

## *Sistema Circular de Anestesia para Animais de pequeno Porte: Estudo das Resistências ao Fluxo de Ar\**

*Neuber Martins Fonseca, TSA<sup>1</sup>; Saul Goldenberg<sup>2</sup>*

Fonseca NM, Goldenberg S - Anesthetic Circle System for Small Animals - Study of the Resistance to Air Flow

A circle system with carbon dioxide absorber was constructed to allow reinhalation of anesthetic gases by small animals and to facilitate the control of the concentration of gases and the measurement of metabolic data. The resistance to air flow was evaluated under increasing air flows (0.25 to 10 L); different diameters of tracheal tubes (2.5 to 4.0 mm); two types of connector (3.5 and 5.0 mm) and different volumes of canisters, with and without absorber. The results showed increased resistance to increases in flow and to decreases in the diameter of tracheal tubes and connectors. The three different volumes of canister, with or without absorber, did not induce variation in the resistance to air flow. Based on the results, the authors conclude that the proposed circle system can be used for anesthesia of small animals.

Key Words: ANESTHESIA, Veterinary: small animals; EQUIPMENT, Circuit: closed; MEASUREMENT TECHNIQUES, Airway resistance

**Q**uando AYRE, em 1937, introduziu a peça em "T" como sistema ventilatório em anestesia, uma de suas idéias básicas foi a de ter um sistema com resistência expiratória igual a zero, por excluir as válvulas e o balão reservatório<sup>1</sup>.

Posteriormente, o sistema em "T" de Ayre foi intencionalmente modificado por Rees<sup>2</sup>, com a

finalidade de aproveitar a reinalação de gases expirados, totalmente desperdiçados no sistema original<sup>2</sup>.

A anestesia em animais de pequeno porte, em sistema circular com absorvedor de dióxido de carbono, especialmente os com peso menor que 5 kg, tem vantagens sobre o sistema "T" de Ayre por evitar a perda de calor e umidade pela expiração, como também permitir a reinalação total de gases anestésicos, melhor controle do gasto de anestésico e menor poluição da sala de operação. Possibilita ainda medir parâmetros basais do metabolismo animal, como: consumo de oxigênio, produção de dióxido de carbono, débito cardíaco, necessidades basais de líquidos, glicose e produção de calorías<sup>4</sup>.

Com vista a utilização de sistema circular para anestesia em animais de pequeno porte, foi construído um sistema com redução dos componentes, proporcional ao tamanho e ao peso do animal, levando-se em conta que o fator mais importante na construção de sistema cir-

---

*Trabalho desenvolvido no curso de pós-graduação em técnica operatória e cirurgia experimental da Escola Paulista de Medicina, apresentado como defesa de tese para título de mestrado, no curso de pós graduação em técnica operatória e cirurgia experimental da Escola Paulista de Medicina.*

*1 Professor assistente de anestesiologia, da Universidade Federal de Uberlândia*

*2 Professor Titular e Coordenador do curso de pós graduação em técnica operatória e cirurgia experimental da Escola Paulista de Medicina.*

*Correspondência para Neuber M Fonseca  
Rua José Andraus 888 Ap 101/102  
38401-075 - Uberlândia - MG*

*Apresentado em 13 de julho de 1993  
Aceito para publicação em 10 de setembro de 1993*

© 1993, Sociedade Brasileira de Anestesiologia

gundo Hatch<sup>5</sup>, é uma mínima resistência ao fluxo aéreo, ao lado de pequeno espaço morto, leveza, facilidade de uso e confiabilidade. O sistema foi idealizado seguindo os padrões desenvolvidos por Bloomquist<sup>6</sup>.

Como o maior problema, ao construir-se um circuito anestésico de pequenas dimensões, é a possibilidade de aumento da resistência respiratória imposta pelos componentes<sup>7</sup>, o objetivo deste trabalho foi o de avaliar as resistências adicionais impostas ao circuito.

#### METODOLOGIA

Foi feita uma análise física do circuito anestésico proposto, quanto à resistência imposta a diferentes tipos de fluxo de ar. A figura 1 mostra o circuito anestésico proposto.

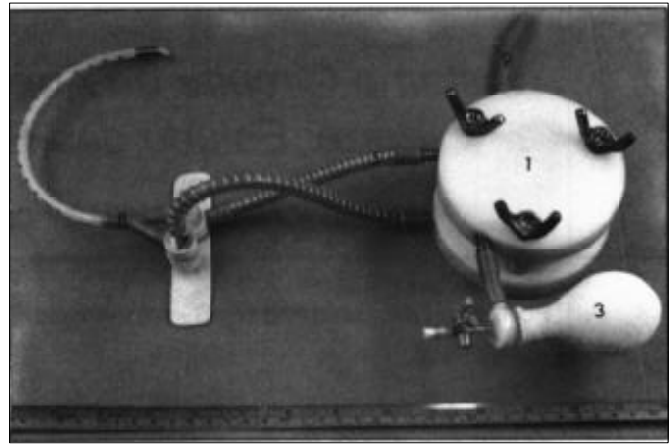


Fig 1 - Sistema circular

1 - Cabeça do absorvedor. 2 - Porca de fixação do caníster. 3 - Balão reservatório. 4 - Dispositivo de escape de gases. 5 - Tubo flexível inspiratório. 6 - Tubo flexível expiratório. 7 - Válvula unidirecional. 8 - Conector em "Y". 9 - Entrada de gases.

erada foi de um tubo de 7 mm de diâmetro,

\* Incoterm ASTN 116 C

# Narcosul aparelhos científicos, Porto Alegre-RS

@ 100 VT Airflow meter

Todo o experimento foi realizado em capela, sem a influência de corrente de ar externa; em temperatura ambiente de 23,86 a 24,56°C com monitorização da temperatura por termômetro

$$Q = V \times A$$

de precisão\*; sob pressão atmosférica de 681 mmHg.

Fluxos ascendentes de ar comprimido foram fornecidos ao sistema, utilizando fluxômetro# de oxigênio, porém previamente calibrado para ar comprimido. O cálculo da vazão real de ar comprimido foi feita utilizando a fórmula:

onde:

Q = fluxo

V = velocidade

A = área

Um anemômetro@ foi utilizado para medir a velocidade do ar. A área transeccional consid-

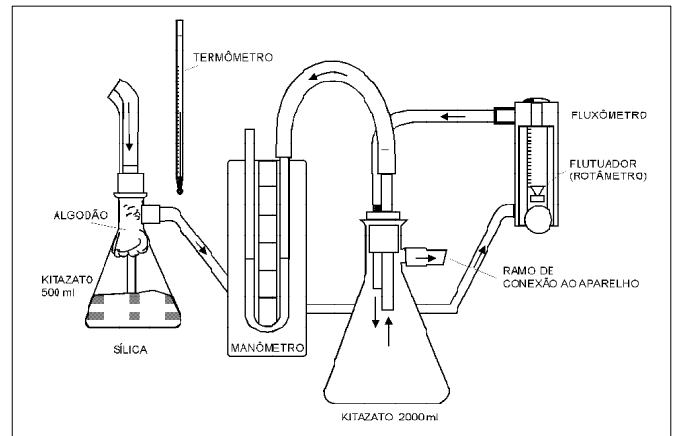


Fig 2 - Desenho esquemático mostrando a montagem utilizada para as medidas de resistência do circuito anestésico.

conectado na saída do fluxômetro.

Pela análise feita, permitiu-se o ajuste da leitura, para o ar comprimido, em relação a posição do flutuador no fluxômetro de oxigênio, mediante a expressão  $Y = -0,19 + 1,32X$ , ou seja, fluxos de 0,12 a 13,49 L/min foram fornecidos ao sistema.

O equipamento utilizado para as medidas de resistência ao fluxo de ar, adaptado do trabalho de Gaenler e col<sup>8</sup>, é mostrado na figura 2. O fluxo de ar, passa primeiramente por um kitazato de 500 ml com 100 ml de sílica em seu interior; um algodão é colocado junto à saída, para evitar a

fluxômetro. O ar é então direcionado ao fluxômetro, através de uma mangueira, e depois para outro kitazato com capacidade de 2000 ml, com objetivo de evitar o efeito Venturi<sup>9</sup> sob as medidas de resistência do circuito. A abertura lateral do kitazato foi utilizada para conectar o circuito a ser avaliado. Um tubo em "U", com água destilada, foi utilizado como manômetro, tendo uma extremidade conectada à região central do kitazato de 2000 ml e a outra extremidade aberta à atmosfera ambiente.

O experimento foi realizado em 4 etapas:

- 1) Resistência determinada por tubos traqueais de diâmetro interno de 2,5 mm, 3,0 mm, 3,5 mm e 4,0 mm.
- 2) Resistência dos conectores utilizados no absorvedor:
  - 2.1) Conectores com diâmetro interno de 3,5 mm.
  - 2.2) Conectores com diâmetro interno de 5,0 mm.
- 3) Resistências determinadas por alterações nos componentes do absorvedor.
  - 3.1) Caníster com tela e sem cal sodada.
  - 3.2) Caníster de 33 ml preenchido com cal sodada.
  - 3.3) Caníster de 47 ml preenchido com cal sodada.
  - 3.4) Caníster de 57 ml preenchido com cal sodada.
- 4) Tubos traqueais de diâmetro interno de 2,5; 3,0; 3,5; 4,0 mm adicionados ao conector em Y, e análise das resistências inspiratória e expiratória (Figura 3 e 4).

A análise estatística dos resultados, foi feita utilizando os seguintes testes:

- 1) Teste de ajuste de curvas.
- 2) Análise de variância, para comparar os coeficientes angulares, calculados para cada uma das equações de regressão consideradas.

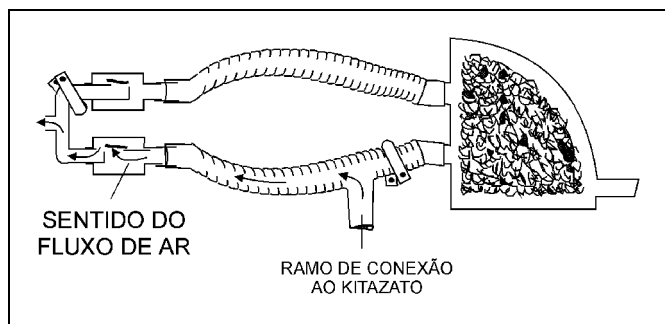


Fig 3 - Desenho esquemático do circuito anestésico, com direcionamento do fluxo para o ramo inspiratório, pelo uso de grampo de obstrução na peça "Y" e na saída do absorvedor, a fim de avaliar a resistência inspiratória determinada pelo circuito.

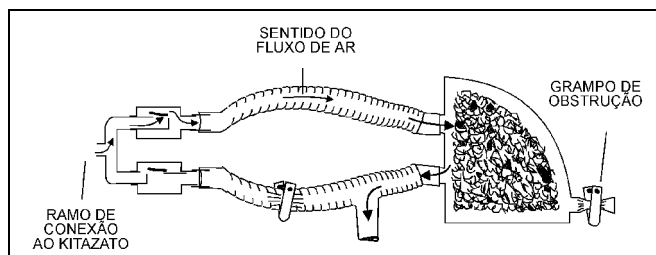


Fig 4 - Desenho esquemático do circuito anestésico, com direcionamento do fluxo para o ramo expiratório, passando pelo caníster, pelo uso de grampo de obstrução no tubo flexível inspiratório, e no ramo de entrada de gases frescos, a fim de avaliar a resistência expiratória determinada pelo circuito.

Em todos os testes fixou-se em 5% o nível para a rejeição da hipótese de nulidade, assinando-se com um asterisco (\*) os valores significantes.

## RESULTADOS

Os dados obtidos foram submetidos ao ajustamento de curvas linear, logarítmica, exponencial e de potência. O ajustamento linear se mostrou o mais apropriado para representar o comportamento das variáveis consideradas, por apresentar com menor variação para o coeficiente de explicação ( $r^2$ ).

A avaliação isolada da resistência em tubos traqueais (tabela I) mostrou diferença significativa, com resistência ao fluxo de ar inversamente proporcional ao diâmetro do tubo traqueal (figura 5).

Tabela I - Diferença de pressão, em milímetros de água, do fluxo de ar (L/min) em função do diâmetro interno (mm) do tubo traqueal.

Fluxo	diâmetro interno			
	2,5	3,0	3,5	4,0
0,12	0,50	0,50	0,50	0,33
0,70	1,50	1,00	1,00	0,83
1,17	5,00	3,00	2,33	1,50
3,28	15,66	8,50	5,60	3,66
4,22	28,66	16,33	10,66	6,80
6,16	47,33	26,16	16,66	10,66
7,04	65,16	35,66	23,33	14,66
8,21	88,00	48,16	31,50	19,00
9,38	112,66	61,00	39,83	25,50
10,56	137,16	72,00	48,33	28,66
11,73	166,83	88,16	56,00	33,66
13,49	200,33	102,33	66,33	41,00

Pressão atmosférica: 681 mmHg

Temperatura: 24,18 °C

A análise das resistências ao fluxo de ar, em função do volume do caníster proposto para ser utilizado no circuito anestésico (tabela II), não mostrou variação significativa (figura 6). A utilização de conectores de diferentes diâmetro (local de menor diâmetro no circuito) evidenciou (tabela III) uma maior resistência ao fluxo de ar com o conector de menor diâmetro (3,5 mm) em relação ao de maior diâmetro (5,0 mm). Esta observação foi feita tanto no ramo inspiratório, quanto no expiratório, no conector de 3,5 mm de diâmetro interno (figura 7). A resistência no ramo inspiratório, do fluxo de ar em relação a diferentes diâmetro de tubos traqueais, acrescidos ao conector em "Y" do circuito respiratório, é mostrada na tabela IV, onde se observa uma resistência progressivamente maior em relação ao fluxo utilizado, e inversamente proporcional ao diâmetro do tubo traqueal utilizado (figura 8).

Tabela II - Diferença de pressão, em milímetros de água, do fluxo de ar (L/min), em função do volume do caníster (ml) com e sem cal sodada.

Fluxo	Caníster com tela (sem cal sodada)	Volume do caníster		
		33,26	47,52	57,02
0,12	0	0	0	0
0,70	0	0	0	0
1,17	0,50	0,50	0	0,33
3,28	1,00	1,00	0,66	1,00
4,22	1,83	2,16	1,83	1,83
6,16	2,66	3,16	3,83	2,66
7,04	5,16	4,50	4,83	3,50
8,21	6,33	8,00	6,16	7,00
9,38	10,33	10,00	9,50	9,66
10,56	12,33	12,50	12,50	12,66
11,73	16,33	16,50	15,50	16,00
13,49	19,66	20,83	19,50	19,50

Pressão atmosférica: 681 mmHg

Temperatura: 24,56 °C

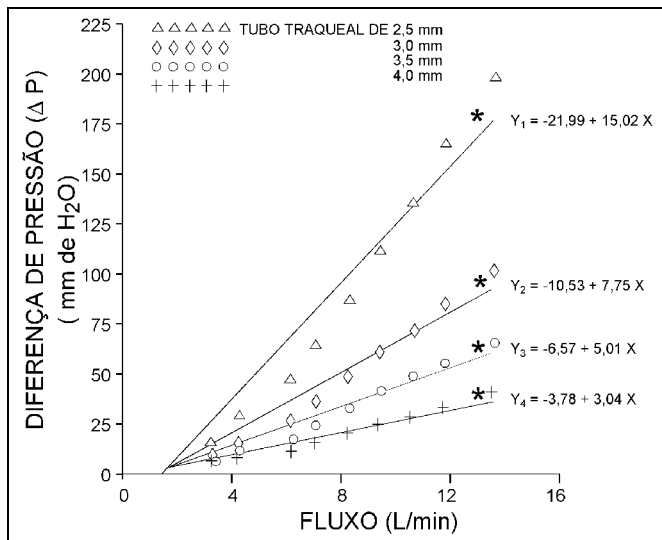


Fig 5 - Diferença de pressão (mm de água), com tubos traqueais de diferentes diâmetros internos (mm), em função do fluxo de ar (L/min).

\* - Diferença significativa entre os tubos traqueais.

Y1, Y2, Y3 e Y4 - Expressões de ajuste de curvas lineares para cada calibre de tubo traqueal (2,5; 3,0; 3,5 e 4,0 mm respectivamente)

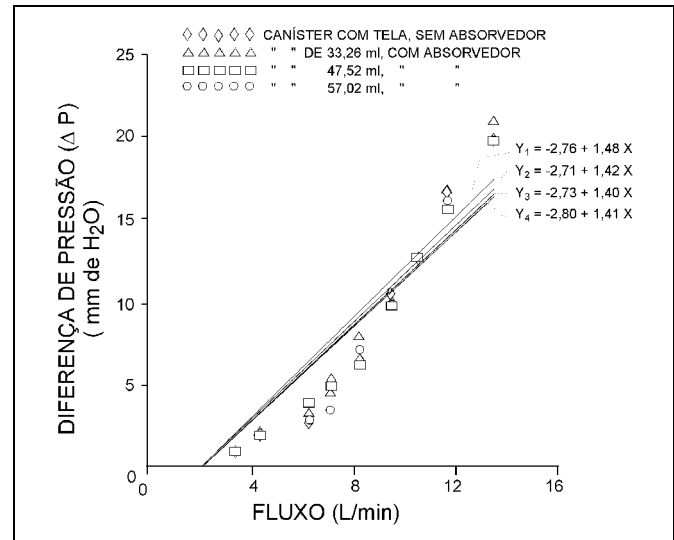


Fig 6 - Diferença de pressão (mm de água) impostas pelo volume do caníster (ml), em função do fluxo de ar (L/min).

Y1, Y2, Y3 e Y4 - Expressões do ajuste de curvas lineares do caníster: com tela, sem absorvedor; e com absorvedor e volumes de 33,26; 47,52 e 57,02 ml, respectivamente.

SISTEMA CIRCULAR DE ANESTESIA PARA ANIMAIS DE PEQUENO PORTE: ESTUDO DAS RESISTÊNCIAS AO FLUXO DO AR

Tabela III - Diferença de pressão em milímetros de água, do fluxo (L/min) de ar, em função de diferentes diâmetros de conectores de entrada no absorvedor (mm) (menor diâmetro do circuito).

Fluxo	diâmetro: 3,5 mm		diâmetro: 5,0 mm	
	Inspiratório	Expiratório	Inspiratório	Expiratório
0,12	0	0	0,33	0,33
0,70	0,16	0,83	1,00	1,00
1,17	0,83	1,33	1,00	1,66
3,28	4,33	4,83	2,50	5,00
4,22	10,16	11,66	6,66	10,33
6,16	18,83	22,83	10,33	12,83
7,04	28,83	31,33	14,33	17,50
8,21	48,33	46,33	20,50	26,00
9,38	53,50	60,00	28,33	34,66
10,56	67,83	72,16	34,83	45,00
11,73	80,33	91,33	42,66	54,50
13,49	99,33	108,16	51,66	66,00

Pressão atmosférica: 681 mmHg

Temperatura: 24,48 °C

Tabela IV - Diferença de pressão inspiratória em milímetros de água, do fluxo de ar (L/min) em função de diferentes diâmetro de tubos traqueais (mm).

Fluxo	diâmetro interno do tubo traqueal			
	2,5	3,0	3,5	4,0
0,12	0,50	0,50	0,50	0,50
0,70	1,50	1,00	1,00	1,00
1,17	5,00	3,33	2,50	2,00
3,28	15,00	9,50	7,50	5,66
4,22	28,50	17,66	13,83	11,00
6,16	45,66	29,00	23,33	17,66
7,04	63,50	40,00	31,33	25,50
8,21	85,00	54,83	41,83	31,66
9,38	108,16	68,50	58,83	43,16
10,56	134,00	84,33	64,83	52,33
11,73	162,66	104,00	79,83	65,00
13,49	197,66	128,00	95,50	77,00

Pressão atmosférica: 681 mmHg

Temperatura: 23,98 °C

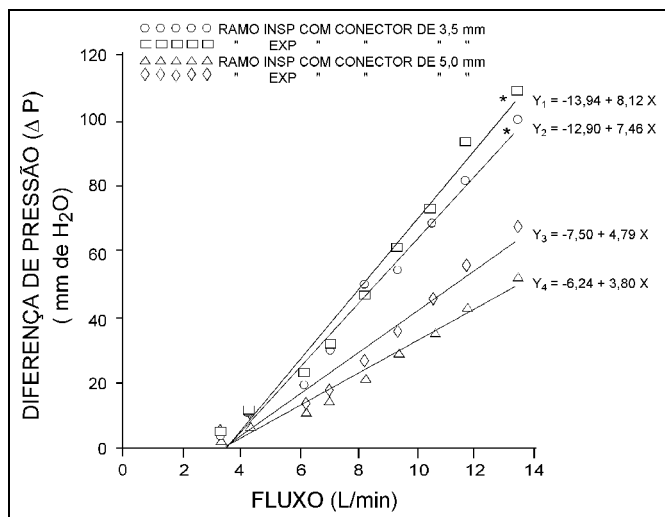


Fig 7 - Diferença de pressão inspiratória (mm de água) e expiratória ao fluxo de ar (L/min), em função de conectores de 3,5 mm e 5,0 mm de diâmetro interno.

\* - Diferença significativa entre as condições inspiratória e expiratória com conector de 3,5 mm em relação ao de 5,0 mm.

Y1, Y2, Y3 e Y4 - Expressões de ajuste de curvas lineares para as diferenças de pressões relacionadas a: conector do ramo expiratório de 3,5 mm, idem do ramo inspiratório; conector do ramo expiratório de 5,0 mm e idem do ramo inspiratório, respectivamente.

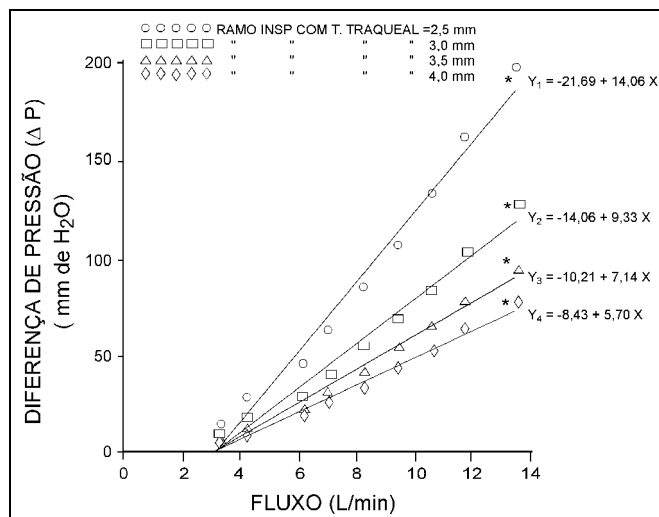


Fig 8 - Diferença de pressão inspiratória (mm de água) ao fluxo de ar (L/min), em função de diferentes diâmetro de tubos traqueais (mm), conectado na peça em Y.

\* - Diferença significativa no ramo inspiratório entre os diferentes tubo traqueais.

Y1, Y2, Y3 e Y4 - Expressões de ajuste de curvas lineares para as diferenças de pressão relacionadas ao ramo inspiratório com tubos traqueais de 2,5; 3,0; 3,5 e 4,0 mm, respectivamente.

A resistência no ramo expiratório ao fluxo de ar, em relação a diferentes diâmetro de tubos traqueais, acrescidos ao conector em "Y" do circuito respiratório (tabela V), mostrou diferença significativa, com uma resistência progressivamente maior em relação ao fluxo utilizado, e inversamente proporcional ao diâmetro do tubo traqueal (figura 9).

Tabela V - Diferença de pressão expiratória em milímetros de água, do fluxo de ar (L/min) em função de diferentes diâmetros de tubos traqueais(mm).

Fluxo (L/min)	Diâmetro interno (mm) do tubo traqueal			
	2,5	3,0	3,5	4,0
0,12	0,50	0,50	0,50	0,50
0,70	1,50	1,00	1,00	1,00
1,17	5,00	3,33	3,00	2,00
3,28	15,00	10,00	7,50	7,00
4,22	29,16	17,50	15,00	13,66
6,16	45,83	30,00	24,00	24,66
7,04	64,16	40,00	33,66	35,00
8,21	88,50	53,33	45,00	47,16
9,38	113,00	66,83	57,83	70,00
10,56	136,66	82,66	72,00	79,00
11,73	166,33	99,00	88,16	94,00
13,49	199,33	108,50	106,00	112,50

Pressão atmosférica: 681 mmHg

Temperatura: 23,86 °C

## DISCUSSÃO

A construção de um sistema circular de pequenas proporções foi direcionada para as conexões de pequenas dimensões, visto serem elas, possivelmente as responsáveis por um aumento na resistência, imposta ao fluxo de gases<sup>5</sup>. A análise física do circuito ventilatório visou avaliar se a resistência seria tão alta que impossibilitasse seu uso na anestesia.

O caníster utilizado no experimento foi de acrílico, que sendo transparente, permite a inspeção da coloração do absorvedor no processo de reação com o CO<sub>2</sub>. Foram analisados canísteres com volumes de 33, 47 e 57 ml, uma vez que preenchido com cal sodada e, teoricamen-

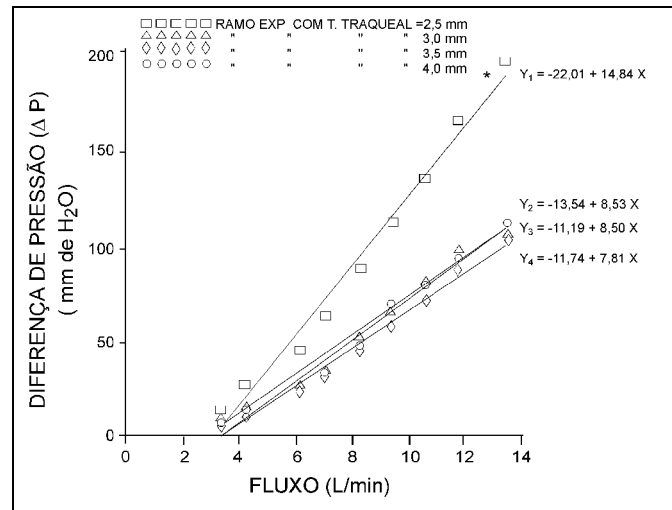


Fig 9 - Diferença de pressão expiratória (mm de água) ao fluxo de ar (L/min), em função de diferentes diâmetro de tubos traqueais (mm), conectado na peça em Y.

\* - Diferença significativa em relação ao ramo expiratório com tubo traqueal de 2,5 mm.

Y1, Y2, Y3 e Y4 - Expressões de ajuste de curvas lineares para as diferenças de pressão relacionadas ao ramo expiratório com tubos traqueais de 2,5; 3,0; 3,5 e 4,0 mm, respectivamente.

te, com 48 a 55% de espaço aéreo<sup>10,13</sup>, permitiriam melhor gama de opções, adequadas ao volume corrente do animal a ser anestesiado, visto que quanto maior o caníster, maior seria a resistência respiratória imposta pelo sistema<sup>14</sup>. Porém, como se observou na tabela II e na figura 6, este efeito não foi verificado, pois o tamanho do caníster não foi fator importante para o aumento da resistência. Da mesma forma que o absorvedor, uma vez que a análise do caníster sem o absorvedor não promoveu alterações nas medidas das resistências, provavelmente devido aos pequenos volumes de caníster analisados. Porém, animais com volume corrente acima de 28 ml deverão utilizar caníster com volume maior que 57 ml, pois desta forma, o volume corrente sendo menor que o espaço aéreo do caníster, permitirá que todo gás exalado entre em contato com o absorvente em pelo menos um ciclo. Se o volume corrente for maior que o espaço aéreo, parte do gás exalado passará através do filtro sem uma pausa e sem contato adequado com o absorvedor de CO<sub>2</sub><sup>13</sup>.

A cabeça e base do absorvedor foram cons-

truídos com uma área vazia de 20,67 ml a fim de permitir que o gás se acumule antes de passar pelo absorvente ou para que os gases que saem se colem antes de seguir seu trajeto<sup>14</sup>. Esta área vazia foi também projetada para que promova uma melhor distribuição do fluxo no absorvedor de CO<sub>2</sub><sup>13</sup>.

O balão reservatório utilizado no circuito anestésico foi de borracha, com capacidade de 50 ml, visto estar o tamanho do balão reservatório diretamente relacionado com o volume corrente do animal, bem como do sistema ventilatório utilizado e da preferência do anestesiológico. O balão muito grande pode dificultar a ventilação manual e a monitorização da respiração, devido a difícil visualização dos movimentos de inflação e deflação do balão reservatório, assim com balão muito pequeno pode não fornecer um volume de reserva satisfatório<sup>14</sup>.

A boa performance dos tubos ventilatórios se relaciona diretamente com a equação de Hagen-Poiseuille<sup>9</sup>, que indica a velocidade de fluxo ideal através de um tubo reto e rígido, de calibre uniforme, sendo proporcional ao gradiente de pressão e a quarta potência do raio, e

$$Q = \frac{\pi \cdot p \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot l}$$

sendo inversamente relacionada com a viscosidade do gás e o comprimento do tubo:

onde:

Q = viscosidade do fluxo em metros cúbicos por segundo.

$\pi$  = 3,14159

p = gradiente de pressão em Newtons por metro quadrado.

r = raio em metros.

l = comprimento do tubo em metros.

$\eta$  = viscosidade do gás em Newtons por segundo por metro quadrado.

Desta forma, para um determinado gradiente de pressão e comprimento de tubo, a determinante crítica da velocidade do fluxo é o raio do tubo. Alternativamente, como o gradiente de pressão necessário para obter o fluxo é medida pela resistência ao fluxo, a resistência também é diretamente proporcional a velocidade do fluxo, mas inversamente proporcional a quarta

potência do raio.

Estas observações puderam ser confirmadas na avaliação da resistência dos tubos traqueais (tabela I e figura 5), que apresentaram uma resistência aumentada, inversamente proporcional ao diâmetro do tubo e diretamente proporcional ao fluxo de ar. Também foi evidenciada nos conectores analisados (tabela III e figura 7) que semelhantemente aos tubos traqueais, detectou-se uma maior resistência ao fluxo de ar inversamente proporcional ao diâmetro do conector.

Tubos de grande calibre, maleáveis, de borracha ou de plástico, usualmente corrugados, são usados em sistemas ventilatórios<sup>14</sup> a fim de evitar resistência ventilatória no sistema circular, pois a resistência ventilatória deve ser muito pequena, quando comparada a resistência do equipamento a conectores a ele ligados<sup>19-21</sup>. No presente estudo confirmaram-se estas observações, onde a resistência do circuito proposto foi menor quando conector de maior diâmetro foi utilizado, bem como foi o responsável pela utilização de tubos ventilatórios de diâmetro nunca inferior aos conectores.

A resistência imposta ao circuito, tanto no ramo inspiratório (tabela IV e figura 8), quanto no ramo expiratório (tabela V e figura 9), foi devido principalmente ao acréscimo do tubo traqueal, utilizado para fazer a conexão do animal ao circuito. Como a resistência do sistema circular se relaciona diretamente com as áreas de maior estreitamento, entende-se que o aumento da resistência imposta ao sistema normalmente resulta da presença do tubo traqueal<sup>24</sup>.

Todos os sistemas circulares para serem utilizados em neonatologia tem a válvula como fator de grande importância a ser considerado, pois a adição de válvula para o direcionamento do fluxo de gases acrescenta uma resistência adicional ao sistema<sup>5</sup>.

As válvulas unidirecionais utilizadas no circuito proposto foram instaladas junto ao conector em "Y". Esta opção foi devido a vantagem oferecida pelo direcionamento total de todo o

gás exalado, sem que ocorra retorno de fluxo ao ramo inspiratório<sup>22</sup>.

As desvantagens das válvulas situadas na conexão em "Y" são principalmente relacionadas ao volume da peça e dificuldade de visualização<sup>23</sup>. Porém, como o circuito proposto é de pequenas dimensões e de fácil manuseio, esta desvantagem se torna desprezível.

Considerando as análises físicas feitas no circuito anestésico desenvolvido, pode-se concluir que ele é plenamente viável para ser utilizado como instrumento de anestesia para animais de pequeno porte.

Fonseca NM, Goldenberg S - Sistema Circular de Anestesia para Animais de pequeno Porte: Estudo das Resistências ao Fluxo de Ar

É apresentado um sistema circular com absorvedor de dióxido de carbono para anestesia em animais de pequeno porte; tem o objetivo de permitir a reinalação de gases anestésicos, bem como facilitar medidas de parâmetros basais do animal. Com fluxos progressivo de ar, a partir de 0,12 litros, até 13,49 litros, através de manômetro de água, foi avaliada a resistência ao fluxo de ar em função de diferentes diâmetros de tubos traqueais (2,5 a 4,0 mm); em função de dois tipos de conectores (3,5 e 5,0 mm) utilizados no absorvedor; em função de diferentes volumes de canister, com e sem o absorvedor de dióxido de carbono. Foi avaliada também a resistência inspiratória e expiratória do circuito em função do fluxo, associado com diferentes tubos traqueais (2,5 a 4,0 mm). Observou-se resistência progressivamente aumentada, diretamente relacionada ao fluxo de ar, e inversamente relacionada ao diâmetro do tubo traqueal e conectores, os quais também estão relacionados com a resistência inspiratória e expiratória do circuito. Os três volumes de canister utilizados não demonstraram variações de resistência entre si, ou com o uso de absorvedor de dióxido de carbono. Pelas análises físicas feitas, o sistema circular proposto pode ser utilizado como instru-

mento na anestesia de animais de pequeno porte.

Unitermos: ANESTESIA, Veterinária; ANIMAL: pequeno porte; EQUIPAMENTOS, Sistemas: reinalação, absorvedor de CO<sub>2</sub>; TÉCNICAS DE MEDIDA: resistência a fluxo.

Fonseca NM, Goldenberg S - Sistema Circular de Anestesia para Animales de Pequeño Tamaño. Estudios de las Resistencias al Flujo de Aire

En este estudio se presenta un Sistema Circular con absorbedor de dióxido de carbono para anestesia en animales de pequeño tamaño. La finalidad de este sistema circular es permitir la reinalación de gases anestésicos, así como facilitar medidas de parámetros basales del animal. A través de flujos progresivos de aire, desde 0,12 litros hasta 13,49 litros con manómetros de agua, se evaluó la resistencia al flujo de aire con: diferentes diámetros de tubos traqueales (2,5 a 4,0 mm), con dos tipos de conectores (3,5 y 5,0 mm) utilizados en el absorbedor diferentes volúmenes de canister con o sin el absorbedor de dióxido de carbono. También evaluose la resistencia inspiratoria y expiratoria del circuito en función al flujo asociado con tubos traqueales de diferentes diámetros (2,5 a 4,0 mm). Fue observada resistencia progressivamente aumentada, directamente proporcional al flujo de aire e inversamente proporcional al diámetro del tubo traqueal y conectores, los que también se relacionan con la resistencia inspiratoria y expiratoria del circuito. Los tres volúmenes de canister utilizados no demostraron variaciones de resistencia entre ellos, o ni tampoco con el uso de absorbedor de dióxido de carbono. El sistema circular proposto de acuerdo a los análisis físicas realizadas, puede ser utilizado como instrumento en la anestesia de animales de pequeño tamaño.



REFERÊNCIAS

01. Jonsson LO, Zetterstrom H - Rebreathing, resistance and external work of breathing in three different coaxial Mapleson D systems. *Acta Anaesthesiol Scand*, 1989; 33: 66-70.
02. Rees GJ - Anaesthesia in the newborn. *Brist Med Journal*, 1950; 14: 1419-22.
03. Rasch DK, Bunegin L, Ledbetter J, Kaminskas D - Comparison of circle absorber and Jackson-Rees systems for paediatric anaesthesia. *Can J Anaesth*, 1988; 35: 25-30.
04. Lowe HJ, Ernest EA - The quantitative practice of anesthesia: use of closed circuit. Baltimore, md: Williams and Wilkins, 1981.
05. Hatch DJ - Paediatric anaesthetic equipment. *Br J Anaesth*, 1985; 57: 672-84.
06. Bloomquist EA - Pediatric circle absorber. *Anesthesiology*, 1957; 18: 787-9.
07. Galloon S - The resistance of endotracheal connectors. *Brit J Anaesth*, 1957; 29: 160-5.
08. Gaensler EA, Maloney JV, Bjork VO - Bronchspirometry II: Experimental observations and theoretical considerations of resistance breathing. *Journal of Laboratory and Clinical Medicine*, 1952; 39: 935-53.
09. Epstein LI, Kuzava BA - Basic physics in anesthesiology. Chicago, Year Book Medical Publishers, 1976; 388.
10. Sato T - New aspects of carbon dioxide absorption in anesthetic circuit. *Med J Osaka Univ*, 1971; 22: 173-206.
11. Bracken A, Cox L A - Apparatus for carbon dioxide absorption. *Br J Anaesth*, 1968; 40: 660-5.
12. Weber HC, Nilsson KT - Absorption of gases in milk of lime. *Ind Enf Chem*, 1926; 18: 1070.
13. Elam JO - The design of circle absorbers. *Anesthesiology*, 1958; 19: 99-100.
14. Dorsch JA, Dorsch S E - Understanding anesthesia equipment: Construction, care and complications. 2.ed. Los Angeles, Williams & Wilkins, 1984; 137: 246.
15. Adriani J - Techniques and Procedures: Springfield III, Charles C Thomas, 1964.
16. Bracken A, Sanderson DM - Some observations on anaesthetic soda lime. *Br J Anaesth*, 1955; 27: 422-27.
17. Lund I, Lund O, Erickson H - Model experiments on absorption efficiency of soda lime. *Br J Anaesth*, 1957; 29: 17-20.
18. Adriani J - Disposal of carbon dioxide from devices used for inhalational anesthesia. *Anesthesiology*, 1960; 21: 742-58.
19. Proctor DF - Studies of respiratory air flow: IV. Resistance to air flow through anesthesia apparatus. *Bull Johns Hopkins Hosp*, 1955; 96: 49-58.
20. Smith WDA - The effects of external resistance to respiration. Part II. Resistance to respiration due to anaesthetic apparatus. *Br J Anaesth*, 1961; 33: 610-627.
21. Brown ES, Hustead R F. - Resistance of pediatric breathing systems. *Anesth Analg*, 1969; 48: 842-49.
22. Brown ES, Seniff AM, Elam JO - Carbon dioxide elimination in semiclosed systems. *Anesthesiology*, 1964; 25: 31-36.
23. Eger EI, Ethans CT - The effects of inflow, overflow and valve placement on economy of the circle system. *Anesthesiology*, 1968; 29: 93-100.
24. John WR - Anaesthesia breathing circuits. *Can Anaesth Soc J*, 1986; 33: 98-105.