gás inalado de $20 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ é recomendada para reduzir os efeitos deletérios do gás seco nas vias aéreas. A estação de anestesia Fabius GS Premium (Dräger Medical, Lübeck, Alemanha) tem placa de aquecimento embutida para aquecimento dos gases no circuito respiratório. A utilização de baixo fluxo de gás fresco (FGF) no circuito respiratório aumenta a temperatura e umidade do gás inalado, e um permutador de calor e umidade (PCU) pode ser usado também para umidificar e aquecer ainda mais o gás inalado. Os tubos corrugados do circuito respiratório são compostos de material com baixo isolamento térmico (IT), e a temperatura e a umidade dos gases no circuito são influenciadas pela temperatura fria da sala de operação. O objetivo deste estudo foi comparar a temperatura e a umidade dos gases inalados utilizando baixo FGF na estação de anestesia Fabius GS Premium com ou sem IT do circuito respiratório e com ou sem um PCU.

Método: Quarenta e um pacientes adultos do sexo feminino foram distribuídos aleatoriamente, de acordo com os dispositivos acoplados ao circuito respiratório circular da estação de anestesia Dräger Fabius com baixo FGF (1 L.min^{-1}), em quatro grupos: controle ($n = 11$), com IT ($n = 10$), com PCU ($n = 10$) ou com IT e PCU (ITPCU) ($n = 10$). A temperatura e umidade dos gases inalados foram mensuradas junto ao tubo traqueal utilizando um termo-higrômetro. As medições foram obtidas aos 10, 30, 60, 90 e 120 minutos da conexão das pacientes ao circuito respiratório.

Resultados: Ao longo do experimento, a temperatura média do gás inalado foi maior nos grupos PCU e ITPCU ($29,2 \pm 1,3^\circ\text{C}$ e $30,1 \pm 1,2^\circ\text{C}$, respectivamente) em comparação com os grupos controle e IT ($27,5 \pm 1,0^\circ\text{C}$ e $27,2 \pm 1,1^\circ\text{C}$, respectivamente; $p = 0,003$). A umidade absoluta média do gás inalado também foi maior nos grupos PCU e ITPCU ($28,1 \pm 2,3 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ e $29,4 \pm 2,0 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$,

respectivamente) em comparação com os grupos controle e IT ($25,0 \pm 1,8 \text{ mgH}_2\text{O} \cdot \text{L}^{-1}$ e $24,9 \pm 1,8 \text{ mgH}_2\text{O} \cdot \text{L}^{-1}$, respectivamente; $p < 0,001$).

Conclusão: O uso de baixo FGF no circuito respiratório da estação de anestesia Fabius GS Premium fornece umidade mínima dos gases inalados para evitar desidratação do epitélio traqueobrônquico. O IT do circuito respiratório não aumenta a temperatura ou umidade dos gases inalados, enquanto a inserção de PCU no circuito respiratório aumenta tanto o calor quanto a umidade dos gases inalados para valores mais próximos dos fisiológicos.

Palavras-chave: Anestesia geral; Anestesia com reinalação; Umidade; Prevenção de doenças; Doenças respiratórias.

Oliveira SAR. The temperature and humidity of the inhaled gas in an anesthesia workstation using a low fresh gas flow with or without thermal insulation or heat and moisture exchanger. Botucatu 2015. 117p. Thesis (PhD degree in Anesthesiology) – Botucatu Medical School, UNESP.

ABSTRACT

Background: Tracheal intubation limits the normal warming and humidifying functions of a patient's upper airways. An inhaled gas minimum moisture target of $20 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ is recommended to reduce the deleterious effects of dry gas on the airways. The Fabius GS Premium anesthesia workstation (Dräger Medical, Lübeck, Germany) has a built-in hotplate to heat gases in the breathing circuit. The use of a low fresh gas flow (FGF) in the breathing circuit increases the temperature and humidity of the inhaled gas and a heat and moisture exchanger (HME) can be used to further heat and humidify the inhaled gas. The corrugated tubes of the breathing circuit are composed of materials with low thermal insulation (TI), and the temperature and humidity of the gases in the circuit are influenced by the cold operating room temperature. The aim of this study was to compare the temperature and humidity of the inhaled gases from a low-flow Fabius anesthesia workstation with or without TI of the breathing circuit and with or without an HME.

Methods: Forty-one adult female patients were randomly allocated into four groups according to the devices coupled to the breathing circuit from a Dräger Fabius GS Premium anesthesia workstation, used to ventilate their lungs using a breathing circle system with a low FGF (1 L.min^{-1}): control ($n = 11$), with TI ($n = 10$), with an HME ($n = 10$) or with TI and an HME (TIHME) ($n = 10$). The temperature and humidity of the inhaled gases were measured close to the tracheal tube using a thermo-hygrometer. Measurements were obtained at 10, 30, 60, 90 and 120 minutes after connecting the patients to the breathing circuit. **Results:** The mean inhaled gas temperature was higher in the HME and TIHME groups ($29.2 \pm 1.3^\circ\text{C}$ and $30.1 \pm 1.2^\circ\text{C}$, respectively) compared with the control and TI groups ($27.5 \pm 1.0^\circ\text{C}$ and $27.2 \pm 1.1^\circ\text{C}$, respectively; $P = 0.003$). The mean inhaled gas absolute humidity was higher in the HME and TIHME groups ($28.1 \pm 2.3 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ and $29.4 \pm 2.0 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$, respectively) compared with the control and TI groups ($25.0 \pm 1.8 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ and $24.9 \pm 1.8 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$, respectively; $P < 0.001$).

Conclusions: The low FGF Fabius GS Premium breathing circuit provides the minimum humidity level of inhaled gases to avoid damage to the tracheobronchial epithelia. TI of the breathing circuit does not increase the temperature or humidity of the inhaled gases, whereas inserting an HME increases both the heat and moisture of the inhaled gases closer to physiological values.

Keywords: Anesthesia, general; Anesthesia, rebreathing; Humidity; Disease prevention; Respiratory tract disease.

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

AARC	<i>American Association of Respiratory Care</i>
ASA	<i>American Society of Anesthesiologists</i>
CO₂	Dióxido de carbono
CSI	Índice de estado cerebral
FGF	Fluxo de gases frescos
FMB	Faculdade de Medicina de Botucatu
gel	Muco viscoelástico
gH₂O.m⁻³	Gramas de água por metro cúbico
IC	Intervalo de confiança
IMC	Índice de massa corporal
IT	Isolamento térmico
LSI	Limite de saturação isotérmica
mgH₂O.L⁻¹	Miligramas de água por litro
NIOSH	<i>National Intitute for Occupational Safety and Health</i>
PCU	Permutador de calor e umidade
PetCO₂	Pressão expiratória final de CO ₂
PNI	Pressão arterial não invasiva
%	Porcentagem
RL	Ringer com lactato
SD	Desvio padrão
SO	Sala de operação
sol	Muco aquoso ou periciliar
SpO₂	Saturação periférica da hemoglobina pelo oxigênio
UA	Umidade absoluta
UM	Umidade máxima
UR	Umidade relativa

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Temperatura (°C) e umidade do ar ($\text{mgH}_2\text{O.L}^{-1}$) – Curva indica a umidade máxima.....	22
Figura 2	Mesma umidade absoluta (UA) com diferentes valores de temperatura e umidade relativa (UR).....	23
Figura 3	Variação da temperatura e da umidade do ar inspirado na via aérea. LSI – Limite de Saturação Isotérmica.....	25
Figura 4	Diferença da localização do limite de saturação isotérmico (LSI) no indivíduo com respiração nasal e o paciente intubado sob ventilação mecânica (Déry, 1973).....	27
Figura 5	Representação esquemática da mucosa da via aérea. Adaptado de Williams et al. (1996).....	28
Figura 6	Modelo teórico da função da mucosa traqueobrônquica com alteração da umidade dos gases inspirados, a partir da temperatura central, umidade relativa de 100% e umidade absoluta de $44 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ (ponto médio) em paciente sem e com alteração da saúde. VTM – velocidade do transporte mucociliar. Adaptado de Williams et al. (1996).....	31
Figura 7	Microscopia eletrônica mostrando cílios agrupados e aderidos, sem arranjo homogêneo e com áreas de rarefação. Muco diminuído e com padrão heterogêneo de tamanho e forma (Bisinotto et al, 1999).....	33
Figura 8	Esquema de sistema respiratório circular valvular com absorção de CO_2 em estação de anestesia. Adaptado de Marques, 2008.....	39
Figura 9	Desenho do PCU hidrofóbico – Adaptado de Shelly (1992); T = temperatura; UR = umidade relativa.....	46
Figura 10	Desenho do PCU higroscópico – Adaptado de Shelly (1988).....	47
Figura 11	Fotos da Estação de Anestesia Fabius GS Premium. A – Vista geral; B – Detalhe da tela do monitor com parâmetros ventilatórios.....	54
Figura 12	Placa de aquecimento da estação de anestesia. A – Aacionamento independente indicado por um círculo; B – Localização da placa aquecida, indicada por seta, junto ao circuito ventilatório.....	55
Figura 13	Diagrama do circuito ventilatório circular com absorvedor de CO_2 da estação de anestesia Dräger Fabius GS Premium com indicação dos locais de coleta de amostras dos gases e da placa de aquecimento, em amarelo, abrangendo os ramos expiratório e inspiratório.....	56
Figura 14	PCU higroscópico utilizado no estudo. A – Visão panorâmica do dispositivo; B – Dispositivo acoplado ao circuito ventilatório com isolamento térmico.....	57
Figura 15	Foto do termo-higrômetro utilizado no estudo, mostrando a unidade de leitura digital e a sonda de medição dos valores de temperatura e umidade dos gases.....	58

Figura 16	Fotos do adaptador em T para conexão dos sensores de umidade e temperatura do termo-higrômetro ao circuito ventilatório. A – Visão geral; B – Detalhe da extremidade da sonda do termo-higrômetro, onde estão os sensores de temperatura e umidade relativa, no interior do adaptador em T...	59
Figura 17	Foto da tela do termo-higrômetro com visualização dos valores de umidade relativa, temperatura e umidade absoluta dos gases, tendo ao fundo as curvas respiratórias na tela do monitor ventilatório da estação de anestesia...	60
Figura 18	Fotos do isolamento térmico do circuito ventilatório. A – Isolamento térmico dos três tubos corrugados; B – Isolamento térmico do circuito ventilatório da estação de anestesia.....	61
Figura 19	Recrutamento e alocação das pacientes no estudo.....	64
Figura 20	Diagrama de dispersão ($r = 0,53$ e $p < 0,001$) para o grupo controle entre as temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) da sala de operação e do gás inalado.....	84
Figura 21	Diagrama de dispersão ($r = 0,12$ e $p = 0,40$) para o grupo isolamento térmico entre as temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) da sala de operação e do gás inalado.....	85
Figura 22	Diagrama de dispersão ($r = 0,15$ e $p = 0,30$) para o grupo permutador de calor e umidade entre as temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) da sala de operação e do gás inalado.....	85
Figura 23	Diagrama de dispersão ($r = 0,12$ e $p = 0,40$) para o grupo isolamento térmico + permutador de calor e umidade entre as temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) da sala de operação e do gás inalado.....	86

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Propriedades de um umidificador ideal.....	36
Tabela 2	Comparação das diferentes técnicas de umidificação.....	37
Tabela 3	Classificação de fluxo de gases frescos em sistema respiratório com reinalação para adultos proposta por Baker (1994).....	42
Tabela 4	Valores (média $\pm$ DP) referentes aos dados antropométricos dos grupos estudados.....	65
Tabela 5	Distribuição das pacientes segundo o estado físico ASA nos grupos estudados.....	65
Tabela 6	Valores (média $\pm$ DP) da frequência cardíaca (bat.min ⁻¹) nos grupos e tempos estudados.....	66
Tabela 7	Valores (média $\pm$ DP) da pressão arterial sistólica (mm Hg) nos grupos e tempos estudados.....	67
Tabela 8	Valores (média $\pm$ DP) da pressão arterial diastólica (mm Hg) nos grupos e tempos estudados.....	68
Tabela 9	Valores (média $\pm$ DP) da pressão arterial média (mm Hg) nos grupos e tempos estudados.....	68
Tabela 10	Valores (média $\pm$ DP) da saturação de pulso de oxigênio (%) nos grupos e tempos estudados.....	69
Tabela 11	Valores (média $\pm$ DP) do índice de estado cerebral nos grupos e tempos estudados.....	70
Tabela 12	Valores (média $\pm$ DP) da pressão expiratória final de CO ₂ (mm Hg) nos grupos e tempos estudados.....	71
Tabela 13	Valores (média $\pm$ DP) da frequência respiratória (respirações.minuto ⁻¹) nos grupos e tempos estudados.....	72
Tabela14	Valores (média $\pm$ DP) de volume corrente (ml) nos grupos e tempos estudados.....	73
Tabela15	Valores (média $\pm$ DP) de temperatura esofágica (°C) nos grupos e tempos estudados.....	74
Tabela16	Valores (média $\pm$ DP) da temperatura do gás (°C) na saída da estação de anestesia nos grupos e tempos estudados.....	75
Tabela 17	Valores (média $\pm$ DP) da UR (%) do gás na saída da estação de anestesia nos grupos e tempos estudados.....	76
Tabela 18	Valores (média $\pm$ DP) da UA do gás (mgH ₂ O.L ⁻¹) na saída da estação de anestesia nos grupos e tempos estudados.....	77
Tabela 19	Valores (média $\pm$ DP) da temperatura do gás (°C) inalado nos grupos e tempos estudados.....	78
Tabela 20	Valores (média $\pm$ DP) da umidade relativa (%) do gás inalado nos grupos e tempos estudados.....	79

Tabela 21	Valores (média ± DP) da umidade absoluta (mgH ₂ O.L ⁻¹) do gás inalado nos grupos e tempos estudados.....	80
Tabela 22	Valores (média ± DP) da temperatura da sala de operação (°C) nos grupos e tempos estudados.....	81
Tabela 23	Valores (média ± DP) da umidade relativa (%) da sala de operação nos grupos e tempos estudados.....	82
Tabela 23	Valores (média ± DP) da umidade absoluta (mgH ₂ O.L ⁻¹) da sala de operação nos grupos e tempos estudados.....	83

SUMÁRIO

Resumo

Abstract

Lista de Abreviaturas e Siglas

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

1	INTRODUÇÃO E LITERATURA.....	19
1.1	Definição e Aspectos Físicos da Umidade.....	20
1.2	Fisiologia da Umidificação e do Aquecimento Respiratórios.....	23
1.3	Sistema de Transporte Mucociliar.....	27
1.4	Alterações Causadas pela Ventilação com Gases Secos e Frios...	31
1.5	Valores Ideais de Aquecimento e Umidificação do Gás Inalado.....	34
1.6	Mecanismos para Condicionamento do Ar Durante a Anestesia Geral.....	35
1.6.1	Sistemas respiratórios circulares valvulares com absorção de dióxido de carbono (CO ₂).....	37
1.6.2	Permutadores de calor e umidade (PCU).....	44
1.6.3	Isolamento térmico (IT).....	47
2	OBJETIVO.....	49
3	PACIENTES E MÉTODOS.....	50
3.1	Grupos Estudados.....	50
3.2	Procedimento Anestesiológico.....	51
3.3	Estação de Anestesia.....	54
3.4	Permutador de Calor e Umidade (PCU).....	56
3.5	Medidas de Umidade e Temperatura dos Gases.....	57
3.6	Isolamento Térmico (IT) do Circuito Ventilatório.....	60
3.7	Atributos Estudados.....	61
3.7.1	Atributos antropométricos.....	61
3.7.2	Atributos relacionados ao procedimento anestésico.....	61
3.7.3	Atributos principais.....	62
3.7.4	Correlação entre as temperaturas da SO e do gás inalado.....	62
3.8	Tempos Estudados.....	62
3.9	Análise Estatística.....	62
4	RESULTADOS.....	64
4.1	Atributos Antropométricos.....	65
4.2	Estado Físico ASA.....	65
4.3	Atributos Hemodinâmicos.....	66
4.3.1	Frequência cardíaca.....	66
4.3.2	Pressões arteriais sistólica, diastólica e média.....	67
4.4	Atributo de Oxigenação.....	69
4.5	Índice de Estado Cerebral (CSI).....	70

4.6	Atributos Respiratórios.....	71
4.6.1	Capnometria.....	71
4.6.2	Frequência respiratória.....	72
4.6.3	Volume corrente.....	73
4.7	Temperatura Esofágica.....	74
4.8	Atributos Termo-Higrométricos dos Gases na Saída da Estação de Anestesia.....	75
4.8.1	Temperatura dos gases na saída da estação de anestesia.....	75
4.8.2	Umidade relativa dos gases na saída da estação de anestesia.....	76
4.8.3	Umidade absoluta dos gases na saída da estação de anestesia.....	77
4.9	Atributos Termo-Higrométricos do Gás Inalado.....	78
4.9.1	Temperatura do gás inalado.....	78
4.9.2	Umidade relativa do gás inalado.....	79
4.9.3	Umidade absoluta do gás inalado.....	80
4.10	Atributos Termo-Higrométricos da Sala de Operação.....	81
4.10.1	Temperatura da sala de operação.....	81
4.10.2	Umidade relativa da sala de operação.....	82
4.10.3	Umidade absoluta da sala de operação.....	83
4.11	Correlação entre as Temperaturas do Gás Inspirado e da Sala de Operação.....	84
5	DISCUSSÃO.....	87
6	CONCLUSÃO.....	100
7	REFERÊNCIAS.....	101
	APÊNDICE.....	108

1 INTRODUÇÃO E LITERATURA

Em circunstâncias normais, as vias aéreas superiores são as principais responsáveis pelo aquecimento e umidificação do ar inspirado (Shelly et al., 1988; Shelly, 1992; Williams et al., 1996). Após uma inspiração, o ar do meio externo vai ganhando calor e umidade à medida que avança pelas estruturas respiratórias, chegando aos alvéolos à temperatura central de 37°C e umidades absoluta (UA) de 44 mg H₂O.L⁻¹ e relativa (UR) de 100% (Williams et al., 1996). Esse condicionamento do ar ambiente evita a desidratação da mucosa respiratória e mantém a integridade e as funções do trato respiratório (Chalon et al., 1979).

O fluxo de gases frescos (FGF) utilizado durante a anestesia geral é frio e seco. Quando se utiliza o tubo traqueal para a realização de ventilação mecânica durante a anestesia geral, as funções do nariz e das demais vias aéreas superiores são anuladas e não são totalmente compensadas pelas porções inferiores do trato respiratório. Assim, se a umidificação e o aquecimento dos gases inalados não forem adequadamente realizados, haverá prejuízo funcional da mucosa das vias aéreas, com alteração do movimento ciliar e aumento da viscosidade do muco, podendo haver endurecimento e incrustações das secreções. Caso a anestesia se estenda por período mais prolongado ou o paciente já possua alguma comorbidade que altere o pleno funcionamento do sistema respiratório, complicações mais graves podem ocorrer, como aumento da resistência das vias aéreas, alterações da relação ventilação-perfusão, microatelectasias, diminuição da complacência pulmonar e da capacidade residual funcional, reações inflamatórias, ulcerações nas mucosas e predisposição à formação de rolhas que podem obstruir os tubos traqueais (Chalon et al., 1979; Shelly et al., 1988; Shelly, 1992; Williams et al., 1996; Branson, 1998; Irlbeck, 1998).

Assim, durante a ventilação artificial realizada sob intubação traqueal, o aquecimento e a umidificação dos gases inspirados são essenciais

para assegurar a integridade das vias aéreas, a preservação da função mucociliar e as trocas gasosas (Shelly, 1992; Branson, 1998; Irlbeck, 1998; Bisinotto et al., 1999).

Alguns dispositivos para retenção de calor e umidade são utilizados para minimizar ou mesmo anular essas alterações no trato respiratório. Entre os dispositivos, podem-se citar os circuitos ventilatórios circulares com absorção de dióxido de carbono (CO_2), que promovem reaproveitamento do calor e umidade expirados pelo paciente e ainda causam uma reação exotérmica com a cal sodada, com produção de calor e água (Foregger, 1948; Kleemann, 1994). Outros recursos utilizados no circuito respiratório são a utilização de baixo FGF, permutadores de calor e umidade (PCU) ou isolamento térmico dos tubos corrugados do circuito respiratório, que atuam otimizando o aproveitamento de calor e umidade do ar expirado e retendo calor e água no circuito respiratório (Torres et al., 1997).

1.1 Definição e Aspectos Físicos da Umidade

A umidade pode ser descrita como a quantidade de água na forma de vapor de água que está presente em determinado volume de mistura gasosa. Usualmente ela é associada ao ar e pode ser expressa como a quantidade de vapor de água presente na atmosfera (Dyer, 2012).

Em um recipiente parcialmente preenchido de água, as moléculas possuem diferentes níveis de energia cinética. As que estão próximas à superfície e possuem maior energia excedem o trabalho de coesão aplicado pela tensão superficial à superfície do líquido, possibilitando a saída de moléculas de água para o ar na forma de vapor de água.

As moléculas de vapor de água no ar exercem determinada pressão. Quando o ambiente está saturado com vapor de água, é referido que as moléculas exercem a pressão de vapor de saturação (Wilkes, 2001), que depende da temperatura da água líquida. Se a temperatura da água aumentar, a energia das moléculas da água também aumentará e mais moléculas

escaparão da superfície da água, aumentando a pressão de vapor de saturação.

A pressão do ambiente é outro fator que também influencia a pressão de vapor de saturação, mantendo as duas variáveis relação inversamente proporcional. Em referência ao ar, a temperatura ambiente e a pressão atmosférica são os fatores que alteram a pressão de vapor de saturação (Wilkes, 2001).

Na área meteorológica, as variações de pressão atmosférica e temperatura ocorrem habitualmente, sendo ambas variáveis importantes para influenciar a pressão de vapor de saturação. Contudo, na área médica, especialmente no centro cirúrgico, a pressão ambiente não sofre variações significativas, restando apenas a temperatura ambiente como fator de influência na pressão de vapor de saturação (Wilkes, 2001).

A umidade pode ainda ser expressa de algumas maneiras diferentes, como: UA, umidade máxima (UM) e UR (Chalon et al., 1979; Branson, 1999; Wilkes, 2001; Agarwal e Griffiths, 2006). A UA é a massa de vapor de água contida em uma dada unidade de volume de gás, sob determinadas condições de temperatura e pressão, sendo comumente expressa em miligrama ou grama de vapor de água por litro de gás ou metro cúbico – $\text{mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ ou $\text{gH}_2\text{O.m}^{-3}$. A UM é a maior massa de vapor de água que determinado volume de gás pode conter, sob certa condição de temperatura e pressão. A quantidade máxima de vapor de água que o ar pode conter aumenta à medida que sobe a temperatura ambiente (Figura 1). Já a UR é a relação entre a quantidade de vapor de água contida num volume gasoso e a quantidade máxima de vapor de água que o mesmo volume gasoso pode conter, a determinada temperatura e pressão. A UR é expressa em porcentagem (%) e calculada pela equação: $\text{UR} = \text{UA}/\text{UM}.100$.

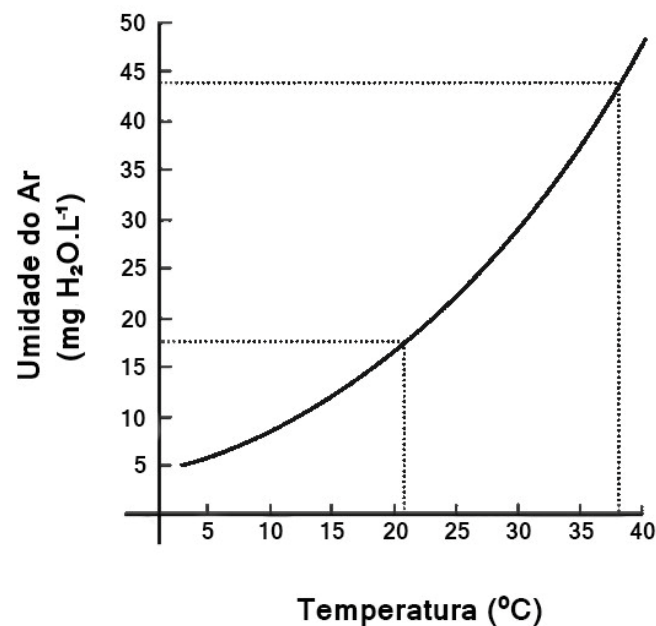


Figura 1 – Temperatura (°C) e umidade do ar (mgH₂O.L⁻¹) – Curva indica a umidade máxima.

Para melhor entendimento da relação entre UA e UR, consideraremos um volume de ar com temperatura a 15°C, UR de 100% e UA de 10 mgH₂O.L⁻¹. Caso esse volume de ar fosse aquecido a 37°C, a UA permaneceria em 10 mgH₂O.L⁻¹, uma vez que a quantidade de vapor de água no ar não se alteraria. Já a UR, de acordo com a fórmula: $UR = UA/UM.100$, seria de 22,7% ($UR = 10/44$), pois a UM a 37°C é de 44 mgH₂O.L⁻¹. Em conclusão, a quantidade de vapor de água na amostra seria a mesma, apenas o ar, a 37°C, teria maior capacidade para reter vapor de água e, portanto, menor UR (Figura 2).

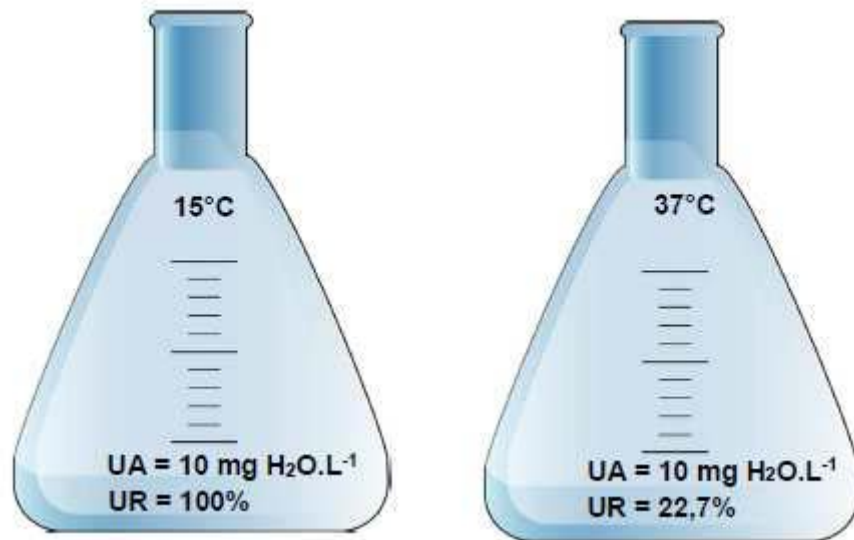


Figura 2 – Mesma umidade absoluta (UA) com diferentes valores de temperatura e umidade relativa (UR).

1.2 Fisiologia da Umidificação e do Aquecimento Respiratórios

O sistema respiratório, através de cada um de seus componentes, possui várias funções, como fonação, defesa (filtração, retirada de partículas, olfato, transporte mucociliar, tosse e imunidade celular), metabolismo (produção de surfactante, inativação de substâncias bioativas e metabolismo de fármacos) e troca de gases (ventilação, mecânica ventilatória e condicionamento). Parte importante dessas funções é eliminada ou alterada durante a intubação traqueal. Das funções restantes, metade é alterada pela temperatura e umidade dos gases inspirados (Williams et al., 1996).

As vias aéreas são didaticamente divididas em superiores e inferiores. As vias superiores são compostas pelo nariz, seios da face, nasofaringe, orofaringe, epiglote e laringe. As vias inferiores são representadas pela traqueia e pelas várias divisões dos brônquios. As vias aéreas têm por principais funções a condução e o condicionamento (filtração das partículas inaladas, aquecimento e umidificação) do ar até os alvéolos para realização da hematose, sendo o condicionamento exercido principalmente nas vias superiores.

No nariz, pelas suas características anatômicas, o ar inspirado sofre processo de turbilhonamento na superfície irregular dos cornetos, que possibilita seu maior contato com ampla área de membrana mucosa altamente vascularizada, úmida e recoberta por fina camada fluida. O processo de condicionamento do ar é de suma importância na nasofaringe, local responsável por dois terços da umidificação e do aquecimento do ar (Keck et al., 2000).

A umidade é fornecida ao ar inspirado pela transudação de líquidos do epitélio da mucosa das vias aéreas de condução, irrigada por sistema delicado de vasos altamente responsivo às alterações nas condições ambientais. Outras fontes de umidificação incluem a secreção fluida das glândulas seromucosas e células caliciformes presentes em grande densidade, principalmente na parte anterior do septo nasal e dos cornetos. A orofaringe, a laringe e a traqueia também contribuem com esse processo, contudo com menor eficiência (Saldiva, 1990; Branson, 1999; Keck et al., 2000; Dias et al., 2005).

O ar inspirado recebe calor e umidade gradativamente ao passar pelas estruturas respiratórias. Com o ganho de calor, há aumento de temperatura e pressão de vapor de saturação, possibilitando que maior quantidade de vapor de água seja incorporada. Por exemplo, uma pessoa normal, respirando de maneira tranquila pelo nariz, em ambiente a 22°C, UA de 10 mgH₂O.L⁻¹ e UR de 50%, condiciona o ar da seguinte maneira: aumento de temperatura para 31 a 33°C e UA para 26 a 32 mgH₂O.L⁻¹ na laringe, temperatura de 34°C e UA de 34 a 38 mgH₂O.L⁻¹ na porção média da traqueia e, chegando ao equilíbrio a 37°C, UA de 44 mgH₂O.L⁻¹ e UR de 100% nos brônquios principais, pouco abaixo da carina (Williams et al., 1996) (Figura 3). A região onde a temperatura central de 37°C é alcançada e o ar torna-se saturado de vapor de água é denominada de limite de saturação isotérmica (LSI) (Déry, 1973; Williams et al., 1996; Bisinotto et al., 1999; Shelly, 2006).

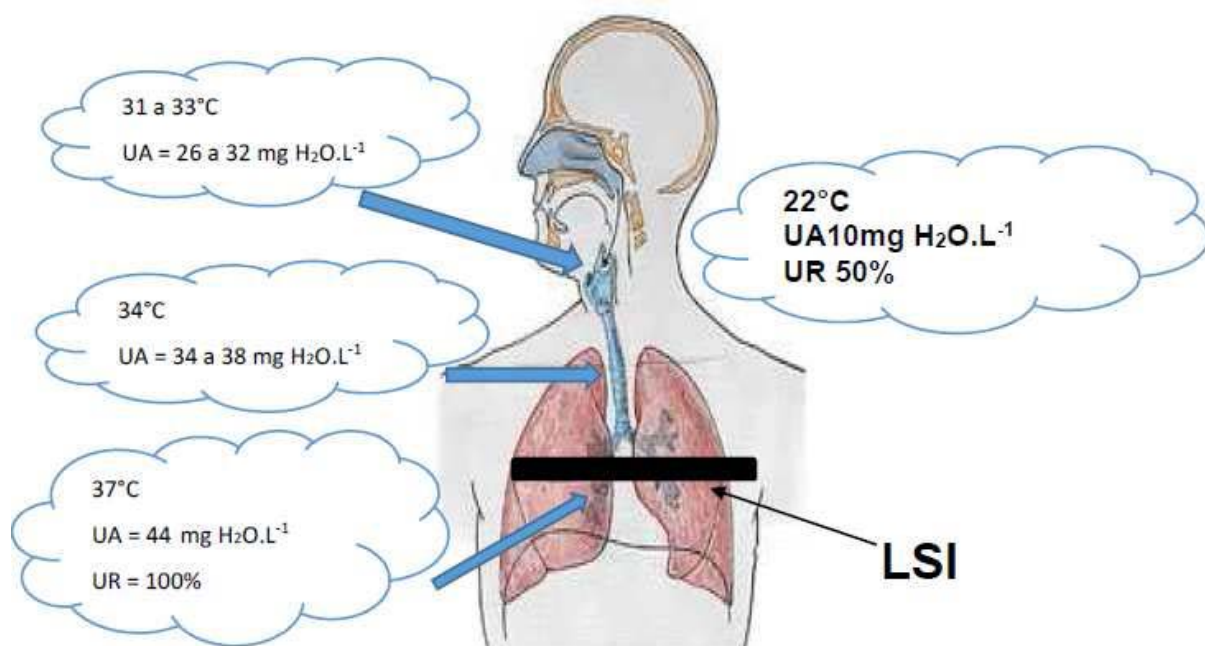


Figura 3 – Variação da temperatura e da umidade do ar inspirado na via aérea. LSI – Limite de Saturação Isotérmica.

No processo de condicionamento, ao transferir calor e umidade para o ar inalado, a mucosa respiratória sofre um processo de resfriamento por transferência de calor tanto por evaporação quanto por convecção (Sottiaux, 2006). No interior da via aérea existe um gradiente de temperatura entre o nariz e o LSI, com a mucosa nasal apresentando temperatura na faixa de 31°C (Shelly, 2006). Acima do LSI, as vias aéreas atuam como um sistema de contracorrente de troca de calor e umidade entre o ar inspirado e expirado. Abaixo dela, a temperatura e o conteúdo de vapor de água permanecem relativamente constantes.

Durante a expiração há inversão do processo, com as vias aéreas superiores recuperando parte do calor e da umidade perdidos durante a inspiração. O ar expirado sai inicialmente dos alvéolos pleno de vapor de água à temperatura central e, ao entrar em contato com as mucosas das vias aéreas situadas acima que foram ressecadas e resfriadas pela inspiração, perde calor e resfria-se, sofrendo condensação e transferindo umidade de volta à mucosa. Essa perda de calor e umidade do ar expirado ocorre até que o ar eliminado pelo nariz tenha de 32 a 34°C de temperatura e UA de 27 a 34 mgH₂O.L⁻¹. Assim, calor e umidade são perdidos pela mucosa para o ambiente externo a

cada respiração, mas são repostos pelas reservas sistêmicas para permitir o ciclo respiratório seguinte (McFadden et al., 1985; Shelly, 1992; Williams et al., 1996; Williams, 1998).

Em condições normais de respiração, o LSI situa-se abaixo da carina em posição relativamente constante. Contudo, em situações peculiares, como no resfriamento e ressecamento do ar inspirado, na respiração oral e no aumento do volume minuto ou, de maneira mais evidente, sob determinadas condições clínicas, como na intubação traqueal e ventilação mecânica, haverá desvio do LSI para níveis mais inferiores e próximos dos alvéolos (Ingelstedt, 1956; Déry, 1971; McFadden et al., 1985; Shelly, 1992). O recrutamento dessas áreas, que normalmente são adaptadas à temperatura central e à saturação de vapor de água e que se caracterizam pela escassez ou ausência de glândulas submucosas (Mc Fadden, 1983), exige que elas façam o condicionamento do ar. A incapacidade dessas estruturas em suprir novas funções pode levar à desidratação das mucosas, espessamento do muco, perda de calor, alterações relacionadas ao transporte mucociliar e até mesmo lesão do epitélio respiratório (McFadden et al., 1985; Hedley e Allt-Graham, 1994; Branson, 1999; Wilkes, 2001).

Para ilustrar melhor a situação descrita anteriormente, pode-se citar o trabalho de Déry, em 1973, que investigou a posição do LSI em pacientes intubados sob anestesia geral com ventilação mecânica em circuito ventilatório circular e em circuito sem reinalação, e comparou as duas situações com indivíduos respirando ar ambiente espontaneamente pelo nariz. Nos indivíduos com respiração nasal, o LSI localizou-se cinco cm abaixo da carina. Durante a ventilação com circuito circular, o LSI deslocou-se para uma posição 10 cm abaixo da carina, alcançando posição ainda mais baixa, 15 cm abaixo da carina, durante a ventilação com circuito sem reinalação (Figura 4).

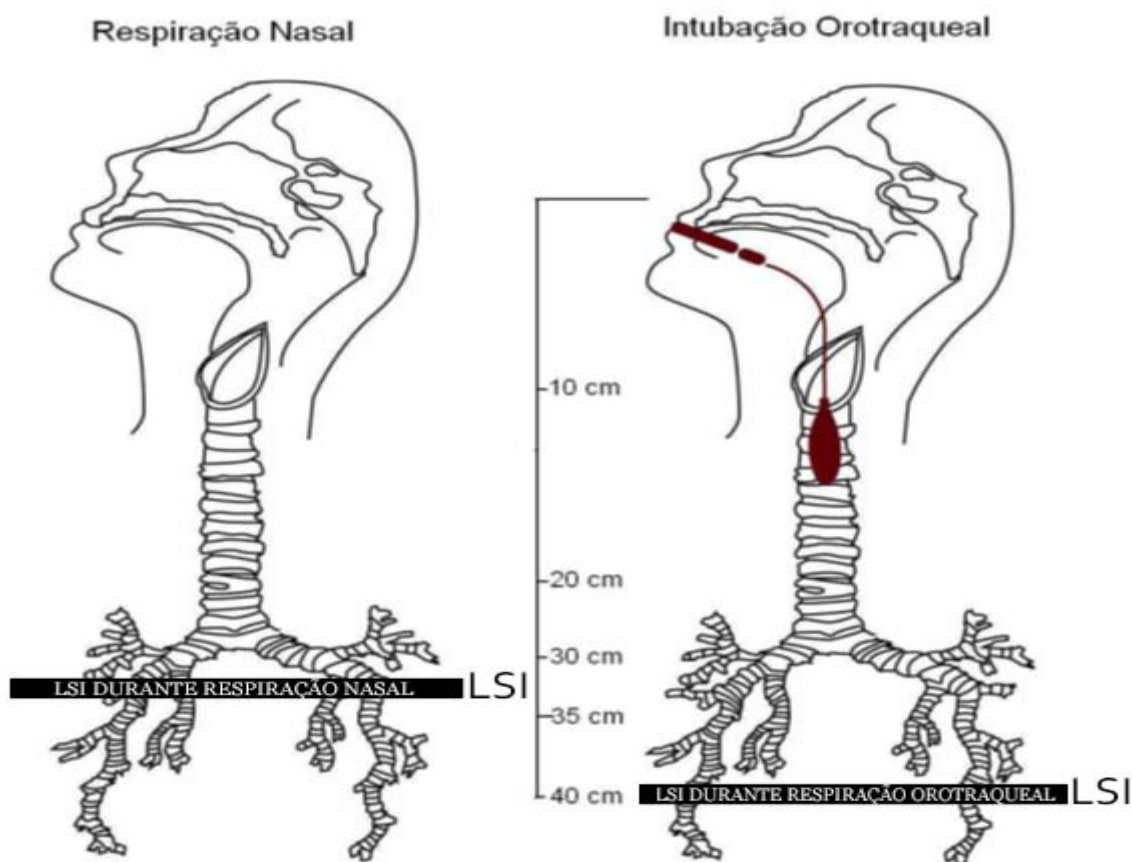


Figura 4 – Diferença da localização do limite de saturação isotérmica (LSI) no indivíduo com respiração nasal e o paciente intubado sob ventilação mecânica (Déry, 1973).

1.3 Sistema de Transporte Mucociliar

A mucosa das vias aéreas, desde as cavidades nasais até os bronquíolos respiratórios, é constituída de epitélio pseudoestratificado, cilíndrico ciliado, entremeado por glândulas submucosas e células caliciformes, que são alguns dos elementos celulares responsáveis pela produção do muco respiratório. Na cavidade nasal, as glândulas seromucosas situam-se na submucosa e são as principais responsáveis pela produção de muco. Nos seios paranasais predominam as células caliciformes (Trindade et al, 2007). As células secretoras estão localizadas nas glândulas da submucosa dos brônquios (células mucosas e serosas) e epitélio das vias aéreas (células mucosas, serosas e de Clara). As glândulas da submucosa são encontradas

nas vias aéreas cartilaginosas, localizando-se internamente ou entre as placas de cartilagem (Saldiva, 1990).

O número de células mucosas e serosas tende a diminuir em direção à periferia, exceto as células de Clara. Estas, além da função secretora, têm papel na inativação de substâncias inaladas, possuindo enzimas oxidativas (Saldiva, 1990).

O aparelho mucociliar tem como principal função a remoção de partículas ou substâncias potencialmente agressivas ao trato respiratório através do transporte pelos cílios. Esse transporte mucociliar é o principal mecanismo de defesa das vias aéreas não apenas contra substâncias agressivas, mas também contra micro-organismos (Saldiva, 1990).

A mucosa respiratória é composta por três camadas: celular, de muco aquoso ou periciliar (sol) e de muco viscoelástico (gel). A interação dessas três camadas forma a base do sistema de transporte mucociliar e cada uma delas é afetada pela temperatura e umidade (Williams et al, 1996) (Figura 5).

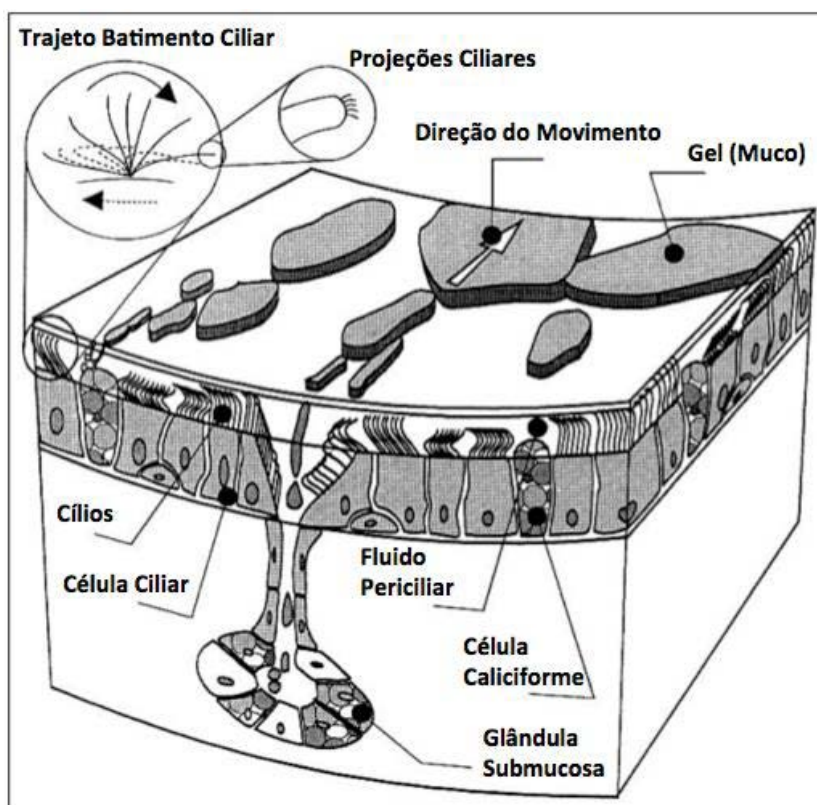


Figura 5 – Representação esquemática da mucosa da via aérea. Adaptado de Williams et al. (1996).

A camada celular compreende as células secretoras, absorptivas e ciliadas. Há sete tipos de células, sendo que cinco delas possuem superfície luminal. Células caliciformes e glândulas submucosas secretam o gel mucoso. As células serosas e as Clara secretam o fluido aquoso. As células escova absorvem o fluido aquoso e as células ciliares movimentam a camada de gel. Cada célula ciliar possui de 50 a 200 cílios (dependendo da idade e da posição no trato respiratório) que se movem em sincronia com os das células vizinhas em frequência de 17 a 25 batimentos por segundo. Os cílios são os propulsores do transporte mucociliar e para terem movimento efetivo eles ficam completamente estendidos ao longo da camada aquosa. Pequenos ganchos na ponta dos cílios encaixam-se de maneira que possam atingir a camada de gel, empurrando-a adiante para a saída das vias aéreas. De maneira sincrônica, após o batimento, os cílios dobram-se e desconectam-se da camada de gel (Williams et al., 1996; Trindade et al., 2007). Em condições habituais, a velocidade média do transporte mucociliar é de $10\text{-}15\text{ mm}\cdot\text{min}^{-1}$ (Konrad et al., 1992; Branson et al., 1998; Trindade et al., 2007). Diminuições na temperatura central e na umidade do ar inspirado diminuem a frequência dos batimentos ciliares e a velocidade do transporte mucociliar (Williams et al., 1996).

A camada sol é constituída por fina ($5\text{-}6\text{ }\mu\text{m}$) e contínua camada de fluido de baixa viscosidade. A profundidade do fluido periciliar é dependente dos seguintes fatores: evaporação e condensação de água, transporte ativo de íon e movimento cefálico pelos cílios do fluido periciliar da periferia pulmonar. Dessa forma, teoricamente, mudanças na viscosidade ou profundidade do fluido periciliar têm profunda influência no movimento ciliar. A perda de água do fluido periciliar pela evaporação é repostada por secreção, condensação e movimento do fluido periciliar da periferia pulmonar. Se a taxa de evaporação for maior que a taxa de reposição do fluido, ocorrerá, então, diminuição do volume e da espessura da camada, com consequente diminuição do transporte mucociliar (Williams et al., 1996; Shelly, 2006).

Na camada de gel, o muco é secretado na forma de glóbulos como resposta a estímulos de substância irritantes ou contaminantes. Esses glóbulos se hidratam pela absorção da água do fluido periciliar e com a ação dos cílios

ganham a forma de pequenos cordões. Esses podem se aglutinar em pequenos flocos que formarão placas maiores que serão transportadas com as substâncias contaminantes para fora do trato respiratório. O muco é composto por 95% de água e 5% de glicoproteínas, proteinoglicanas e lipídeos em estado de coloide. As proteínas podem interagir através de ligações químicas ou de um emaranhamento físico, dando ao muco propriedade viscoelástica. As propriedades reológicas (capacidade de deformar-se e fluir em resposta a uma força aplicada) do muco são um primeiro determinante da velocidade de transporte mucociliar. A concentração e a ligação das glicoproteínas dentro do muco ocorrem dentro de faixa ótima e qualquer desvio delas diminui a eficiência do transporte mucociliar (Williams et al., 1996).

O transporte mucociliar é estritamente dependente da interação entre as três camadas que compõem a mucosa da via aérea, sendo alterado por mudanças em suas propriedades. Para que todo o conjunto funcione com máximo desempenho, é necessário um ambiente com temperatura central de 37°C e UR de 100% (Williams et al., 1996). Caso haja diminuição da umidade do ar inspirado, haverá desidratação da mucosa, pois a evaporação provoca desequilíbrio não compensado pela secreção e pela condensação. Como resultado, ocorre alteração da viscosidade e diminuição de profundidade da camada periciliar, diminuição dos batimentos ciliares e mudanças nas proteínas e na propriedade reológica da camada mucosa. Tudo isso acarreta diminuição da velocidade do transporte mucociliar. Caso o quadro se prolongue ou haja intensificação de baixa umidade, o movimento ciliar pode ser interrompido, o muco se resseca, ocorrem lesões celulares, o LSI é deslocado para porções inferiores da árvore traqueobrônquica, as secreções deixam de ser drenadas e podem obstruir as vias aéreas periféricas, ocasionando atelectasias, edema e broncoconstrição reativa (Shelly, 1992). De maneira inversa, o excesso de umidade provoca desequilíbrio que aponta para a hiper-hidratação, gerando alterações fisiopatológicas compatíveis com a sobrecarga hídrica das três camadas da mucosa. Essas relações são mostradas no esquema gráfico proposto por Williams et al. (1996) (Figura 6), onde os autores associam a

função da mucosa traqueobrônquica à umidade do gás inspirado sob temperatura central.

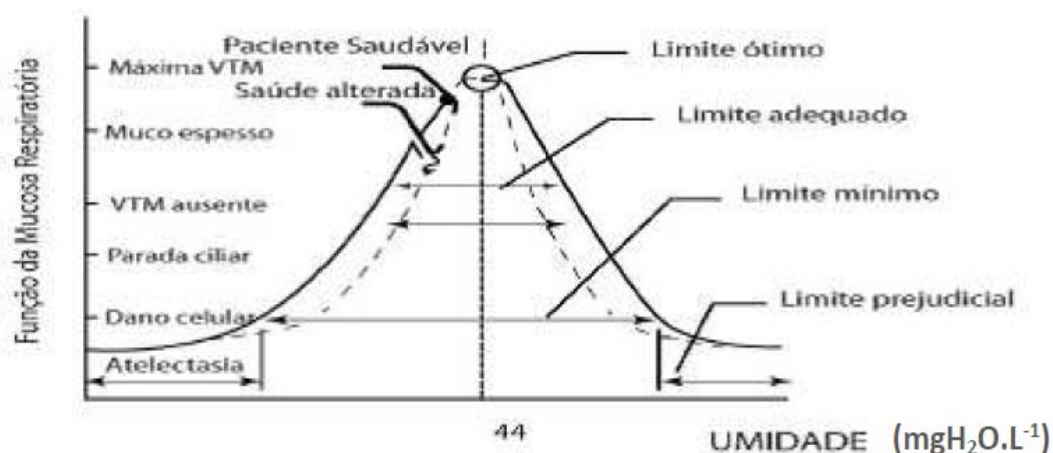


Figura 6 – Modelo teórico da função da mucosa traqueobrônquica com alteração da umidade dos gases inspirados, a partir da temperatura central, umidade relativa de 100% e umidade absoluta de 44 mgH₂O.L⁻¹ (ponto médio) em paciente sem e com alteração da saúde. VTM – velocidade do transporte mucociliar. Adaptado de Williams et al. (1996).

A curva do gráfico acima descrito é hipotética e sua forma precisa pode variar entre indivíduos e de acordo com a idade e estado de saúde, mas a estimativa apresentada não está longe da realidade. Ela baseia-se no fato de que o transporte mucociliar é o indicador mais sensível e precoce de alterações na umidade e aquecimento dos gases inspirados (Williams et al., 1996; Shelly, 2006).

1.4 Alterações Causadas pela Ventilação com Gases Secos e Frios

A ventilação mecânica com gases secos e frios em pacientes intubados na terapia intensiva ou durante a anestesia geral cria um cenário onde as vias aéreas superiores são excluídas da ventilação. Com isso, as suas funções de umidificação e aquecimento do ar inspirado não são realizadas e gases não condicionados são administrados diretamente na traqueia. Sob

essas circunstâncias, ocorrem algumas alterações como resultado da perda de calor e umidade e, conseqüentemente, da alteração da função pulmonar (Shelly et al., 1988).

A maior parte da perda de calor pelo trato respiratório ocorre devida à evaporação da água. Essa perda pode determinar diminuição da temperatura corporal, especialmente em alguns grupos vulneráveis como recém-nascidos (Fonkalsrud et al., 1980), crianças pequenas e pacientes gravemente enfermos cujos mecanismos de termorregulação estejam comprometidos. Até 33% da produção basal de calor nos recém-nascidos pode ser necessária para aquecer e umidificar os gases inalados (Marfatia et al., 1975; Shelly et al., 1988). A umidificação dos gases inalados reduz a diminuição da temperatura corporal após a cirurgia e isso apresenta implicações no consumo de oxigênio no pós-operatório e nos problemas a ele associados (Shelly et al., 1988).

A ventilação com gases secos também proporciona perda considerável de vapor de água pelo trato respiratório, e esta perda pode ser significativamente suficiente para reduzir o peso corporal pela desidratação. A desidratação das vias aéreas superiores está relacionada a muitas alterações histológicas, como destruição dos cílios, dano às glândulas mucosas, desorganização e achatamento dos epitélios colunares, destruição da membrana basal, degeneração do núcleo e do citoplasma celulares, descamação das células, ulcerações na mucosa e hiperemia reativa (Shelly, 1992). A mais importante consequência funcional dessas alterações é a alteração do sistema de transporte mucociliar, que pode ser observada já na primeira hora de ventilação mecânica (Branson et al., 1998). A disfunção do transporte mucociliar pode ainda provocar retenção de muco, atelectasias ou entupimento do tubo traqueal por rolhas de secreção (Roustan et al., 1992; Villafane et al., 1996; Williams et al., 1996; Nakagawa et al., 2000). Lesões na membrana basal das células levam à destruição tecidual, ao colapso bronquiolar e também às atelectasias (Van Oostdam et al., 1986; Shelly, 1992; Martins et al., 1996; Jaber et al., 2004).

Alterações estruturais do sistema mucocilar foram demonstradas à microscopia eletrônica de amostras de tecido traqueal de cães submetidos a anestesia geral em circuito aberto sem absorção de CO₂ ou uso de umidificadores, após 180 minutos de ventilação mecânica (Bisinotto et al., 1999) (Figura 7).

Alterações estruturais e funcionais ocorrem durante a ventilação. A extensão da lesão é diretamente proporcional à duração da ventilação com gases não condicionados, assim como o tempo de recuperação é diretamente proporcional ao tempo de ventilação. Lesões ciliares superficiais podem ser revertidas em até três dias, enquanto lesões profundas têm reversão de duas a três semanas. (Chalon et al., 1972; Hirsch et al., 1975; Marfatia et al., 1975; Shelly et al., 1988).

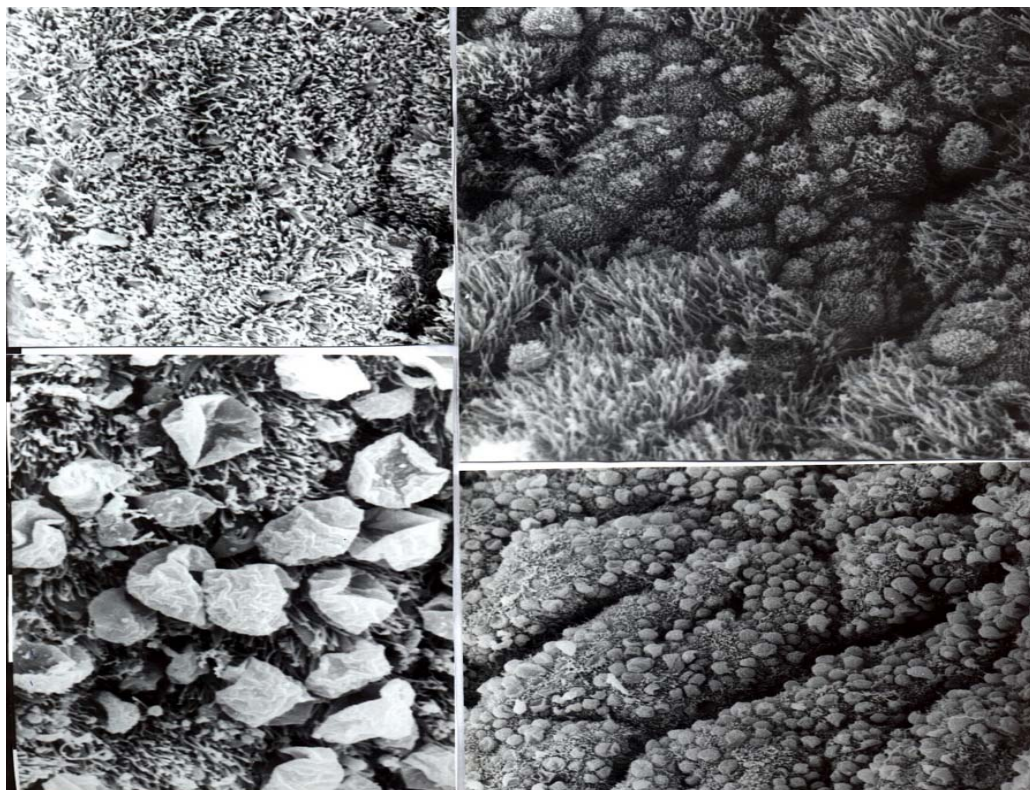


Figura 7 – Microscopia eletrônica mostrando cílios agrupados e aderidos, sem arranjo homogêneo e com áreas de rarefação, muco diminuído e com padrão heterogêneo de tamanho e forma durante ventilação com baixa umidificação (Bisinotto et al, 1999).

Como já citado anteriormente, a ventilação com gases secos e desprovidos de aquecimento desloca para baixo o LSI e isso está associado a alterações mecânicas pulmonares que levam à hipoxemia (Déry, 1973). A capacidade residual funcional e a complacência estática diminuem, e a diferença alvéolo-arterial de oxigênio aumenta. Essas alterações parecem ser devidas às atelectasias e ao aumento do *shunt* intrapulmonar (Shelly, 1992). A atividade do surfactante pulmonar também é reduzida e isso redundando em aumento da tensão superficial com alteração das trocas gasosas. Em pacientes suscetíveis, a exposição aos gases secos também pode ocasionar broncoconstrição (Van Oostdam et al., 1986; Shelly, 1992).

1.5 Valores Ideais de Aquecimento e Umidificação do Gás Inalado

A primeira edição da norma internacional para umidificadores para uso médico, de 1998, estabeleceu que o valor mínimo de umidade necessário para evitar espessamento de secreções nos pacientes seria de $30 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$. Na segunda edição e na terceira (ISO 8115, 2007) a recomendação de umidade mínima foi aumentada para $33 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$. Contudo, a normatização internacional para uso de PCU (ISO 9360, 2000) não estabeleceu recomendações mínimas de umidade para guiar o desempenho desses dispositivos. Tais variações nas padronizações internacionais refletem uma quantidade de informações fornecidas por uma variedade heterogênea de estudos. Alguns experimentais, com padronizações diferentes de desempenho, outros em modelos animais (em diferentes espécies) e outros em humanos, mas utilizando metodologias diversas (Ingelstedt, 1956; Déry, 1971; Déry, 1973; Marfatia et al., 1975; Kleemann, 1990; Martins et al., 1996; Torres et al., 1997; Branson et al., 1998; Bisinotto et al. 1999; Dias et al., 2011).

Quando o ar inspirado é aquecido, umidificado e fornecido ao paciente com intubação traqueal, deve ter temperatura e umidade próximas dos valores encontrados na via aérea do paciente durante uma respiração normal (Wilkes, 2011a). Durante a respiração espontânea, o gás inalado no espaço subglótico tem temperatura de $31,2^\circ\text{C}$ a $33,6^\circ\text{C}$, UR de 95% a 100% e

UA de $33 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ (Ingelstedt, 1956; Déry, 1973; Williams et al., 1996). Esses valores, em princípio, devem ser a meta a ser perseguida durante a ventilação mecânica em pacientes intubados. Entretanto, devemos pensar que o funcionamento da mucosa da via aérea guarda uma relação não apenas com as alterações dos valores de umidade e temperatura dos gases inspirados, mas também com o tempo de exposição (Williams et al., 1996).

Durante a anestesia, em comparação com a terapia intensiva, o tempo de duração do *bypass* da via aérea superior é muito menor. O modelo proposto por Williams et al. (1996) relacionando déficit de umidade e tempo de exposição nas disfunções do sistema mucociliar do trato respiratório mostrou que baixos valores de umidade podem ser tolerados por curtos períodos de tempo sem causar disfunção. Trabalhos em animais de experimentação também demonstraram que valores de UA $\geq 20 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ durante poucas horas de ventilação artificial foram bem tolerados e não determinaram alterações importantes da mucosa da árvore traqueobrônquica (Kleemann, 1994; Martins et al., 1996; Branson et al., 1998). Dessa maneira, o valor de UA de $20 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ passou a ser aceito como mínimo para evitar danos ao epitélio da árvore traqueobrônquica por período de algumas horas de ventilação mecânica durante a anestesia (Kleemann, 1994; Wilkes, 2011a).

1.6 Mecanismos para Condicionamento do Ar Durante a Anestesia Geral

Os dispositivos que condicionam os gases inspirados são classificados em três grupos: os que liberam $10 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ para reproduzir a umidade ambiente, aqueles que liberam pelo menos $30 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ e têm o propósito de serem utilizados durante a ventilação artificial, e aqueles que são capazes de liberar em torno de $44 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$.

Muitos umidificadores estão disponíveis e as propriedades ideais estão descritas na tabela 1.

Dentre os diferentes aparatos para umidificação, podem-se citar os umidificadores aquecidos e frios, os nebulizadores e os PCUs, cujas características estão especificadas na tabela 2.

Durante os procedimentos anestésicos, vários métodos foram utilizados para umidificação e aquecimento dos gases inalados. Entre as principais propostas estão a adição de umidificadores aquecidos (Weeks e Broman, 1970), a admissão do FGF diretamente no reservatório de cal sodada (Chalon et al., 1973), a redução do FGF (Bengtson et al., 1989; Kleeman, 1994; Baxter, 1997; Castro et al., 2011; Bicalho et al., 2014), a utilização de sistemas coaxiais no aparelho de anestesia (Chalon et al., 1973), a colocação de umidificadores dentro do reservatório de cal sodada (Flynn e Morris, 1984) ou a utilização de PCU (Shelly, 1992; Hedley e Allt-Graham, 1994; Castro et al., 2011, Wilkes, 2011a; Bicalho et al., 2014). Entretanto, a maneira mais simples e segura de climatizar os gases parece ser o emprego de aparelhos de anestesia com sistemas respiratórios circulares valvulares com absorção de CO₂ (Torres et al., 1997). A reação química de neutralização do CO₂ pela cal sodada gera calor e água que, dependendo da montagem dos componentes do aparelho de anestesia, pode ser incorporada de maneira mais ou menos eficiente aos gases inalados pelos pacientes (Weeks e Broman, 1970; Chalon et al., 1973; Bengtson et al., 1989; Kleemann, 1994; Torres et al., 1997).

Tabela 1 - Propriedades de um umidificador ideal

Liberação de adequados valores de umidificação e aquecimento

Ausência de risco microbiológico

Segurança - sem risco de mal funcionamento, perigo elétrico, erros de conexão, vazamentos, inalação de detritos, desintegração ou interação com fármacos

Conveniência - fácil limpeza e armazenamento

Propriedades físicas adequadas, como tamanho, resistência, espaço morto e complacência

Número mínimo de conexões

Economia

Adaptado de Shelly (1992).

Tabela 2 – Comparação das diferentes técnicas de umidificação

	Umificador frio	Umificador aquecido	Nebulizador	PCU
Umidade (mgH ₂ O.L ⁻¹)	15-20	35-50	10-1000	25-35
Manutenção da Temperatura Corporal	Fraca	Muito boa	Fraca	Boa
Segurança	Boa	Superaquecimento elétrico	Elétrico	Conexão
Risco Microbiológico	Reservatório	Reservatório	Reservatório	Baixo
Complacência	Baixa	Alta	Moderada	Baixa
Conveniência	Justa	Fraca	Fraca	Boa
Custo	Moderado	Alto	Alto	Baixo

Adaptado de Shelly (1992).

1.6.1 Sistemas respiratórios circulares valvulares com absorção de dióxido de carbono (CO₂)

Em relação aos sistemas respiratórios, há uma série de termos, definições e conceitos cujos significados nem sempre são muito claros, ou parecem ser diferentes segundo a interpretação de distintos autores (Bermejo-Díaz e Toledo-Precedo, 1997). Tal fato foi corroborado por Hamilton que em 1967 já havia ponderado em editorial acerca da miscelânea de definições e seus respectivos usos em relação aos sistemas de anestesia. Isso também ocorreu em passado recente, quando a classificação dos sistemas de anestesia foi baseada apenas em propriedades mecânicas e na arquitetura do sistema, quando atualmente é também classificada de acordo com o FGF (Bourgain, 1987).

Os sistemas respiratórios anestésicos podem ser classificados em abertos, semiabertos e semifechados, dependendo do grau de reinalação de gases. Quando o FGF é reduzido a ponto de se igualar ao consumo de oxigênio (metabolismo aeróbico de 200 ml.min⁻¹), o sistema é considerado fechado. Os sistemas fechados não alcançaram grande popularidade no passado, embora sua prática tenha sido descrita há várias décadas,

principalmente porque não era possível ajustar de maneira adequada e confiável as concentrações de oxigênio e de gases anestésicos voláteis inspirados, nem tampouco mensurá-los na chegada ao paciente (Schober e Loer, 2006).

A anestesia em sistemas fechados tem várias vantagens potenciais, como melhor conservação de calor e umidade das vias aéreas, menor consumo (portanto maior economia) de gases medicinais e menor poluição ambiental. O advento, cada vez mais difundido, de estações de anestesia modernas com complexos mecanismos de controle computadorizados, possibilitando medidas precisas das concentrações de oxigênio, de CO₂ e de anestésicos inalados, consagrou o uso dos sistemas respiratórios fechados como técnica segura para a prática clínica de rotina (Schober e Loer, 2006).

Um sistema respiratório circular valvular com absorção de CO₂ de uma estação de anestesia possui basicamente os seguintes componentes (Figura 8): fonte de FGF, bolsa reservatório, ramos inspiratório e expiratório, conexão em Y, válvula para limite de pressão, válvulas unidirecionais inspiratória e expiratória e canister com absorvedor de CO₂, além de ventilador inserido e de dispositivos para a monitorização respiratória e de gases acoplados ao circuito.

No esquema de circuito respiratório (Figura 8), o fluxo de ar expirado sai dos pulmões do paciente e dirige-se à válvula expiratória, que garante direção única do fluxo para o ramo expiratório, bolsa reservatório e absorvedor de CO₂, onde o CO₂ é extraído da mistura gasosa. Esse gás é reinalado pelo paciente após ser misturado ao FGF e impulsionado pelo ventilador para o ramo inspiratório, passando pela válvula unidirecional inspiratória antes de chegar aos pulmões (Benahmou e Beydon, 1987; Schober e Loer, 2006). A entrada de FGF visualizada na figura abaixo está localizada antes da passagem dos gases pelo absorvedor de CO₂, o que não ocorre na maioria dos circuitos ventilatórios dos aparelhos de anestesia, referidos como convencionais, onde a admissão do FGF está inserida após o canister de CO₂.

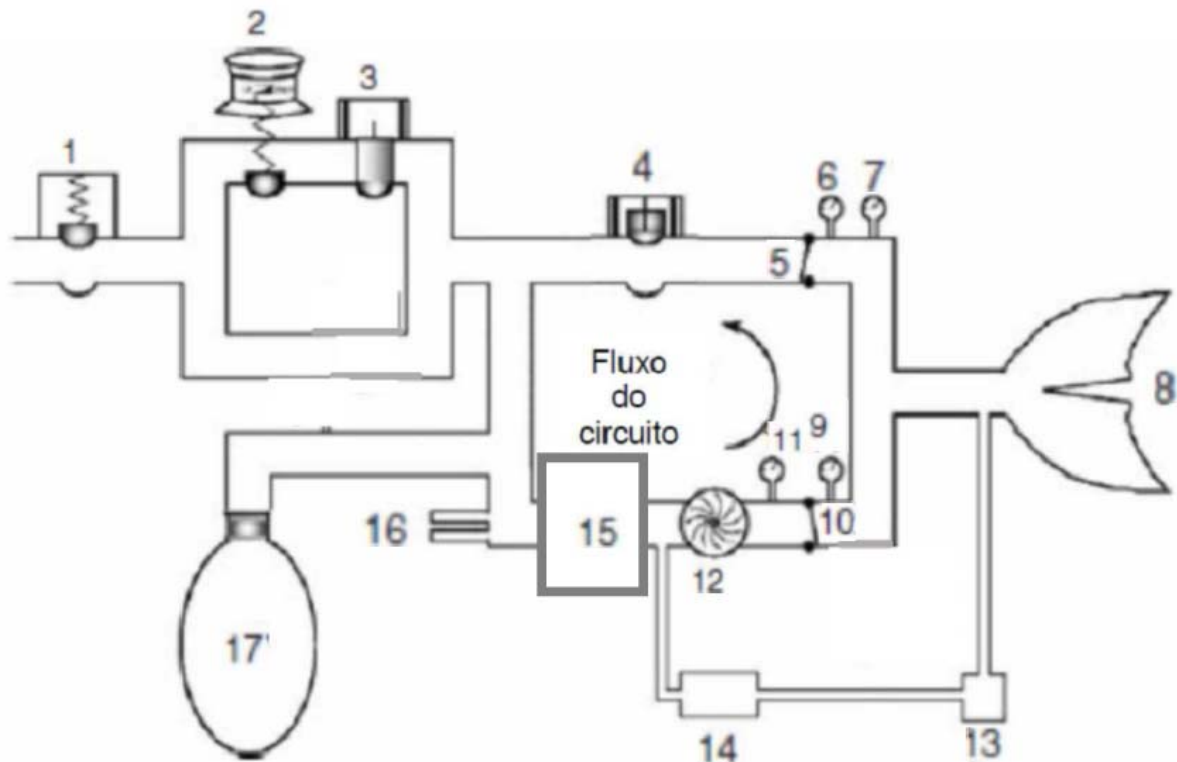
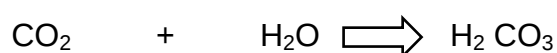


Figura 8 – Esquema de sistema respiratório circular valvular com absorção de CO_2 em estação de anestesia. Adaptado de Marques, 2008. 1 – Válvula unidirecional de exaustão 2 – Válvula limitadora de pressão (APL) 3 - Acionador da válvula APL 4 – Válvula de pressão positiva no fim da expiração 5 – Válvula expiratória unidirecional 6 – Sensor de pressão 7 – Sensor de fluxo expiratório 8 – Pulmões 9 – Sensor de fluxo inspiratório 10 – Válvula inspiratória unidirecional 11 – Válvula de pressão 12 – Ventilador 13 – Coletor de água 14 – Sensor de gases 15 – Absorvedor de CO_2 16 – Entrada de FGF 17 – Bolsa reservatório.

O aproveitamento de calor e umidade nesse sistema dá-se devido à reinalação do ar expirado contendo vapor de água e calor, à reação de eliminação do CO_2 que produz água e calor dentro do canister do absorvedor de CO_2 , e ao fato de o absorvedor possuir água em sua composição. Dentro do canister, o material absorvedor de CO_2 apresenta-se na forma de grãos para facilitar a passagem do fluxo de ar, aumentar a superfície de contato com o gás e favorecer a reação de neutralização do CO_2 , podendo ser feito de cal sodada, o mais utilizado no Brasil, ou de cal baritada. A cal sodada é constituída de hidróxido de potássio 1% (KOH); hidróxido de sódio 4% (NaOH); sílica (pequenas quantidades, cerca de 0,2%); água, 15% e os restantes 80% de hidróxido de cálcio $[\text{Ca}(\text{OH})_2]$, além de pequena quantidade de violeta de etila, corante que adquire a cor violácea quando o pH do meio aumenta para 10,3,

denotando esgotamento do processo químico (Benahmou e Beydon, 1987; Henriksson et al., 1997; Saraiva, 2004).

O CO_2 do ar expirado reage com a cal sodada em reação exotérmica. Em uma primeira fase, o CO_2 combina-se com a água na cal formando ácido carbônico. Em uma segunda fase, o ácido carbônico reage com o hidróxido de sódio e o hidróxido de cálcio produzindo carbonato de sódio e carbonato de cálcio, liberando água e calor (Adriani e Rovenstine, 1941; Foregger, 1948; Benahmou e Beydon, 1987; Saraiva, 2004).



Cada mol de CO_2 neutralizado gera dois moles de água e calor equivalente a 13,7 quilocalorias. Cada 100 g de cal sodada podem reagir com 26 litros de CO_2 (Benahmou e Beydon, 1987; Wilkes, 2001; Wilkes, 2004).

Algumas alterações na montagem do sistema respiratório circular podem aumentar sua capacidade de condicionamento dos gases ao permitir que a reação de neutralização de CO_2 seja melhor aproveitada e, com isso, aumentar a temperatura e a umidade da mistura gasosa fornecida ao ramo inspiratório. As posições das válvulas unidirecionais, da bolsa reservatório e da entrada de FGF são fatores que podem alterar o rendimento do sistema. A entrada de FGF, por exemplo, se colocada antes do absorvedor de CO_2 , propiciará maior aclimatação dos gases frescos ao fazê-los passar pela cal sodada antes de chegar ao ramo inspiratório (Baum e Aitkenhead, 1995; Torres, 1997).

Outro ponto interessante na inclusão de modernas tecnologias aos sistemas respiratórios é a inserção de placa metálica de aquecimento no ramo expiratório em alguns aparelhos de anestesia do fabricante Dräger. Alguns modelos, como o Primus (Dräger, Alemanha), mostraram bons resultados ao condicionar os gases inalados em adultos (Castro et al., 2011). O modelo Fabius GS Premium (Dräger, Alemanha) possui placa metálica de aquecimento

nos ramos expiratório e inspiratório do circuito ventilatório que pode determinar aumento da temperatura e, conseqüentemente, da umidificação dos gases inspirados. Porém, as propriedades de aquecimento e umidificação desta estação de anestesia não foram ainda investigadas.

Outras estações de anestesia, como Cato e Cícero (Dräger, Alemanha), além de possuírem placa aquecida, proporcionam tripla passagem dos gases expirados e dupla passagem do FGF pelo absorvedor de CO₂ antes de fornecerem o ar inspirado, proporcionando máximo desempenho de condicionamento da mistura gasosa (Wada et al., 2003; Gorayb et al., 2004).

A capacidade de aquecimento e umidificação dos gases do sistema respiratório circular valvular com absorção de CO₂ aumenta quando associada a baixo FGF, já que quanto menor for o fluxo de gases secos e frios, maior será a reinalação dos gases úmidos e aquecidos exalados pelo paciente. Em outras palavras, o ar já condicionado pela expiração e pela passagem pela cal sodada aquecerá e umidificará em maior proporção a mistura gasosa no ramo inspiratório devido ao FGF ter menor participação na mistura final dos gases.

Quanto menor o FGF, menor será o consumo de gases medicinais e de agentes anestésicos inalatórios e, por consequência, haverá menos poluição ambiental. Entretanto, inúmeros autores afirmam que não há definição universalmente aceita para a técnica de anestesia geral com baixo FGF (Bourgain, 1987; White, 1992; Baum e Aitkenhead, 1995; Baum, 2001; Bermejo-Diaz e Toledo-Presedo, 1997; Meakin, 1999; Nunn, 2008).

A técnica de baixo FGF pode ser definida como a que utiliza um sistema de anestesia onde o FGF não é maior que o volume minuto do paciente (White, 1992; Bermejo-Diaz e Toledo-Presedo, 1997) ou, de maneira genérica, quando o FGF for bem abaixo do volume minuto (Bourgain, 1987). De qualquer forma, a ideia central é que haja reinalação do ar expirado. Baum e Aitkenhead (1995) sugerem reinalação de ao menos 50%, mas isso significa um FGF de 2 L.min⁻¹ quando utilizam-se sistemas de reinalação modernos em adultos. Assim, valores de reinalação acima de 75% são defendidos para que se possa tirar maior proveito da técnica (Nunn, 2008).

As definições supracitadas parecem “pesadas” e falham ao não especificarem um valor de FGF abaixo do qual se pode afirmar que o baixo fluxo ocorre, já que o grau de reinalação com qualquer fluxo depende da biometria do paciente e do preciso arranjo de um sistema respiratório (Meakin, 1999). Apesar disso, ao menos na população pediátrica, é mais interessante considerarmos o volume minuto e a reinalação como parâmetros para baixo fluxo, uma vez que o menor peso nessa população acarreta em menor precisão se nos basearmos apenas no FGF.

Uma técnica de anestesia com oxigênio e óxido nitroso utilizando fluxo de 1 L.min⁻¹ foi descrita por Foldes (1952). Essa técnica (e sobretudo o fluxo de 1 L.min⁻¹) ficou conhecida como anestesia de baixo fluxo. Posteriormente, Virtue, em 1974, descreveu técnica com FGF de 0,5 L.min⁻¹ que denominou de anestesia de fluxo mínimo (Nunn, 2008).

Baker (1994) propôs uma tabela para padronizar a classificação dos fluxos para sistemas respiratórios circulares com reinalação em adultos (tabela 3) que foi adotada por muitos autores (Baxter, 1997; Brattwall et al., 2012).

Tabela 3 – Classificação de fluxo de gases frescos em sistema respiratório com reinalação para adultos proposta por Baker (1994)

Classificação	FGF (L.min ⁻¹)
Fluxo metabólico basal	0,25
Fluxo mínimo	0,25 - 0,5
Fluxo baixo	0,5 - 1
Fluxo médio	1 - 2
Fluxo intermediário	2 - 4
Fluxo alto	> 4

A despeito dos grandes benefícios, as técnicas de baixo fluxo possuem algumas limitações. Os vaporizadores calibrados ainda são, em sua maioria, adaptados para altos fluxos, e quando utilizados com baixo FGF não conseguem ser tão precisos para fornecerem as concentrações nele ajustadas. Esses vaporizadores oferecem o anestésico na concentração desejada à medida que o fluxo de gases passa por ele. Contudo, quando o fluxo é baixo, a massa do anestésico será muito pequena e insuficiente para preenchimento do

sistema respiratório anestésico (aproximadamente 8 L), de maneira que a concentração oferecida ao paciente seja alterada para o valor desejado em intervalo de tempo curto. Esse fato impõe a utilização de precisos sensores e analisadores de gases anestésicos, de CO₂ e de O₂. Algumas estações de anestesia mais modernas já possuem vaporizadores que injetam o anestésico no sistema respiratório sem depender do fluxo de gases para alterarem a concentração em todo o circuito, o que as torna mais confiáveis para realização de anestesia com baixo FGF (Schober e Loer, 2006; Nunn, 2008).

Com FGF mínimo ou baixo em circuito respiratório fechado durante a anestesia, haverá pouco ou nenhum escape de gás. Como resultado, gases introduzidos no circuito que não sejam absorvidos ou metabolizados pelo paciente tenderão a se acumular. Esses gases podem ser resultado do metabolismo do paciente, contaminantes dos gases medicinais ou o resultado de reação química com os agentes do absorvedor de CO₂. As substâncias que podem ser exaladas pelo paciente incluem álcool, acetona, monóxido de carbono e metano. Portanto, o uso de baixo FGF está contraindicado nos pacientes com intoxicação aguda pelo álcool, diabetes descompensado e envenenamento por monóxido de carbono (Bermejo-Diaz e Toledo-Presedo, 1997; Nunn, 2008). Entre os potenciais contaminantes dos gases medicinais, o nitrogênio não oferece riscos, sobretudo se for feita uma efetiva desnitração dos gases do sistema durante a indução da anestesia (Bermejo-Diaz e Toledo-Presedo, 1997; Nunn, 2008; Brattwall et al., 2012).

Alguns relatos de carboxiemoglobinemia em pacientes anestesiados com desflurano em associação com cal baritada chamaram a atenção para a reação do anestésico com o absorvedor de CO₂ produzindo monóxido de carbono (Nunn, 2008). Foi comprovado que essa reação, favorecida pela utilização de cal seca, tem o hidróxido de potássio como catalisador.

A reação do sevoflurano com a cal sodada, também catalisada pelo hidróxido de potássio, produz uma olefina chamada Composto A, que está associada à toxicidade renal em experimentos com ratos. Contudo, não houve

associação com alterações clínicas em humanos (Baum e Aitkenhead, 1995; Nunn, 2008; Brattwall et al., 2012).

O receio da produção de monóxido de carbono e do Composto A ser mais intensa em anestésias mais prolongadas com baixo FGF fez com que a indústria desenvolvesse absorvedores com menor proporção de hidróxido de sódio e nenhuma de hidróxido de potássio (Nunn, 2008; Brattwall et al., 2012). Os novos absorvedores (Drägersorb Free® e Amsorb Plus®) mostraram ser seguros ao produzirem Composto A abaixo de valores clinicamente significativos em anestésias com sevoflurano e não produzirem monóxido de carbono em anestésias com desflurano (Struys et al., 2004).

De fato, os maiores riscos da técnica de baixo fluxo estão associados ao uso inapropriado, promovendo hipóxia, hipercapnia e sub ou sobredosagem de anestésicos inalatórios. Adicionalmente, para alguns, a necessidade de equipamento sofisticado e de entendimento da farmacocinética dos anestésicos inalatórios pode ser vista indevidamente como desvantagem da técnica.

1.6.2 Permutadores de calor e umidade (PCU)

Os PCUs são dispositivos utilizados para aumentar a umidade e temperatura do ar inspirado por pacientes intubados ou traqueostomizados durante a ventilação mecânica. Na anestesia, eles são interpostos entre o tubo traqueal e a peça em Y do sistema circular respiratório e, notadamente em associação com baixo FGF, estão associados a valores adequados de umidade (Henriksson et al., 1997; Wilkes, 2004; Yamashita et al., 2007).

Os PCUs conservam o calor e a umidade durante a expiração e os devolvem ao ar inspirado do ciclo respiratório seguinte, de maneira análoga à função executada fisiologicamente pelas vias aéreas superiores (Shelly, 1992; Subayi et al., 1998). Por atuarem dessa forma também são chamados de “nariz artificial”.

Além de condicionar o ar, o PCU também atua como filtro. Ele retém partículas, bactérias e vírus, servindo para prevenir infecções cruzadas. A eficiência do PCU geralmente envolve partículas com, no mínimo, 0,05 a 0,5 μm . A padronização para esses dispositivos, no que tange à função como filtro, foi estabelecida pelo *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH), dos Estados Unidos, e a eficiência da filtragem dos dispositivos é medida utilizando-se um método com partículas de cloreto de sódio (Wilkes, 2002).

Com relação à padronização internacional para umidificação (ISO 9360, 2000), há exigência para que os fabricantes dos PCUs forneçam as medidas de volume interno, resistência e medidas das propriedades umidificadoras. Os fabricantes disponibilizam os valores de perda de umidade, em UA, baseados em testes *in vitro*, e os resultados podem não reproduzir os resultados obtidos *in vivo* (Lemmens e Brock-Utne, 2004). Devido a isso, alguns autores realizaram ensaios para testar a capacidade de umidificação dos PCUs (Chalon et al., 1984; Henriksson et al., 1997; Wilkes, 2004), e até mesmo confrontá-los com os dados fornecidos pelos fabricantes (Lemmens e Brock-Utne, 2004; Chandler, 2013).

Lemmens e Brock-Utne (2004) mostraram haver diferença entre os dados fornecidos pelo fabricante e os encontrados por eles em dois dos três PCUs analisados em ensaio clínico. Apesar disso, os dispositivos mostraram aumento da umidade e da temperatura dos gases inalados quando foram comparados com os valores controle (sem PCU).

Os PCU são considerados dispositivos passivos de aquecimento, pois não possuem fonte externa de calor. Podem ser também classificados em hidrofóbicos ou higroscópicos, de acordo com a constituição de seus componentes internos (Shelly, 1988; Shelly 1992; Wilkes, 2011a).

Os dispositivos hidrofóbicos (Figura 9) são constituídos de uma ampla e única camada de cerâmica com superfície pregueada, baixa condutividade térmica e propriedade de repelir a água. Quando o ar expirado aquecido e úmido passa pela camada de cerâmica, ocorre evaporação da

água, repelida pela barreira, e produção de calor latente que são incorporados ao ar frio e seco que passa pelo PCU na inspiração do ciclo respiratório seguinte. Esses aparatos têm mecanismo de atuação semelhante aos condensadores, mas com resultados bem melhores por serem feitos de material com alta condutividade térmica. Além disto, são também eficientes filtros microbiológicos (Shelly, 1992; Hedley e Allt-Graham, 1994; Wilkes, 2011a).

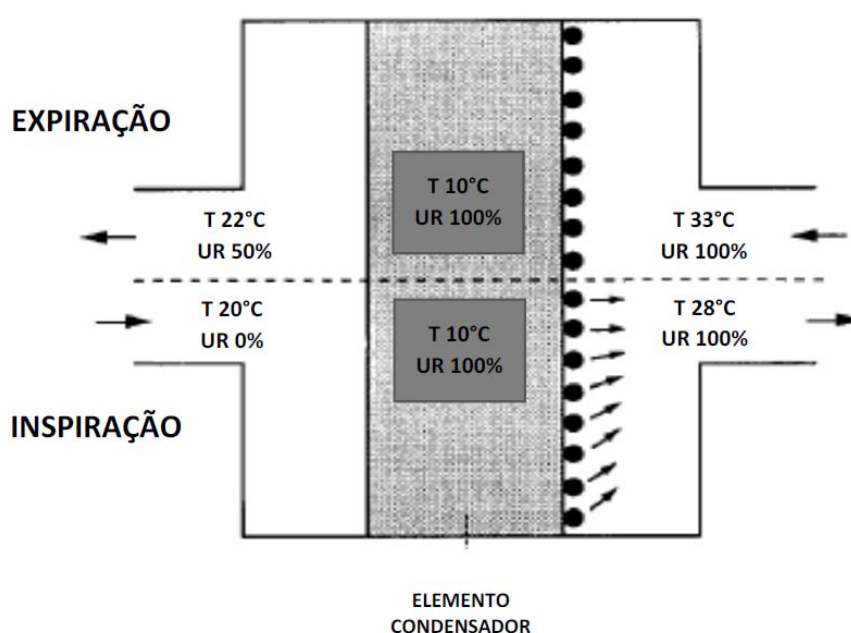


Figura 9 - Desenho do PCU hidrofóbico – Adaptado de Shelly (1992); T = temperatura; UR = umidade relativa.

Os PCUs higroscópicos (Figura 10) possuem duas camadas, uma higroscópica e outra condensadora. A higroscópica é composta de papel, espuma ou outra substância com baixa condutividade impregnada com um sal, geralmente cloreto de cálcio ou cloreto de lítio. O elemento atua como condensador umidificador, porém com eficiência aumentada pelo material higroscópico que adsorve o vapor de água da expiração em reação química que não produz água na fase líquida, e depois a libera na inspiração. Na camada condensadora ocorre liberação de calor e umidade do ar condensado (Shelly, 1992; Hedley e Allt-Graham, 1994; Wilkes, 2011a).

Independentemente da classificação, os diversos modelos de diferentes fabricantes de PCU possuem tamanhos e estruturas que diferem entre si. Com isso, apresentam desempenhos variáveis de condicionamento dos gases, o que implica em rendimentos que alterar-se-ão também de acordo com o aparelho de anestesia e o FGF utilizados (Wilkes, 2011a). Além disso, adicionam espaço morto e resistência ao sistema respiratório, fatores que ganham mais destaque quando os pacientes envolvidos são pediátricos ou pneumopatas (Wilkes, 2011b).

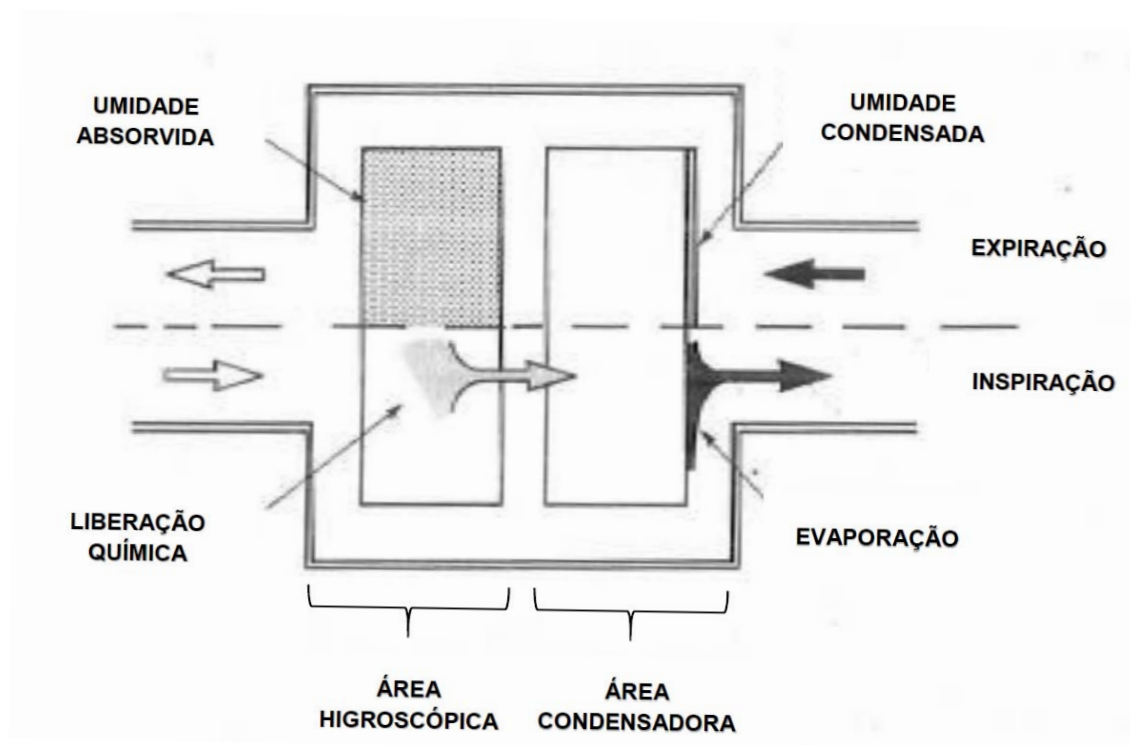


Figura 10 – Desenho do PCU higroscópico – Adaptado de Shelly (1988).

1.6.3 Isolamento térmico (IT)

A temperatura do ar da sala de operação (SO) também exerce importante influência nas condições de climatização com que os gases são inspirados pelo paciente. Dependendo das dimensões dos tubos corrugados e de suas propriedades condutivas, poderá ocorrer troca de calor, por convecção, entre o ar no interior dos tubos com o ar ambiente, com consequente diminuição da temperatura e umidade dos gases nos ramos

expiratório e inspiratório (Bengtson et al., 1989; Kleemann, 1990; Torres et al., 1997; Gorayb et al., 2004; Hunter et al., 2005).

Torres et al. (1997) realizaram trabalho utilizando um modelo de pulmão com três diferentes montagens de um aparelho de anestesia e uma quarta montagem com IT dos tubos corrugados do circuito respiratório utilizando três camadas de folha de papel alumínio a envolvê-los, com a face brilhante voltada para o interior. A eficiência do IT foi comprovada pela diferença entre a temperatura da SO e a temperatura do ramo inspiratório. No grupo com IT, a diferença foi maior que no grupo sem IT. Além disto, houve também diferença nas medidas de umidade, que foi maior no grupo com IT. Por fim, houve correlação significativa entre as temperaturas ambientes e as dos gases inalados.

De acordo com o que foi anteriormente visto, os valores da umidificação fornecidos pela estação de anestesia Dräger Fabius GS Premium ainda não foram determinados e os efeitos de sistema respiratório circular com absorção de CO₂ associado com baixo FGF e PCU parecem ser sinérgicos na promoção de melhor condicionamento dos gases inspiratórios. Porém, na literatura ao nosso alcance, esses dispositivos ainda não foram avaliados junto a um IT do sistema respiratório em ensaio clínico. Assim, justifica-se a realização de estudo onde eles estejam associados ou não para avaliação do condicionamento dos gases inspirados durante a anestesia, utilizando-se a estação de anestesia Dräger Fabius GS Premium.

2 OBJETIVOS

O presente estudo teve como objetivo principal avaliar a temperatura e umidade dos gases inalados do circuito ventilatório circular com absorvedor de CO₂ da estação de anestesia Dräger Fabius GS Premium, durante a anestesia, utilizando-se baixo FGF (1L.min⁻¹). Secundariamente, a pesquisa teve como objetivos avaliar os efeitos da adição de PCU e do IT do circuito ventilatório na temperatura e umidade dos gases inalados da estação de anestesia, com baixo FGF.

3 PACIENTES E MÉTODO

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina de Botucatu (FMB), UNESP (protocolo CEP 4080-2011) e incluído no Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos (www.ensaiosclinicos.gov.br), sob o número de registro RBR-26ssvc. O estudo foi realizado no centro cirúrgico do Hospital das Clínicas da FMB, UNESP, no período de março de 2012 a novembro de 2013. O consentimento informado foi obtido de todos os pacientes do estudo. Participaram do estudo prospectivo e aleatório, quarenta e quatro pacientes adultos do sexo feminino, na faixa etária de 18 a 65 anos, com estado físico I e II segundo a classificação da *American Society of Anesthesiologists* (ASA), submetidos a procedimentos cirúrgicos ginecológicos eletivos abdominais abertos (histerectomia ou salpingectomia) sob anestesia venosa total com duração de, no mínimo, duas horas. Foram excluídas do estudo as pacientes com índice de massa corporal (IMC) $\geq 30 \text{ kg.m}^{-2}$, com febre (temperatura axilar $\geq 38^{\circ}\text{C}$) e em uso de medicações vasoativas.

3.1 Grupos Estudados

O estudo foi realizado em quatro grupos de 11 pacientes cada um. Um anestesiológista que não esteve envolvido no manuseio perioperatório das pacientes fez 44 identificações dos grupos em folhas de papel, que em seguida foram colocadas em envelopes opacos. Após fechamento, os envelopes foram misturados e numerados sequencialmente. Antes do início de cada cirurgia, as pacientes foram aleatoriamente distribuídas em cada um dos grupos, após abertura de um envelope fechado e obedecendo à sequência dos números escritos em sua face externa. Os grupos diferenciaram-se de acordo com o uso de PCU e de IT do circuito ventilatório, como disposto a seguir:

Grupo **controle**: sem PCU ou IT do circuito ventilatório;

Grupo **PCU**: uso de PCU no circuito ventilatório;

Grupo **IT**: uso de IT do circuito ventilatório;

Grupo **ITPCU**: uso de PCU e IT do circuito ventilatório.

3.2 Procedimento Anestesiológico

Após permanecerem em jejum alimentar por 8 horas, as pacientes, ao chegarem à SO, tiveram punção venosa em um dos braços com cateter 18G ou 20G para sedação com midazolam, na dose de 3 mg, e realização de terapia fluida com $10 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{h}^{-1}$ de Ringer com lactato (RL) em temperatura ambiente.

A monitorização inicial incluiu eletrocardioscopia (derivações D_{II} e V₅), frequência cardíaca, saturação periférica da hemoglobina pelo oxigênio (SpO₂) e pressão arterial não invasiva (PANI), utilizando-se monitor multiparamétrico da Dixtal (DX 2010, Manaus, Amazonas, Brasil). Para monitorização do nível de hipnose no intraoperatório, colocaram-se três eletrodos nas regiões média frontal, frontal esquerda e mastoidea esquerda da paciente para determinação do índice de estado cerebral (CSI[®]) no aparelho de eletroencefalograma micro processado da Danmeter (Biometer International, Odense, Dinamarca).

Para monitorização da transmissão neuromuscular, utilizou-se o método da aceleromiografia. Este método baseia-se no fato de que, se a massa é mantida constante, a aceleração do polegar em resposta à neuroestimulação é proporcional à força de contração. No trajeto do nervo ulnar, próximo ao punho, fixaram-se dois eletrodos de eletrocardioscopia, com distância entre eles de, aproximadamente, 5 centímetros. O eletrodo negativo (preto) foi fixado na posição distal e o positivo (branco) na posição proximal. Fixou-se ao polegar da mão um pequeno transdutor elétrico. O braço e a mão foram fixados a um suporte, ficando somente o polegar livre e em condições de se movimentar. Fixou-se o sensor de temperatura na região hipotenar da mão. Somente após a indução anestésica, o aparelho de monitorização neuromuscular (TOF-watch SX, GPV Elbau Electronics A/S, Aars, Dinamarca) foi programado para utilizar a sequência de quatro estímulos, passando a

funcionar por meio de controle automático, que determinou o nível de estimulação supramáximo necessário para que a contração muscular do primeiro estímulo T_1 atingisse 100% (sinal controle), seguido por estimulação automática supramáxima de quatro estímulos (T_1 a T_4) a cada 12 segundos.

As pacientes receberam aquecimento por ar forçado nos membros inferiores desde o início da anestesia até o final do procedimento cirúrgico. Utilizou-se manta térmica específica para membros inferiores, com temperatura ajustada para 43°C proveniente de aparelho específico (Bair Hugger®, modelo 750, Arizant Healthcare, Minneapolis, EUA).

Antes da indução anestésica, as pacientes inalaram oxigênio (O_2) a 100% (5 L.min⁻¹) por 3 minutos através de máscara facial. Para a indução e manutenção da anestesia, utilizou-se a técnica venosa total alvo-controlada. Iniciou-se com o opioide cloridrato de remifentanil (Ultiva®, GlaxoSmithKline, Abbotsford, Victoria, Austrália), infundido por bomba de infusão Alaris® PK (Cardinal Health, Rolle, Suíça), programada com o modelo farmacocinético de Minto et al. (1997), na concentração plasmática predita inicial de 6 ng.ml⁻¹. Em seguida, foi administrado propofol (Diprivan® PFS 1%, Astra Zeneca, Milão, Itália), infundido com o aparelho Diprifusor® (Fresenius Vial, Brezins França) programado com o modelo farmacocinético de Marsh et al. (1991), com concentração plasmática inicial predita de 4 ug.ml⁻¹, para produção de inconsciência. Foi administrado, em seguida, o besilato de cisatracúrio (150 µg.kg⁻¹, IV), seguido de ventilação manual sob máscara até que não houvesse resposta a nenhum dos estímulos da sequência de quatro estímulos. Neste momento, foi realizada a intubação orotraqueal, com insuflação do balonete até que não houvesse perda de ar pela traqueia durante a ventilação.

Após confirmação da intubação traqueal por ausculta respiratória e capnografia, a paciente foi conectada ao sistema circular de ventilação da estação de anestesia e iniciou-se ventilação mecânica controlada a volume (8 ml.kg⁻¹). A frequência respiratória foi ajustada para manutenção de capnometria próxima de 35 mm Hg e o FGF foi mantido com ar comprimido e O_2 na relação 1:1, em circuito com absorção de CO_2 . Inicialmente, o FGF foi mantido em 2

L.min⁻¹ por período de 5 minutos, para completo preenchimento dos gases dentro do circuito ventilatório, para em seguida, ser diminuído para 1 L.min⁻¹ (ar comprimido - 0,5 L.min⁻¹ + O₂ - 0,5 L.min⁻¹). As análises das concentrações de O₂ inspirado e expirado e da pressão inspiratória e expiratória final de CO₂ (P_{ET}CO₂) foram feitas por meio de coleta de amostra do gás inspirado e expirado entre o final do circuito anestésico e o tubo traqueal, empregando-se o biomonitor integrado à estação de anestesia.

A manutenção da anestesia foi feita com ajustes nas concentrações-alvo de propofol e remifentanil, objetivando índices de estado cerebral de 40 a 60, e alterações hemodinâmicas de pressão arterial e frequência cardíaca de até 20% dos valores imediatamente anteriores à indução anestésica. Doses de 25% da dose inicial de cisatracúrio foram administradas quando duas respostas apareceram no monitor de bloqueio neuromuscular.

Após a indução da anestesia, introduziu-se, no terço inferior do esôfago, sensor de monitorização de temperatura esofágica (Mon-a-therm, 90044, Mallinckrodt, Veracruz, México). O sensor foi conectado a um termômetro de 2 canais da Mallinckrodt Medical (St. Louis, EUA), sendo o outro canal utilizado para aferição da temperatura da SO, que foi mantida de 20°C a 22°C pelo controle remoto do ar condicionado.

Próximo ao final do procedimento cirúrgico, administraram-se dipirona (30 mg.kg⁻¹), tramadol (2 mg.kg⁻¹) e morfina IV (1 mg.kg⁻¹) para analgesia pós-operatória. Após o retorno da consciência e observação de estabilidade respiratória (relação T₄/T₁ > 0,9; caso necessário, utilizou-se sulfato de atropina (0,015 mg.kg⁻¹) e (neostigmina - 0,03 mg.kg⁻¹) e hemodinâmica, realizou-se a extubação traqueal ainda na SO. As pacientes foram, a seguir, encaminhadas à Sala de Recuperação Pós-Anestésica, onde permaneceram até a alta para o leito de enfermaria.

3.3 Estação de Anestesia

A estação de anestesia Dräger Fabius GS Premium foi utilizada em todos os procedimentos anestésicos do presente estudo. Trata-se de estação de anestesia moderna, com ventilador de controle eletrônico, concebido para ventilação de pacientes adultos, pediátricos e neonatos. Possui monitor digital integrado para análise de gases anestésicos, CO₂ e O₂, assim como monitor digital integrado de parâmetros ventilatórios (Figura 11).

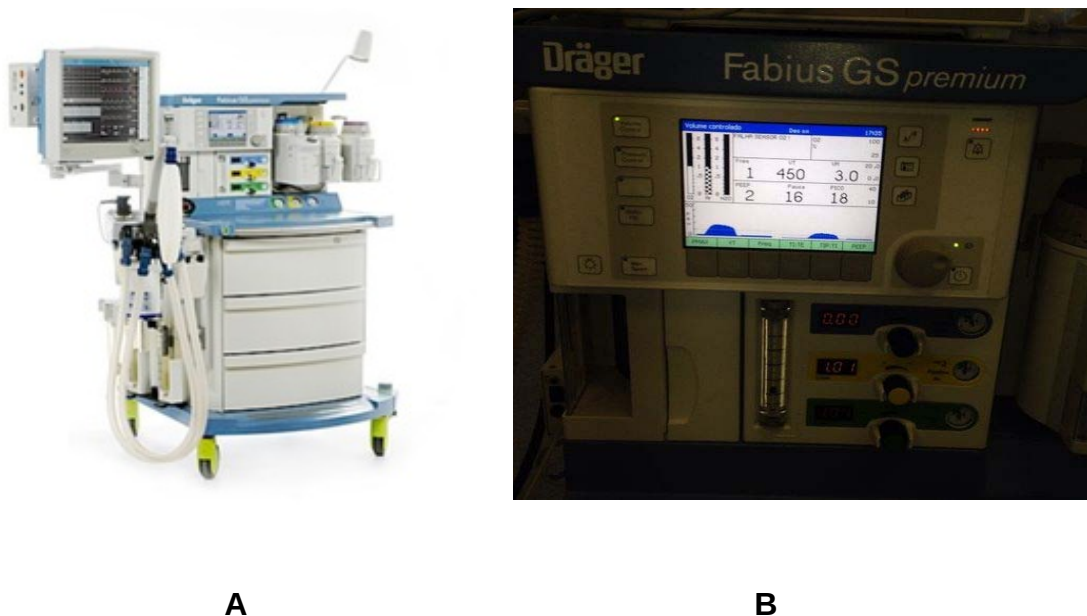


Figura 11 – Fotos da Estação de Anestesia Fabius GS Premium. A – Vista geral; B – Detalhe da tela do monitor com parâmetros ventilatórios.

A estação de anestesia Dräger Fabius GS Premium possui circuito ventilatório circular que tem como peculiaridade a presença de placa de aquecimento para aumentar a temperatura dos gases nos ramos expiratório e inspiratório. O aquecimento dos gases previne a condensação de água junto às válvulas inspiratórias e expiratórias, evitando o colapso das válvulas e favorecendo a livre movimentação dos gases. Este acessório da estação de anestesia possui acionamento independente do resto do equipamento. (Figura 12).



Figura 12 – Placa de aquecimento da estação de anestesia. A – Acionamento independente indicado por um círculo; B – Localização da placa aquecida, indicada por seta, junto ao circuito ventilatório.

Na estação de anestesia Dräger Fabius GS Premium, os gases expirados pelo paciente, após percorrerem o ramo expiratório, passam pela válvula expiratória e placa aquecida e atravessam, uma só vez, o compartimento da cal sodada. Logo após saírem do compartimento da cal sodada, os gases expirados, já sem a presença de CO_2 , misturam-se ao FGF. A mistura gasosa passa a preencher o ventilador. Com o início do ciclo inspiratório, a válvula inspiratória se abre e a mistura gasosa, agora composta tanto por gases expirados quanto por gases frescos, é impulsionada pelo pistão e após passar mais uma vez pela placa de aquecimento, segue pelo ramo inspiratório, até alcançar o tubo traqueal (Figura 13). Esta mistura gasosa constitui o volume corrente pré-determinado e liberado pelo ventilador para um amplo espaço morto artificial, que consiste, em parte, de dois tubos corrugados de silicone secos e limpos, com 1,50 m de comprimento cada, e que, neste estudo, foram trocados antes da realização de cada procedimento anestésico. O restante do espaço morto artificial é constituído pelo reservatório (canister) com o absorvedor de CO_2 (cal sodada) utilizado (Drägersorb® 800 plus, Dräger, Alemanha), que está situado no ramo expiratório e tem capacidade de 1,5 L. O absorvedor de CO_2 também foi trocado antes da realização de cada anestesia. Os sistemas de tubos corrugados e o canister do absorvedor têm volume interno total de 4,5 L. Assim, no circuito ventilatório utilizado, as pacientes inalaram parte do gás expirado, que passou pela cal sodada, e o

volume de gás fresco fornecido que não passou pela cal sodada. Desta forma, nesse tipo de circuito, quanto menor for o FGF maior será a reinalação de gases expirados pela paciente e vice-versa. Se, por exemplo, para uma paciente com volume minuto de 6L, utilizar-se FGF de $1\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$, haverá reinalação de $5\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$. Para a mesma paciente, caso fosse instituído um FGF de $3\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$, haveria reinalação menor, de $3\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$.

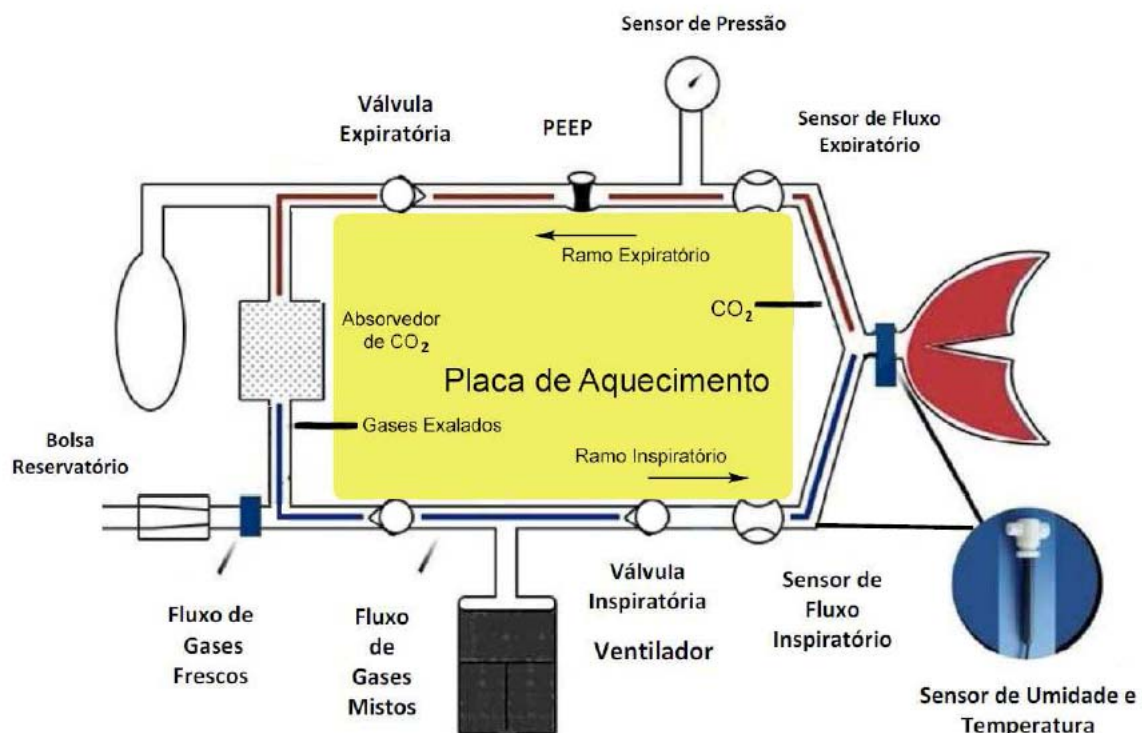


Figura 13 – Diagrama do circuito ventilatório circular com absorvedor de CO_2 da estação de anestesia Dräger Fabius GS Premium com indicação dos locais de coleta de amostras dos gases e da placa de aquecimento, em amarelo, abrangendo os ramos expiratório e inspiratório.

3.4 Permutador de Calor e Umidade (PCU)

O PCU utilizado foi o Venticare® (modelo 038-41-355, Flexicare Medical Limited, Mountain Ash, Grã-Bretanha), que possui um condensador fino, feito de espuma (baixa condutividade térmica) impregnado de cloreto de cálcio (um sal higroscópico) (Figura 14). A baixa condutividade aumenta a retenção de calor e o sal retém a umidade. Segundo o fabricante, esse filtro

tem elevada eficiência para bactérias e vírus (99,99%), baixa resistência (0,9 cm H₂O a um fluxo de 30 L. min⁻¹), pesa 28 g e possui espaço morto de 69 ml.



Figura 14 – PCU higroscópico utilizado no estudo. A – Visão panorâmica do dispositivo; B – Dispositivo acoplado ao circuito ventilatório com isolamento térmico.

3.5 Medidas de Umidade e Temperatura dos Gases

Para a medida de umidade e temperatura dos gases, utilizou-se um termo-higrômetro digital (Vaisala Humicap Hand-Held Humidity and Temperature Meter HM 70[®], Helsinque, Finlândia) de rápida resposta (90% de resposta em < 1s). O termo-higrômetro é composto de sonda de medição e unidade de leitura dos valores mensurados (Figura 15). Na extremidade da sonda de medição há um sensor de UR e um de temperatura, que ficam protegidos por pequeno gradil plástico. O gradil protege os sensores contra impactos e permite livre fluxo de ar ao redor dos mesmos.

O sensor de UR é do tipo capacitivo, ou seja, trata-se de pequeno capacitor elétrico específico para medição de umidade. O sensor capacitivo consiste em um substrato de cerâmica onde se aderem duas pequenas placas de material condutor elétrico separadas por um fino polímero. Uma das placas condutoras é porosa, permitindo que o fluxo de gás chegue ao polímero que se encontra entre as duas placas. A condutância elétrica do polímero varia de acordo com a UR do gás de forma praticamente linear. Ao medir a condutância elétrica do polímero, o termo-higrômetro fornece o valor da UR do meio aéreo onde o sensor se encontra. Além disso, mede também a temperatura do gás

por meio de sensor específico. Os valores de UA mostrados em sua tela são calculados pelo *software* do termo-higrômetro segundo a seguinte fórmula: $UA = (3,939 + 0,5019T + 0,00004615T^2 + 0,0004188T^3) \times UR / 100$, onde T é a temperatura (°C) e UR a umidade relativa (%). O termo-higrômetro possui acurácia, informada pelo fabricante, de $\pm 1,0\%$ para a UR e $\pm 0,2^\circ\text{C}$ para a temperatura.



Figura 15 – Foto do termo-higrômetro utilizado no estudo, mostrando a unidade de leitura digital e a sonda de medição dos valores de temperatura e umidade dos gases.

Para medida da UR, UA e temperatura dos gases, desenvolveu-se um adaptador em forma de T (Figura 16). Esse adaptador de plástico, em peça única vazada, possui três orifícios. Em um dos orifícios, introduziu-se a sonda de medição do termo-higrômetro, sendo a vedação feita por dois pequenos anéis de borracha para se evitar escape de gás. Os outros dois orifícios se estendiam em conexões padrão para o sistema ventilatório (15x22 mm). Assim, os sensores de umidade e temperatura do termo-higrômetro permaneceram em íntimo contato com os gases que fluíam pelo sistema ventilatório.

As medidas de temperatura, UR e UA dos gases inalados foram realizadas entre o conector em Y do sistema ventilatório e o tubo traqueal nos grupos controle e IT, e entre o PCU e o tubo traqueal nos grupos PCU e ITPCU. Os valores de UR e de temperatura variaram durante os ciclos respiratórios, sendo os menores valores observados na fase inspiratória. As medidas foram realizadas durante 60 s, a uma frequência de uma medição por segundo. Os menores valores de UR, UA e temperatura dos gases foram anotados após 30s de medição. O termo-higrômetro possui a função de memória do registro dos valores após a série de medição, facilitando a obtenção dos dados (Figura 17).

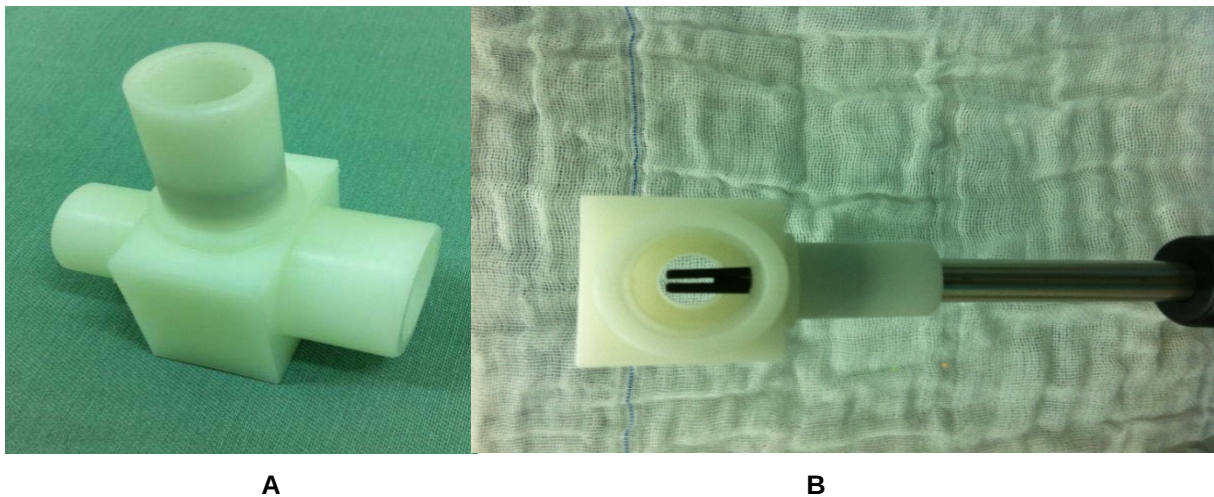


Figura 16 – Foto do adaptador em T para conexão dos sensores de umidade e temperatura do termo-higrômetro ao circuito ventilatório. A – Visão geral; B – Detalhe da extremidade da sonda do termo-higrômetro, onde estão os sensores de temperatura e umidade relativa, no interior do adaptador em T.

A UR, a UA e a temperatura dos gases foram também mensuradas na saída da estação de anestesia, antes dos gases se dirigirem ao ramo inspiratório do circuito ventilatório.



Figura 17 – Foto da tela do termo-higrômetro com visualização dos valores de umidade relativa, temperatura e umidade absoluta dos gases, tendo ao fundo as curvas respiratórias na tela do monitor ventilatório da estação de anestesia.

3.6 Isolamento Térmico (IT) do Circuito Ventilatório

O IT dos três tubos corrugados do circuito ventilatório consistiu em seu envolvimento com três camadas de folha de alumínio, normalmente utilizadas para embalagem de alimentos, com largura de 45 cm e com a face brilhante voltada para o interior (Figura 18).



A



B

Figura 18 – Fotos do isolamento térmico do circuito ventilatório. A – Isolamento térmico dos três tubos corrugados; B – Isolamento térmico do circuito ventilatório da estação de anestesia.

3.7 Atributos Estudados

3.7.1 Atributos antropométricos

Idade (anos), peso (kg) e altura (cm).

3.7.2 Atributos relacionados ao procedimento anestésico

Temperatura esofágica ($^{\circ}\text{C}$), pressões arteriais sistólica, diastólica e média (mm Hg), frequência cardíaca ($\text{batimentos} \cdot \text{min}^{-1}$), frequência respiratória ($\text{respirações} \cdot \text{min}^{-1}$), volume corrente (ml) e PETCO_2 (mm Hg).

3.7.3 Atributos principais

Temperatura e umidade dos gases inalados - UR (%), UA ($\text{mg H}_2\text{O.L}^{-1}$) e temperatura ($^{\circ}\text{C}$); temperatura e umidade dos gases na saída da estação de anestesia - UR (%), UA ($\text{mg H}_2\text{O.L}^{-1}$) e temperatura ($^{\circ}\text{C}$);

Temperatura e umidade do ar da SO - UR (%), UA ($\text{mg H}_2\text{O.L}^{-1}$) e temperatura ($^{\circ}\text{C}$).

3.7.4 Correlação entre as temperaturas da SO e do gás inalado

3.8 Tempos Estudados

Os dados dos atributos relacionados ao procedimento anestésico, de temperatura e de umidade dos gases foram obtidos nos seguintes tempos após a conexão das pacientes ao circuito ventilatório:

T0 (controle) - 10 minutos;

T 30 - 30 minutos;

T 60 - 60 minutos;

T 90 - 90 minutos;

T 120 - 120 minutos.

3.9 Análise Estatística

O tamanho amostral dos grupos foi calculado baseando-se em dados de estudos prévios relacionados à umidificação dos gases durante a anestesia, quando as diferenças da UA entre os grupos que utilizaram ou não PCU no circuito ventilatório foram $\geq 5,0 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ (Bissonnette e Sessler, 1989; Luchetti et al., 1999; Bicalho et al., 2014). Assim, considerando-se a diferença esperada entre as médias dos grupos da UA de $5 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ com desvio padrão de $\pm 3,0 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$, determinou-se a necessidade de um número mínimo de 10 pacientes por grupo de estudo, levando-se em conta um teste pareado com a probabilidade de erro tipo I (α) de 0,05 e um erro tipo II (β)

de 0,05 (poder de 95%). Considerando que haveria possibilidade de exclusão de pacientes durante a realização do experimento, foram incluídas 11 pacientes em cada grupo.

Após a coleta de dados ser concluída e confirmação de distribuição normal dos valores obtidos, atestada pelo teste de Lilliefors, utilizou-se a análise de variância (ANOVA) para comparação dos dados antropométricos entre os grupos. Para as variáveis quantitativas utilizou-se o teste do qui-quadrado. Para as variáveis cujo interesse foi comparar grupos e momentos, utilizou-se a análise de perfil. Nesta análise, as hipóteses testadas foram as seguintes: não houve interação entre grupos e tempos; não houve diferença significativa entre as médias dos tempos dos grupos; e não houve diferença significativa entre as médias dos grupos ao longo do tempo.

O coeficiente de Pearson foi utilizado para análise de correlação entre as temperaturas da SO e do gás inalado em todos os grupos. Gráficos de dispersão dos quatro grupos foram produzidos para melhor caracterização das correlações.

Os dados foram expressos por média $\pm$ desvio padrão (SD) e intervalo de confiança (IC) de 95%. A média de grupo representa a média de cada atributo dentro de cada grupo de 10 a 120 minutos após a conexão do paciente ao circuito respiratório, enquanto a média de tempo representa a média de cada atributo de todos os grupos em cada um dos tempos estudados. Para as médias, o SD listado representa o SD das médias obtidas em cada grupo ou em cada um dos tempos. A análise estatística foi realizada com um *software* estatístico (*Statistical Package for the Social Sciences, Windows Software*, versão 17,1; SPSS Inc., Chicago, IL, EUA). Em todas as análises, níveis de significância menores do que 0,05 foram considerados estatisticamente significantes.

4 RESULTADOS

Quarenta e quatro pacientes foram selecionadas para participar do estudo, mas uma paciente do grupo IT foi excluída devido ao cancelamento da cirurgia. Houve perda de dados de duas pacientes, sendo uma do grupo PCU e outra do grupo ITPCU. As 41 pacientes restantes foram incluídas na análise estatística, 11 no grupo controle e 10 em cada um dos outros três grupos (Figura 19).

Nenhuma das pacientes estudadas cursou com complicações anestésicas ou cirúrgicas e todas receberam alta hospitalar seguindo os protocolos da clínica cirúrgica.

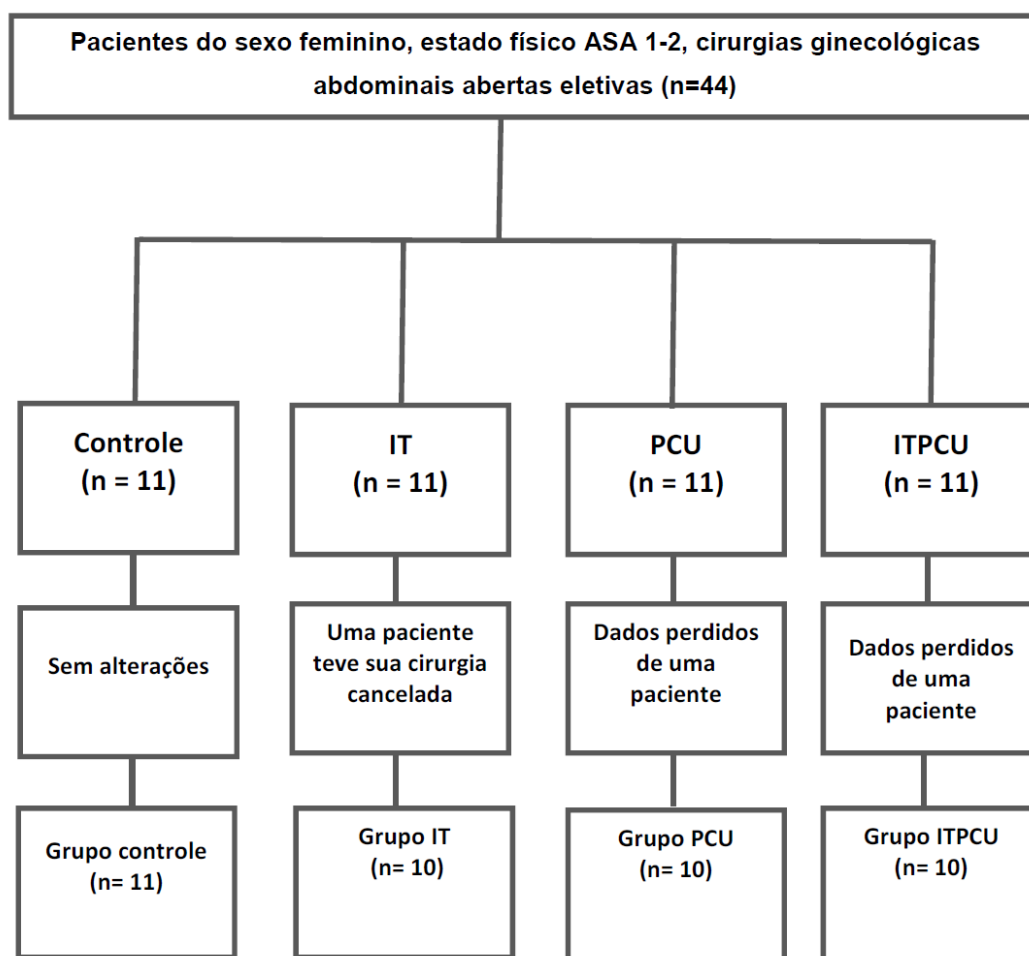


Figura 19 – Recrutamento e alocação das pacientes no estudo.

4.1 Atributos Antropométricos

Os atributos antropométricos não apresentaram diferença entre os grupos estudados ($p > 0,05$) (Tabela 4).

Tabela 4 - Valores (média $\pm$ DP) referentes aos dados antropométricos dos grupos estudados

Grupos	n	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (cm)
Controle	11	44 $\pm$ 11	68,8 $\pm$ 9,7	160,5 $\pm$ 5,9
IT	10	47 $\pm$ 7	73,2 $\pm$ 6,5	160,2 $\pm$ 5,2
PCU	10	46 $\pm$ 7	73,0 $\pm$ 8,1	161,0 $\pm$ 8,6
ITPCU	10	50 $\pm$ 6	70,3 $\pm$ 9,8	160,3 $\pm$ 5,3
Valor de p		0,43	0,40	0,99

4.2 Estado Físico ASA

Não houve diferença significativa entre os grupos em relação à distribuição dos pacientes segundo a classificação de estado físico segundo a ASA (Tabela 5).

Tabela 5 - Distribuição das pacientes segundo o estado físico ASA nos grupos estudados

Grupo	Estado Físico ASA		Total
	1	2	
Controle	7	4	11
IT	5	5	10
PCU	4	6	10
ITPCU	3	7	10
Total	19	22	41

$p = 0,46$; ASA = *American Society of Anesthesiologists*.

4.3 Atributos Hemodinâmicos

4.3.1 Frequência cardíaca

Os grupos não apresentaram diferença significativa entre as médias da frequência cardíaca, mas tiveram menores valores das médias de tempo de 10 min até o final da aferição (120 min) em relação ao basal. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 6).

Tabela 6 – Valores (média $\pm$ DP) da frequência cardíaca (bat.min^{-1}) nos grupos e tempos estudados

Grupos	Tempo (min)						Média de grupo	IC 95%
	BASAL	10	30	60	90	120		
Controle	85 $\pm$ 10	72 $\pm$ 13	70 $\pm$ 13	67 $\pm$ 12	66 $\pm$ 11	65 $\pm$ 11	71 $\pm$ 13	[67; 74]
IT	83 $\pm$ 10	77 $\pm$ 17	74 $\pm$ 19	73 $\pm$ 18	72 $\pm$ 19	71 $\pm$ 20	75 $\pm$ 17	[70; 80]
PCU	77 $\pm$ 12	65 $\pm$ 7	65 $\pm$ 10	63 $\pm$ 5	63 $\pm$ 7	61 $\pm$ 8	66 $\pm$ 10	[63; 69]
ITPCU	76 $\pm$ 14	65 $\pm$ 15	70 $\pm$ 16	69 $\pm$ 12	67 $\pm$ 11	69 $\pm$ 7	70 $\pm$ 13	[67; 74]
Média de tempo	81 $\pm$ 12	70 $\pm$ 14*	70 $\pm$ 14*	68 $\pm$ 12*	67 $\pm$ 13*	67 $\pm$ 14*		
IC 95%	[76; 85]	[65; 75]	[65; 75]	[63; 73]	[62; 72]	[61; 72]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,33$), mas houve efeito de tempo* ($p < 0,001$) e não houve efeito da interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,40$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.3.2 Pressões arteriais sistólica, diastólica e média

Os grupos não apresentaram diferença significativa entre as médias das pressões arteriais sistólica, diastólica e média, mas tiveram menores valores das médias de tempo de 10 min até o final da aferição (120 min) em relação ao basal. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabelas 7, 8 e 9, respectivamente).

Tabela 7 – Valores (média $\pm$ DP) da pressão arterial sistólica (mm Hg) nos grupos e tempos estudados

Grupos	Tempo (min)						Média de grupo	IC 95%
	BASAL	10	30	60	90	120		
Controle	120 $\pm$ 15	101 $\pm$ 13	111 $\pm$ 17	108 $\pm$ 15	112 $\pm$ 17	109 $\pm$ 11	110 $\pm$ 15	[106; 114]
IT	133 $\pm$ 14	107 $\pm$ 20	103 $\pm$ 12	101 $\pm$ 13	104 $\pm$ 10	105 $\pm$ 14	109 $\pm$ 18	[104; 114]
PCU	121 $\pm$ 18	99 $\pm$ 12	115 $\pm$ 18	111 $\pm$ 17	107 $\pm$ 16	107 $\pm$ 14	110 $\pm$ 17	[105; 115]
ITPCU	132 $\pm$ 19	105 $\pm$ 17	117 $\pm$ 18	116 $\pm$ 11	105 $\pm$ 13	116 $\pm$ 12	115 $\pm$ 17	[110; 120]
Média de tempo	126 $\pm$ 17	103 $\pm$ 15*	111 $\pm$ 17*	109 $\pm$ 14*	107 $\pm$ 14*	109 $\pm$ 13*		
IC 95%	[120; 133]	[97; 109]	[105; 118]	[104; 114]	[102; 113]	[104; 114]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,46$), mas houve efeito de tempo* ($p < 0,001$) e não houve efeito da interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,08$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

Tabela 8 – Valores (média $\pm$ DP) da pressão arterial diastólica (mm Hg) nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)						Média de grupo	IC 95%
	BASAL	10	30	60	90	120		
Controle	74 $\pm$ 7	58 $\pm$ 9	63 $\pm$ 10	62 $\pm$ 12	65 $\pm$ 11	65 $\pm$ 9	64 $\pm$ 10	[62; 67]
IT	81 $\pm$ 13	64 $\pm$ 14	65 $\pm$ 9	60 $\pm$ 8	63 $\pm$ 6	63 $\pm$ 10	66 $\pm$ 12	[62; 70]
PCU	71 $\pm$ 10	55 $\pm$ 9	66 $\pm$ 16	65 $\pm$ 8	63 $\pm$ 10	61 $\pm$ 10	64 $\pm$ 11	[60; 67]
ITPCU	74 $\pm$ 9	59 $\pm$ 12	68 $\pm$ 10	68 $\pm$ 8	61 $\pm$ 10	67 $\pm$ 11	66 $\pm$ 11	[63; 69]
Média de tempo	75 $\pm$ 10	59 $\pm$ 11*	65 $\pm$ 11*	64 $\pm$ 9*	63 $\pm$ 9*	64 $\pm$ 10*		
IC 95%	[71; 79]	[55; 63]	[61; 69]	[60; 67]	[60; 66]	[61; 68]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,77$), mas houve efeito de tempo* ($p < 0,001$) e não houve efeito da interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,25$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

Tabela 9 – Valores (média $\pm$ DP) da pressão arterial média (mm Hg) nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)						Média de grupo	IC 95%
	BASAL	10	30	60	90	120		
Controle	86 $\pm$ 12	73, $\pm$ 9	80 $\pm$ 11	78 $\pm$ 12	81 $\pm$ 11	81 $\pm$ 8	80 $\pm$ 11	[77; 83]
IT	95 $\pm$ 14	79 $\pm$ 16	79 $\pm$ 10	76 $\pm$ 9	78 $\pm$ 7	78 $\pm$ 10	81 $\pm$ 13	[77; 85]
PCU	90 $\pm$ 14	70 $\pm$ 9	79 $\pm$ 14	84 $\pm$ 11	78 $\pm$ 12	78 $\pm$ 13	80 $\pm$ 13	[76; 84]
ITPCU	97 $\pm$ 20	76 $\pm$ 14	87 $\pm$ 15	85 $\pm$ 10	77 $\pm$ 12	85 $\pm$ 11	85 $\pm$ 15	[80; 89]
Média de tempo	92 $\pm$ 15	74 $\pm$ 1*	81 $\pm$ 13*	81 $\pm$ 11*	79 $\pm$ 11*	81 $\pm$ 11*		
IC 95%	[92; 97]	[70; 79]	[77; 86]	[77; 85]	[75; 82]	[77; 85]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,54$), mas houve efeito de tempo* ($p < 0,001$) e não houve efeito da interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,21$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.4 Atributo de Oxigenação

Os grupos não apresentaram diferença significativa entre as médias da saturação de pulso de oxigênio, mas tiveram maiores valores das médias de tempo de 10 min até o final da aferição (120 min) em relação ao basal. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 10).

Tabela 10 – Valores (média $\pm$ DP) da saturação de pulso de oxigênio (%) nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)						Média de grupo	IC 95%
	BASAL	10	30	60	90	120		
Controle	98 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	[99; 100]
IT	98 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 2	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	[98; 99]
PCU	98 $\pm$ 2	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 2	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	[98; 99]
ITPCU	98 $\pm$ 2	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 2	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1	[99;100]
Média de tempo	98 $\pm$ 1	99 $\pm$ 1*	99 $\pm$ 1*	99 $\pm$ 1*	99 $\pm$ 1*	99 $\pm$ 1*		
IC 95%	[98; 99]	[99; 100]	[99; 100]	[99; 100]	[99; 100]	[99; 100]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,35$), mas houve efeito de tempo* ($p < 0,001$) e não houve efeito da interação tempo x grupo ($p = 0,93$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.5 Índice de Estado Cerebral (CSI)

Os grupos não apresentaram diferença significativa entre as médias do índice de estado cerebral, mas tiveram menores valores das médias de tempo de 10 min até o final da aferição (120 min) em relação ao basal. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 11).

Tabela 11 - Valores (média $\pm$ DP) do índice de estado cerebral nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)						Média de grupo	IC 95%
	BASAL	10	30	60	90	120		
Controle	90 $\pm$ 3	48 $\pm$ 7	44 $\pm$ 3	46 $\pm$ 3	44 $\pm$ 3	47 $\pm$ 7	53 $\pm$ 17	[48; 58]
IT	92 $\pm$ 4	43 $\pm$ 5	43 $\pm$ 4	41 $\pm$ 2	43 $\pm$ 7	47 $\pm$ 8	52 $\pm$ 19	[46; 57]
PCU	89 $\pm$ 4	41 $\pm$ 6	42 $\pm$ 6	44 $\pm$ 8	41 $\pm$ 8	43 $\pm$ 5	50 $\pm$ 19	[49; 56]
ITPCU	89 $\pm$ 4	45 $\pm$ 7	43 $\pm$ 5	43 $\pm$ 3	43 $\pm$ 4	42 $\pm$ 4	51 $\pm$ 18	[45; 56]
Média tempo	90 $\pm$ 4	44 $\pm$ 7*	43 $\pm$ 5*	44 $\pm$ 5*	43 $\pm$ 6*	45 $\pm$ 6*		
IC 95%	[88; 91]	[42; 47]	[41; 45]	[42; 45]	[41; 45]	[43; 47]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,08$), mas houve efeito de tempo* ($p < 0,001$) e não houve efeito da interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,26$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.6 Atributos Respiratórios

4.6.1 Capnometria

Os grupos não apresentaram diferença significativa entre as médias de grupo e de tempo da pressão expiratória final de CO₂. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 12).

Tabela 12- Valores (média $\pm$ DP) da pressão expiratória final de CO₂ (mm Hg) nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC 95%
	10	30	60	90	120		
Controle	30 $\pm$ 2	31 $\pm$ 1	31 $\pm$ 1	31 $\pm$ 1	31 $\pm$ 1	31 $\pm$ 1	30; 31
IT	32 $\pm$ 2	31 $\pm$ 1	31 $\pm$ 1	32 $\pm$ 1	32 $\pm$ 2	31 $\pm$ 2	31; 32
PCU	31 $\pm$ 2	31 $\pm$ 2	31 $\pm$ 2	32 $\pm$ 2	31 $\pm$ 2	31 $\pm$ 2	31; 32
ITPCU	32 $\pm$ 1	33 $\pm$ 2	33 $\pm$ 2	32 $\pm$ 2	32 $\pm$ 2	32 $\pm$ 2	32; 33
Média de tempo	31 $\pm$ 2	32 $\pm$ 2	32 $\pm$ 2	32 $\pm$ 2	32 $\pm$ 2		
IC 95%	31; 32	31; 32	31; 32	31; 32	31; 32		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,10$), de tempo ($p = 0,75$) e da interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,28$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.6.2 Frequência respiratória

Os grupos não apresentaram diferença significativa entre as médias da frequência respiratória, mas tiveram menores valores das médias de tempo de 90 min até o final da aferição (120 min) em relação ao valor inicial. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 13).

Tabela 13- Valores (média $\pm$ DP) da frequência respiratória (respirações.minuto⁻¹) nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC 95%
	10	30	60	90	120		
Controle	9 $\pm$ 1	9 $\pm$ 1	9 $\pm$ 1	9 $\pm$ 1	9 $\pm$ 1	9 $\pm$ 1	[8,8; 9,5]
IT	10 $\pm$ 1	10 $\pm$ 1	9 $\pm$ 2	9 $\pm$ 2	9 $\pm$ 2	9 $\pm$ 1	[8,8; 9,7]
PCU	10 $\pm$ 2	10 $\pm$ 1	10 $\pm$ 1	10 $\pm$ 1	10 $\pm$ 1	10 $\pm$ 1	[9,5;10,3]
ITPCU	10 $\pm$ 2	10 $\pm$ 1	10 $\pm$ 1	10 $\pm$ 1	10 $\pm$ 1	10 $\pm$ 1	[9,5; 10,3]
Média de tempo	10 $\pm$ 1	10 $\pm$ 1	10 $\pm$ 1	9 $\pm$ 1*	9 $\pm$ 1*		
IC 95%	9,3; 10,3	9,2; 10,1	9,0; 10,0	8,9; 9,9	9,0; 9,9		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,36$), mas houve efeito de tempo* ($p = 0,004$) e não houve efeito da interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,84$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.6.3 Volume corrente

As médias de volume corrente foram significativamente mais elevadas nos grupos IT, PCU e ITPCU comparadas com as do grupo controle. Os grupos não apresentaram diferença significativa entre as médias de volume corrente. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 14).

Tabela 14- Valores (média $\pm$ DP) de volume corrente (ml) nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC 95%
	10	30	60	90	120		
Controle	465 $\pm$ 47	473 $\pm$ 48	452 $\pm$ 30	449 $\pm$ 38	443 $\pm$ 43	457 $\pm$ 42	445; 469
IT	529 $\pm$ 45	520 $\pm$ 47	514 $\pm$ 42	510 $\pm$ 47	510 $\pm$ 34	516 $\pm$ 42[#]	504; 529
PCU	502 $\pm$ 34	520 $\pm$ 31	523 $\pm$ 36	522 $\pm$ 30	518 $\pm$ 28	517 $\pm$ 31[#]	508; 526
ITPCU	534 $\pm$ 61	525 $\pm$ 57	538 $\pm$ 46	530 $\pm$ 57	531 $\pm$ 50	532 $\pm$ 52[#]	516; 547
Média de tempo	507 $\pm$ 54	509 $\pm$ 50	505 $\pm$ 50	502 $\pm$ 54	499 $\pm$ 52		
IC 95%	487; 526	491; 527	487; 523	482; 521	480; 518		

Houve efeito de grupo[#] ($p < 0,001$), não houve efeito de tempo ($p = 0,75$) e não houve efeito da interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,10$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.7 Temperatura Esofágica

Não houve diferença significativa entre as médias de grupo, mas houve diminuição significativa das médias de tempo da temperatura esofágica a partir de 60 min em relação ao tempo basal. Houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 15).

Tabela 15 – Valores (média $\pm$ DP) de temperatura esofágica ($^{\circ}\text{C}$) nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC 95%
	10	30	60	90	120		
Controle	36,0 $\pm$ 0,3	35,9 $\pm$ 0,3	35,8 $\pm$ 0,2	35,7 $\pm$ 0,3	35,7 $\pm$ 0,3	35,8 $\pm$ 0,3	[35,8;35,9]
IT	36,4 $\pm$ 0,4	36,1 $\pm$ 0,5	36,0 $\pm$ 0,5	35,9 $\pm$ 0,5	35,9 $\pm$ 0,6	36,0 $\pm$ 0,5	[35,9;36,2]
PCU	36,2 $\pm$ 0,4	36,1 $\pm$ 0,4	36,1 $\pm$ 0,4	36,0 $\pm$ 0,5	36,0 $\pm$ 0,5	36,1 $\pm$ 0,5	[35,9;36,2]
ITPCU	35,9 $\pm$ 0,3	35,8 $\pm$ 0,3	35,8 $\pm$ 0,4	35,7 $\pm$ 0,3	35,8 $\pm$ 0,4	35,8 $\pm$ 0,3	[35,7;35,9]
Média de tempo	36,1 $\pm$ 0,4	36,0 $\pm$ 0,4	35,9 $\pm$ 0,4*	35,8 $\pm$ 0,4*	35,9 $\pm$ 0,4*		
IC 95%	[36,0;36,3]	[35,8;36,1]	[35,8;36,0]	[35,7;36,0]	[35,7;36,0]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,29$), mas houve efeito de tempo* ($p < 0,001$) e da interação tempo x grupo ($p = 0,039$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.8 Atributos Termo-Higrométricos dos Gases na Saída da Estação de Anestesia

4.8.1 Temperatura dos gases na saída da estação de anestesia

Não houve diferença significativa entre as médias de grupo, mas houve diminuição significativa das médias de tempo dos grupos da temperatura dos gases na saída da estação de anestesia ao longo do estudo. Houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 16).

Tabela 16 – Valores (média $\pm$ DP) da temperatura do gás ($^{\circ}\text{C}$) na saída da estação de anestesia nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC 95%
	10	30	60	90	120		
Controle	28,5 $\pm$ 1,4	28,3 $\pm$ 0,8	28,2 $\pm$ 0,9	28,1 $\pm$ 0,7	28,1 $\pm$ 0,5	28,3 $\pm$ 0,9	[28,0;28,5]
IT	28,8 $\pm$ 1,4	28,7 $\pm$ 1,1	28,2 $\pm$ 1,2	27,6 $\pm$ 1,2	28,3 $\pm$ 1,4	28,3 $\pm$ 1,3	[27,9;28,7]
PCU	29,5 $\pm$ 0,9	28,3 $\pm$ 1,3	27,6 $\pm$ 1,9	27,8 $\pm$ 1,9	27,5 $\pm$ 1,3	28,2 $\pm$ 1,6	[27,7;28,6]
ITPCU	28,3 $\pm$ 1,1	27,6 $\pm$ 1,5	27,9 $\pm$ 1,0	27,8 $\pm$ 0,9	28,5 $\pm$ 0,8	28,0 $\pm$ 1,1	[27,7;28,3]
Média de tempo	28,8 $\pm$ 1,2	28,2 $\pm$ 1,2*	28,0 $\pm$ 1,3*	27,9 $\pm$ 1,2*	28,1 $\pm$ 1,1*		
IC 95%	[28,3; 29,2]	[27,8;28,7]	[27,5;28,4]	[27,4;28,3]	[27,7;28,5]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,87$), mas houve efeito de tempo* ($p = 0,003$) e houve efeito da interação tempo x grupo ($p = 0,039$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.8.2 Umidade relativa dos gases na saída da estação de anestesia

Não houve diferença significativa entre as médias de grupo, mas houve aumento significativo das médias de tempo dos grupos da temperatura dos gases na saída da estação de anestesia a partir de 60 min até o final do estudo. Houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 17).

Tabela 17 - Valores (média $\pm$ DP) da UR (%) do gás na saída da estação de anestesia nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC 95%
	10	30	60	90	120		
Controle	61 $\pm$ 12	62 $\pm$ 10	67 $\pm$ 10	71 $\pm$ 10	73 $\pm$ 7	67 $\pm$ 11	[64; 70]
IT	64 $\pm$ 8	63 $\pm$ 6	71 $\pm$ 7	81 $\pm$ 8	80 $\pm$ 10	72 $\pm$ 11	[69; 75]
PCU	62 $\pm$ 12	67 $\pm$ 11	75 $\pm$ 12	81 $\pm$ 11	84 $\pm$ 8	73 $\pm$ 13	[70; 78]
ITPCU	69 $\pm$ 9	70 $\pm$ 8	76 $\pm$ 9	83 $\pm$ 11	86 $\pm$ 11	77 $\pm$ 11	[73; 80]
Média de tempo	64 $\pm$ 10	66 $\pm$ 9	72 $\pm$ 10*	79 $\pm$ 11*	81 $\pm$ 10*		
IC 95%	[60; 68]	[62; 69]	[69; 76]	[75; 83]	[77; 84]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,06$), mas houve efeito de tempo* ($p < 0,001$) e não houve efeito da interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,32$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.8.3 Umidade absoluta dos gases na saída da estação de anestesia

Os grupos não apresentaram diferença significativa entre as médias de grupo, mas houve aumento significativo das médias de tempo da UA do gás na saída da estação de anestesia aos 90 e 120 min em relação aos 10 min. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 18).

Tabela 18 – Valores (média $\pm$ DP) da UA do gás ($\text{mgH}_2\text{O.L}^{-1}$) na saída da estação de anestesia nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC 95%
	10	30	60	90	120		
Controle	17 $\pm$ 4	17 $\pm$ 3	18 $\pm$ 2	19 $\pm$ 3	20 $\pm$ 2	18 $\pm$ 3	[18; 19]
IT	18 $\pm$ 1	18 $\pm$ 1	20 $\pm$ 2	21 $\pm$ 1	22 $\pm$ 2	20 $\pm$ 2	[19; 20]
PCU	18 $\pm$ 3	18 $\pm$ 2	20 $\pm$ 2	22 $\pm$ 3	22 $\pm$ 2	20 $\pm$ 3	[19;21]
ITPCU	19 $\pm$ 2	19 $\pm$ 3	20 $\pm$ 3	22 $\pm$ 3	24 $\pm$ 3	21 $\pm$ 3	[20; 22]
Média de tempo	18 $\pm$ 3	18 $\pm$ 2	19 $\pm$ 2	21 $\pm$ 3*	22 $\pm$ 3*		
IC 95%	[17; 19]	[17; 19]	[19; 20]	[20; 22]	[21; 23]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,07$), mas houve efeito de tempo* ($p < 0,001$) e não houve efeito da interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,54$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.9 Atributos Termo-Higrométricos do Gás Inalado

4.9.1 Temperatura do gás inalado

As médias da temperatura do gás inalado foram significativamente mais elevadas nos grupos com PCU comparadas com as dos grupos sem PCU. Os grupos não apresentaram diferença significativa entre as médias de tempo da temperatura do gás inalado ao longo do estudo. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 19).

Tabela 19 - Valores (média $\pm$ DP) da temperatura do gás ($^{\circ}\text{C}$) inalado nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC 95%
	10	30	60	90	120		
Controle	27,4 $\pm$ 1,2	27,6 $\pm$ 1,1	27,4 $\pm$ 0,7	27,5 $\pm$ 0,9	27,7 $\pm$ 0,9	27,5 $\pm$ 1,0	[27,2;27,8]
IT	27,1 $\pm$ 1,1	27,1 $\pm$ 1,0	27,0 $\pm$ 1,4	27,1 $\pm$ 1,2	27,5 $\pm$ 1,0	27,2 $\pm$ 1,1	[26,8;27,5]
PCU	29,6 $\pm$ 1,7	29,3 $\pm$ 1,2	29,2 $\pm$ 1,3	29,2 $\pm$ 1,4	28,8 $\pm$ 1,3	29,2 $\pm$ 1,3[#]	[28,8;29,6]
ITPCU	30,1 $\pm$ 0,8	29,9 $\pm$ 1,1	30,0 $\pm$ 1,4	30,3 $\pm$ 1,4	30,3 $\pm$ 1,5	30,1 $\pm$ 1,2[#]	[29,8;30,5]
Média de tempo	28,5 $\pm$ 1,8	28,5 $\pm$ 1,6	28,4 $\pm$ 1,7	28,5 $\pm$ 1,8	28,6 $\pm$ 1,6		
IC 95%	[27,8;29,2]	[27,9;29,0]	[27,7;29,0]	[27,8;29,1]	[28,0;29,1]		

Houve efeito de grupo[#] ($p = 0,003$), mas não houve efeito de tempo ($p = 0,13$) e interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,95$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.9.2 Umidade relativa do gás inalado

As médias da UR do gás inalado foram significativamente mais elevadas nos grupos com PCU comparadas com as dos grupos sem PCU. Os grupos não apresentaram diferença significativa entre as médias de tempo da temperatura do gás inalado ao longo do estudo. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 20).

Tabela 20 – Valores (média $\pm$ DP) da umidade relativa (%) do gás inalado nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC 95%
	10	30	60	90	120		
Controle	94 $\pm$ 5	91 $\pm$ 3	96 $\pm$ 3	94 $\pm$ 4	93 $\pm$ 3	93,5 $\pm$ 3,8	[92; 94]
IT	95 $\pm$ 6	95 $\pm$ 3	96 $\pm$ 3	94 $\pm$ 3	96 $\pm$ 3	95,4 $\pm$ 3,7	[94; 96]
PCU	96 $\pm$ 4	95 $\pm$ 3	96 $\pm$ 2	97 $\pm$ 1	96 $\pm$ 1	96,3 $\pm$ 2,4[#]	[96;97]
ITPCU	96 $\pm$ 3	96 $\pm$ 2	97 $\pm$ 3	96 $\pm$ 2	97 $\pm$ 2	96,2 $\pm$ 2,4[#]	[96;97]
Média de tempo	95 $\pm$ 4	94 $\pm$ 3	96 $\pm$ 3	95 $\pm$ 3	96 $\pm$ 3		
IC 95%	[93; 96]	[93; 95]	[95 ;97]	[94;96]	[95; 97]		

Houve efeito de grupo[#] ($p = 0,003$), mas não houve efeito de tempo ($p = 0,13$) e interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,95$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.9.3 Umidade absoluta do gás inalado

As médias da UA do gás inalado foram significativamente mais elevadas nos grupos com PCU comparadas com as dos grupos sem PCU. Os grupos não apresentaram diferença significativa entre as médias de tempo da temperatura do gás inalado ao longo do estudo. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 21).

Tabela 21 – Valores (média $\pm$ DP) da umidade absoluta ($\text{mgH}_2\text{O.L}^{-1}$) do gás inalado nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC 95%
	10	30	60	90	120		
Controle	24,7 $\pm$ 2,4	24,6 $\pm$ 1,9	25,2 $\pm$ 1,3	25,1 $\pm$ 1,7	25,2 $\pm$ 1,8	25,0 $\pm$ 1,8	[24,4;25,5]
IT	24,5 $\pm$ 1,8	24,7 $\pm$ 1,7	24,8 $\pm$ 2,3	24,7 $\pm$ 1,9	25,6 $\pm$ 1,3	24,9 $\pm$ 1,8	[24,3;25,4]
PCU	28,6 $\pm$ 3,1	28,0 $\pm$ 2,2	28,0 $\pm$ 2,3	28,6 $\pm$ 2,2	27,5 $\pm$ 2,1	28,1 $\pm$ 2,3[#]	[27,4;28,8]
ITPCU	29,0 $\pm$ 1,4	28,9 $\pm$ 2,0	29,5 $\pm$ 1,9	29,5 $\pm$ 2,3	30,1 $\pm$ 2,3	29,4 $\pm$ 2,0[#]	[28,8;30,0]
Média de tempo	26,6 $\pm$ 3,1	26,5 $\pm$ 2,7	26,8 $\pm$ 2,7	26,9 $\pm$ 2,9	27,0 $\pm$ 2,7		
IC 95%	[25,5;27,7]	[25,5;27,5]	[25,9;27,8]	[25,9;28,0]	[26,1;28,0]		

Houve efeito de grupo[#] ($p = 0,003$), mas não houve efeito de tempo ($p = 0,13$) e da interação tempo x grupo ($p = 0,95$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.10 Atributos Termo-Higrométricos da Sala de Operação

4.10.1 Temperatura da sala de operação

Não houve diferença significativa entre as médias de grupos e de tempos da temperatura da sala de operação. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 22).

Tabela 22 – Valores (média $\pm$ DP) da temperatura da sala de operação ($^{\circ}\text{C}$) nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC 95%
	10	30	60	90	120		
Controle	21,1 $\pm$ 1,0	21,2 $\pm$ 0,9	21,2 $\pm$ 0,9	21,3 $\pm$ 0,8	21,5 $\pm$ 0,9	21,3 $\pm$ 0,9	[21,0;21,5]
IT	21,5 $\pm$ 1,3	21,3 $\pm$ 1,3	20,7 $\pm$ 2,0	21,2 $\pm$ 1,6	21,7 $\pm$ 1,7	21,3 $\pm$ 1,6	[20,8;21,7]
PCU	21,9 $\pm$ 1,0	21,5 $\pm$ 1,1	21,5 $\pm$ 1,2	21,8 $\pm$ 0,9	21,9 $\pm$ 1,2	21,7 $\pm$ 1,0	[21,4;22,0]
ITPCU	21,8 $\pm$ 1,2	22,0 $\pm$ 1,3	22,1 $\pm$ 1,1	22,0 $\pm$ 0,7	21,9 $\pm$ 0,8	22,0 $\pm$ 1,0	[21,7;22,3]
Média de tempo	21,6 $\pm$ 1,1	21,5 $\pm$ 1,1	21,4 $\pm$ 1,4	21,6 $\pm$ 1,1	21,8 $\pm$ 1,1		
IC 95%	[21,1;22,0]	[21,1;21,9]	[20,9;21,9]	[21,2;21,9]	[21,3;22,2]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,32$), tempo ($p = 0,29$) e interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,90$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.10.2 Umidade relativa da sala de operação

Não houve diferença significativa entre as médias de grupo, mas houve diminuição significativa das médias de tempo da UR da sala de operação aos 30 e 60 min em relação aos demais tempos. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 23).

Tabela 23 – Valores (média $\pm$ DP) da umidade relativa (%) da sala de operação nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC 95%
	10	30	60	90	120		
Controle	52 $\pm$ 6	48 $\pm$ 7	49 $\pm$ 8	51 $\pm$ 8	52 $\pm$ 10	51 $\pm$ 8	[48; 53]
IT	49 $\pm$ 8	46 $\pm$ 8	48 $\pm$ 9	51 $\pm$ 11	53 $\pm$ 12	49 $\pm$ 10	[46; 52]
PCU	43 $\pm$ 7	43 $\pm$ 7	44 $\pm$ 9	46 $\pm$ 12	45 $\pm$ 10	44 $\pm$ 9	[41; 47]
ITPCU	49 $\pm$ 7	43 $\pm$ 3	45 $\pm$ 8	47 $\pm$ 8	47 $\pm$ 8	46 $\pm$ 7	[44; 48]
Média de tempo	49 $\pm$ 8	45 $\pm$ 7*	46 $\pm$ 8*	49 $\pm$ 10	49 $\pm$ 10		
IC 95%	[46; 51]	[43; 48]	[43; 49]	[45; 52]	[45; 53]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,23$), mas houve efeito de tempo* ($p = 0,005$) e não houve efeito da interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,44$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.10.3 Umidade absoluta da sala de operação

Não houve diferença significativa entre as médias de grupo, mas houve diminuição significativa das médias de tempo da UA da sala de operação aos 30 min em relação aos demais tempos. Não houve interação significativa entre grupos e tempos (Tabela 24).

Tabela 24 – Valores (média $\pm$ DP) da umidade absoluta ($\text{mgH}_2\text{O.L}^{-1}$) da sala de operação nos grupos e tempos estudados

Grupo	Tempo (min)					Média de grupo	IC95%
	10	30	60	90	120		
Controle	10 ± 1	9 ± 1	9 ± 1	9 ± 1	10 ± 2	$9,5 \pm 1$	[9; 10]
IT	9 ± 1	9 ± 1	9 ± 2	9 ± 2	10 ± 2	9 ± 2	[9; 10]
PCU	8 ± 1	8 ± 1	8 ± 1	9 ± 2	9 ± 2	$8,5 \pm 2$	[8; 9]
ITPCU	10 ± 2	8 ± 1	9 ± 1	9 ± 2	9 ± 2	$9 \pm 1,5$	[8; 9]
Média de tempo	9 ± 1	$8,5 \pm 1^*$	9 ± 1	9 ± 2	9 ± 2		
IC 95%	[9; 10]	[8; 9]	[8; 9]	[9; 10]	[9; 10]		

Não houve efeito de grupo ($p = 0,31$), mas houve efeito de tempo* ($p = 0,02$) e não houve efeito da interação tempo $\times$ grupo ($p = 0,64$). IT = isolamento térmico; PCU = permutador de calor e umidade; ITPCU = isolamento térmico + permutador de calor e umidade; IC = intervalo de confiança.

4.11 Correlação entre as Temperaturas do Gás Inspirado e da Sala de Operação

Houve correlação significativa e positiva entre as temperaturas da sala de operação e do gás inalado no grupo controle (Figura 20), mas não nos grupos IT, PCU e ITPCU (Figuras 21, 22 e 23).

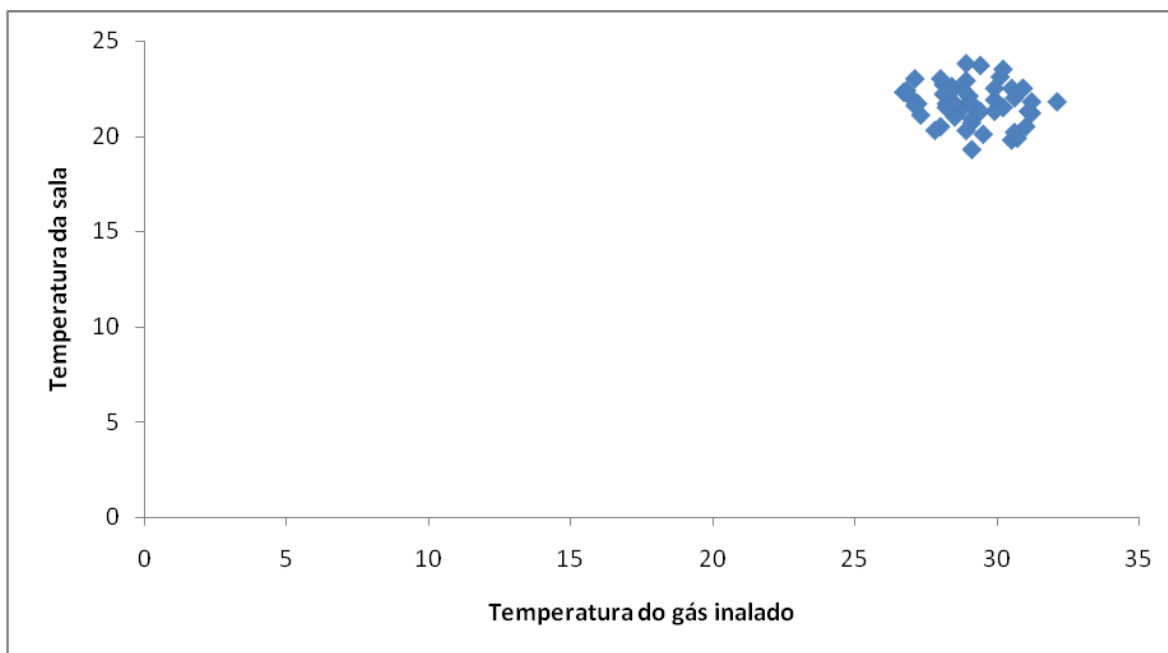


Figura 20 - Diagrama de dispersão ($r = 0,53$ e $p < 0,001$) para o grupo controle entre as temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) da sala de operação e do gás inalado.

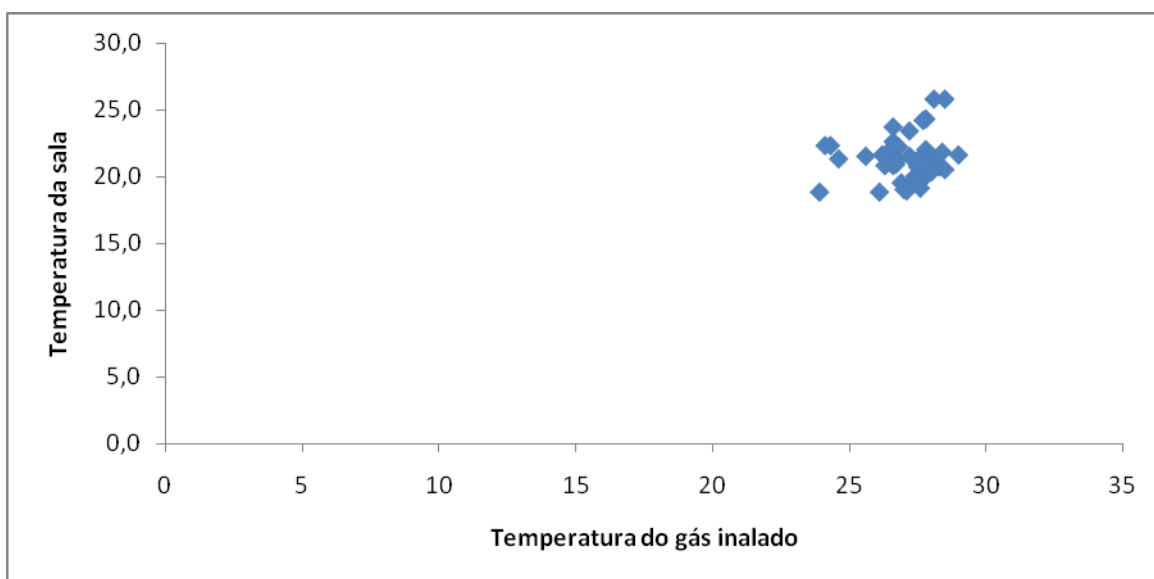


Figura 21 - Diagrama de dispersão ($r = 0,12$ e $p = 0,40$) para o grupo isolamento térmico entre as temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) da sala de operação e do gás inalado.

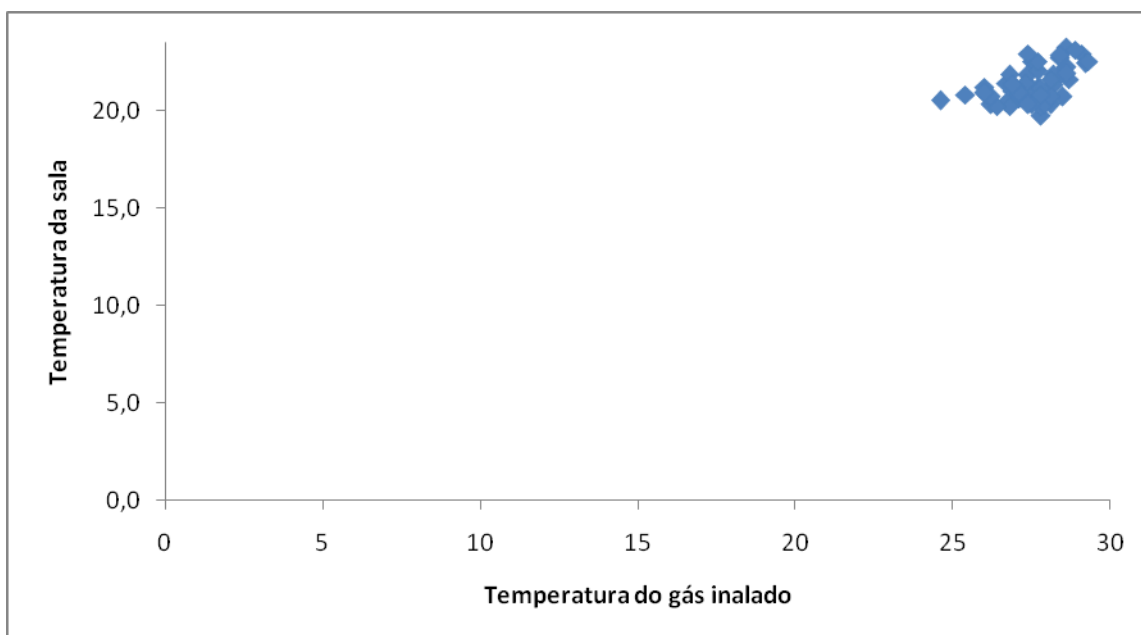


Figura 22 - Diagrama de dispersão ($r = 0,15$ e $p = 0,30$) para o grupo permutador de calor e umidade entre as temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) da sala de operação e do gás inalado.

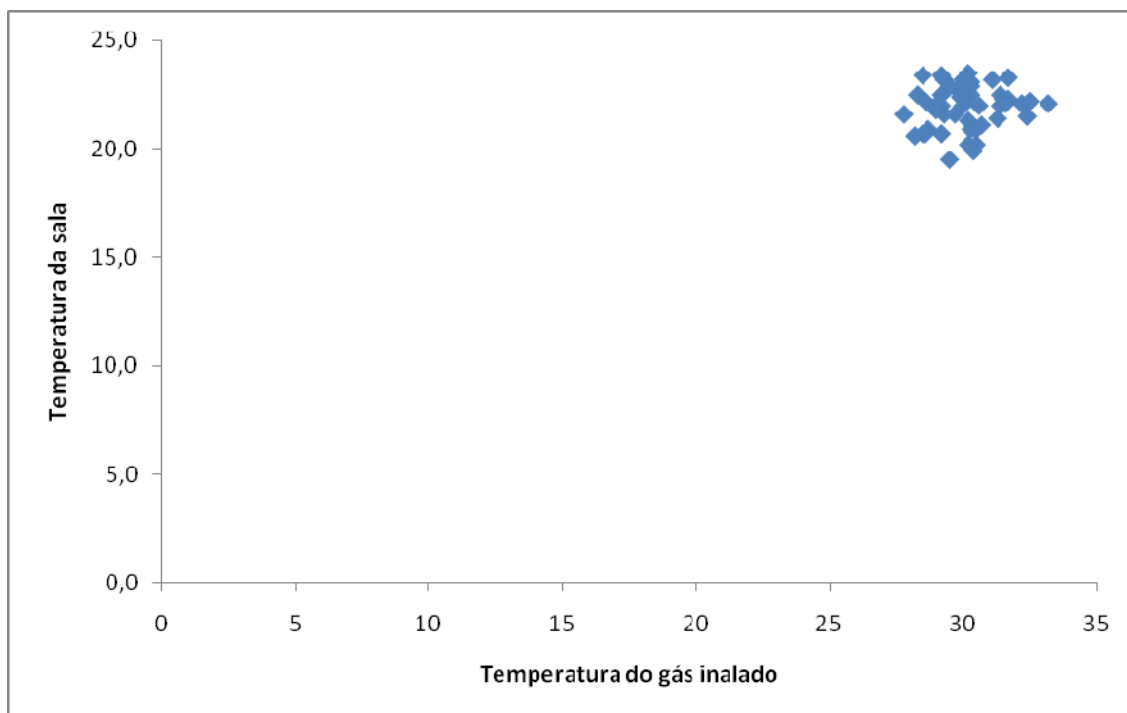


Figura 23 - Diagrama de dispersão ($r = 0,12$ e $p = 0,40$) para o grupo isolamento térmico + permutador de calor e umidade entre as temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) da sala de operação e do gás inalado.

5 DISCUSSÃO

Na anestesia geral, os sistemas respiratórios circulares das estações de anestesia provêm calor e umidade ao ar inspirado pelos pacientes através da reinalação de gás expirado e da liberação de vapor de água e calor do absorvedor de CO₂ através de reação exotérmica (Foregger, 1948; Saraiva, 2004). A conservação das propriedades inerentes de condicionamento dos gases dos circuitos respiratórios depende de vários fatores, incluindo o FGF, a configuração do circuito respiratório e a temperatura da SO (Baum e Aitkenhead, 1995; Torres, 1997; Nunn, 2008).

Quanto menor o FGF, maiores serão os percentuais de calor e umidade dos gases expirados presentes na mistura inspirada e, conseqüentemente, serão maiores a quantidade de CO₂ fornecida ao canister contendo cal sodada e a produção de calor e vapor de água. Com aumento da reinalação de gases expirados com baixo FGF, conseqüentemente também se espera que ocorra aumento de temperatura e da umidade dos gases inalados. Os resultados da presente pesquisa confirmaram essa expectativa.

Outros estudos também demonstraram que com baixo FGF houve aumento de temperatura e umidade do gás inalado em comparação com maiores FGF. Assim, em ensaio clínico em cirurgias de longa duração, onde foram comparados grupos com FGF de 0,6, 1,5, 3,0 e 6,0 L.min⁻¹, apenas o grupo com o menor FGF superou o valor mínimo limite de UA de 20 mgH₂O.L⁻¹ aos 120 min de anestesia. Os valores de UA dos grupos foram, respectivamente, de 21,3 mgH₂O.L⁻¹, 16,7 mgH₂O.L⁻¹, 15,4 mgH₂O.L⁻¹ e 14,0 mgH₂O.L⁻¹, enquanto os de temperatura foram, respectivamente, de 31,5°C, 26,0°C, 24,0°C e 24,8°C. Interessante ressaltar que, diferentemente de nossa pesquisa, o grupo de melhor rendimento, no qual foi utilizado o aparelho de anestesia Dräger AV1 (Alemanha), apenas superou o valor limite de UA de 20 mgH₂O.L⁻¹ após 180 minutos e, após dez horas de anestesia, atingiu valores de 27 mgH₂O.L⁻¹ de UA e de 33°C de temperatura. Os demais grupos utilizaram um aparelho de anestesia Dräger Sulla 800V (Alemanha) e também tiveram

aumento crescente dos valores de UA, mas que sempre ficaram abaixo de 20 mgH₂O.L⁻¹ (Kleemann, 1994). Deve ser destacado que os aparelhos de anestesia AV1 e Sulla possuem circuito respiratório convencional, no qual os gases frescos, antes de se misturarem com os gases exalados, não passam pela cal sodada.

Em outro ensaio clínico, Henriksson et al. (1997) utilizaram a estação de anestesia Siemens-Elema Servo 900C (Suécia), que também possui circuito ventilatório convencional, e compararam três grupos com FGF < 1 L.min⁻¹, 2 L.min⁻¹ e 5 L.min⁻¹ sem PCU e outros três grupos utilizando os mesmos FGF e com PCU. Ao final de 60 minutos, os autores encontraram valores de UA e temperatura nos grupos sem PCU de < 1 L.min⁻¹, 2 L.min⁻¹ e 5 L.min⁻¹, respectivamente, de 23,09 mgH₂O.L⁻¹, 22,86 mgH₂O.L⁻¹ e 17,63 mgH₂O.L⁻¹ e 27,44°C, 26,48°C e 25,47°C. Concluíram que o sistema respiratório circular da estação de anestesia estudada possui propriedades umidificadoras suficientes para reduzir o risco de desidratação do trato respiratório quando utilizada com FGF ≤ 2 L.min⁻¹.

A mesma estação de anestesia do trabalho citado anteriormente foi utilizada por Johansson et al. (2003) em estudo clínico onde grupos sem PCU e com FGF de 1 L.min⁻¹ ou 3 L.min⁻¹ obtiveram resultados de UA e temperatura após 120 minutos de anestesia geral, respectivamente, de 26,6 mgH₂O.L e 28,4°C e 22,6 mgH₂O.L e 27,1°C. O grupo com 6 L.min⁻¹ obteve valores de UA e temperatura de 13,0 mgH₂O.L e 26,1°C, não atingindo, portanto, UA de 20 mgH₂O.L⁻¹.

O presente ensaio clínico ratificou a hipótese de obtenção de adequada climatização dos gases inalados durante anestesia geral utilizando-se a estação de trabalho Dräger Fabius GS Premium com baixo FGF. Deve ser destacado que os valores de umidificação estiveram sempre acima do valor limite de 20 mgH₂O.L⁻¹ desde a primeira medição aos 10 min de conexão do circuito ventilatório aos pacientes.

Como citado anteriormente, variações no circuito respiratório alteram a capacidade de umidificação e aquecimento dos gases inalados. O circuito

respiratório da estação de anestesia Fabius GS Premium possui placa de aquecimento metálica e os gases do circuito respiratório têm contato com ela duas vezes, sendo a primeira no ramo expiratório e a segunda no ramo inspiratório do circuito. Além de aquecer os gases, a placa evita a condensação do vapor de água do gás quente e úmido exalado pelo paciente, causada pelo resfriamento do mesmo no interior da estação de anestesia, o que poderia prejudicar o adequado funcionamento das válvulas, sensores eletrônicos e monitores.

Embora tendo circuito ventilatório convencional, no qual o FGF não passa pela cal sodada, a dupla passagem dos gases na placa aquecida no Fabius favoreceu a ocorrência de maior aquecimento e umidificação dos gases inalados, quando comparamos seus resultados aos obtidos em outras estações de anestesia com circuito ventilatório convencional, mas que não possuem placa aquecida. Assim, Poopalalingam et al. (2002), ao avaliarem pacientes adultos utilizando o aparelho de anestesia Ohmeda Excel 210 (Estados Unidos) com baixo FGF, obtiveram valores mais baixos de temperatura e UA dos gases inalados (21°C e $16 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$, respectivamente) em relação à presente pesquisa, após 60 minutos de anestesia. Já Bisinotto et al. (1999) avaliaram a temperatura, UA e UR junto ao tubo traqueal em cães anestesiados utilizando o aparelho de anestesia K. Takaoka Nikkei (Brasil) com baixo FGF. Os resultados encontrados, embora crescentes ao longo do tempo, foram inferiores aos da presente pesquisa para temperatura ($24,7^{\circ}\text{C}$), UA ($16,3 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$) e UR (71,8%) dos gases inalados após 120 min de anestesia. Wada et al. (2003) avaliaram a temperatura e a umidade dos gases inspirados por adultos no aparelho de anestesia Datex-Ohmeda Aestiva / 5 (Finlândia) utilizando FGF de 1 L.min^{-1} . Os resultados aos 120 minutos de anestesia mostraram valores de temperatura ($25,3^{\circ}\text{C}$) semelhantes aos encontrados na presente pesquisa, mas bem inferiores de UA ($18,9 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$). A UR não foi reportada pelos autores, mas considerando os valores de temperatura e UA obtidos, também deve ter ficado bem abaixo da obtida em nosso estudo.

A estação de anestesia Dräger Primus (Alemanha) também possui placa de aquecimento no circuito ventilatório. Entretanto, diferentemente do

Fabius GS Premium, apenas o ramo expiratório do circuito respiratório é aquecido. Em ensaio clínico em adultos utilizando a estação de anestesia Primus com FGF de 1 L.min^{-1} , Castro et al. (2011) pesquisaram a umidade e temperatura do gás inalado em dois grupos, com e sem PCU. Os autores encontraram no grupo sem PCU, após 120 minutos de conexão do paciente ao circuito respiratório, valores similares aos do presente estudo de temperatura ($25,3^{\circ}\text{C}$), mas bem inferiores de UR (88%) e UA ($20,5 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$) do gás inspirado. É importante destacar que, diferentemente do presente estudo, somente a partir de 90 minutos os valores de UA e UR ultrapassaram valores de $20 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ e 70%, respectivamente, e que os valores de temperatura da SO foram semelhantes aos obtidos em nosso estudo. Cabe frisar ainda que no presente ensaio clínico, os valores de UA e UR foram de, pelo menos, $24,5 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ e 90%, respectivamente, desde o início das medições, mantendo-se em valores estáveis até o final das medições. Esse comportamento diferenciado da umidificação ocorreu não apenas em relação ao apresentado pelo Dräger Primus, como também em relação aos outros aparelhos de anestesia citados anteriormente.

As estações de anestesia Dräger Cícero e Dräger Cato (Alemanha), também têm placa de aquecimento inserida no circuito respiratório para aquecimento dos gases expirados, de maneira semelhante ao Dräger Primus. Entretanto, apresentam características específicas do sistema circular, com os gases expirados passando três vezes pelo canister com a cal sodada, sendo que nas duas últimas já misturadas ao FGF (Wada et al., 2003; Gorayb et al, 2004). Essa movimentação dos gases no circuito respiratório permite maior contato dos gases expirados e do FGF com o absorvedor de CO_2 , o que pode proporcionar maior incorporação de calor e umidade para condicionamento dos gases inspirados.

Dois estudos confirmaram essa expectativa. Gorayb et al. (2004) realizaram estudo clínico em adultos sob anestesia geral utilizando a estação de trabalho Dräger Cícero, onde compararam os valores de UA, UR e temperatura do gás inalado em dois grupos, um com baixo FGF (1 L.min^{-1}) e outro com mínimo FGF ($0,5 \text{ L.min}^{-1}$). Os autores registraram valores crescentes

de temperatura e umidade nos dois grupos, mas sem diferença significativa entre os grupos, que aos 120 min de anestesia apresentaram, respectivamente, valores de temperatura de 27,7°C e 27,7°C, UR de 102% e 103% e UA de 27,2 mgH₂O.L⁻¹ e 28,3 mgH₂O.L⁻¹. Todavia, vale destacar que a temperatura média da SO nessa pesquisa ficou em torno de 25°C durante todo o ensaio clínico, aproximadamente 4°C acima da média de temperatura apresentada na SO ao longo do presente estudo. Já Wada et al. (2003) registraram os valores de temperatura e UA do gás inalado em adultos submetidos a anestesia geral utilizando a estação de anestesia Dräger Cato. Os pacientes distribuídos no grupo com baixo FGF (1 L.min⁻¹) ou com mínimo FGF (0,5 L.min⁻¹) apresentaram valores crescentes dos atributos. Aos 120 min de anestesia, os valores de temperatura foram de 31,5°C e 32,8°C e os de UA de 31,7 mg.H₂O.L⁻¹ e 34,8 mg.H₂O.L⁻¹ respectivamente, sem diferença significativa entre os grupos. À semelhança da pesquisa descrita com o Dräger Cicero, os valores de temperatura da SO também se situaram em valores superiores (de 23°C a 26°C) aos da presente pesquisa. Esses resultados de umidificação, bem acima dos encontrados na presente pesquisa, podem ser embasados pelas características diferenciadas, já anteriormente pormenorizadas, dos sistemas respiratórios circulares das estações de anestesia Cícero e Cato. Porém, os maiores valores de temperatura da SO durante a realização dos estudos com as estações de anestesia Cícero e Cato podem ter influenciado também a diferença de resultados entre as pesquisas.

De acordo com os resultados dos dois ensaios anteriores (Wada et al., 2003; Gorayb et al., 2004), o presente estudo considerou um desenho com quatro grupos com baixo FGF, já que diminuir de baixo para mínimo FGF não significaria melhorar significativamente a umidificação do gás inalado. Por outro lado, se o FGF fosse maior em algum grupo, haveria previsível probabilidade de menores valores de umidificação do gás inalado (Kleemann, 1990; Kleemann, 1994; Henriksson et al., 1997; Johansson et al., 2003).

Algumas características do paciente também podem influenciar o aproveitamento das propriedades inerentes de condicionamento dos gases dos sistemas respiratórios circulares. Para um mesmo FGF, os pacientes

pediátricos, em relação aos adultos, apresentam menor reinalação de gases por terem menor volume minuto. Consequentemente, a criança também tem menor produção total de CO_2 , água e calor quando comparada ao adulto (Bain e Spoerel, 1977). Desta feita, o reaproveitamento de gases expirados já condicionados e a produção de calor e umidade pelo absorvedor de CO_2 são menores, diminuindo o condicionamento dos gases inalados na população pediátrica.

Os resultados de Bicalho et al. (2014) corroboram as afirmativas anteriores. Em ensaio clínico com crianças com média de idade de 4 anos submetidas à anestesia geral utilizando a estação de anestesia Dräger Primus com FGF de $1 \text{ L} \cdot \text{min}^{-1}$, obtiveram, no grupo sem PCU, temperatura, UA e UR de 27°C , $16,8 \text{ mgH}_2\text{O} \cdot \text{L}^{-1}$ e 68%, respectivamente, após 80 min de anestesia. Os valores de umidificação são bem inferiores aos encontrados na presente pesquisa e também ficaram abaixo dos valores encontrados por Castro et al. (2011) na mesma estação de anestesia com baixo FGF, porém em ensaio realizado em adultos.

Como já comentado anteriormente, além das alterações na configuração do sistema circular respiratório, outro fator que pode alterar a conservação de calor e umidade é a temperatura da SO. Em alguns estudos foi demonstrada correlação significativa e positiva entre a temperatura da SO e a do gás inalado (Gorayb et al., 2004; Hunter et al., 2005). Outros estudos mostraram também a mesma correlação apenas em grupo de pacientes sem IT do circuito ventilatório, mas não em grupo com IT (Torres et al., 1997) e em grupo de paciente sem PCU no circuito ventilatório, mas não em grupo com PCU (Bicalho et al. 2014).

Estudos mostraram que a temperatura do gás inalado foi menor (aproximadamente 4°C) em relação à temperatura do ramo inspiratório junto à estação de anestesia com baixo FGF (Gorayb et al., 2004; Castro et al., 2011). A velocidade e quantidade de perda calórica são diretamente relacionadas ao coeficiente de transferência de calor do material e do comprimento do ramo inspiratório do circuito ventilatório e da temperatura da SO (Torres et al., 1997;

Hunter et al., 2005). No corrente estudo, foi encontrada correlação significativa e positiva entre as temperaturas da SO e do gás inalado somente no grupo controle. Assim, a utilização de tubos corrugados com IT poderia aumentar a temperatura dos gases inalados na estação de anestesia Fabius GS Premium com baixo FGF. No entanto, nossos dados mostraram médias de temperatura dos gases inalados semelhantes nos grupos controle e IT. A explicação para fatos aparentemente contraditórios está nas diferenças entre as médias de temperaturas dos gases inalados e dos gases do ramo inspiratório da estação de trabalho, que foram pequenas (aproximadamente 1°C) e semelhantes entre os grupos controle e TI e entre os grupos PCU e ITPCU. Essa pequena diminuição da temperatura dos gases do ramo inspiratório do Dräger Fabius GS Premium, ou seja, sua eficiência na manutenção da temperatura no ramo inspiratório foi provavelmente o principal fator responsável pela não obtenção de diferença significativamente maior dos valores de temperatura entre os gases inalados nos grupos com IT e sem IT.

Não apenas a UA, mas também a UR dos gases inspirados tem grande importância para a fisiologia respiratória durante a anestesia geral. Apesar de não haver consenso ou norma estabelecendo um valor ideal, é importante definir valores mínimos necessários para o condicionamento dos gases inspirados durante a ventilação mecânica controlada. Dessa forma, vários trabalhos avaliaram valores e limites de UR para adequada ventilação durante a anestesia geral (Forbes, 1973; Mercke e Toremalm, 1976; Tsuda et al., 1977; Miyao et al., 1992; Henrikson et al., 1997,

Em trabalho experimental em cães, Forbes (1973) analisou os efeitos da inspiração de gases sobre o fluxo mucoso na traqueia durante a ventilação mecânica. Os cães inalaram gases com temperatura mantida em 37°C e diferentes URs de 25%, 50%, 75% e 100%. Com UR de 25%, o fluxo mucoso cessou em 30 minutos em todos os sete cães envolvidos no grupo. Com UR de 50%, o fluxo mucoso cessou em cinco dos sete cães após 40 minutos. Já com UR de 75%, o fluxo mucoso apresentou velocidade de deslocamento próxima à da UR de 100%. A conclusão foi que a UR mínima

deve ser superior a 50%, preferencialmente de 75%, para manutenção do fluxo mucociliar.

Mercke e Toremalm (1976) investigaram em coelhos a relação entre a atividade mucociliar e diferentes condições de temperatura (34°C, 37°C e 40°C) e UR (20% a 90%) dos gases inspirados. A conclusão foi que quanto menor a UR, menor deve ser o tempo de exposição aos gases inspirados e que uma variação de UR de 40% a 60% representa um intervalo crítico para a manutenção da atividade ciliar.

Tsuda et al. (1977) avaliaram a atividade do surfactante em cães traqueostomizados com UR de 100% e diferentes temperaturas. Quando comparados ao grupo controle, o grupo ventilado a 40°C de temperatura apresentou grande alteração do surfactante após três horas de ventilação, o grupo ventilado a 35°C apresentou grande alteração do surfactante após seis horas de procedimento, o grupo ventilado a 30°C não apresentou alterações após seis horas e o grupo ventilado a 25°C não apresentou alterações após 24 horas de ventilação. Concluíram que a faixa ótima de umidade é a de 100% de UR sob temperatura de 25 a 30°C.

Miyao et al. (1992) e Henrikson et al. (1997) relataram que, mesmo na presença de adequada UA, valores baixos de UR podem desidratar as secreções e causar obstrução do tubo traqueal. Segundo Miyao et al. (1992), misturas gasosas com baixa UR e elevada temperatura apresentam grande energia térmica, determinando rápida absorção de água de uma área restrita da membrana mucosa da via aérea, aumentando o risco de desidratação dessa área e de produção de muco mais viscoso. Em contrapartida, gases com menor temperatura e maior UR absorvem água ao longo da membrana mucosa da via aérea de maneira gradual até que atinjam sua saturação com vapor de água à temperatura central. Assim, nesse último caso, a mesma quantidade de água é absorvida, porém de forma mais uniforme e por uma grande área da membrana mucosa.

Com base nos ensaios anteriormente citados, o valor mínimo de UR clinicamente relevante para evitar desidratação da mucosa e aumento da

viscosidade do muco, bem como manter a integridade do fluxo mucociliar e da função pulmonar parece estar acima de 50%, prioritariamente acima de 70%-75% durante curtos períodos de ventilação artificial.

Apenas no grupo controle, a média dos valores da UR do gás do ramo inspiratório na saída da estação de anestesia esteve abaixo de 70%. Neste grupo também houve a maior diferença (26%) da média dos valores de UR entre o gás do ramo inspiratório na saída da estação de anestesia e o gás inalado, que pode ser atribuída a dois fatores. Primeiro, a grande diferença de temperatura (7°C) entre a média dos valores dos gases na saída do ramo inspiratório e a da SO propiciou a possibilidade da condensação de água no ramo inspiratório. Segundo, como citado anteriormente, um gás com menor UR tem elevada energia térmica para absorver a água condensada no ramo inspiratório (Miyao et al., 1992). Consequentemente, o circuito respiratório da estação de anestesia Fabius funcionou como um PCU, fornecendo valores de umidade do gás inalado acima do valor limite mínimo para prevenção de alterações importantes do epitélio traqueobrônquico.

Alguns trabalhos experimentais (Kleemann, 1994; Martins et al., 1996, Bisinotto et al., 1999) mostraram evidências de que o valor mínimo de UA do gás inalado durante a anestesia não deve ser inferior a 20 mgH₂O.L⁻¹. Wilkes (2011a), em revisão realizada sobre PCUs, a propósito do condicionamento dos gases inspirados durante ventilação artificial, considerando as conclusões de Kleemann (1994) e o modelo de umidificação do epitélio traqueobrônquico de Williams (1996), reafirmou ser 20 mgH₂O.L⁻¹ o valor mínimo da UA para procedimentos anestésicos e 30 mgH₂O.L⁻¹ o valor mínimo para pacientes em ventilação artificial sob cuidados de terapia intensiva. Contudo, não há exigência mínima para o desempenho de umidificação de vias aéreas durante ventilação artificial no projeto de normatização internacional para PCUs (ISO 9360, 2000) e a norma para uso de umidificadores aquecidos (ISO 8115, 2007) recomenda UA de 33 mgH₂O.L⁻¹.

A *American Association of Respiratory Care* (AARC) recomenda que todos os pacientes submetidos à ventilação mecânica invasiva devam utilizar

algum método de umidificação dos gases. No caso de umidificação com umidificadores aquecidos, recomendam valores mínimos de UA e temperatura de $33 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ e 34°C , respectivamente. No caso de umidificação com PCU, recomendam valor mínimo de UA de $30 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$ (Restrepo e Walsh, 2012).

Nossos dados de média dos valores de UA dos gases inalados nos grupos PCU ($28,1 \pm 2,3 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$) e ITPCU ($29,4 \pm 2,0 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$) foram bem próximos aos exigidos pela AARC para desempenho seguro e eficaz dos PCUs.

Em consonância com nossos dados, muitos estudos obtiveram valores significativamente mais elevados de UA e de temperatura dos gases inalados quando compararam grupos com e sem PCU com baixo FGF no circuito respiratório de estações de anestesia (Henriksson et al., 1997; Johansson et al., 2003; Wada et al., 2003; Castro et al., 2011; Bicalho et al., 2014).

Uma característica do PCU, tanto para uso em adultos quanto em crianças, é que ele pode aumentar a resistência ao fluxo aéreo, sendo essa geralmente de pequena magnitude (Dellamonica et al., 2004). A resistência ao fluxo aéreo gerada pelo PCU será maior quanto maior for o fluxo aéreo (Wilkes, 2011a; 2011b). No presente ensaio, não houve aparentemente alterações da resistência, pois o PCU utilizado possui baixa resistência ($0,9 \text{ cm H}_2\text{O}$ a um fluxo de 30 L. min^{-1} , segundo informação do fabricante), foi mantido baixo FGF durante a anestesia e não houve disparo de alarme de pressão de vias aéreas em nenhum momento. Além disso, o aumento de resistência tem mais importância na terapia intensiva onde, associado ao maior tempo de uso desses dispositivos, pode haver acúmulo de secreções e formação de rolhas (Wilkes, 2011b).

A ventilação com volume corrente elevado (volume minuto de 10 L.min^{-1}) também está associada a aumento da resistência da via aérea, contudo tal prática de ventilação não é mais usada. Outro aspecto a ser considerado com o uso de PCU é o aumento do espaço morto, que na população pediátrica pode determinar aumento considerável do volume minuto

no ajuste do ventilador para evitar a retenção de CO₂. Em relação aos pacientes que estejam em ventilação espontânea, tanto o aumento do espaço morto quanto da resistência da via aérea podem levar ao aumento do esforço respiratório, o que não ocorre nos pacientes com ventilação controlada (Wilkes, 2011b). No presente trabalho, o grupo controle apresentou menor volume corrente que os demais, provavelmente por não possuir PCU. O PCU utilizado na pesquisa tem pequeno espaço morto (69 ml) e não interferiu nos valores do CO₂ expirado, que foram similares nos grupos com e sem PCU.

A temperatura do ar da SO manteve-se na faixa de 20°C a 22°C durante todo o experimento, sem variação significativa entre os grupos. Apesar de a hipotermia perioperatória do paciente estar mais associada às alterações que os fármacos utilizados na anestesia produzem nos mecanismos de termorregulação, baixas temperaturas na SO também concorrem para redução da temperatura central durante a anestesia geral (Sessler, 2008).

Morris (1971) demonstrou existir correlação positiva entre a temperatura da SO e a temperatura central durante cirurgias em adultos. Demonstrou ainda que todos os pacientes apresentavam-se hipotérmicos ao final da cirurgia quando a temperatura da SO esteve abaixo de 21°C, que 30% dos pacientes apresentaram-se hipotérmicos sob temperatura da SO de 21°C a 24°C, e que todos os pacientes permaneceram em normotermia (temperatura central maior que 36°C), quando a temperatura da SO oscilou de 24°C a 26°C.

Em pesquisa realizada por El-Gamal et al. (2000), os autores concluíram que a temperatura da SO deve ser mantida na faixa de 24°C a 26°C para que a temperatura central fique acima de 36°C na maioria dos pacientes adultos submetidos à anestesia geral com duração superior a duas horas.

Entretanto, na prática clínica, não é possível atender essa recomendação em relação à temperatura da SO, uma vez que a equipe de cirurgias atua debaixo de focos de iluminação e utiliza indumentária específica para cirurgias, dois fatores que contribuem para aumento da sensação térmica desses profissionais. Além de causarem desconforto, temperaturas mais elevadas da SO podem prejudicar o desempenho dos profissionais ou mesmo

aumentarem as chances de contaminação do campo cirúrgico por conta da ocorrência de sudorese.

A hipotermia perioperatória está associada a várias complicações, sendo importante não apenas tratá-la, mas preveni-la (Just, 1993; Sessler, 2000; Sessler, 2001; De Witte, 2002; Vanni, 2003). Didaticamente, classifica-se a hipotermia em leve (34 a 36°C), moderada (30 a 34°C) e grave (menor que 30°C) (Biazzotto, 2006).

Várias pacientes em todos os grupos tiveram hipotermia intraoperatória leve. A maioria dos fármacos utilizados em anestesia geral produz redução dose-dependente da temperatura central consequente à redistribuição de calor central para a periferia após a indução da anestesia geral (Matsukawa et al., 1995; Sessler, 2008). O uso de aquecimento com ar forçado de superfície nos membros inferiores nas pacientes da pesquisa pode ter minimizado a perda de calor, mas não evitou a ocorrência de hipotermia central. Não foi utilizada, em associação, manta térmica de membros superiores, pois o calor proveniente do dispositivo poderia influenciar as medidas de temperatura junto ao tubo traqueal das pacientes (Hunter et al., 2005).

Embora a temperatura do gás inalado tenha aumentado devido à placa de aquecimento do Fabius GS Premium e ao PCU, a sua influência na temperatura central parece ter sido muito pequena, pois menos de 10% da produção de calor do metabolismo é perdida através da respiração (Bickler e Sessler, 1990). Em consonância com nosso resultado, Johansson et al. (2003) constataram em estudo clínico em adultos que o uso de PCU não evitou a ocorrência de hipotermia intraoperatória mesmo com o uso de baixo FGF. Os autores encontraram, após 120 minutos de anestesia, temperatura central média de 35,8°C, tanto no grupo com PCU, como no grupo sem PCU. Estes valores de temperatura foram similares aos encontrados na presente pesquisa.

Os quatro grupos foram homogêneos em relação às características antropométricas, não havendo pacientes obesas no trabalho já que o IMC maior ou igual a 30 kg.m⁻² foi critério de exclusão. A obesidade poderia

influenciar os dados de temperatura esofagiana, uma vez que pacientes obesas têm alta retenção de calor central e menor incidência de hipotermia quando comparadas a pacientes não obesas em cirurgias abdominais utilizando aquecimento com ar forçado de superfície (Fernandes et al., 2012).

Como a população estudada foi composta somente por pacientes do sexo feminino, pode ter havido maior influência na temperatura central por maior redistribuição do calor corporal central causada pela indução anestésica, uma vez que o limiar para as respostas termorregulatórias é maior em mulheres do que em homens, em aproximadamente $0,3^{\circ}\text{C}$ - $0,5^{\circ}\text{C}$ (Lopez et al., 1994).

Uma limitação deste estudo é que não foi duplamente encoberto. A paciente desconhecia a que grupo seria incluída, mas o pesquisador tinha conhecimento do grupo de inclusão das pacientes. Não foi possível ocultar a presença do PCU ou o IT dos tubos corrugados, pois as medições de temperatura e de umidade do gás foram feitas intermitentemente e junto ao dispositivo e aos tubos.

Em suma, o uso da estação de anestesia Fabius GS Premium com baixo FGF associado ao PCU mostrou-se satisfatório em todo o experimento e atingiu valores de condicionamento dos gases próximos dos limites recomendados pela literatura, tornando-se método simples e eficiente para climatização dos gases em paciente com via aérea artificial durante anestesia geral, sendo recomendado seu uso.

6 CONCLUSÃO

A utilização de baixo FGF no sistema respiratório circular com absorvedor de CO₂ da estação de anestesia Dräger Fabius GS Premium proporciona umidificação suficiente para evitar desidratação da árvore traqueobrônquica durante anestesia geral. O IT do circuito respiratório estudado não aumenta a umidade e a temperatura dos gases inalados. A inserção de PCU no circuito respiratório aumenta tanto a umidade quanto a temperatura dos gases inspirados, trazendo-os para valores próximos dos fisiológicos.

7 REFERÊNCIAS

- Adriani J, Rovenstine EA. Experimental studies on carbon dioxide absorbers for anesthesia. *Anesthesiology*. 1941;2:1-19.
- Agarwal M, Griffiths R. Measurement of humidity. *Anaesth Intensive Care Med*. 2006;7:95-6.
- Bain JA, Spoerel WE. Carbon dioxide output and elimination in children under anaesthesia. *Can Anaesth Soc J*. 1977;24:533-9.
- Baker AB. Low flow and closed circuits [editorial]. *Anaesth Intensive Care*. 1994;22:341-2.
- Baum JA, Aitkenhead AR. Low-flow anaesthesia. *Anaesthesia*. 1995;50Suppl:37-44.
- Baum JA. Low flow anaesthesia, 2nd Edn. Butterworths, 2001.
- Baxter AD. Low and minimal flow inhalational anaesthesia. *Can J Anaesth*. 1997;44:643-52.
- Benahmou L, Beydon L. Carbon dioxide absorption: theory and practice. *Ann Fr Anesth Rean*. 1987; 6:375-7.
- Bengtson JP, Sonander H, Stenqvist O. Preservation of humidity and heat of respiratory gases during anaesthesia: a laboratory investigation. *Acta Anaesthesiol Scand*. 1987;31:127-31.
- Bengtson JP, Bengtson A, Stenqvist O. The circle system as a humidifier. *Br J Anaesth*, 1989; 63:453-7.
- Bermejo-Diaz RR, Toledo-Presedo A. Sistemas Anestésicos de Flujos Bajos. Circuito cerrado. *Rev. Esp. Anesthesiol. Reanim*. 1997;44:108-11.
- Beydon L, Benahmou D. Circle system: description, heat and moistening. *Ann Fr Anesth Rean*. 1987;6:388-94.
- Biazzotto CB, Brudniewski M, Schmidt AP, Auler Jr JOC. Hipotermia no período peri-operatório. *Rev Bras Anesthesiol*. 2006; 56:89-106.
- Bicalho GP, Braz LG, Jesus LSB, Pedigone CMC, Carvalho LR, Módolo NSP, et al. The humidity in a Dräger Primus anesthesia workstation using low or high fresh gas flow and with or without a heat and moisture exchanger in pediatric patients. *Anesth Analg*. 2014;119:926-31.
- Bickler PE, Sessler DI. Efficiency of airway heat and moisture exchangers in anesthetized humans. *Anesth Analg*. 1990;71:415-8.
- Bisinotto FMB, Braz JRC, Martins RHG, Gregório EA, Abud TMV. Tracheobronchial consequences of the use of heat and moisture exchangers in dogs. *Can J Anesth*. 1999;46:897-903.

- Bissonnette B, Sessler DI. Passive or active inspired gas humidification increases thermal steady-state temperatures in anesthetized infants. *Anesth Analg*. 1989;69:783-7.
- Bourgain JL. Workings of anaesthetic circuits with different fresh gas rates. *Ann Fr Anesth Rean*. 1987;6:378-80.
- Branson RD, Campbell RS, Davis K, Porembka DT. Anaesthesia circuits, humidity output, and mucociliary structure and function. *Anaesth Intensive Care*. 1998;26:178-83.
- Branson RD. Humidification for patients with artificial airways. *Respir Care*. 1999;44:630-41.
- Brattwall M, Warrén-Stomberg M, Hesselvik F, Jakobsson J. Brief review theory and practice in minimal flow anesthesia. *Can J Anesth*. 2012;59:785-97.
- Brockwell RC, Andrews JJ. Inhaled Anesthetic Delivery Systems. In: Miller RD, ed. *Miller's anesthesia*. 7th ed. Philadelphia, PA: Churchill Livingstone/Elsevier 2010:667-718.
- Castro J, Jr., Bolfi F, de Carvalho LR, Braz JR. The temperature and humidity in a low-flow anesthesia workstation with and without a heat and moisture exchanger. *Anesth Analg*. 2011;113:534-8.
- Chalon J, Loew DAY, Malebranche J. Effects of dry anesthetic gases on tracheobronchial ciliated epithelium. *Anesthesiology*. 1972;37:338-43.
- Chalon J, Kao ZL, Dolorico VN, et al. Humidity output of the circle absorber system. *Anesthesiology*. 1973;38:458-65.
- Chalon J, Patel C, Ramanathan S, Turndorf H. Humidification of the circle absorber system. *Anesthesiology*. 1978;48:142-6.
- Chalon J, Ali M, Ramanathan S, Turndorf H. The humidification of anaesthetic gases: its importance and control. *Can Anaesth Soc J*. 1979;26:361-6.
- Chalon J, Markham JP, Ali MM, Ramanathan S, Turndorf H. The Pall Ultipor breathing circuit filter: an efficient heat and moisture exchanger. *Anesth Analg*. 1984;63:566-70.
- Chandler M. Measurement of heat and moisture exchanger efficiency. *Anaesthesia*. 2013; 68:953-60.
- De Witte J, Sessler DI. Perioperative shivering: physiology and pharmacology. *Anesthesiology*. 2002;96:467-84.
- Dellamonica J, Boisseau N, Goubaux B, Raucoules-Aime M. Comparison of manufacturers' specifications for 44 types of heat and moisture exchanging filters. *Br J Anaesth*. 2004;93:532-9.
- Déry R. Humidity in anaesthesiology IV: Determination of the alveolar humidity and temperature in the dog. *Can Anaesth Soc J*. 1971;18:145-51.

- Déry R. The evolution of heat and moisture in the respiratory tract during anaesthesia with a non-rebreathing system. *Can Anaesth Soc J*. 1973;20:296-309.
- Dias NH, Martins RH, Braz JR, Carvalho LR. Larynx and cervical trachea in humidification and heating of inhaled gases. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2005;114:411-5.
- Dyer I. Measurement of humidity. *Anaesthesia and Intensive Care Medicine*. 2012;13:121-3.
- El-Gamal N, El-Kassabany N, Frank SM, Amar R, Khabar HA, El-Rahmany HK, et al. Age-related thermoregulatory differences in a warm operating room environment (approximately 26°C). *Anesth Analg*. 2000;90:694-8.
- Fernandes LA, Braz LG, Koga FA, Kakuda CM, Módolo NSP, Carvalho LR, et al. Comparison of peri-operative core temperature in obese and non-obese patients. *Anaesthesia*. 2012;67:1364-9.
- Flynn PJ, Morris LE. Inspired humidity in anaesthesia breathing circuits: comparison and examination of effect of Revell circulator. *Can Anaesth Soc J*. 1984;31:659-63.
- Foldes F, Ceravolo A, Carpenter S. The administration of nitrous oxide–oxygen anesthesia in closed systems. *Ann Surg*. 1952;136:978-81.
- Fonkalsrud EW, Calmes S, Barcliff LT, Barret CT. Reduction of operative heat loss and pulmonary secretions in neonates by use of heated and humidified anesthetic gases. *J Thorac cardiovasc Surg*. 1980;80:718-23.
- Forbes AR. Humidification and mucus flow in the intubated trachea. *Br J Anaesth*. 1973;45:874-8.
- Foregger R. The regeneration of soda lime following absorption of carbon dioxide. *Anesthesiology*. 1948;9:15-20.
- Gorayb SBS, Braz JRC, Martins RHG, Módolo NSP, Nakamura G. Umidificação e aquecimento do gás inalado durante ventilação artificial com baixo fluxo e fluxo mínimo de gases frescos. *Rev Bras Anesthesiol*. 2004;54:20-36.
- Hamilton WK. Nomenclature of Inhalation anesthetic systems. *Anesthesiology*. 1964;25:3-5.
- Hedley RM, Allt-Graham J. Heat and moisture exchangers and breathing filters. *Br J Anaesth*. 1994;73:227-36.
- Henriksson BA, Sundling J, Hellman A. The effect of a heat and moisture exchanger on humidity in a low-flow anaesthesia system. *Anaesthesia*. 1997;52:144-9.
- Hirsch JA, Tokayer JL, Robinson MJ, Sackner MA. Effects of dry air and subsequent humidification on tracheal mucous velocity in dogs. *J Appl Physiol*. 1975;39:242-6.
- Hunter T, Lerman J, Bissonnette B. The temperature and humidity of inspired gases in infants using a pediatric circle system: effects of high and low-flow anesthesia. *Paediatr Anaesth*. 2005;15:750-4.

Ingelstedt S. Studies on the conditioning of air in the respiratory tract. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1956;131:7-80.

International Standards Organization. Anaesthetic and respiratory equipment - Heat and moisture exchangers (HMEs) humidifying respired gases in humans—part 1: HMEs for use minimum tidal volumes of 250 ml. ISO 9360. Geneva, Switzerland: International Standards Organization 2000.

International Standards Organization. Respiratory tract humidifiers for medical use—Particular requirements for respiratory humidification systems. ISO 8115. Geneva, Switzerland: International Standards Organization 2007.

Irlbeck D. Normal mechanisms of heat and moisture exchange in the respiratory tract. *Respir Care Clin N Am.* 1998;4:189-98.

Jaber S, Pigeot J, Fodil R, Maggiore S, Harf A, Isabey D, et al. Long-term effects of different humidification systems on endotracheal tube patency: evaluation by the acoustic reflection method. *Anesthesiology.* 2004;100:782-8.

Johansson A, Lundberg D, Luttrupp HH. The effect of heat and moisture exchanger on humidity and body temperature in a low flow anaesthesia system. *Acta Anaesth Scand.* 2003;47:564-8.

Just B, Trévien V, Delva E, Lienhart A. Prevention of intraoperative hypothermia by preoperative skin-surface warming. *Anesthesiology.* 1993;79:214-8.

Keck T, Leiacker R, Heinrich A, Kuhnemann S, Rettinger G. Humidity and temperature profile in the nasal cavity. *Rhinology.* 2000;38:167-71.

Kleemann PP. The climatisation of anesthetic gases under conditions of high flow to low flow. *Acta Anaesthesiol Belg.* 1990;41:189-200.

Kleemann PP. Humidity of anaesthetic gases with respect to low flow anaesthesia. *Anaesth Intens Care.* 1994;22:396-408.

Konrad F, Schreiber T, Grunert A, Clausen M, Ahnefeld FW. Measurement of mucociliary transport velocity in ventilated patients. Short-term effect of general anesthesia on mucociliary transport. *Chest.* 1992;102:1377-83.

Lemmens HJM, Brock-Utne JG. Heat and moisture exchange devices: are they doing what they are supposed to do? *Anesth Analg.* 2004;98:382-5.

Lopez M, Sessler DI, Walter K, Emerick T, Ozaki M. Rate and gender dependence of the sweating vasoconstriction, and shivering thresholds in humans. *Anesthesiology.* 1994;80:780-8.

Luchetti M, Pigna A, Gentili A, Marraro G. Evaluation of the efficiency of heat and moisture exchangers during paediatric anaesthesia. *Paediatr Anaesth.* 1999;9:39-45.

Luginbuehl I. Temperature Regulation: Physiology and Pharmacology. In: Bissonnette B, ed. *Pediatric anesthesia : basic principles, state of the art, future*. Shelton, Conn.: People's Medical Pub. House-USA 2011:221-58.

- Marfatia S, Donahoe PK, Hendren WH. Effect of dry and humidified gases on the respiratory epithelium in rabbits. *J Pediatr Surg*. 1975;10:583-92.
- Marques FPM. Análise do perfil dos consumos de gases frescos e anestésicos, durante a anestesia geral, em circuito fechado. 2008. 74f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2008.
- Marsh B, White M, Morton N, Kenny GN. Pharmacokinetic model driven infusion of propofol in children. *Br J Anaesth*. 1991;67:41-48.
- Martins RH, Braz JR, Defaveri J, Curi PR. Estudo da umidificação e do aquecimento dos gases inspirados durante a ventilação mecânica no cão. *Rev Bras Otorrinolaringol*. 1996;62:206-7.
- Matsukawa T, Sessler DI, Sessler AM, Schroeder M, Ozaki M, Kurz A, et al. Heat flow and distribution during induction of general anesthesia. *Anesthesiology*. 1995; 82:662-73.
- McFadden ER, Jr. Respiratory heat and water exchange: physiological and clinical implications. *J Appl Physiol*. 1983;54:331-6.
- McFadden ER, Jr., Pichurko BM, Bowman HF, Ingenito E, Burns S, Dowling N, et al. Thermal mapping of the airways in humans. *J Appl Physiol*. 1985;58:564-70.
- Meakin GH. Low-flow anaesthesia in infants and children. *Br J Anaesth*. 1999;83:50-7.
- Mercke U, Toremalm NG. Air humidity and mucociliary activity. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1976;85:32-7.
- Minto CF, Schnider TW, Shafer SL. Pharmacokinetics and pharmacodynamics of remifentanyl. II. Model application. *Anesthesiology*. 1997;86:24-33.
- Miyao H, Hirokawa T, Miyasaka K, Kawazoe T. Relative humidity, not absolute humidity, is of great importance when using a humidifier with a heating wire. *Crit Care Med*. 1992;20:674-9.
- Morris RH. Operating room temperature and the anesthetized paralyzed patient. *Arch Surg*. 1971;102:95-7.
- Nakagawa NK, Macchione M, Petrolino HM, Guimarães ET, King M, Saldiva PH, et al. Effects of a heat and moisture exchanger and a heated humidifier on respiratory mucus in patients undergoing mechanical ventilation. *Crit Care Med*. 2000;28:312–7.
- National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). Respiratory Protective Devices. Code of Federal Regulations, Title 42, Part 84, Morgantown, West Virginia, USA; National Institute for Occupational Safety and Health, 1995.
- Nunn G. Low-flow anaesthesia. *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain*. 2008;8:1-4.
- Poopalalingam R, Goh MH, Chan YW. The effect of heat and moisture exchanger and gas flow on humidity and temperature in a circle anaesthetic system. *Singapore Med J*. 2002;43:563-5.

- Restrepo RD, Walsh BK. Humidification during invasive and noninvasive mechanical ventilation: 2012. *Respir Care*. 2012;57:782-8.
- Roustan JP, Kienlen J, Aubas P, Aubas S, Cailar J: Comparison of hydrophobic heat and moisture exchangers with heated humidifier during prolonged mechanical ventilation. *Intensive Care Med*. 1992;18:97-100.
- Saldiva PHN. Aparelho mucociliar: aspectos funcionais e métodos de estudo. *J Pneumol*. 1990;16:161-70.
- Saraiva RA. Preventing toxic substances production during carbon dioxide absorption by soda lime with halogenate anesthetics. *Rev Bras Anesthesiol*. 2004;54:431-7.
- Schober P, Loer SA. Closed system anaesthesia – historical aspects and recent developments. *European Journal of Anaesthesiology*. 2006;23:914-20.
- Struys MM, Bouche MP, Rolly G, Vandevivere YD, Dyzers D, Goeteyn W, et al. Production of compound A and carbon monoxide in circle systems: an in vitro comparison of two carbon dioxide absorbents. *Anaesthesia*. 2004;59:584-9.
- Sessler DI. Perioperative heat balance. *Anesthesiology*. 2000;92:578-96.
- Sessler DI. Complications and treatment of mild hypothermia. *Anesthesiology*. 2001;95:531-43.
- Sessler DI. Temperature monitoring and perioperative thermoregulation. *Anesthesiology*. 2008;109:318-38.
- Severinghaus JW. Water vapor calibration errors in some capnometers: respiratory conventions misunderstood by manufacturers? *Anesthesiology*. 1989;70:996-8.
- Shelly MP, Lloyd GM, Park GR. A review of the mechanisms and methods of humidification of inspired gases. *Intensive Care Med*. 1988;14:1-9.
- Shelly MP. Inspired gas conditioning. *Respir Care*. 1992;37:1070-80.
- Shelly MP. The humidification and filtration functions of the airways. *Respir Care Clin N Am*. 2006;12:139-48.
- Sottiaux TM. Consequences of under- and over-humidification. *Respir Care Clin N Am*. 2006;12:233-52.
- Struys MM, Bouche MP, Rolly G, Vandevivere YD, Dyzers D, Goeteyn W, et al. Production of compound A and carbon monoxide in circle systems: an in vitro comparison of two carbon dioxide absorbents. *Anaesthesia*. 2004;59:584-9.
- Subayi L, Chergui K, Beydon L. Heat and moisture-exchanging filters for gas mixture conditioning in anaesthesia and intensive care in adults. *Ann Fr Anesth Rean*. 1998;17:699-708.
- Torres MLA, Carvalho JCA, Bello CN, Cremonesi E, Mathias RS. Capacidade de aquecimento e umidificação dos gases inalados em três tipos de montagens utilizadas em aparelhos de anestesia no Brasil. *Rev Bras Anesthesiol*. 1997;47:89-100.

- Trindade SH, de Mello JF Jr., Mion Ode G, Lorenzi-Filho G, Macchione M, Guimaraes ET, et al. Methods for studying mucociliary transport. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2007;73:704-12.
- Tsuda T, Noguchi H, Takumi Y, Aochi O. Optimum humidification of air administered to a tracheostomy in dogs: scanning electron microscopy and surfactant studies. *Br J Anaesth.* 1977;49:965-77.
- Vanni SMDA, Braz JRC, Módolo NSP, Amorim RB, Rodrigues Júnior GR. Preoperative combined with intraoperative skin-surface warming avoids hypothermia caused by general anesthesia and surgery. *J Clin Anesth.* 2003;15:119-25.
- Van Oostdam JC, Walker DC, Knudson K, Dirks P, Dahlby RW, Hogg JC. Effect of breathing dry air on structure and function of airways. *J Appl Physiol.* 1986;61:312-7.
- Villafane MC, Cinnella G, Lofaso F, Isabey D, Harf A, Lemaire F, et al. Gradual reduction of endotracheal tube diameter during mechanical ventilation via different humidification devices. *Anesthesiology.* 1996;85:1341-9.
- Virtue R. Minimal flow nitrous oxide anesthesia. *Anesthesiology.* 1974;40:196-8.
- Wada H, Higuchi H, Arimura S. Temperature and humidity of the Dräger Cato anesthetic machine circuit. *J Anesth.* 2003;17:166-70.
- Weeks DB, Broman KE. A method of quantitating humidity in the anesthesia circuit by temperature control: semiclosed circle. *Anesth Analg.* 1970;49:292-6.
- Wilkes AR. Humidification: its importance and delivery. *Cont Educ Anaesth Crit Care Pain.* 2001;1:40-3.
- Wilkes AR. Measuring the filtration performance of breathing system filters using sodium chloride particles. *Anaesthesia.* 2002;57:162-8.
- Wilkes AR. The moisture-conserving performance of breathing system filters in use with simulated circle anaesthesia breathing systems. *Anaesthesia.* 2004;59:271-7.
- Wilkes AR. Heat and moisture exchangers and breathing system filters: their use in anaesthesia and intensive care. Part 1 - history, principles and efficiency. *Anaesthesia.* 2011a;66:31-9.
- Wilkes AR. Heat and moisture exchangers and breathing system filters: their use in anaesthesia and intensive care. Part 2 - practical use, including problems, and their use with paediatric patients. *Anaesthesia.* 2011b;66:40-51.
- Williams R, Rankin N, Smith T, Galler D, Seakins P. Relationship between the humidity and temperature of inspired gas and the function of the airway mucosa. *Crit Care Med.* 1996;24:1920-9.
- Williams RB. The effects of excessive humidity. *Respir Care Clin N Am.* 1998;4:215-28.
- Yamashita K, Yokoyama T, Abe H, Nishiyama T, Manabe M. Efficacy of a heat and moisture exchanger in inhalation anesthesia at two different flow rates. *J Anesth.* 2007;21:55-8.

APÊNDICE

PLANILHA COM OS DADOS DO GRUPO CONTROLE

												Média	DP
Idade (anos)	49	65	37	35	29	61	41	46	43	35	43	44,00	10,98
Peso (kg)	70,0	58,0	66,0	80,0	90,0	63,0	74,0	67,0	59,0	70,0	60,0	68,82	9,69
Altura (cm)	156	155	162	164	175	160	165	156	156	157	159	160,45	5,92
Cirurgia	HTA	LAPAROTOMIA	HTA	ALP INGESTOM	DOFORECTOMIA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA		
ASA	2	1	1	1	1	2	1	2	2	1	1	1,36	0,50
FC BASAL	83	83	84	79	92	100	99	69	86	73	87	85,00	9,59
FC - 10 min	98	75	71	76	59	80	81	74	71	51	56	72,00	13,11
FC - 30 min	83	67	68	78	66	79	87	57	71	41	71	69,82	12,82
FC - 60 min	71	71	64	87	60	74	78	53	72	45	64	67,18	11,72
FC - 90 min	79	62	68	77	52	71	79	58	71	45	65	66,09	11,09
FC - 120 min	76	63	69	79	52	73	70	58	74	45	55	64,91	11,07
PAS BASAL	117	117	114	101	115	144	138	112	119	115	143	121,80	14,60
PAS - 10 min	104	83	93	94	99	90	106	94	115	130	105	101,18	13,03
PAS - 30 min	114	122	103	101	86	95	135	123	88	123	129	110,82	17,00
PAS - 60 min	123	136	104	105	78	109	106	119	99	107	98	107,64	14,97
PAS - 90 min	117	106	109	96	103	97	128	157	105	105	110	112,09	17,36
PAS - 120 min	121	108	100	88	91	112	118	117	109	115	114	108,45	10,97
PAD BASAL	74	83	72	66	82	81	77	71	64	68	71	73,55	6,50
PAD - 10 min	63	48	49	60	50	62	64	58	59	77	51	58,27	8,58
PAD - 30 min	69	64	60	62	51	63	79	75	45	69	56	63,00	10,00
PAD - 60 min	75	73	63	65	35	64	65	72	54	65	50	61,91	11,66
PAD - 90 min	77	51	65	64	54	66	78	84	56	59	59	64,82	10,70
PAD - 120 min	79	51	63	57	59	74	64	75	62	71	59	64,91	8,71
PAM BASAL	83	58	86	78	96	102	97	85	82	84	95	86,00	11,98
PAM - 10 min	77	64	64	71	70	72	78	70	78	95	69	73,45	8,65
PAM - 30 min	84	90	74	75	67	73	98	91	60	87	80	79,91	11,35
PAM - 60 min	91	97	77	78	54	79	79	88	69	79	66	77,91	11,98
PAM - 90 min	90	76	80	75	74	76	95	108	72	75	76	81,55	11,32
PAM - 120 min	93	83	76	67	70	87	82	89	78	86	77	80,73	8,00
CSI BASAL	88	93	86	85	89	96	92	87	89	92	89	89,64	3,29
CSI - 10 min	43	68	49	50	47	45	43	44	50	47	44	48,18	7,08
CSI - 30 min	41	49	42	48	45	45	45	44	46	44	41	44,55	2,58
CSI - 60 min	50	42	44	44	46	48	44	44	44	49	48	45,73	2,61
CSI - 90 min	42	46	40	40	41	47	45	43	44	51	48	44,27	3,52
CSI - 120 min	41	61	39	54	41	44	55	48	44	49	47	47,55	6,82
SpO2 - BASAL	99	98	99	99	99	97	98	98	99	99	99	98,55	0,69
SpO2 - 10 min	99	98	100	100	99	100	100	99	100	100	99	99,45	0,69
SpO2 - 30 min	99	98	100	100	99	100	100	100	100	100	99	99,55	0,69
SpO2 - 60 min	99	98	99	100	99	100	99	100	100	100	99	99,36	0,67
SpO2 - 90 min	99	98	100	100	99	100	98	100	99	100	100	99,36	0,81
SpO2 - 120 min	99	98	100	100	99	100	100	100	99	100	100	99,55	0,69
FR - 10 min	10	10	10	10	8	10	12	9	8	8	8	9,36	1,29
FR - 30 min	8	10	10	10	8	9	12	10	8	8	8	9,18	1,33
FR - 60 min	8	10	10	10	8	9	12	10	8	8	8	9,18	1,33
FR - 90 min	8	10	10	9	8	9	12	10	8	8	8	9,09	1,30
FR - 120 min	8	10	10	9	8	9	12	10	8	8	8	9,09	1,30
VC exp. - 10 min	560	500	450	467	526	452	434	431	459	389	452	465,45	47,40
VC exp. - 30 min	500	480	470	528	498	442	459	425	453	392	565	473,82	48,29
VC exp. - 60 min	500	430	433	444	467	439	461	453	460	391	494	452,00	30,39
VC exp. - 90 min	500	450	400	486	478	484	452	410	450	381	451	449,27	38,20
VC exp. - 120 min	500	460	410	453	473	479	437	405	449	344	461	442,82	43,09
ETCO2 - 10 min	26	28	30	30	31	30	34	30	31	30	33	30,27	2,15
ETCO2 - 30 min	30	29	30	30	33	32	31	31	31	30	33	30,91	1,30
ETCO2 - 60 min	32	30	30	30	33	33	31	33	30	30	30	31,09	1,38
ETCO2 - 90 min	30	29	30	30	33	32	31	32	33	31	30	31,00	1,34
ETCO2 - 120 min	31	30	32	31	34	34	31	32	31	30	30	31,45	1,44

UR gas (min) - 10 min	91,5	97,3	94,4	98,2	91,4	97,9	97,7	98,5	85,6	91,2	87,7	93,76	4,56
UR gas (min) - 30 min	90,0	96,6	91,9	84,8	91,7	89,9	88,1	90,3	90,0	94,3	93,7	91,03	3,18
UR gas (min) - 60 min	97,8	97,7	88,9	96,5	94,3	98,0	97,6	97,7	95,7	97,0	94,0	95,93	2,72
UR gas (min) - 90 min	98,2	97,9	93,1	86,5	89,7	92,0	97,7	94,5	88,9	97,0	95,1	93,69	4,02
UR gas (min) - 120 min	98,0	90,3	91,7	87,8	93,9	89,7	98,4	91,6	92,0	92,7	95,7	92,89	3,35
temp gas (min) - 10 min	28,7	29,1	27,5	27,8	27,2	27,4	27,8	27,7	26,9	24,6	26,2	27,35	1,21
temp gas (min) - 30 min	29,2	28,6	28,4	28,1	28,2	27,5	27,9	27,5	26,1	26,7	25,4	27,60	1,13
temp gas (min) - 60 min	28,2	28,9	27,7	27,5	27,5	27,3	27,1	26,8	26,7	26,4	27,0	27,37	0,71
temp gas (min) - 90 min	28,6	28,4	26,8	28,5	28,1	27,1	27,5	27,2	27,7	26,2	26,0	27,46	0,90
temp gas (min) - 120 min	28,6	29,3	27,4	27,8	27,4	27,1	27,8	28,1	28,4	26,0	26,9	27,71	0,90
UA gas (min) - 10 min	25,8	28,1	24,9	26,4	23,8	25,9	26,3	26,4	21,9	20,5	21,6	24,69	2,42
UA gas (min) - 30 min	26,2	27,2	25,5	23,2	25,2	23,8	23,8	27,5	22,1	23,9	22,0	24,38	1,89
UA gas (min) - 60 min	27,0	27,9	23,7	25,6	25,0	25,6	25,3	24,9	24,2	24,2	24,3	25,25	1,27
UA gas (min) - 90 min	27,5	27,2	23,7	24,2	24,5	23,8	27,5	26,8	23,9	23,9	23,2	25,11	1,74
UA gas (min) - 120 min	27,6	26,3	24,1	23,7	24,7	23,2	26,5	27,9	25,6	22,6	24,5	25,15	1,76
temp esof - 10 min	35,9	35,9	36,7	36,0	35,9	36,2	36,0	35,6	36,0	36,3	36,0	36,05	0,28
temp esof - 30 min	36,0	35,8	36,5	35,8	35,5	36,3	36,0	35,3	35,9	36,0	35,9	35,91	0,33
temp esof - 60 min	35,8	35,6	36,3	35,7	35,6	36,0	35,9	35,4	35,8	36,0	35,7	35,80	0,24
temp esof - 90 min	35,8	35,3	36,4	35,6	35,6	35,8	35,8	35,5	35,8	36,0	35,6	35,75	0,29
temp esof - 120 min	35,9	35,2	36,2	35,6	35,6	35,7	35,9	35,6	35,6	36,0	35,7	35,73	0,26
UR ramo (max) - 10 min	68,5	68,2	79,2	50,6	48,6	67,3	58,6	70,5	39,3	65,4	57,4	61,24	11,57
UR ramo (max) - 20 min	69,5	69,6	79,6	47,4	50,1	66,0	63,2		56,2	53,9	59,0	61,45	10,01
UR ramo (max) - 40 min	72,6	69,3	82,0	51,9	53,6	69,1	78,1	72,4	63,5	61,1	60,5	66,74	9,56
UR ramo (max) - 60 min	73,8	82,5	87,4	63,7	55,1	68,0	82,3	73,7	61,1	63,1	73,5	71,29	10,12
UR ramo (max) - 80 min	78,1	84,6	76,1	67,4	63,0	72,4	83,6	74,8	63,5	68,9	76,6	73,55	7,31
temp ramo (max) - 10 min	28,5	31,7	28,9	28,2	28,7	29,1	29,1	28,7	27,8	26,0	27,0	28,52	1,42
temp ramo (max) - 30 min	29,1	29,1	27,9	27,8	29,4	27,9	28,5	28,1	27,5	29,2	27,1	28,33	0,78
temp ramo (max) - 40 min	29,4	28,9	26,1	28,2	29,0	28,3	28,7	27,7	28,2	27,9	28,3	28,25	0,87
temp ramo (max) - 60 min	29,0	28,7	27,0	27,7	28,7	27,6	28,8	27,9	28,6	27,4	28,1	28,14	0,66
temp ramo (max) - 120 min	28,5	28,0	27,8	27,9	27,9	27,9	28,7	28,2	29,1	27,3	28,3	28,15	0,49
UA ramo (max) - 10 min	19,2	22,7	22,6	13,9	13,7	19,5	16,9	19,9	10,6	15,9	14,8	17,25	3,88
UA ramo (max) - 30 min	20,1	20,2	21,5	12,7	14,7	17,8	17,6	18,4	14,9	15,6	15,3	17,16	2,75
UA ramo (max) - 40 min	21,3	19,8	20,1	14,2	15,4	19,1	22,1	19,4	17,5	16,5	16,7	18,37	2,50
UA ramo (max) - 60 min	21,3	23,3	22,4	17,0	15,6	18,1	23,4	20,0	17,2	16,6	20,1	19,55	2,81
UA ramo (max) - 120 min	21,9	23,0	20,5	18,3	17,0	19,6	23,6	20,6	18,3	18,0	21,2	20,18	2,15
UR sala - 10 min	46,6	43,3	48,0	51,1	46,4	59	59,1	57,9	46,7	60	56,5	52,24	6,32
UR sala - 30 min	42,4	35,2	43,4	52,3	46,1	47,6	54,5	53,3	44,4	58,3	56	48,50	6,99
UR sala - 40 min	41,7	33,4	45,2	54,5	47,4	53,3	56,4	42,6	48,2	57,5	59	49,02	7,94
UR sala - 60 min	43,8	34,8	50,5	55,9	45,4	49,6	56,5	56,8	51,2	59,3	61,3	51,37	7,81
UR sala - 120 min	42,0	34,8	46,0	54,8	42,9	48,2	60,0	62,8	49,9	65,8	61	51,65	9,96
temp sala - 10 min	21,6	22,9	22,5	19,7	20,7	21,8	20,2	21,2	21	20,5	20,3	21,13	0,99
temp sal - 30 min	22,4	23,2	21,8	20,3	21,3	21,2	20,3	20,6	20,8	20,4	20,8	21,19	0,94
temp sala - 40 min	21,8	23,1	22,0	20,5	20,8	21,4	20,6	20,2	21,4	20,2	21,2	21,20	0,88
temp sala - 60 min	22,2	22,7	21,8	20,7	20,7	20,8	20,3	20,7	22,5	20,7	21,2	21,30	0,85
temp sala - 120 min	21,9	22,5	22,9	21,1	20,3	20,9	20,8	21,6	22,8	20,9	21,3	21,55	0,87
UA sala (mg H2O/L) - 10 min	8,8	8,9	9,6	8,7	8,4	11,3	10,4	10,7	8,6	10,6	9,9	9,63	1,01
UA sala (mg H2O/L) - 30 min	8,4	7,3	8,3	9,2	8,6	8,8	9,6	9,6	8,0	10,3	10,3	8,95	0,95
UA sala (mg H2O/L) - 40 min	8	7	8,7	9,7	8,6	10,0	10,1	7,4	9,1	10,1	10,9	9,05	1,24
UA sala - 60 min	8,6	7	9,7	10,1	8,1	9,0	10,0	10,2	10,2	10,7	11,4	9,55	1,26
UA sala - 120 min	8,1	7	9,4	10,1	7,5	8,8	10,9	11,9	10,1	12,0	11,3	9,74	1,73

PLANILHA COM OS DADOS DO GRUPO IT

											Média	DP
Idade (anos)	35	41	49	52	45	46	60	48	50	46	47,20	6,61
Peso (kg)	83,0	64,0	82,0	76,0	71,0	78,0	72,0	70,0	65,0	71,0	73,20	6,48
Altura (cm)	160	170	167	160	158	162	157	153	155	160	160,20	5,16
Cirurgia	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA		
ASA	2	1	1	2	2	1	2	2	1	1	1,50	0,53
FC BASAL	72	93	93	77	102	75	73	86	82	80	83,30	10,00
FC - 10 min	63	55	85	70	105	69	89	99	77	56	76,80	17,35
FC - 30 min	53	60	80	65	111	60	81	98	76	59	74,30	18,77
FC - 60 min	56	62	69	66	111	69	76	94	74	53	73,00	17,59
FC - 90 min	50	56	74	66	115	69	71	87	81	49	71,80	19,65
FC - 120 min	48	58	70	66	115	68	72	89	77	46	70,90	20,15
PAS BASAL	142	128	124	121	141	156	109	137	146	129	133,30	13,74
PAS - 10 min	139	93	140	108	109	105	81	86	114	92	106,70	20,30
PAS - 30 min	104	107	107	121	90	108	84	91	120	99	103,10	12,30
PAS - 60 min	123	99	99	88	102	106	83	95	119	96	101,00	12,45
PAS - 90 min	117	99	106	110	98	106	81	103	113	108	104,10	10,00
PAS - 120 min	130	101	111	106	92	98	80	108	102	121	104,90	14,12
PAD BASAL	84	85	72	68	75	110	77	67	93	80	81,10	12,95
PAD - 10 min	81	58	88	54	73	64	42	51	67	58	63,60	14,06
PAD - 30 min	59	75	59	72	60	71	47	57	73	72	64,50	9,31
PAD - 60 min	71	66	58	47	60	66	48	57	68	60	60,10	8,05
PAD - 90 min	70	63	61	60	59	58	52	70	63	73	62,90	6,44
PAD - 120 min	80	64	59	60	63	60	47	61	60	79	63,30	9,71
PAM BASAL	103	99	95	89	107	87	61	93	111	100	94,50	13,99
PAM - 10 min	95	69	113	75	87	78	55	69	82	66	78,90	16,49
PAM - 30 min	79	85	78	93	75	84	60	68	89	80	79,10	9,76
PAM - 60 min	88	77	75	61	81	79	60	77	85	75	75,80	9,09
PAM - 90 min	86	75	80	78	77	74	62	86	80	80	77,80	6,84
PAM - 120 min	97	78	82	74	77	73	58	83	74	88	78,40	10,32
CSI BASAL	92	95	92	86	98	95	92	88	89	92	91,90	3,57
CSI - 10 min	40	40	46	45	41	40	57	45	41	40	43,50	5,32
CSI - 30 min	39	38	41	48	41	37	46	49	48	41	42,80	4,52
CSI - 60 min	40	44	40	41	40	39	43	42	42	41	41,20	1,55
CSI - 90 min	37	39	41	42	55	40	41	57	40	42	43,40	6,82
CSI - 120 min	38	40	41	55	60	55	54	45	41	43	47,20	7,94
SpO2 - BASAL	98	98	97	100	97	99	96	99	100	97	98,10	1,37
SpO2 - 10 min	99	99	97	100	97	100	99	99	98	99	98,70	1,06
SpO2 - 30 min	96	99	97	100	97	100	97	100	99	99	98,40	1,51
SpO2 - 60 min	97	99	98	100	98	100	98	100	99	99	98,80	1,03
SpO2 - 90 min	97	99	100	100	97	100	98	100	99	99	98,90	1,20
SpO2 - 120 min	99	99	99	100	99	100	99	100	99	99	99,30	0,48
FR - 10 min	10	8	12	10	8	10	9	10	10	10	9,70	1,16
FR - 30 min	10	8	12	11	8	9	8	10	9	10	9,50	1,35
FR - 60 min	10	8	12	10	7	8	8	10	8	10	9,10	1,52
FR - 90 min	10	8	12	10	7	8	8	8	8	10	8,90	1,52
FR - 120 min	10	8	12	10	7	8	8	10	8	10	9,10	1,52
VC exp. - 10 min	520	500	620	580	546	527	509	535	481	472	529,00	44,83
VC exp. - 30 min	508	480	600	580	547	519	522	486	440	516	519,80	47,20
VC exp. - 60 min	480	470	600	560	529	517	521	484	467	509	513,70	42,19
VC exp. - 90 min	475	460	600	560	509	512	509	521	435	521	510,20	47,37
VC exp. - 120 min	515	460	550	570	529	505	513	489	467	497	509,50	34,28
ETCO2 - 10 min	35	30	30	33	30	32	32	31	31	33	31,70	1,64
ETCO2 - 30 min	30	32	30	34	30	32	31	30	30	31	31,00	1,33
ETCO2 - 60 min	29	30	30	31	31	33	30	30	33	30	30,70	1,34
ETCO2 - 90 min	31	32	30	32	31	34	30	33	32	32	31,70	1,25
ETCO2 - 120 min	30	32	30	35	30	34	30	35	30	32	31,80	2,15

UR gas (min) - 10 min	99,2	82,5	98,2	98,3	96,4	98,4	90,1	97,9	97,4	89,1	94,75	5,59
UR gas (min) - 30 min	92	94	99,2	92,1	97,1	89,7	98,2	94,8	97,3	97,8	95,22	3,19
UR gas (min) - 60 min	91,6	97,7	98,6	98,5	97,0	90,5	91,5	97,3	97,9	98,4	95,90	3,30
UR gas (min) - 90 min	93,9	88,4	92	94,7	99,0	91,6	92,3	97,5	98,0	98,0	94,54	3,51
UR gas (min) - 120 min	99,5	97,2	99,1	98,3	93,3	98,2	90,1	95,7	95,7	98,1	96,52	2,93
temp gas (min) - 10 min	24,3	26,6	26,6	26,8	28,1	27,0	28,2	27,6	27,5	27,9	27,06	1,14
temp gas (min) - 30 min	24,6	27,8	26,7	26,6	27,2	27,7	26,7	27,7	28,0	27,7	27,07	1,01
temp gas (min) - 60 min	23,9	28,5	26,4	26,1	26,2	27,6	27,5	27,4	28,3	28,5	27,04	1,43
temp gas (min) - 90 min	24,1	27,7	26,6	26,9	26,7	27,1	27,8	28,4	27,9	27,4	27,06	1,19
temp gas (min) - 120 min	27,2	28,1	26,3	25,6	27,8	28,0	27,8	29,0	28,0	27,5	27,53	0,97
UA gas (min) - 10 min	22,0	20,7	24,7	25,0	26,4	25,4	24,8	26,0	25,7	24,1	24,48	1,81
UA gas (min) - 30 min	20,8	25,3	25,1	23,2	25,2	24,0	24,9	25,4	26,5	26,2	24,66	1,66
UA gas (min) - 60 min	19,8	27,3	24,6	24,2	23,9	24,0	24,3	25,6	27,1	27,5	24,83	2,27
UA gas (min) - 90 min	20,6	23,6	23,2	24,3	25,1	25,7	24,8	27,1	26,5	25,9	24,68	1,89
UA gas (min) - 120 min	25,9	26,6	24,6	23,4	25,1	26,7	24,2	27,5	26,1	25,9	25,60	1,26
temp esof - 10 min	35,7	36,6	36,4	36,7	36,4	36,6	35,9	36,9	36,7	36,2	36,41	0,38
temp esof - 30 min	35,3	36,4	36,2	36,5	36,3	36,4	35,4	36,5	36,5	35,8	36,13	0,46
temp esof - 60 min	35,2	36,1	36	36,5	36	36,2	35,2	36,3	36,5	35,6	35,96	0,48
temp esof - 90 min	34,9	35,9	35,8	36,5	35,9	36	35,3	36,3	36,5	35,4	35,85	0,53
temp esof - 120 min	34,9	35,9	35,8	36,5	35,7	35,9	35,4	36,4	36,7	35,4	35,86	0,56
UR ramo (max) - 10 min	58,9	51,1	63	57,7	61,4	68,2	59,1	77,1	70,7	69,9	63,71	7,69
UR ramo (max) - 20 min	49,4	58,8	59,6	67,1	63,1	62,8	65,2	68,7	65,4	70	63,01	5,99
UR ramo(max) - 40 min	64,1	61,6	82,4	82,5	68,1	66,6	69,8	78,7	67,1	72,3	71,32	7,47
UR ramo (max) - 60 min	81,8	65,5	91,2	94,0	79,0	76	81	80,5	79,1	77,6	80,57	7,86
UR ramo (max) - 80 min	68,3	65,9	94,5	93,9	77,7	79,7	83,7	83	74,3	85,7	80,67	9,59
temp ramo (max) - 10 min	30,1	30,5	29,8	29,9	29,4	27,9	28,6	26,8	28,1	26,8	28,79	1,35
temp ramo (max) - 30 min	28,9	30,7	30,2	27,8	29,2	27,3	28,5	28,2	28,9	27,5	28,72	1,11
temp ramo (max) - 40 min	27,7	30,8	28,6	27,9	28,7	27	27,4	27,5	29,1	27	28,17	1,17
temp ramo (max) - 60 min	26,1	29,9	26,7	26,5	28,6	26,9	28,2	28,2	28,3	26,9	27,63	1,19
temp ramo (max) - 120 min	28,3	31,3	27,5	26,9	28,2	28,9	27,7	28,8	29,2	26,3	28,31	1,39
UA ramo (max) - 10 min	18	15,9	18,9	17,5	18,0	18,4	16,6	19,6	19,4	17,8	18,01	1,16
UA ramo (max) - 30 min	14,2	18,5	18,2	18,1	18,3	16,4	18,2	18,9	18,7	18,5	17,80	1,44
UA ramo(max) - 40 min	17,2	19,6	23,2	22,3	19,2	17,1	18,4	20,8	19,4	18,6	19,58	2,01
UA ramo (max) - 60 min	20	19,7	23,2	23,6	22,3	19,5	22,3	22,1	21,8	19,8	21,43	1,54
UA ramo (max) - 120 min	18,9	21,4	25,0	24,1	21,3	22,8	22,4	23,6	21,5	21,2	22,22	1,75
UR sala - 10 min	56,1	37,7	41,6	45,3	57,9	58,7	52,7	43,3	41,2	54,7	48,92	7,88
UR sala - 30 min	42,9	34,2	36,3	41,6	62,2	51,7	49,1	43,1	47,4	51,8	46,03	8,24
UR sala - 40 min	45,2	39,0	33,1	50,6	63,7	57,7	51,6	42,8	47,5	46,2	47,74	8,83
UR sala - 60 min	37,5	38,1	32,4	55,8	65,5	58,8	65,4	50,9	51	50,3	50,57	11,52
UR sala - 120 min	54,2	34,5	37,1	43,5	67,9	74,5	55	56,7	50,2	52,4	52,60	12,45
temp sala - 10 min	22,3	23,7	22,6	22,2	21,3	19,0	20,9	20,8	21,2	20,6	21,46	1,30
temp sal - 30 min	21,3	24,3	21,3	22,2	21,5	19,8	20,9	20,9	20,9	20	21,31	1,26
temp sala - 40 min	18,8	25,8	21,2	18,8	21,6	19,1	20,7	20	20,7	20,5	20,72	2,04
temp sala - 60 min	22,3	24,2	20,8	19,5	21,1	18,9	22,0	21,8	21,2	19,7	21,15	1,56
temp sala - 120 min	23,4	25,8	20,8	21,5	21,3	21,0	20,8	21,6	20,3	20,9	21,74	1,65
UA sala (mg H2O/L)- 10 min	11,1	8,1	8,4	8,9	10,8	9,5	9,5	7,8	7,6	9,8	9,15	1,21
UA sala (mg H2O/L) - 30 min	8	7,6	6,8	8,2	11,7	8,8	8,9	7,8	8,7	9,0	8,55	1,30
UA sala (mg H2O/L) - 40 min	7,3	9,4	6,1	8,0	12,1	9,4	9,3	7,4	8,5	8,2	8,57	1,63
UA sala - 60 min	7,2	8,4	5,9	9,3	12,1	9,5	12,7	9,7	9,5	8,5	9,28	2,03
UA sala - 120 min	10,5	8,4	6,7	8,2	12,6	13,7	10,0	10,7	8,8	9,6	9,92	2,09

PLANILHA COM OS DADOS DO GRUPO PCU

												Média	DP
Idade (anos)	44	40	65	44	43	45	47	41	50	45		46,40	7,12
Peso (kg)	85,0	68,0	84,0	62,0	64,0	75,0	68,0	78,0	68,0	78,0		73,00	8,14
Altura (cm)	170	152	170	145	156	160	158	165	162	172		161,00	8,64
Cirurgia	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA			
ASA	2	1	2	2	2	2	2	1	1	1		1,60	0,52
FC BASAL	108	78	71	80	73	76	64	76	73	69		76,80	11,90
FC - 10 min	70	74	72	65	62	65	55	54	60	70		64,70	6,95
FC - 30 min	55	49	70	66	64	57	82	63	70	73		64,90	9,60
FC - 60 min	63	62	71	69	63	63	66	53	61	60		63,10	4,98
FC - 90 min	58	57	63	72	67	70	70	54	53	65		62,90	7,00
FC - 120 min	54	52	59	69	74	71	67	56	52	60		61,40	8,22
PAS BASAL	112	150	109	114	122	110	103	156	123	114		121,30	17,76
PAS - 10 min	87	111	112	98	113	91	81	88	102	107		99,00	11,72
PAS - 30 min	92	100	119	108	118	91	135	124	145	114		114,60	17,59
PAS - 60 min	87	134	124	108	99	94	113	101	136	119		111,50	16,69
PAS - 90 min	94	130	86	107	101	99	108	101	140	107		107,30	16,21
PAS - 120 min	88	133	92	110	119	100	97	119	105	110		107,30	13,82
PAD BASAL	75	84	64	60	69	75	57	83	81	63		71,10	9,88
PAD - 10 min	50	47	60	49	73	58	42	49	62	57		54,70	9,07
PAD - 30 min	49	49	51	64	73	51	91	76	89	63		65,60	16,13
PAD - 60 min	56	66	63	59	66	70	66	60	86	61		65,30	8,37
PAD - 90 min	55	63	45	58	64	70	60	64	82	69		63,00	9,83
PAD - 120 min	53	68	46	68	72	48	57	73	65	60		61,00	9,74
PAM BASAL	91	116	79	78	87	86	72	108	99	86		90,20	13,79
PAM - 10 min	63	69	76	65	86	69	55	62	76	77		69,80	9,08
PAM - 30 min	63	67	74	79	88	65	69	92	108	85		79,00	14,33
PAM - 60 min	66	94	83	75	77	78	82	93	103	90		84,10	10,92
PAM - 90 min	68	92	59	75	76	79	66	77	101	86		77,90	12,51
PAM - 120 min	64	102	61	82	87	66	70	88	79	86		78,50	13,03
CSI BASAL	89	92	86	78	92	92	89	90	92	91		89,10	4,36
CSI - 10 min	38	52	45	30	42	40	36	40	41	44		40,80	5,81
CSI - 30 min	40	43	42	60	40	39	40	40	40	40		42,40	6,29
CSI - 60 min	42	46	63	52	37	40	40	42	39	44		44,50	7,75
CSI - 90 min	33	50	54	30	40	40	39	42	35	47		41,00	7,56
CSI - 120 min	49	41	45	34	40	41	41	41	51	47		43,00	5,01
SpO2 - BASAL	96	96	99	100	98	97	95	99	99	99		97,80	1,69
SpO2 - 10 min	100	97	98	100	100	97	99	100	100	100		99,10	1,29
SpO2 - 30 min	100	97	96	99	100	97	99	100	100	100		98,80	1,55
SpO2 - 60 min	99	98	96	99	99	98	99	98	100	100		98,60	1,17
SpO2 - 90 min	100	98	96	99	99	99	98	99	100	100		98,80	1,23
SpO2 - 120 min	99	98	97	100	99	99	99	100	100	100		99,10	0,99
FR - 10 min	12	10	10	12	8	8	10	10	9	12		10,10	1,52
FR - 30 min	12	10	10	10	10	8	10	10	9	12		10,10	1,20
FR - 60 min	10	10	9	10	10	8	12	9	9	12		9,90	1,29
FR - 90 min	10	10	9	10	10	8	12	9	9	10		9,70	1,06
FR - 120 min	10	10	10	10	10	8	12	8	9	10		9,70	1,16
VC exp. - 10 min	517	540	540	440	480	520	520	525	475	467		502,40	34,27
VC exp. - 30 min	517	514	540	560	485	520	515	526	460	559		519,60	30,64
VC exp. - 60 min	507	464	540	560	490	530	515	554	490	576		522,60	35,68
VC exp. - 90 min	548	508	540	550	470	500	510	532	500	566		522,40	29,50
VC exp. - 120 min	501	510	540	560	480	510	510	501	500	564		517,60	27,69
ETCO2 - 10 min	30	31	33	29	31	30	32	31	30	35		31,20	1,75
ETCO2 - 30 min	30	35	30	28	32	30	35	32	31	31		31,40	2,22
ETCO2 - 60 min	31	35	30	29	31	32	34	30	31	31		31,40	1,84
ETCO2 - 90 min	32	36	30	29	32	31	36	32	30	31		31,90	2,38
ETCO2 - 120 min	30	36	29	29	33	30	32	30	31	31		31,10	2,13

UR gas (min) - 10 min	98,9	98,8	99,9	94,4	96,5	97,9	88,3	91,1	95,1	98,8		95,97	3,80
UR gas (min) - 30 min	98,3	95,5	98	94,5	93,3	98,4	90,3	97,7	96,0	92,3		95,43	2,80
UR gas (min) - 60 min	94,1	99,4	94,1	98,2	98,1	95,5	94,5	96,8	95,3	96,4		96,24	1,86
UR gas (min) - 90 min	98,5	99,4	96,1	95	98,0	98,3	96,8	98,2	96,3	98,4		97,50	1,37
UR gas (min) - 120 min	95,4	96,8	97,4	98,3	98,8	96,7	96	95,6	95,3	94,2		96,45	1,43
temp gas (min) - 10 min	30,2	30,2	30,5	32,1	27,3	29	26,7	31,1	28,1	30,5		29,57	1,74
temp gas (min) - 30 min	29,1	30,1	29,1	30,9	28,2	28,8	27,2	30,6	28,4	30,7		29,31	1,23
temp gas (min) - 60 min	28,9	29,9	28,9	31,2	28,5	28,8	26,8	31,0	28,4	29,1		29,15	1,29
temp gas (min) - 90 min	28	29,9	29,1	31,2	28,5	29,4	26,9	31,1	28,1	29,9		29,21	1,38
temp gas (min) - 120 min	28,2	30,9	28	30,6	29,4	28,9	27,1	27,8	27,1	29,5		28,75	1,34
UA gas (min) - 10 min	30,3	30,2	31,2	32,0	25,2	28,1	22,3	29,4	26,0	30,8		28,55	3,12
UA gas (min) - 30 min	28,5	29,1	28,2	30,1	25,6	28,0	23,5	30,7	26,7	29,1		27,95	2,16
UA gas (min) - 60 min	27	29,9	27,0	31,8	27,3	27,2	24,1	30,9	26,6	27,8		27,96	2,28
UA gas (min) - 90 min	26,8	30,0	27,7	31,4	27,4	28,9	24,8	31,7	27,3	29,7		28,57	2,17
UA gas (min) - 120 min	26,3	30,7	26,5	30,9	29,0	27,6	24,8	25,8	25,8	27,8		27,52	2,10
temp esof - 10 min	36,4	36,8	36,7	35,5	35,7	36	36,4	36,7	36	36		36,22	0,45
temp esof - 30 min	36,0	36,7	36,6	35,5	35,7	35,8	36,4	36,6	35,9	35,7		36,09	0,44
temp esof - 60 min	35,8	36,6	36,4	35,7	35,9	35,6	36,5	36,5	35,8	35,7		36,05	0,40
temp esof - 90 min	35,5	36,6	36,3	35,8	36	35	36,6	36,7	35,8	35,8		36,01	0,54
temp esof - 120 min	35,3	36,4	36,3	36	36	35	36,7	36,7	35,9	36		36,03	0,55
UR ramo (max) - 10 min	72,9	55	87,6	56,7	49,1	62,2	50,7	52,1	68,3	68,2		62,28	12,11
UR ramo (max) - 20 min	77	54,3	89,7	67,9	56,6	67,5	55,5	62,3	71,8	68		67,06	10,87
UR ramo(max) - 40 min	79,9	71,2	89,1	90,9	53,9	72,1	62,6	70,6	71,7	85,1		74,71	11,69
UR ramo (max) - 60 min	95,4	78,5	80,1	95,6	64,6	64,1	84,9	79,3	73,1	91,3		80,69	11,39
UR ramo (max) - 80 min	88,6	83,8	89,6	91,0	71,6	70,3	93,1	83,2	75,1	89,4		83,57	8,39
temp ramo (max) - 10 min	29,5	31,2	28,8	29,8	27,9	30,5	29,4	29,3	29,4	29,3		29,51	0,89
temp ramo (max) - 30 min	28,4	30,1	25,5	28,9	27,9	28,7	30	27,5	28,1	28,0		28,31	1,31
temp ramo (max) - 40 min	26,1	29,3	25,8	26,8	29,6	29,7	29,9	27,4	26,9	24,7		27,62	1,88
temp ramo (max) - 60 min	24,8	29,8	24,6	28	28,6	30,2	29,1	28,6	27,1	27,6		27,84	1,90
temp ramo (max) - 120 min	25,7	28,9	27	27,4	28,7	29,2	28,3	26,6	27,3	25,7		27,48	1,27
UA ramo (max) - 10 min	21,5	17,6	25,0	17,0	13,3	19,3	14,9	15,2	20,1	19,9		18,38	3,50
UA ramo (max) - 30 min	21,4	16,5	21,2	19,4	15,3	19,1	16,9	16,5	19,6	18,5		18,44	2,08
UA ramo(max) - 40 min	19,6	20,8	21,4	23,1	16,0	21,5	18,9	18,6	18,4	19,3		19,76	2,01
UA ramo (max) - 60 min	21,7	23,6	18,1	26,0	18,1	19,6	24,6	22,3	18,9	24,3		21,72	2,90
UA ramo (max) - 120 min	21,3	23,9	23,1	24,0	20,3	20,5	25,8	21,0	19,7	21,5		22,11	1,98
UR sala - 10 min	54	34	38,2	43,8	42,2	35,2	46,2	56,5	43,5	40,1		43,37	7,36
UR sala - 30 min	56,6	36	39,1	43,4	42,2	29,6	42,6	50,2	40,8	46,4		42,69	7,43
UR sala - 40 min	52,6	35,9	40,8	45,8	35,0	32,3	51	60,4	38,4	43,4		43,56	8,94
UR sala - 60 min	65,8	33,8	37,2	48,1	38,4	33,1	42,2	63,5	39,7	59,6		46,14	12,44
UR sala - 120 min	69,6	35	44,6	43,8	41,3	32,7	49	50,7	42,1	39,9		44,87	10,30
temp sala - 10 min	21,5	23,5	22,5	21,8	21,1	22,1	22,3	21,3	22,7	19,8		21,86	1,02
temp sal - 30 min	20,7	23,1	20,9	22,5	21,7	21,5	21,7	20,2	22,6	19,9		21,48	1,06
temp sala - 40 min	20,3	21,9	22,9	21,2	21,7	22,4	22,4	20,5	22,4	19,3		21,50	1,15
temp sala - 60 min	20,5	22,5	21,7	21,8	21,0	23,7	22,1	21,3	22,2	21,3		21,81	0,89
temp sala - 120 min	21,5	22,5	23,0	22	21,3	23,8	23	20,3	21,6	20,1		21,91	1,19
UA sala (mg H2O/L) - 10 min	10,2	7,2	7,8	8,4	7,8	6,9	9,1	10,5	8,8	6,9		8,36	1,29
UA sala (mg H2O/L) - 30 min	10,2	7,5	7,2	8,7	8,0	5,6	8,2	8,7	8,1	8,1		8,03	1,18
UA sala (mg H2O/L) - 40 min	9,3	6,9	8,3	8,8	6,7	6,4	10,1	10,7	7,7	7,2		8,21	1,49
UA sala - 60 min	11,6	6,8	7,1	9,3	7,1	7,2	8,2	11,7	7,8	11,1		8,79	1,99
UA sala - 120 min	13,2	7,0	9,2	8,5	7,7	7,0	10,1	8,9	7,6	6,9		8,61	1,93

PLANILHA COM OS DADOS DO GRUPO ITPCU

												Média	DP
Idade (anos)	52	48	53	41	55	47	60	49	54	40		49,90	6,23
Peso (kg)	71,0	75,0	81,0	64,0	78,0	72,0	46,0	71,0	76,0	69,0		70,30	9,80
Altura (cm)	167	165	165	152	162	165	157	156	160	154		160,30	5,29
Cirurgia	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA	HTA			
ASA	2	1	2	1	2	1	2	2	2	2		1,70	0,48
FC BASAL	74	90	88	97	75	71	69	82	68	49		76,30	13,70
FC - 10 min	90	55	63	92	73	62	57	57	55	47		65,10	15,21
FC - 30 min	95	63	68	90	83	72	74	55	59	46		70,50	15,59
FC - 60 min	82	62	71	81	80	60	87	59	62	50		69,40	12,47
FC - 90 min	76	57	71	76	80	63	81	56	56	54		67,00	10,90
FC - 120 min	78	54	66	87	81	77	82	64	53	53		69,50	13,13
PAS BASAL	115	120	144	108	140	140	109	131	166	145		131,80	18,67
PAS - 10 min	114	81	102	106	114	111	103	86	140	94		105,10	16,65
PAS - 30 min	111	126	118	95	123	129	104	89	144	135		117,40	17,60
PAS - 60 min	119	114	111	99	121	110	117	112	113	141		115,70	10,74
PAS - 90 min	115	106	117	102	82	109	96	96	102	130		105,50	13,30
PAS - 120 min	107	94	116	123	121	124	116	136	105	119		116,10	11,70
PAD BASAL	64	82	73	74	71	67	60	75	89	86		74,10	9,36
PAD - 10 min	58	41	55	72	59	62	61	45	82	52		58,70	12,00
PAD - 30 min	63	75	63	69	66	70	56	50	84	80		67,60	10,41
PAD - 60 min	66	65	58	65	69	57	70	68	72	86		67,60	8,07
PAD - 90 min	64	62	56	66	45	52	63	54	68	80		61,00	9,78
PAD - 120 min	62	54	59	52	65	83	73	84	68	70		67,00	10,94
PAM BASAL	82	91	97	81	94	91	76	99	122	141		97,40	19,91
PAM - 10 min	85	55	71	82	77	78	75	62	106	69		76,00	13,88
PAM - 30 min	90	92	82	75	85	90	72	64	109	110		86,90	14,84
PAM - 60 min	92	81	76	75	86	75	86	86	86	108		85,10	9,88
PAM - 90 min	88	77	76	75	58	71	74	67	82	101		76,90	11,70
PAM - 120 min	83	67	78	77	83	97	87	105	80	95		85,20	11,14
CSI BASAL	80	89	95	92	92	88	92	90	85	86		88,90	4,36
CSI - 10 min	45	48	54	50	45	40	31	38	48	49		44,80	6,75
CSI - 30 min	46	52	44	41	49	38	40	38	39	42		42,90	4,79
CSI - 60 min	44	45	44	44	49	38	41	39	44	45		43,30	3,20
CSI - 90 min	42	44	50	39	48	38	40	38	45	44		42,80	4,16
CSI - 120 min	44	42	37	38	50	38	41	41	46	45		42,20	4,10
SpO2 - BASAL	96	98	99	99	99	100	97	94	99	100		98,10	1,91
SpO2 - 10 min	97	100	98	99	100	100	99	100	100	100		99,30	1,06
SpO2 - 30 min	97	100	97	99	100	100	99	100	100	100		99,20	1,23
SpO2 - 60 min	97	100	96	99	98	100	100	100	100	100		99,00	1,49
SpO2 - 90 min	98	100	98	98	100	100	99	100	100	100		99,30	0,95
SpO2 - 120 min	97	100	98	99	99	100	99	100	100	100		99,20	1,03
FR - 10 min	12	8	12	10	9	8	10	12	11	10		10,20	1,55
FR - 30 min	10	8	10	10	9	8	10	12	11	10		9,80	1,23
FR - 60 min	10	8	12	10	9	8	10	10	11	10		9,80	1,23
FR - 90 min	10	8	12	11	9	8	10	10	11	10		9,90	1,29
FR - 120 min	10	8	12	11	9	8	10	10	11	10		9,90	1,29
VC exp. - 10 min	579	600	550	460	480	580	420	566	528	580		534,30	60,84
VC exp. - 30 min	535	600	550	450	520	540	410	564	517	566		525,20	56,49
VC exp. - 60 min	587	590	550	490	520	550	450	566	503	569		537,50	45,62
VC exp. - 90 min	586	600	540	500	510	540	400	553	501	565		529,50	56,79
VC exp. - 120 min	572	590	540	480	520	560	430	561	493	567		531,30	50,16
ETCO2 - 10 min	33	34	33	33	31	31	33	31	31	33		32,30	1,16
ETCO2 - 30 min	35	35	32	35	33	31	31	30	32	33		32,70	1,83
ETCO2 - 60 min	30	34	31	34	34	33	34	33	30	33		32,60	1,65
ETCO2 - 90 min	30	33	31	34	32	34	35	33	30	32		32,40	1,71
ETCO2 - 120 min	31	33	29	33	31	33	32	34	30	30		31,60	1,65

UR gas (min) - 10 min	98,8	92,3	98,3	97,5	97,6	95,8	89,8	94,4	98,3	92,8		95,56	3,10
UR gas (min) - 30 min	94,2	92,4	97,6	94,8	98,6	94,8	94	94,2	98,2	98,0		95,68	2,20
UR gas (min) - 60 min	99,1	92,3	98,4	98,1	98,1	98,2	91,6	98,5	96,6	98,3		96,92	2,70
UR gas (min) - 90 min	95,3	93,9	94,3	96,1	98,3	96,2	92	96,5	96,8	98,3		95,77	1,97
UR gas (min) - 120 min	98,8	94,9	96,4	98,3	96,5	98,7	94,3	98,7	98,4	95,5		97,05	1,74
temp gas (min) - 10 min	29,7	31,3	31,4	30	29,2	30	30,3	29,2	29,5	30,5		30,11	0,78
temp gas (min) - 30 min	28,3	31,1	31,5	30,2	29,8	28,6	30,0	28,7	30,4	30,5		29,91	1,08
temp gas (min) - 60 min	27,8	31,7	31,4	30,3	29,2	28,5	30,3	28,6	30,2	31,7		29,97	1,40
temp gas (min) - 90 min	29,2	31,6	32,2	30,1	29,3	29	30,1	28,5	30,2	32,5		30,27	1,39
temp gas (min) - 120 min	29,9	32,4	30,3	30,6	29,0	29,3	29,5	28,2	30,7	33,2		30,31	1,53
UA gas (min) - 10 min	29,5	30,0	32,1	29,6	28,3	27,6	27,6	27,4	29,0	29,0		29,01	1,42
UA gas (min) - 30 min	26,2	29,8	32,1	29,0	29,7	26,6	28,5	26,6	30,4	30,5		28,94	1,96
UA gas (min) - 60 min	27,8	30,6	32,2	30,2	28,4	27,5	28,3	27,7	29,6	32,7		29,50	1,89
UA gas (min) - 90 min	27,6	31,1	32,2	29,3	28,7	27,6	28,0	27,0	29,6	34,2		29,53	2,32
UA gas (min) - 120 min	29,9	32,8	29,9	30,8	27,8	28,9	27,8	27,2	31,1	34,4		30,06	2,30
temp esof - 10 min	36	35,8	35,5	36,5	35,5	36,3	35,6	36,2	35,9	35,7		35,90	0,35
temp esof - 30 min	36	35,9	35,8	36,3	35,8	36,1	35,5	36,1	35,2	35,7		35,84	0,32
temp esof - 60 min	36	35,9	35,8	36,3	35,9	36	35,5	35,9	35	35,6		35,79	0,35
temp esof - 90 min	36,1	35,9	35,6	36,1	35,7	36,1	35,3	35,9	35,2	35,5		35,74	0,33
temp esof - 120 min	36,2	35,9	35,6	36,3	35,7	36,3	35,4	35,9	35,3	35,6		35,82	0,36
UR ramo (max) - 10 min	66,5	62,3	66,2	81,8	60,7	82,6	54,4	70,3	69,6	74,5		68,89	8,96
UR ramo (max) - 20 min	67,4	57,9	81,9	81,3	63,2	68,9	60,6	70,9	74,4	78,8		70,53	8,52
UR ramo(max) - 40 min	84,7	61,8	85,6	82,2	79,7	72,7	64	76,2	69,1	82,7		75,87	8,62
UR ramo (max) - 60 min	92,9	62,3	93,7	87,9	82,6	81,7	67,8	86,2	82,4	93,8		83,13	10,67
UR ramo (max) - 80 min	88,4	59,8	98,3	91,6	84	82,4	74,2	92,8	89,5	95,3		85,63	11,42
temp ramo (max) - 10 min	27,7	28,4	28,7	29,5	30,1	27,5	29,0	26,4	28,1	27,9		28,33	1,06
temp ramo (max) - 30 min	26,5	27,9	27,5	28,8	30,3	27,5	28,1	25,7	25,1	28,3		27,57	1,51
temp ramo (max) - 40 min	26,2	27,0	27,5	28,6	28,3	29,2	27,9	28,3	26,7	29,3		27,90	1,04
temp ramo (max) - 60 min	26,3	27,5	28,8	27,8	28,6	28,4	28,4	27,4	26,2	28,6		27,80	0,95
temp ramo (max) - 120 min	28,9	29,0	28,9	28,5	27,9	29,3	29,3	27,1	27,5	28,4		28,48	0,76
UA ramo (max) - 10 min	17,8	17,3	18,7	24,2	18,5	21,9	15,7	17,5	19,1	20,1		19,08	2,46
UA ramo (max) - 30 min	16,9	15,7	21,7	23,1	19,5	18,2	16,6	17,0	17,3	21,8		18,78	2,59
UA ramo(max) - 40 min	20,8	15,9	22,6	23,1	22,0	21,1	17,3	21,1	17,4	24,1		20,54	2,75
UA ramo (max) - 60 min	23	16,5	26,6	23,6	23,3	22,7	18,9	22,8	20,3	26,4		22,41	3,13
UA ramo (max) - 120 min	25,3	17,2	28,1	25,6	22,8	24,0	21,7	23,9	23,7	26,5		23,88	2,99
UR sala - 10 min	56	40,9	50,1	44,6	53,8	64,4	51,8	47,9	42,7	41,9		49,41	7,40
UR sala - 30 min	49,3	41	42,8	39,5	46,5	41,2	46,4	40,6	41,4	44		43,27	3,19
UR sala - 40 min	58,6	32,1	40,7	41,0	41,7	46,1	47,6	40,3	49,8	55,4		45,33	7,87
UR sala - 60 min	52,6	34,8	41,9	45,1	43,4	46,3	50,1	39,8	57,9	57,8		46,97	7,60
UR sala - 120 min	52,1	33,8	39,9	42,9	41,5	44,2	45,7	46,8	59,8	60		46,67	8,43
temp sala - 10 min	21,6	21,4	22,5	23,2	23,4	22,0	22,9	20,7	19,5	20,9		21,81	1,24
temp sal - 30 min	22,5	23,2	22,3	23,5	22,7	22,2	23,0	20,9	19,9	20,2		22,04	1,27
temp sala - 40 min	21,6	23,3	22	23,1	22,0	23,4	22,5	20,7	20,2	22,3		22,11	1,06
temp sala - 60 min	22,5	22,1	22,1	22,3	21,6	22,0	23,3	20,7	21,3	22,2		22,01	0,70
temp sala - 120 min	22,4	21,5	20,9	22,0	21,8	23,2	22,9	20,6	21,1	22,1		21,85	0,85
UA sala (mg H2O/L) - 10 min	10,7	7,4	10,0	9,3	11,3	12,5	11,1	8,7	7,2	7,6		9,58	1,84
UA sala (mg H2O/L) - 30 min	8,9	8,9	8,5	8,4	9,4	8,1	9,6	7,4	7,1	7,7		8,40	0,83
UA sala (mg H2O/L) - 40 min	11	6,6	7,9	8,5	8,1	9,8	9,5	7,3	8,7	10,9		8,83	1,46
UA sala - 60 min	10,5	6,6	8,2	9,0	8,2	9,0	10,5	7,2	10,8	11,4		9,14	1,62
UA sala - 120 min	10,4	6,3	7,3	8,4	8,0	9,2	9,4	8,4	11,1	11,7		9,02	1,69

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**I - Identificação do paciente (RG hospitalar: _____)**

Nome: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ Bairro: _____

CEP: _____ Estado: _____ Telefone: _____

II - Título da pesquisa:

Umidificação e Aquecimento do Gás Inalado em Estação de Anestesia com Baixo Fluxo de Gases Frescos Utilizando ou não Isolamento Térmico do Circuito Ventilatório e Permutador de Umidade e Temperatura.

III - Explicações do pesquisador aos pacientes

O senhor está sendo convidado a participar de uma pesquisa clínica. Durante a respiração normal, o ar, ao passar pelo nariz, é aquecido e umidificado, de forma que quando chega aos pulmões já está com temperatura e umidade adequadas. Durante a anestesia geral, os gases (oxigênio e anestésicos), são administrados através de um tubo traqueal que é colocado no início da anestesia e retirado ao final do procedimento. Como esses gases da anestesia não passam pelo nariz, é necessário que se aqueça e umidifique esses gases para que cheguem aos pulmões com temperatura e umidade adequadas.

O aparelho de anestesia já aquece e umidifica um pouco os gases a serem administrados. Porém, alguns estudos consideram que esse aquecimento e umidificação poderiam ser maiores, ou seja, mais próximos do normal. Para melhorar o aquecimento e umidificação existe um dispositivo chamado de permutador de calor e umidade (PCU) que é conectado no tubo traqueal com esse objetivo. Esse dispositivo (PCU) já é utilizado rotineiramente em anestesia geral de adultos. O presente estudo irá medir os níveis de umidade e temperatura dos gases administrados aos pacientes submetidos a anestesia geral com ou sem a utilização do PCU e ainda com e sem uma película isolante térmica colocada sobre o sistema de respiração do aparelho de anestesia. Não haverá coleta de nenhum material.

O estudo não traz riscos adicionais aos pacientes, pois a anestesia será a mesma que é administrada rotineiramente. Os dados anotados durante a pesquisa serão mantidos em caráter confidencial e a identidade será preservada. O pesquisador responsável por este estudo, sempre que solicitado, estará à disposição para esclarecer qualquer questão relacionada à pesquisa. Além disso, você tem total liberdade para se recusar a participar da pesquisa. Caso você concorde em participar e depois não o queira mais, você pode retirar o seu consentimento. Não participar ou retirar o consentimento não trará qualquer prejuízo à sua assistência.

Os resultados do estudo serão publicados em congressos ou revistas especializadas e a sua identidade será preservada. Ressaltamos ainda que nem os pesquisadores nem os pacientes receberão qualquer remuneração financeira para participar desta pesquisa.

IV - Consentimento pós-informado

Eu,

_____ abaixo assinado, declaro que fui esclarecido sobre o objetivo do presente estudo, sobre eventuais riscos, assim como benefícios que podem resultar do estudo. Concordo, portanto, em participar na qualidade de participante do referido Projeto de Pesquisa, sob livre e espontânea vontade.

_____, _____ de _____ de 20 ____

Assinatura do paciente

Assinatura do pesquisador

Este documento recebeu aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina de Botucatu, UNESP e foi elaborado em duas vias sendo que a primeira via será entregue ao paciente e a segunda via será mantida em arquivo pelo pesquisador.

Em caso de dúvida sobre a pesquisa ou de retirada do consentimento entrar em contato:

Pesquisador Responsável: Pós-Graduando Sergius Arias Rodrigues de Oliveira

Pesquisador Orientador: José Reinaldo Cerqueira Braz, Professor Titular do Departamento de Anestesiologia da Faculdade de Medicina, UNESP, Botucatu - SP.

Endereço residencial: Rua João Simões, 253 - Botucatu, SP, CEP 18607-691

Fone: (14) 3811-6222 (14) 3882-1786, e-mail: jbraz@fmb.unesp.br