TATIANA PAULA ALVARENGA DE CARVALHO-KAMAKURA

Avaliação da ventilação mecânica controlada a pressão
utilizando-se a técnica de tomografia por impedância elétrica
durante enestesia geral em cães

São Paulo

2013

TATIANA PAULA ALVARENGA DE CARVALHO-KAMAKURA

Avaliação da ventilação mecânica controlada a pressão utilizando-se a técnica de tomografia por impedância elétrica durante anestesia geral em cães

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Departamento:
Cirurgia

Área de concentração:
Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientadora:
Prof^a. Dr^a. Aline Magalhães Ambrósio

São Paulo

2013

Autorizo a reprodução parcial ou total desta obra, para fins acadêmicos, desde que citada a fonte.

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

(Biblioteca Virgínia Buff D'Ápice da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo)

T.2901 Carvalho-Kamakura, Tatiana Paula Alvarenga de
FMVZ Avaliação da ventilação mecânica controlada a pressão utilizando-se a
 técnica de tomografia por impedância elétrica durante anestesia geral em
 cães. / Tatiana Paula Alvarenga de Carvalho-Kamakura. – 2013.
 98f. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo. Faculdade de
Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo,
2013.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof^ª. Dr^ª. Aline Magalhães Ambrósio.

1. Cão. 2. Impedância. 3. Tomografia. 4. Anestesia. 5. Recrutamento. I. Título.

*Comissão de Ética no uso de animais***CERTIFICADO**

Certificamos que o Projeto intitulado "Avaliação de três modalidades ventilatórias (ventilação espontânea, controlada a volume e controlada a pressão) utilizando a bioimpedância elétrica durante anestesia geral em cães", protocolado sob o nº 2278/2011, utilizando 30 (trinta) cães, sob a responsabilidade do(a) Profa. Dra. Aline Magalhães Ambrósio, está de acordo com os princípios éticos de experimentação animal da "Comissão de Ética no uso de animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e foi aprovado em reunião de 17/8/2011.

We certify that the Research "Avaluation of espontaneous ventilation, volume and pressure controlled ventilation using the technique of tomography pulmonary by electrical bioimpedance during general anaesthesia in dogs", protocol number 2278/2011, utilizing 30 (thirty) dogs, under the responsibility Profa. Dra. Aline Magalhães Ambrósio, agree with Ethical Principles in Animal Research adopted by "Ethic Committee in the use of animals" of the School of Veterinary Medicine and Animal Science of University of São Paulo and was approved in the meeting of day 8/17/2011.

São Paulo, 18 de agosto de 2011.

Denise Tabacchi Fantoni
Presidente

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: CARVALHO-KAMAKURA, Tatiana Paula Alvarenga de
Título: Avaliação da ventilação mecânica controlada a pressão utilizando-se a técnica de tomografia por impedância elétrica durante anestesia geral em cães

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Data:_____/_____/_____

Banca Examinadora

Prof. Dr._____

Instituição:_____ Julgamento:_____

Prof. Dr._____

Instituição:_____ Julgamento:_____

Prof. Dr._____

Instituição:_____ Julgamento:_____

DEDICATÓRIA

Aos meus filhos, Yuri e Maitê, razões do meu viver, pelo carinho constante e paciência em todos os momentos de ausência...

Aos meus pais, Celina e José Carlos, por acreditarem em mim e por toda a ajuda nos momentos de aperto...

Ao meu marido Orson, pelo companheirismo, apoio, paciência e amor constantes...

Aos meus avós Dione, Lázaro, Yolanda e José, por terem colaborado para que eu me tornasse um ser humano melhor...

À minha pequena cadela Nicole, por estar sempre ao meu lado, em todos os momentos...

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora Aline Magalhães Ambrósio, por todo o apoio, pela confiança, pela entrega à profissão, por compartilhar o conhecimento e pela amizade.

Às professoras Denise Tabacchi Fantoni e Sílvia Renata Gaido Cortopassi, pelo exemplo a ser seguido e pelo conhecimento compartilhado.

Aos meus familiares, pelo amor e carinho constantes.

À querida amiga Bárbara Varela, por todo o apoio, ajuda, amizade e carinho, sem a qual a condução desse estudo não teria sido possível.

Ao querido amigo Cristiano Alves, pela descontração nos momentos de estresse e pela amizade.

Às queridas Geni Patrício e Patricia Bonifácio Flôr, pela ajuda nos momentos difíceis na condução do estudo e na rotina do centro cirúrgico.

Aos amigos de pós-graduação Lara Mott, Daniela Godói, Felipe Silveira, Larissa Cardozo, Maria Fernanda Rizzo, Sandra Braga, Amadeu Neto e Eutálio Pimenta, por, em algum momento, estarem lá, ou para ajudar e apoiar na árdua tarefa de se realizar um projeto de mestrado ou simplesmente pelos momentos de descontração.

À Jéssica Morgan, pela disponibilidade e ajuda, essenciais na elaboração dos materiais e métodos e por ter me ensinado a manipular o tomógrafo de impedância elétrica.

Aos funcionários do setor de Cirurgia de Pequenos Animais, em especial Jesus e Otávio, pelo carinho e apoio de tantos anos.

Ao professor Ângelo João Stopliglia por ceder o espaço para realização do experimento, pelas palavras de incentivo e pela descontração.

À professora Júlia Maria Matera, pelo incentivo e apoio à pesquisa.

Aos funcionários e gestores da Unimonte, pela paciência e por acreditarem em mim.

Aos professores da Unimonte, pela amizade.

Aos meus queridos alunos, pelo incentivo, pelo carinho e pela paciência na fase final do mestrado, quando posso ter faltado com eles.

Aos cães, objeto de dedicação de meus estudos e razão pela qual amo tanto meu trabalho.

EPÍGRAFE

*"O erro da ética até o momento
tem sido a crença de que só se deva aplicá-la em relação aos homens."*

Albert Schweitzer

RESUMO

CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de. **Avaliação da ventilação mecânica controlada a pressão utilizando-se a técnica de tomografia por impedância elétrica durante anestesia geral em cães.** [Evaluation of pressure-controlled ventilation using the technique of electrical impedance tomography during general anesthesia in dogs]. 2013. 98 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

A hipoventilação secundária ao procedimento anestésico é comum na prática anestésica, e, sendo assim, o emprego de técnicas de ventilação mecânica é adotado como forma de minimizar e/ou evitar os efeitos deletérios da hipoventilação. Porém, o uso de ventiladores mecânicos não é isento de risco, e atelectasias podem se formar mesmo quando são utilizados. Para análise em tempo real do pulmão, a técnica de tomografia por impedância elétrica vem sendo empregada em conjunto com outros meios de monitoração, tendo se demonstrado um meio útil de avaliação da ventilação pulmonar de maneira não invasiva, passível de ser utilizada à beira do leito e sem emissão de radiação. Estudos utilizando o tomógrafo de impedância elétrica em cães são escassos. O objetivo desse trabalho foi avaliar a ventilação de cães submetidos à anestesia inalatória e à ventilação mecânica utilizando a técnica de tomografia por impedância elétrica. Foram utilizados onze cães com peso superior a 16 kg e classificados como baixo risco anestésico (ASA I ou II). Os animais receberam acepromazina e meperidina como medicação pré-anestésica, propofol como indutor e isoflurano na manutenção da anestesia. Foram mantidos em ventilação mecânica controlada a pressão, com FiO₂ de 0,6 e pressão de pico de 10 cmH₂O durante os primeiros 90 minutos de anestesia. Foram então realizadas manobras de recrutamento alveolar e instituição de pressão positiva ao final da expiração (PEEP) de 5 cmH₂O, e os animais foram avaliados por mais 35 minutos. Os parâmetros foram avaliados 30, 60 e 90 minutos após a indução da anestesia e 5 e 35 minutos após o recrutamento e instituição da PEEP. Apesar de não ter havido diferença estatisticamente significativa nos parâmetros de oxigenação e distribuição da ventilação, foi visível a melhora clínica e nas curvas de oxigenação e impedância. As curvas de impedância geradas a partir dos dados obtidos pelo tomógrafo de impedância elétrica acompanharam as curvas de melhora na oxigenação. O fato de, no estudo, terem sido utilizados animais hígidos e submetidos à ventilação mecânica

e FiO₂ de 0,6 desde o início pode ter contribuído para não ter havido melhora estatisticamente significativa, embora clinicamente visível. As manobras de recrutamento utilizadas também foram conservadoras em comparação aos outros trabalhos realizados. Infere-se que, se utilizássemos animais doentes e com FiO₂ de 1, poderíamos ter obtido um grau maior de atelectasias nos primeiros 90 minutos de anestesia e/ou, se tivéssemos utilizado manobras de recrutamento menos conservadoras, poderíamos ter obtido melhora estatisticamente significativa após as manobras e instituição da PEEP. A tomografia de impedância elétrica parece ser um bom meio de monitoração do pulmão em tempo real em cães submetidos à anestesia inalatória.

Palavras-chave: Cão. Impedância. Tomografia. Anestesia. Recrutamento.

ABSTRACT

CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de. **Evaluation of pressure-controlled ventilation using the technique of electrical impedance tomography during general anesthesia in dogs.** [Avaliação da ventilação mecânica controlada a pressão utilizando-se a técnica de tomografia por impedância elétrica durante anestesia geral em cães]. 2013. 98 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

Hypoventilation secondary to anesthesia is common and, therefore, the use of mechanical ventilation techniques is adopted in order to minimize and/or prevent the deleterious effects of hypoventilation. However, the use of mechanical ventilators has risks, and atelectasis can develop even when they are used. For real-time analysis of the lung, the technique of electrical impedance tomography has been used in conjunction with other means of monitoring, having demonstrated to be useful for assessing pulmonary ventilation in a noninvasively way, and also can be used at the bedside and without radiation emission. There are not many studies using electrical impedance tomography in dogs. The aim of this study was to evaluate the ventilation of dogs subjected to inhalation anesthesia and mechanical ventilation using the technique of electrical impedance tomography. We used eleven dogs weighing more than 16 kg and classified as low anesthetic risk (ASA I or II). The animals were premedicated with acepromazine and meperidine, anesthesia was induced with propofol and maintained with isoflurane. Ventilation was then instituted with FiO₂ of 0.6 and peak pressure of 10 cm H₂O during the first 90 minutes of anesthesia. Alveolar recruitment maneuvers were realized and pressure positive end- expiratory pressure (PEEP) of 5 cmH₂O was initiated. The animals were evaluated for more 35 minutes then. The parameters were measured at 30, 60 and 90 minutes after induction of anesthesia and 5 and 35 minutes after recruitment. Although there was no statistically significant difference in the parameters of oxygenation and ventilation distribution, clinical improvement was visible as was the oxygenation and impedance curves. The impedance curves generated from the data obtained with the electrical impedance tomograph followed the improvement in oxygenation curves. The fact that in this study we used healthy animals undergoing mechanical ventilation with FiO₂ of 0.6 right from the beginning, may have contributed to no improvement statistically

significant but clinically visible. Recruitment maneuvers used were also conservative in comparison to other papers. We think that, if we used animals and patients with FiO_2 of 1, we could have obtained a higher degree of atelectasis in the first 90 minutes of anesthesia and/or, if we had used less conservative recruitment maneuvers, we could have obtained statistically significant improvement after maneuvers and institution of PEEP. The electrical impedance tomography seems to be a good means of real time monitoring the lung of dogs undergoing inhalation anesthesia.

Keywords: Dog. Impedance. Tomography. Anesthesia. Recruitment.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Valores referentes ao peso de cada animal utilizado no estudo, média e desvio padrão.....	46
Tabela 2 –	Valores médios e desvio padrão da porcentagem de ventilação de cada região de interesse em cada momento analisado.....	47
Tabela 3 –	Valores médios e desvio padrão da porcentagem de ventilação das RI ventrais e dorsais em cada momento analisado.....	48
Tabela 4 –	Valores médios e desvio padrão da distribuição da ventilação global e das RI em cada momento analisado, em unidades arbitrárias.....	49
Tabela 5 –	Médias e desvio padrão das variáveis ventilatórias nos diferentes tempos experimentais.....	53
Tabela 6 –	Variáveis hemodinâmicas e variáveis metabólicas e de gasometria arterial nos diferentes tempos experimentais.....	58

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Gráfico 1 –	Representação gráfica da porcentagem da ventilação de acordo com as regiões de interesse em cada momento analisado.....	48
Gráfico 2 –	Representação gráfica da porcentagem da ventilação de acordo com as RI pulmonares subdivididas em ventrais e dorsais.....	49
Gráfico 3 –	Representação gráfica da distribuição da ventilação global e de acordo com as regiões de interesse em cada momento analisado, em unidades arbitrárias.....	50
Gráfico 4 –	Representação gráfica das médias de frequência respiratória nos tempos experimentais.....	53
Gráfico 5 –	Representação gráfica das médias de EtCO ₂ nos tempos experimentais.....	54
Gráfico 6 –	Representação gráfica das médias de SpO ₂ nos tempos experimentais.....	54
Gráfico 7 –	Representação gráfica das médias da pressão de pico nos tempos experimentais.....	55
Gráfico 8 –	Representação gráfica das médias de volume por kg nos tempos experimentais.....	56
Gráfico 9 –	Representação gráfica das médias de volume total expirado nos tempos experimentais.....	56
Gráfico 10 –	Representação gráfica das médias dos valores de complacência dinâmica nos tempos experimentais.....	57
Gráfico 11 –	Representação gráfica das médias de pressão arterial de oxigênio nos tempos experimentais.....	59
Gráfico 12 –	Representação gráfica das médias da relação PaO ₂ /FiO ₂ nos tempos experimentais.....	59
Gráfico 13 –	Representação gráfica das médias de frequência cardíaca nos tempos experimentais.....	60

Gráfico 14 –	Representação gráfica das médias de pressão arterial sistólica nos tempos experimentais.....	60
Gráfico 15 –	Representação gráfica das médias de pressão arterial diastólica nos tempos experimentais.....	61
Gráfico 16 –	Representação gráfica das médias de pressão arterial média nos tempos experimentais.....	61
Gráfico 17 –	Representação gráfica das médias de pH arterial nos tempos experimentais.....	62
Gráfico 18 –	Representação gráfica das médias de pressão arterial de CO ₂ nos tempos experimentais.....	62
Figura 1 –	Imagens demonstrando a resposta do pulmão pelo TIE após indução de pneumotórax.....	29
Figura 2 –	Foto da cinta de borracha contendo os 16 eletrodos necessários para obtenção dos dados do tomógrafo de impedância elétrica.....	36
Figura 3 –	Foto de cinta posicionada no animal em decúbito dorsal.....	36
Figura 4 –	Esquema representativo da distribuição de eletrodos ao redor da caixa torácica do animal.....	38
Figura 5 –	Foto do equipamento utilizado para obtenção das imagens.....	38
Figura 6 –	Imagem representativa da divisão das regiões de interesse (RI).....	39
Figura 7 –	Imagem representativa da diferença na escala de cores.....	40
Figura 8 –	Imagem funcional obtida pelo TIE, representativa de um ciclo respiratório.....	41
Figura 9 –	Foto da tela para análise das imagens e curvas de impedância.....	42
Figura 10 –	Fotos das imagens obtidas por meio do tomógrafo de impedância elétrica nos diferentes tempos experimentais.....	50

Quadro 1 – Delineamento experimental dos momentos de avaliação paramétrica.....	45
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA: análise de variância

ASA: Sociedade Americana de Anestesiologistas

BE: excesso de base

CEUA: Comissão de Ética no Uso de Animais

CO₂: dióxido de carbono

DNA: ácido desoxirribonucleico

EIC: espaço intercostal

ETCO₂: dióxido de carbono expirado

FC: frequência cardíaca

FiO₂: fração inspirada de oxigênio

FMVZ: Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia

FR: frequência respiratória

HCO₃: bicarbonato plasmático

HOVET: Hospital Veterinário

I:E: relação inspiração e expiração

IM: intramuscular

IV: intravenosa

kg: quilogramas

kHz: quilohertz

mA: miliamperes

mg: miligramas

MHz: megahertz

M30: 30 minutos após a indução anestésica

M60: 60 minutos após a indução anestésica

M90: 90 minutos após a indução anestésica

M5recrut: 5 minutos após as manobras de recrutamento

M35recrut: 35 minutos após as manobras de recrutamento

ml: mililitros

mmHg: milímetros de mercúrio

MPA: medicação pré-anestésica

MRA: manobras de recrutamento alveolar

O₂: oxigênio

ONGs: Organizações não governamentais

PaO₂: pressão parcial de oxigênio no sangue arterial

PaCO₂: pressão parcial de dióxido de carbono no sangue arterial

PAD: pressão arterial diastólica

PAM: pressão arterial média

PAS: pressão arterial sistólica

PEEP: pressão positiva ao final da expiração

RI: regiões de interesse

RPA: recuperação pós-anestésica

SaO₂: saturação arterial de oxigênio

SpO₂: saturação parcial de oxigênio no sangue arterial

SARA: Síndrome da angústia respiratória aguda

TC: tomografia computadorizada helicoidal

TIE: tomografia por impedância elétrica

UA: unidades arbitrárias

USP: Universidade de São Paulo

VCP: ventilação controlada a pressão

VPPI: ventilação com pressão positiva intermitente

ZEEP: ausência de pressão positiva ao final da expiração (0 cmH₂O)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	19
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1	VENTILAÇÃO MECÂNICA.....	21
2.2	TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA.....	27
3	OBJETIVOS.....	32
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
4.1	LOCAL DE REALIZAÇÃO E COMISSÃO DE BIOÉTICA.....	33
4.2	SELEÇÃO DOS ANIMAIS.....	33
4.3	PROCEDIMENTO ANESTÉSICO.....	33
4.4	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	34
4.5	AVALIAÇÃO PARAMÉTRICA.....	37
4.5.1	Tomografia pulmonar por impedância elétrica.....	37
4.5.2	Parâmetros cardiovasculares.....	43
4.5.3	Parâmetros ventilatórios.....	43
4.5.4	Parâmetros de oxigenação.....	44
4.5.5	Parâmetros metabólicos.....	44
4.6	MOMENTOS DE AVALIAÇÃO.....	44
4.7	DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	45
4.8	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	45
5	RESULTADOS.....	46
5.1	ANIMAIS.....	46

5.2	VARIÁVEIS MENSURADAS NOS TEMPOS EXPERIMENTAIS..	47
5.2.1	Tomografia por impedância elétrica.....	47
5.2.2	Variáveis ventilatórias.....	52
5.2.3	Variáveis hemodinâmicas, metabólicas e de gasometria arterial.....	57
6	DISCUSSÃO.....	63
7	CONCLUSÕES.....	74
	REFERÊNCIAS.....	75
	APÊNDICES.....	83
	ANEXOS.....	96

1 INTRODUÇÃO

A hipoventilação com consequente queda na oxigenação arterial e aumento nos níveis de dióxido de carbono na circulação é fator comum na prática anestésica (HARTSFIELD, 1996; AMARAL; AULER, 2006). Visando minimizar a hipoventilação e os efeitos colaterais advindos dela, são empregadas técnicas de ventilação mecânica com auxílio de ventiladores mecânicos, o que, no entanto, não isenta a ventilação de riscos, podendo desencadear barotrauma, volutrauma, atelectrauma (SLUTSKY; RANIERI, 2000), atelectasias (LUNDQUIST et al., 1995), depleção do surfactante (VALENÇA et al., 2007) e diminuição do retorno venoso (FANTONI; CORTOPASSI, 2002). Além disso, o uso de altas frações inspiradas de oxigênio por período prolongado pode desencadear estresse oxidativo e processo inflamatório alveolar, o que pode gerar edema e hemorragia alveolar (VALENÇA et al., 2007).

Como forma de prevenção de atelectasias durante a anestesia, citam-se manobras de recrutamento alveolar (MRA) e instituição de pressão positiva ao final da expiração (PEEP) (DYHR; LAURSEN, LARSSON, 2002; SENTURK, 2006), além do uso de frações inspiradas de oxigênio abaixo de 0,5 (VALENÇA et al., 2005).

Sendo assim, em função da relevância da questão, muitos trabalhos acadêmicos surgem a cada ano para avaliar a eficácia ventilatória durante a anestesia. Esses trabalhos usam métodos de avaliação como hemogasometria (PINHEIRO et al., 2002), analisadores de gases (CARRARETTO et al., 2005), tomografia computadorizada (WRIGGE et al., 2008), biópsias (CASTILHO et al., 2003) e tomografia por impedância elétrica (TIE) (TANAKA, 2007; AMATO, 2008). Segundo Wrigge et al. (2008), a tomografia computadorizada possui o inconveniente de não poder ser utilizada no leito, sendo, dessa forma, também difícil o seu uso durante o procedimento anestésico. Entretanto, na rotina da medicina veterinária, poucos centros possuem o aparelho, e deslocar o paciente anestesiado às salas radiológicas também não é adequado por necessitar de manipulação excessiva do paciente, de uma maior quantidade de pessoas e, além disso, o paciente muitas vezes está passando por procedimento cirúrgico, o que impossibilita seu deslocamento. Por esse motivo, uma nova técnica de tomografia está sendo estudada para avaliação da ventilação pulmonar durante a anestesia, a tomografia por impedância elétrica (FRERICHS et al., 2002), que é um processo pelo qual se

procura estimar o campo de condutividade no interior do corpo mediante um método particular de obtenção de imagens por meio da injeção de corrente elétrica de baixa potência no objeto a caracterizar (TRIGO, 2001; MOLINA, 2002).

Segundo Lima (2006), para realizar a técnica, posiciona-se uma cinta na superfície corpórea ao redor da seção transversal que se deseja analisar. Em seguida, aplica-se corrente elétrica em um par de eletrodos, e os potenciais elétricos que surgem nos demais são registrados e mensurados por um sistema de aquisição de dados. A análise desses dados gera uma imagem em corte transversal do tecido, do órgão ou do sistema a ser analisado. Costa (2008) explica que os potenciais elétricos são captados e processados por uma matriz capaz de gerar uma imagem, que vai se modificando conforme mudam as características do tecido, o que torna essa tecnologia apropriada para fins de monitoração.

Frerichs e Weiler (2012) afirmam que os dados obtidos com o TIE podem caracterizar a distribuição pulmonar de maneira regional (com subdivisões de áreas pulmonares) e, conseqüentemente, podem influenciar de maneira positiva as decisões clínicas relacionadas aos ajustes do ventilador a um determinado paciente.

A TIE vem sendo empregada com sucesso na área de pneumologia humana (VICTORINO et al., 2004; ERLANDSSON et al., 2006) e em estudos com porcos (COSTA, 2008); faltam, porém, estudos em animais da espécie canina.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 VENTILAÇÃO MECÂNICA

Sabe-se que, essencialmente, todos os pacientes anestesiados sofrem algum grau de hipoventilação (HARTSFIELD, 1996). O resultado da queda da ventilação alveolar é representado por aumento da pressão arterial de dióxido de carbono (PaCO_2) e decréscimo da saturação de oxigênio no sangue arterial (PaO_2) (AMARAL; AULER, 2006). Os efeitos do excesso de dióxido de carbono (CO_2) no sangue incluem dilatação das arteríolas periféricas, depressão miocárdica, estímulo de liberação de catecolaminas que podem desencadear arritmias e/ou aumento do tônus vagal com bradicardia, que pode evoluir para parada cardíaca (HARTSFIELD, 1996). Dessa forma, diversos pacientes submetidos à anestesia podem necessitar do emprego de ventilação com pressão positiva intermitente (VPPI), entre eles, os que apresentam hipoventilação de variadas causas, ou quando se empregam fármacos bloqueadores neuromusculares, ou no decorrer de cirurgias torácicas (MUIR et al., 2001; HARTSFIELD, 1996). Outras indicações para emprego da VPPI consistem em PaCO_2 acima de 60 mmHg, frequência respiratória baixa, volume corrente baixo, saturação arterial de oxigênio (SaO_2) menor que 90% e cianose (PADDLEFORD, 2001). A anestesia geral com mais de 90 minutos de duração pode ser considerada outra razão para instituir VPPI, devido à formação de atelectasias de maneira progressiva de acordo com o tempo de anestesia. Além disso, VPPI pode ser necessária para facilitar a anestesia inalatória, pois, durante a hipoventilação, os animais podem não absorver anestésico suficiente para a manutenção da anestesia cirúrgica. A ventilação mecânica aumenta a ventilação alveolar e a captação dos anestésicos inalatórios, facilitando a manutenção da profundidade anestésica requerida (HARTSFIELD, 1996).

Segundo Gaynor et al. (1999), a incidência de hipercapnia em cães submetidos à anestesia é de 1,3%, e em gatos é de menos de 1%, e a incidência de hipoxemia em cães é de 0,5%. Entretanto, Redondo et al. (2007) observaram hipoventilação em 63,4% e hipoxemia em 16% dos cães anestesiados, demonstrando, dessa forma, a importância de um adequado monitoramento

ventilatório durante a anestesia. Em outro estudo, Brainard et al. (2006) avaliaram fatores de risco para o desenvolvimento de complicações pulmonares pós-operatórias em cães submetidos à laparotomia e detectaram aumento significativo do risco em animais com classificação de risco anestésico ASA (Sociedade Americana de Anestesiologistas) acima de 3, em cirurgias longas ou de emergência e após realização de transfusão sanguínea, fatores esses encontrados com frequência na rotina anestésica diária, sendo que o uso de ventilação mecânica pode minimizar essas complicações pós-operatórias devido ao melhor controle da função ventilatória do paciente.

Além disso, é possível que ocorram atelectasias no período transoperatório. Atelectasia é definida como o colapso pulmonar que se dá após indução anestésica, clinicamente caracterizado por redução da complacência pulmonar e comprometimento da oxigenação arterial (LUNDQUIST et al., 1995).

A obesidade também influencia nos períodos pré, trans e pós-operatórios, pois está associada com restrição da capacidade pulmonar causada por pressão intra-abdominal elevada e queda na complacência torácica (ZAVORSKY et al., 2008; PELOSI; LUECKE; ROCCO, 2011), que podem levar à hipoventilação e barotrauma durante a ventilação mecânica e, além disso, a um aumento no trabalho respiratório no período pós-operatório, sendo que a função ventilatória normal de um paciente humano obeso pode demorar até 8 semanas para ser reestabelecida (NAKATA et al., 2000). Nakata et al. (2000) ainda relatam que existem fatores agravantes nessa hipoventilação em pacientes obesos, como o decúbito adotado (dorsal) e o uso de anestésicos gerais. Nesses casos, é indicada a pré-oxigenação de 5 minutos e a realização de manobras de recrutamento alveolar (MRA) imediatamente após a indução, como formas de minimizar os problemas pulmonares advindos do procedimento (FURTIER et al., 2010). Desse modo, fica evidente a necessidade do emprego de ventilação mecânica em diversos pacientes submetidos à anestesia geral.

Comparando a manutenção da anestesia com ventilação mecânica e espontânea, Borges et al. (2010) demonstraram valores de PaCO_2 mais estáveis e próximos da normalidade com a ventilação mecânica em cães, evidenciando, dessa forma, a importância da ventilação na manutenção dos pacientes anestesiados.

A ventilação com pressão controlada pode reduzir o risco de lesão induzida pelo ventilador em relação à ventilação com volume controlado, por permitir um

controle mais preciso dos níveis máximos de pressão nas vias aéreas e pela distribuição mais homogênea dos gases nos alvéolos (DAVIS et al., 1996).

Carvalho (2005) explica que, no modo volume controlado, a aplicação de um volume considerado padrão (8 a 10 ml/kg) se distribui homogeneamente em pulmões normais, levando a uma distensão adequada de maior parte dos alvéolos. Já em pulmões cujas áreas se encontram colapsadas, o volume se distribui por uma região menor, superinsuflando esses alvéolos e, por consequência, predispondo a lesão de regiões saudáveis. Quanto ao modo pressão controlado, o mesmo autor ressalta que uma eventual deterioração da mecânica respiratória resultará em uma diminuição dos volumes inspirados.

Estudos clínicos recentes no homem e em cães comparando as duas modalidades não demonstraram diferenças significativas na perfusão e oxigenação entre ambas (PINHEIRO et al., 2002; CASTELLANA et al., 2003; UNZUETA; CASAS; MORAL, 2007; DE BAERDEMAEKER et al. 2008).

A ventilação mecânica pode desencadear barotrauma, volutrauma, atelectrauma, biotrauma (SLUTSKY; RANIERI, 2000) e atelectasias (LUNDQUIST et al., 1995), e o uso de altas frações de oxigênio pode desencadear processo inflamatório alveolar com depleção do surfactante (VALENÇA et al., 2007). Torres (2002) também cita, entre as principais complicações relatadas inerentes ao uso do ventilador mecânico, abolição do mecanismo de bomba torácica com diminuição do retorno venoso, tamponamento cardíaco, interferência com o fluxo sanguíneo pulmonar, barotrauma e atelectasias.

Considera-se barotrauma todos os graus de lesão pulmonar que acabam acarretando enfisema intersticial, pneumomediastino, pneumoperitônio, enfisema subcutâneo e pneumotórax. Acredita-se que essa complicação está relacionada a pressões de insuflação acima de 40 cmH₂O (AMARAL; AULER, 2006).

Dreyfuss e Saumon (1993) criaram o termo volutrauma para indicar que a variável crítica que causa lesão não é a pressão da via aérea, mas sim o volume. Além do prejuízo causado pela ventilação pulmonar em volumes elevados, há evidências indicando que a ventilação com volumes pulmonares baixos também pode contribuir para a lesão pulmonar. Essa lesão se relaciona com a abertura e o fechamento cíclico das unidades do pulmão, daí o termo atelectrauma.

O uso de ventilação mecânica também é causa de atelectasias, pois a aplicação de pressões altas nas vias aéreas, somada ao fechamento e à abertura

cíclicos dos alvéolos, leva ao desenvolvimento de processo inflamatório local, com lesão celular, depleção do surfactante e colapamento alveolar (AMARAL; AULER, 2006).

As atelectasias ocorrem imediatamente após a indução anestésica, tanto em pacientes em respiração espontânea, quanto naqueles ventilados mecanicamente, tendo incidência de ocorrência que varia de 50 a 90% em anestesia geral em seres humanos, e ocorrem predominantemente nas zonas dependentes do pulmão (BRISMAR et al., 1985; WARNER, 2000).

Utilizando tomografia computadorizada de tórax, Lundquist et al. (1995) estudaram 109 pacientes passando por intervenção cirúrgica abdominal eletiva sob anestesia geral. Nesse estudo, foi observado que densidades pulmonares dependentes estavam presentes em 95 pacientes (87%), sendo interpretadas como atelectasias.

Carvalho (2005) define o *shunt* como a perfusão de unidades alveolares não ventiladas, isto é, atelectásicas. Segundo o autor, o sangue que passa por esses alvéolos não ventilados não realiza a troca gasosa e retorna ao átrio esquerdo com baixa saturação de hemoglobina e baixa pressão parcial de oxigênio (O_2). A hipóxia se instala no caso de *shunts* graves (acima de 50% do débito cardíaco com circulação comprometida em relação à saturação).

A fração inspirada de oxigênio (FiO_2) está relacionada ao surgimento de atelectasias no transoperatório, segundo Rothen et al. (1993), que descreveram também que, em pacientes cirúrgicos com pulmões previamente normais submetidos à anestesia geral, o *shunt* pulmonar aumentou de 0,3% para 2,1%, ao passo que somente uma pequena quantidade de atelectasias foi detectada em tomografias de tórax obtidas após a indução da anestesia quando os pacientes foram ventilados com uma FiO_2 de 0,3. Ao se utilizar FiO_2 de 1 em vez de 0,3, o *shunt* pulmonar aumentou para 6,5%, e uma proporção maior de parênquima pulmonar se tornou colapsado. Além disso, segundo Malbouisson et al. (2008), as atelectasias desenvolvidas no período intraoperatório não são prontamente revertidas no pós-operatório e podem persistir por vários dias, aumentando o tempo de retorno à função ventilatória normal e, consequentemente, o tempo de internação de pacientes humanos. Outro fator relacionado ao surgimento de atelectasias durante a anestesia é a alteração na função do surfactante. Evidências obtidas a partir de estudos experimentais por meio da análise das curvas de pressão-volume

de pulmão isolado de cachorro mostraram uma redução no volume pulmonar máximo proporcional ao aumento do anestésico inalatório, o que poderia estar associado a uma alteração na quantidade de surfactante pulmonar relacionada à anestesia (WOO; BERLIN; HEDLEY-WHITE, 1969). As atelectasias geradas no período operatório podem ainda levar à hiperinsuflação de áreas pulmonares sadias (DREYFUSS; SAUMON, 1993).

Como forma de prevenção de atelectasias, Malbouisson et al. (2008) citam evitar a ventilação com altos volumes correntes ($> 10\text{ml/kg}$) e a utilização de pressão positiva ao final da expiração (PEEP), sendo que a não utilização de PEEP durante a ventilação mecânica, em pacientes submetidos à anestesia geral com frações elevadas de oxigênio, mesmo em associação a volumes correntes grandes, é fator importante para formação de colapso pulmonar intraoperatório (NEUMANN et al., 1999, grifo nosso).

Como maneira de evitar injúrias pulmonares relacionadas à ventilação mecânica em seres humanos portadores de síndrome da angústia respiratória aguda (SARA), há um consenso citado por Schultz et al. (2007) indicando o uso de baixos volumes correntes, pressão de platô abaixo de $30\text{ cmH}_2\text{O}$, pressão positiva ao final da expiração e hipercapnia permissiva, visando a proteger o pulmão de pressões elevadas e consequentes efeitos deletérios inerentes às técnicas ventilatórias.

Entre as complicações ventilatórias no período operatório, pode-se citar ainda a hiperóxia, que consiste em fornecimento de oxigênio em altas concentrações (FiO_2 acima de 0,5) por período prolongado (VALENÇA et al., 2007). Os autores explicam que a degradação do oxigênio em excesso nas vias respiratória gera metabólitos ativos que promovem oxidação de proteínas celulares, peroxidação de lipídeos, ruptura da cadeia de ácido desoxirribonucleico (DNA) e liberação de citocinas pró-inflamatórias. Esses fatores são inerentes ao estresse oxidativo, desencadeando, dessa forma, processo inflamatório alveolar, com aumento da permeabilidade e formação de edema e hemorragia pulmonar. Os mesmos autores estudaram o estresse oxidativo pulmonar em ratos submetidos a altas concentrações de oxigênio, e detectaram dano oxidativo alveolar a partir de 10 minutos de exposição a FiO_2 de 1. Dessa forma, indica-se a utilização de FiO_2 menor do que 0,5 para prevenção dos danos inerentes à hiperóxia.

Um estudo conduzido por Staffieri et al. (2007) comprovou que, assim como em humanos, os cães também desenvolvem atelectasias pulmonares quando

submetidos a altas frações de oxigênio inspirado. Nesse estudo, ficou comprovado que o uso de baixos níveis de FiO_2 (0,4) reduz a quantidade de atelectasias desenvolvidas no transoperatório em comparação com a utilização de níveis mais altos (acima de 0,9).

Algumas manobras podem auxiliar na prevenção do fechamento ou na abertura de alvéolos colapsados. Entre elas, estão a pressão positiva ao final da expiração (PEEP), que, quando aplicada em pulmões comprometidos, promove significativa redução do *shunt* e melhora da oxigenação arterial (SENTURK, 2006), e as manobras de recrutamento alveolar (MRA), que consistem em promover aumento sustentado de pressão nas vias aéreas com o objetivo de recrutar unidades alveolares colapsadas, aumentando a área pulmonar disponível para a troca gasosa e, conseqüentemente, a oxigenação arterial (DYHR; LAURSEN; LARSSON, 2002).

Em seres humanos, são descritas principalmente duas MRA. Uma consiste no aumento da pressão de pico para 40 cmH_2O , sustentada por 10 a 40 segundos, enquanto na outra é realizado aumento escalonado (ou gradativo) da PEEP até que a pressão de pico atinja 40 cmH_2O . Porém, como a melhora no padrão ventilatório após as MRA é transitória, a aplicação de PEEP e a de baixas concentrações de oxigênio inspirado são indicadas como forma de minimizar a recidiva de atelectasias (TUSMAN; BOHM, 2010).

O decúbito adotado pode influenciar a qualidade ventilatória, acarretando alterações na ventilação e perfusão pulmonar (BRODSKY, 2002). Elevação da cúpula diafragmática secundária à anestesia e à paralisia muscular química secundária ao uso de bloqueadores neuromusculares está associada à redução na capacidade residual funcional em pacientes em decúbito dorsal (FROESE; BRYAN, 1974; REBER; NYLUND; HEDENSTIERNA, 1998). Problemas relacionados ao decúbito podem ser minimizados garantindo-se o volume corrente e utilizando-se PEEP (BRODSKY, 2002). Nesses casos, é indicada a pré-oxigenação de 5 minutos e a realização de manobras de recrutamento alveolar imediatamente após a indução, como formas de amenização dos problemas pulmonares advindos do procedimento (FURTIER; CONSTANTIN; PELOSI, 2010). Os autores concluem que a estratégia de realizar recrutamento alveolar seguido de instituição da PEEP parece ser a melhor forma de otimizar o recrutamento alveolar durante a anestesia geral em cães.

Tusman e Bohm (2010), estudando a síndrome da angústia respiratória aguda em humanos e modelos animais experimentais, indicaram que a pressão necessária para abrir o alvéolo colapsado é muito maior do que a pressão instituída pela PEEP para manter os alvéolos abertos, ou seja, a pressão necessária para abrir o alvéolo já colapsado é mais danosa do que manter a ventilação com PEEP preventivamente.

2.2 TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

Sabendo-se da necessidade do emprego de ventilação mecânica em determinadas intervenções anestésicas e dos seus possíveis riscos, numerosas pesquisas surgem a cada ano para avaliar a eficácia ventilatória durante a anestesia com ventilação espontânea e controlada. Tais pesquisas usam métodos de avaliação como hemogasometria (PINHEIRO et al., 2002), analisadores de gases (CARRARETTO et al., 2005), tomografia computadorizada (WRIGGE et al., 2008), biópsias (CASTILHO et al., 2003) e tomografia por impedância elétrica (TIE) (TANAKI, 2007; AMATO, 2008) para avaliação da função pulmonar.

A avaliação da mecânica ventilatória por meio da tomografia computadorizada helicoidal (TC) vem sendo empregada com sucesso (MALBOUISSON et al., 2001; ALBAICETA et al., 2004; JEON et al., 2007).

Sabe-se que a tecnologia usada na TC é a de imagem seccional, o que proporciona uma melhor visualização das estruturas pulmonares internas sem sobreposição de imagens - fato que ocorre nas radiografias torácicas -, sendo essa técnica comumente utilizada para visualização de processos patológicos no sistema respiratório (PINTO, 2003; OHLERTH; SCHAR, 2007), podendo, ainda, ser uma excelente ferramenta para avaliar o pulmão durante a ventilação (MARCUCCI; NYHAN; SIMON, 2000; GATTINONI et al., 2001; ROUBY; PUYBASSET; NIESZKOWSKA, 2003). Segundo Wrigge et al. (2008), a TC, entretanto, possui o inconveniente de não poder ser utilizada no leito, o que dificulta sua utilização durante o procedimento anestésico. Na rotina veterinária, poucos centros possuem o aparelho, e deslocar o paciente anestesiado às salas radiológicas possui inconvenientes como necessidade de mais pessoas e necessidade de interromper o procedimento cirúrgico. Por esse motivo, uma nova técnica de tomografia está

sendo estudada para avaliação da ventilação pulmonar durante a anestesia: a tomografia por impedância elétrica (FRERICHS et al., 2002).

A TIE é um processo pelo qual se procura estimar o campo de condutividade no interior do corpo mediante um método particular de obter imagens por meio da injeção de corrente elétrica de baixa potência no objeto a caracterizar (TRIGO, 2001; MOLINA, 2002). Bioimpedância, em termos físicos, é uma oposição oferecida pelos tecidos do corpo à passagem de uma corrente elétrica, sendo realizada a leitura da diferença de potencial produzida entre diferentes eletrodos (MAYFIELD; UAUY; WAIDELICH, 1991).

A imagem é obtida a partir dos potenciais elétricos ou correntes detectados na superfície do objeto (TRIGO, 2001; MOLINA, 2002). Os valores de corrente empregados são baixos e variam na frequência entre 10 kHz e 1 MHz e na intensidade entre 1 a 10 mA (JESUS; LEMAIRE, 2005).

A impedância corpórea pode ser genericamente representada pela combinação de dois vetores ortogonais entre si: resistência (R) e reatância (X_c) (GRAZIOZO, 1990). Resistência é a oposição do condutor ao fluxo de corrente, enquanto reatância consiste na resistência adicional ao fluxo elétrico oferecido pela capacitância da membrana celular, interfaces teciduais e substâncias não iônicas (LUKASKY, 1987).

Como o ar é significativamente menos condutivo do que os outros tecidos no tórax, variações no volume pulmonar provocam mudanças significativas na distribuição da condutividade, e isso é transformado em imagem pelo TIE (ADLER et al., 1998).

Segundo Lima (2006), para realizar a técnica, uma cinta é posicionada na superfície corpórea ao redor da seção transversal que se deseja analisar. A corrente elétrica flui através do corpo, pelos fluidos fisiológicos e pela movimentação dos íons intra e extracelulares. O corpo consiste de uma mistura de células fluidas em que há uma grande variedade de resistências e capacitâncias em série e em paralelo (KENNETH; LUKASKI, 1996). Na TIE, aplica-se corrente elétrica em um par de eletrodos, e os potenciais elétricos que surgem nos demais são mensurados e registrados por um sistema de aquisição de dados. A análise desses dados gera uma imagem em corte transversal do tecido, do órgão ou do sistema a ser analisado (LIMA, 2006). A cinta usualmente possui 16 ou 32 eletrodos, e as voltagens são mensuradas de maneira rápida e sucessiva. Os potenciais elétricos são captados e

processados por uma matriz capaz de gerar uma imagem, que vai modificando-se conforme mudam as características do tecido, o que torna essa tecnologia apropriada para fins de monitoração (COSTA, 2008).

Cada *pixel* de uma imagem de tomografia de impedância elétrica corresponde à variação da impedância ocorrida naquela região. Sendo assim, uma área não ventilada por algum motivo (por exemplo, atelectasias) apresentará sempre a mesma imagem na TIE, pois uma determinada área só se torna visível à TIE relativa quando sua impedância se altera (COSTA, 2008).

A média (ou soma simples) dos valores de todos os *pixels* em uma imagem gera um sinal pletismográfico global, quando disposta graficamente no plano cartesiano contra o tempo. O sinal pletismográfico correlaciona-se linearmente com mudanças no conteúdo de ar no parênquima. Assim que os sinais são aplicados nas regiões de interesse, produzem sinais pletismográficos regionais (NOPP et al., 1997; VICTORINO et al., 2004). Quando os pixels são analisados em conjunto, geram uma imagem chamada de mapa da ventilação, equivalente às imagens funcionais, e gerada aproximadamente a cada três ou quatro ciclos respiratórios. Um filtro temporal elimina componentes de frequência próxima ou superior à frequência cardíaca. As oscilações cíclicas consequentes à ventilação são automaticamente filtradas ao se fazer a média de impedância ao longo de ciclos respiratórios completos (COSTA, 2008).

Costa (2008) induziu pneumotórax em porcos e avaliou a distribuição da ventilação com a técnica de TIE, tendo demonstrado alteração no padrão da ventilação mesmo com os menores volumes injetados no espaço pleural (20 ml), conforme demonstrado na figura 1.

Figura 1 - Imagens demonstrando a resposta do pulmão pelo TIE após indução de pneumotórax

Fonte: (COSTA, E. L. V., 2008)

Legenda: Nota-se evidente diminuição da área ventilada (em azul, à direita) com o aumento do volume injetado no espaço pleural. Cinza indica ausência de ventilação. O gradiente de cores, do azul ao mais claro, indica valores crescentes de ventilação.

Dessa forma, Costa (2008) conclui que a avaliação do pulmão com auxílio da TIE dos pacientes mantidos em ventilação mecânica pode fornecer informações detalhadas do parênquima pulmonar, evidenciando graus de atelectasia, ruptura alveolar e expansão pulmonar, podendo auxiliar não só a esclarecer as vantagens do uso de manobras de recrutamento alveolar e pressão positiva ao final da expiração, mas também a como detectar prováveis atelectasias durante anestesia geral.

O número de estudos utilizando a TIE vem aumentando significativamente nos últimos anos. Isso é um reflexo da necessidade de intensivistas e anestesistas melhor acessarem a função pulmonar de seus pacientes, especialmente nos mecanicamente ventilados, e da esperança de que a TIE possa se tornar uma grande ferramenta para essa melhor avaliação (FRERICHS; WEILER, 2012). Os mesmos autores ainda afirmam que os dados obtidos com a TIE podem caracterizar a distribuição pulmonar de maneira regional (com subdivisões de áreas pulmonares) e, sendo assim, talvez influenciem de maneira positiva decisões clínicas relacionadas ao ajuste do ventilador a um determinado paciente.

A TIE vem sendo empregada com sucesso nas áreas de pneumologia humana, para avaliação regional de áreas pulmonares e detecção de atelectasias (VICTORINO et al., 2004; ERLANDSSON et al., 2006). No trabalho de Costa (2008), houve indução de pneumotórax em porcos e, em um dos animais do estudo, pôde-se detectar a alteração segundos após, através da TIE, antes de haver alteração significativa de qualquer outro parâmetro, demonstrando aplicabilidade real da

técnica em detecção de alterações ventilatórias de maneira imediata. Experimentalmente, a TIE vem sendo aplicada em animais da espécie suína avaliando tanto a ventilação pulmonar regional quanto a eficácia das manobras de recrutamento alveolar empregadas (ODENSTEDT et al., 2005; MEIER et al., 2007). No entanto, os estudos na espécie canina ainda parecem escassos.

Um estudo realizado por Adler et al. (1998) avaliou a aplicabilidade do TIE em cães. Foram analisados 8 cães com um equipamento de TIE que possuía eletrodos em forma de agulha, dispostos ao redor do tórax, e os autores concluíram que a TIE é um método não invasivo de monitorar o volume pulmonar sem interferir na respiração normal e sem riscos de contaminar a equipe cirúrgica em comparação com a TC, além de fornecer informações sobre a distribuição da ventilação. Não foram encontrados mais trabalhos utilizando a TIE em cães.

Além disso, existem pesquisas em andamento utilizando a TIE para avaliação da perfusão pulmonar (FRERICHS et al., 2002; BORGES et al., 2011), demonstrando que ainda não se explorou a contento a técnica e, conseqüentemente, muitos estudos serão necessários para aprimoramento de seu uso.

3 OBJETIVOS

O presente estudo teve como objetivo avaliar o comportamento da ventilação pulmonar em cães submetidos à anestesia geral e ventilação controlada à pressão com auxílio do tomógrafo de impedância elétrica, avaliando a presença de possíveis áreas de atelectasias antes e após as manobras de recrutamento alveolar, além de relacionar as alterações da gasometria e da oxigenação com as alterações observadas na tomografia de impedância elétrica.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 LOCAL DE REALIZAÇÃO E COMISSÃO DE BIOÉTICA

O estudo foi realizado no Hospital Veterinário (HOVET) da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia (FMVZ) da Universidade de São Paulo (USP). O protocolo experimental foi previamente aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da FMVZ USP, sob o número 2278/2011.

4.2 SELEÇÃO DOS ANIMAIS

Foram utilizados 11 cães pesando acima de 16 kg, sem predileção de idade, raça ou sexo. Os animais eram provenientes de organizações não governamentais (ONGs) de proteção animal e foram submetidos à intervenção cirúrgica eletiva (esterilização). Os procedimentos cirúrgicos foram realizados após a obtenção de todos os dados do estudo, tendo sido finalizado o procedimento experimental. Todos os animais foram avaliados em decúbito dorsal. Realizaram-se exame físico, hemograma completo e eletrocardiograma, sendo incluídos no estudo os animais classificados como ASA I ou II, e excluídos os que possuísem qualquer anomalia que pudesse interferir no experimento.

Os proprietários estavam cientes e concordaram com a realização do protocolo experimental, autorizando-o por escrito, conforme o termo de consentimento (Anexo A).

4.3 PROCEDIMENTO ANESTÉSICO

A medicação pré-anestésica (MPA) instituída foi acepromazina¹ na dose de 0,05 mg/Kg e meperidina² na dose de 3 mg/Kg, administradas pela via intramuscular

¹ Acepromazina® - Syntec do Brasil, Cotia, SP.

² Dolosal® – Cristália Produtos Químicos Farmacêuticos Ltda., Itapira, SP

(IM). Era então realizada tricotomia para acessos venoso e arterial, para o procedimento cirúrgico e para o posicionamento da cinta do TIE, na região do 5º espaço intercostal. Após 15 minutos, a indução anestésica foi realizada com propofol³ 5mg/kg pela via intravenosa (IV) e, em seguida, feita a intubação orotraqueal com sonda de tamanho apropriado para cada animal. Os animais foram mantidos entre o 2º e o 3º plano de anestesia do III estágio de Guedel por meio de anestesia inalatória com isoflurano⁴ em concentração expirada de 1,0 a 1,6%, e fração inspirada de oxigênio (FiO₂) de 0,6 monitorada por meio de analisador de gases. Para que se obtivesse FiO₂ de 0,6, seguiu-se normograma entre a mistura de O₂ e ar comprimido, acompanhando-se os valores alcançados no analisador de gases respiratórios. O fármaco bloqueador neuromuscular (BNM) rocurônio⁵ foi administrado na dose de 0,6 mg/kg por via intravenosa em todos os animais. Se houvesse indício de movimentos respiratórios espontâneos durante o procedimento, os animais recebiam metade da dose inicial de rocurônio (0,3 mg/kg) por via intravenosa.

4.4 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Logo após a indução anestésica, os animais receberam o BNM e foram mantidos em ventilação mecânica no modo pressão controlada (VCP), em ventilador eletrônico microprocessado⁶, com pressão de pico inspiratório de 10 cmH₂O. Todos os animais foram submetidos a FiO₂ de 0,6 desde o início da anestesia. Não foi utilizada pressão positiva ao final da expiração (ZEEP) até os primeiros 90 minutos iniciais da anestesia, relação inspiração-expiração (I:E) de 1:2 e frequência respiratória (FR) ajustada para manter os valores de pressão arterial de CO₂ entre 30 e 40 mmHg.

Após 90 minutos de anestesia, foram realizadas duas manobras de recrutamento alveolar, através do aumento da pressão de pico inspiratória para 20 cmH₂O, sustentada durante 10 segundos com 10 segundos de intervalo entre elas,

³ Propovan® – Cristália Produtos Químicos Farmacêuticos Ltda., Itapira, SP.

⁴ Isoforin® - Cristália Produtos Químicos Farmacêuticos Ltda., Itapira, SP.

⁵ Esmeron® – Organon do Brasil Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP.

⁶ Shogum Evolution – Takaoka, São Paulo, Brasil

realizadas manualmente através da compressão do balão reservatório. A PEEP de 5 cmH₂O foi adotada logo em seguida às manobras e mantida pelo restante do procedimento anestésico. Colheram-se os dados durante 95 minutos de anestesia ao todo.

Foi estabelecido um acesso arterial (artéria metatársica) para mensuração das pressões arteriais sistólica, diastólica e média, e para coleta de amostras de sangue arterial para análise gasométrica.

Após a estabilização da anestesia, os animais foram submetidos ao exame tomográfico por impedância elétrica. Foi realizada antissepsia com álcool 70% no local onde a cinta (Figura 2) seria posicionada, com função de desengordurar a pele do paciente e evitar interferências. Facilitou-se a condução da corrente elétrica com o uso de gel condutor, e, então, posicionava-se a cinta ao redor das caixas torácicas dos animais (Figura 3). No período transanestésico, foi instituída fluidoterapia IV com solução de Ringer Lactato de Sódio em dose de manutenção (10 ml/kg/hora). Quando necessário, agentes vasopressores ou inotrópicos foram administrados na terapia de suporte cardiovascular.

Figura 2 - Foto da cinta de borracha contendo os 16 eletrodos necessários para obtenção dos dados do tomógrafo de impedância elétrica

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: Cada conjunto de 8 eletrodos possui um cabo de saída (seta), que era conectado a um outro cabo que conduzia ao TIE.

Figura 3 - Foto de cinta posicionada no animal em decúbito dorsal

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: pode-se visualizar um eletrodo "extra" posicionado na região do abdômen do animal, que funciona como terra (seta).

Após a intervenção cirúrgica, foi realizada reversão do bloqueio neuromuscular com administração de neostigmina na dose de 0,04 mg/kg por via intravenosa. A atropina na dose de 0,04 mg/kg por via intravenosa foi administrada juntamente com a neostigmina para evitar efeito colinérgico indesejado. Realizou-se a extubação após retorno do reflexo de deglutição, e os animais foram levados à sala de recuperação pós-anestésica (RPA), onde permaneceram até atingir nível de consciência e parâmetros vitais adequados para receber alta.

4.5 AVALIAÇÃO PARAMÉTRICA

4.5.1 Tomografia pulmonar por impedância elétrica

Após tricotomia da área torácica, foi posicionada uma cinta com 16 eletrodos equidistantes, em um único plano, na altura do 5º espaço intercostal do animal, os quais foram conectados ao aparelho de tomografia de impedância elétrica Dräger® Medical⁷. O primeiro eletrodo posicionado foi o esternal, e os demais numerados sequencialmente pelo lado esquerdo do animal (Figura 4). Um eletrodo de referência foi posicionado na altura do abdômen (Figura 3). Todos os dados foram gravados e armazenados em um computador⁸ com *software*⁹ para avaliação (Figura 5).

⁷ Dräger Medical AG, Lübeck, Alemanha – EIT Evaluation Kit Software 3.n for Regional Lung Monitoring

⁸ HP omnibook xe4500 com Microsoft Windows® XP

⁹ DrägerEIT.exe versão 3n e EIT SystemCheck.exe

Figura 4 - Esquema representativo da distribuição de eletrodos ao redor da caixa torácica do animal

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: Azul: caixa torácica do animal. Vermelho: eletrodos do TIE.

Figura 5 - Foto do equipamento utilizado para obtenção das imagens

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: 1: computador com software específico instalado; 2: unidade básica do TIE; 3: transformador; 4: unidade utilizada para calibração (Phantom).

À semelhança de estudos com tomografia computadorizada, a imagem da distribuição corrente da impedância relativa ventilatória foi analisada ventrodorsalmente, sob a forma de 4 camadas horizontais (Figura 6). Além de mensurações em unidades arbitrárias (UA), a análise também consistiu na avaliação da distribuição corrente percentual, conforme sugerem Putensen, Wrigge e Zinserling (2007) para análise da área pulmonar ventilada.

A imagem dinâmica era demonstrada de maneira contínua pelo computador, e acompanhava em tempo real os movimentos respiratórios do animal. De maneira intermitente, demonstrava-se a imagem funcional, logo abaixo da imagem dinâmica, que correspondia a um ciclo respiratório, ou seja, a cada ciclo respiratório a imagem mudava de acordo com a média da impedância elétrica durante esse ciclo, conforme explicam Costa (2008). As regiões de interesse (RI) foram selecionadas de acordo com a posição anatômica do tecido pulmonar disponível para análise, a partir de então, realizando quatro cortes horizontais, assim como realizado por Bikker et al. (2011).

Figura 6 - Imagem representativa da divisão das regiões de interesse (RI)

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: 1 e 2, áreas não dependentes (ventrais); 3 e 4, áreas dependentes (dorsais).

Para análise da imagem em relação à distribuição da ventilação, foi utilizada escala de cores que ia do branco ao azul, sendo as áreas brancas as com menor impedância e, conseqüentemente, as mais ventiladas (o ar não é um bom condutor elétrico), e as azuis as com maior impedância e, conseqüentemente, as menos ventiladas (parênquima e tecidos adjacentes atuando como condutor). Vale ressaltar aqui que, no momento da análise, o computador demonstrava imagem com escala de cores em azul, amarelo e vermelho, porém, ao ser analisada posteriormente pelo *software* do aparelho, a imagem se tornava azul e branca (Figura 7). Entende-se que essa é uma maneira de simplificar a análise e minimizar erros analíticos.

Figura 7 - Imagem representativa da diferença na escala de cores

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: À esquerda, a escala utilizada em tempo real. À direita, a escala utilizada posteriormente, na análise dos momentos gravados pelo *software*. Movie, imagem em tempo real, dinâmica. Functional e Tidal Image, imagens representativas de um ciclo respiratório.

A imagem analisada, assim como na tomografia convencional, representa um corte craniocaudal, e a imagem à esquerda representa o lado direito do animal (Figura 8) (TESCHNER; IMHOFF). Era gravada uma imagem basal, definida como “*baseline*” pelo aparelho, após 30 minutos da indução anestésica e quando se iniciava a coleta de dados. Segundo o manual de instrução do aparelho, a gravação do momento basal pela seleção de “*baseline*” torna mais óbvios os impactos de mudanças na ventilação nas curvas de impedância. É importante salientar que, uma vez posicionados os eletrodos e iniciada a gravação, não ocorria nova manipulação da cinta, dos eletrodos ou do paciente, que permanecia na mesma posição até o fim do procedimento, o que procurava garantir que o corte da área pulmonar observado no início do estudo fosse o mesmo visualizado ao final da coleta de dados.

Figura 8 - Imagem funcional obtida pelo TIE, representativa de um ciclo respiratório

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: O lado esquerdo da foto é o lado direito do paciente, análise craniocaudal. 1 e 2: RI 1 e 2, áreas mais ventrais do pulmão; 3 e 4: RI 3 e 4, áreas mais dorsais do pulmão.

Além das imagens, eram analisadas também as curvas de impedância, representativas da atividade respiratória no tempo. Visualizavam-se cinco curvas, que representavam a análise global e as análises regionais (RI 1, 2, 3 e 4 do pulmão), além de números para análise, ou em unidades arbitrárias (numeração criada para análise tomográfica) ou em porcentagem, essa que representava o

percentual de área de interesse ventilada no tórax, e foi utilizada para gerar os gráficos de análise neste trabalho (Figura 9).

Figura 9 - Foto da tela para análise das imagens e curvas de impedância

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: A imagem superior à esquerda representa a imagem dinâmica. Logo abaixo, há a imagem representativa de um ciclo respiratório, ou funcional. A primeira curva, acima, demonstra a análise global do tórax, enquanto as curvas abaixo representam as análises por região. O número que se encontra acima de cada curva indica a contagem arbitrária da impedância, enquanto a porcentagem, logo em seguida, reflete a porcentagem de área ventilada por região de interesse.

A cinta foi cuidadosamente colocada na região do 5º espaço intercostal para que não houvesse interferência da movimentação craniocaudal do diafragma, conforme citam Bikker et al. (2011).

Bikker et al. (2011) alertam para a influência do diafragma se movimentando craniocaudalmente na análise das imagens, quando utilizaram a cinta na altura do 6º ao 7º espaço intercostal (EIC). Por esse motivo, foi escolhido o 5º EIC, na tentativa de minimizar a influência da cúpula diafragmática nas imagens obtidas, o que poderia gerar análises errôneas da distribuição ventilatória.

Os animais estudados se encontravam em decúbito dorsal. Para análise da imagem, foram realizados quatro cortes horizontais, que representam, juntos, 100% da área pulmonar. Consideraram-se 1 e 2 as áreas mais ventrais e,

consequentemente, não dependentes de gravidade, e 3 e 4 as áreas mais dorsais e, consequentemente, dependentes de gravidade.

4.5.2 Parâmetros cardiovasculares

- ✓ Frequência cardíaca (FC): a frequência e o ritmo cardíaco foram avaliados com auxílio do cardioscópio do monitor multiparamétrico¹⁰.
- ✓ Pressão arterial: a pressão arterial foi mensurada diretamente através de cateter posicionado na artéria metatársica e acoplado ao transdutor de pressão do monitor multiparamétrico⁹, obtendo-se, dessa forma, as pressões arteriais média (PAM), sistólica (PAS) e diastólica (PAD).

4.5.3 Parâmetros ventilatórios

- ✓ Pressão parcial de dióxido de carbono no ar expirado (ETCO₂): a pressão de dióxido de carbono no final da expiração foi avaliada com auxílio de capnógrafo¹¹ com sensor acoplado entre o tubo endotraqueal e a traqueia corrugada do aparelho de anestesia.
- ✓ Frequência respiratória (FR): foi avaliada pelo analisador de gases⁸.
- ✓ Avaliação da concentração inspirada e expirada do agente anestésico: foi avaliada pelo analisador de gases⁸.
- ✓ Pressão parcial de dióxido de carbono no sangue arterial (PaCO₂): foi avaliada por meio do hemogasômetro¹². As amostras de sangue arterial foram colhidas na linha do catéter introduzido na artéria metatársica do cão de maneira intermitente.
- ✓ Complacência dinâmica do sistema respiratório: foi calculada utilizando-se a seguinte fórmula: complacência dinâmica = volume corrente / (pressão pico - PEEP).
- ✓ Volume inspiratório, volume expiratório, volume minuto e pressão máxima e média de via aérea: os volumes de ar inspirado, expirado e volume minuto e

¹⁰ Monitor Portal DX 2020 – Dixtal Biomédica Ind., Manaus, Brasil.

¹¹ Poet IQ2-8500Q – Criticare Systems, Waukesha, EUA.

¹² ABL-5 – Radiometer, Copenhagen, Dinamarca.

¹¹ SAT 500 – Takaoka, Sao Paulo, Brasil

também a pressão máxima e a média das vias aéreas foram mensurados com auxílio do monitor de ventilação do ventilador¹¹.

4.5.4 Parâmetros de Oxigenação

- ✓ Saturação parcial de oxi-hemoglobina (SpO_2): foi avaliada por meio de oximetria de pulso do monitor multiparamétrico⁷ com o sensor posicionado na ponta da língua do animal.
- ✓ Saturação parcial de oxigênio no sangue arterial (SaO_2): foi avaliada com auxílio do hemogasômetro¹⁰, a partir de amostras de sangue arterial colhidas na linha do cateter introduzido na artéria metatársica do cão.
- ✓ Pressão parcial de oxigênio no sangue arterial (PaO_2): foi avaliada por meio do hemogasômetro¹⁰ com amostras de sangue arterial colhidas na linha do cateter introduzido na artéria metatársica do cão.
- ✓ Relação PaO_2/FiO_2 : foi calculado pela relação entre PaO_2 e FiO_2 .

4.5.5 Parâmetros metabólicos

- ✓ Bicarbonato plasmático (HCO_3^-), déficit de base (BE) e pH do sangue arterial: foram avaliados pelo hemogasômetro¹⁰ a partir de amostras de sangue arterial colhidas na linha do cateter introduzido na artéria metatársica do cão.
- ✓ Temperatura transretal: foi mensurada com termômetro de mercúrio posicionado na ampola retal do cão.

4.6 MOMENTOS DE AVALIAÇÃO

As avaliações paramétricas foram realizadas nos seguintes momentos:

1. M30: 30 minutos após a indução da anestesia
2. M60: 60 minutos após a indução da anestesia
3. M90: 90 minutos após a indução da anestesia
4. M5_{recrut}: 5 minutos após a realização das manobras de recrutamento alveolar e instituição de PEEP de 5 cmH₂O

5. M35_{rerut}: 35 minutos após a realização das manobras de recrutamento alveolar e instituição de PEEP de 5 cmH₂O

4.7 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Quadro 1 - Delineamento experimental dos momentos de avaliação paramétrica

4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados obtidos foram confrontados estatisticamente em programa de computador¹², por meio de provas paramétricas, empregando-se análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas seguida do teste de Tukey para a comparação dos diferentes tempos de observação de um mesmo grupo. O grau de significância estabelecido para os dois testes estatísticos foi de 5% ($p < 0,05$).

5 RESULTADOS

Os dados estatísticos foram representados nas tabelas sob a forma de símbolos. Foram elaborados gráficos dos parâmetros considerados mais importantes. As tabelas dos parâmetros individuais de cada animal se encontram nos apêndices A, B, C e D.

5.1 ANIMAIS

Em relação ao peso, houve diferença significativa dos valores dos animais 6 e 10, que pesaram 84 kg e 40 kg, respectivamente, em relação aos demais animais do estudo. Optou-se por mantê-los nas análises por não alterarem de maneira significativa as análises finais, visto que se apresentaram em boas condições para participação do estudo. A tabela 1 demonstra o peso vivo em kg de cada animal, bem como a média e o desvio padrão do peso corpóreo.

Tabela 1: Valores referentes ao peso de cada animal utilizado no estudo, média e desvio padrão

	Peso (kg)
Animal 1	22
Animal 2	20,5
Animal 3	22,4
Animal 4	20,7
Animal 5	26
Animal 6	84
Animal 7	27
Animal 8	16,5
Animal 9	16,6
Animal 10	40
Animal 11	22,8
Média	29,0
DP	19,3

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Todos os animais completaram o protocolo experimental e passaram pelo procedimento cirúrgico sem intercorrências. Não houve óbitos.

5.2 VARIÁVEIS MENSURADAS NOS TEMPOS EXPERIMENTAIS

5.2.1 Tomografia por impedância elétrica

A tabela 2 demonstra a média e o desvio padrão dos valores, em porcentagem, de cada RI em cada momento analisado pelo TIE de todos os animais. O gráfico 1 demonstra a evolução da distribuição da ventilação em cada área, em porcentagem, de acordo com os tempos experimentais. Não houve diferença estatística importante ($p>0,05$), embora seja evidente tendência a diminuição da porcentagem de ventilação das RI 1 e 2 e aumento da porcentagem de ventilação nas RI 3 e 4 após as MRA (M5recrut e M35recrut).

Tabela 2 - Valores médios e desvio padrão da porcentagem de ventilação de cada região de interesse em cada momento analisado

	RI 1 (%)	RI 2 (%)	RI 3 (%)	RI 4 (%)
M30	15,10 ± 4,32	41,18 ± 7,55	27,98 ± 4,25	10,59 ± 3,78
M60	15,19 ± 5,23	39,51 ± 6,26	28,52 ± 4,58	11,48 ± 3,50
M90	15,38 ± 5,61	39,57 ± 6,06	28,53 ± 4,70	11,20 ± 3,59
M5recrut	13,92 ± 4,56	38,32 ± 7,07	30,80 ± 4,76	11,98 ± 4,64
M35recrut	14,23 ± 3,69	39,14 ± 6,86	30,26 ± 3,18	11,29 ± 4,85

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: RI: região de interesse.

Gráfico 1 - Representação gráfica da porcentagem da ventilação de acordo com as regiões de interesse em cada momento analisado

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: RI: região de interesse

A tabela 3 e o gráfico 2 demonstram a porcentagem de ventilação nas regiões de interesse dorsais e ventrais nos momentos analisados. Para isso, somou-se os valores das RI 1 e 2 (áreas ventrais) e 3 e 4 (áreas dorsais). Pode-se notar pequeno aumento na porcentagem de ventilação nas áreas dorsais em M5recrut e M35recrut em relação a M90 e pequena diminuição na porcentagem de ventilação nas áreas ventrais em M5recrut e M35recrut, embora os valores obtidos tenham sido considerados estatisticamente não significativos ($p > 0,05$).

Tabela 3 - Valores médios e desvio padrão da porcentagem de ventilação das regiões de interesse ventrais e dorsais em cada momento analisado

	RI Ventrais (%)	RI Dorsais (%)
M30	56,28 ± 9,50	38,57 ± 7,22
M60	54,70 ± 10,68	40,00 ± 7,97
M90	54,95 ± 10,73	39,73 ± 7,97
M5recrut	52,23 ± 10,66	42,78 ± 9,00
M35recrut	53,38 ± 11,10	41,55 ± 9,61

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: RI: regiões de interesse

Gráfico 2 - Representação gráfica da porcentagem da ventilação de acordo com as RI pulmonares subdivididas em ventrais e dorsais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: RI, regiões de interesse. Ventrais: RI 1 e 2; Dorsais: RI 3 e 4.

A tabela 4 demonstra a média e o desvio padrão dos valores, em unidades arbitrárias, global e de cada área, em cada momento analisado pelo TIE de todos os animais. O gráfico 3 demonstra a evolução da distribuição da ventilação nas áreas de interesse de acordo com os tempos experimentais, em unidades arbitrárias. Não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$), embora tenha havido tendência a diminuição dos valores em nas RI 1 e 2 e aumento dos valores em RI 3 e 4 após as MRA (M5 recrut e M35recrut).

Tabela 4 - Valores médios e desvio padrão da distribuição da ventilação global e das RI em cada momento analisado, em unidades arbitrárias

Médias	Global	RI 1	RI 2	RI 3	RI 4
M30	8999 ± 5024	1228 ± 624	3535 ± 1840	2728 ± 1749	1049 ± 750
M60	9127 ± 5261	1259 ± 625	3545 ± 1880	2754 ± 1883	1107 ± 783
M90	9185 ± 5201	1277 ± 630	3624 ± 1924	2723 ± 1867	1090 ± 783
M5recrut	8674 ± 4244	1126 ± 482	3312 ± 1368	2796 ± 1721	1039 ± 731
M35recrut	9149 ± 5687	1095 ± 523	3288 ± 1890	3116 ± 2174	1207 ± 936

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: RI: região de interesse

Gráfico 3 - Representação gráfica da distribuição da ventilação global e de acordo com as regiões de interesse em cada momento analisado, em unidades arbitrárias

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: RI: região de interesse

Em relação às imagens obtidas pelo TIE, na maioria dos animais é visível melhora da distribuição da ventilação nas RI dorsais do pulmão em M5recrut e M35recrut (Figura 10). A melhora às vezes era visível na distribuição como um todo, ou seja, aumento da área total ventilada, como, no animal 1, ou na distribuição nas RI dorsais, ou seja, redistribuição da ventilação para essas áreas, visível no animal 4, onde as áreas de coloração branca (ou seja, mais ventiladas) são mais visíveis nas RI dorsais do pulmão em M5recrut e M35recrut.

Figura 10 - Fotos das imagens obtidas por meio do tomógrafo de impedância elétrica nos diferentes tempos experimentais (continua)

(continuação)

(conclusão)

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: 1: região de interesse 1 ventral; 2: região de interesse 2, ventral; 3: região de interesse 3, dorsal; 4: região de interesse 4, dorsal.

5.2.2 Variáveis ventilatórias

Em relação às variáveis ventilatórias, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) em relação à frequência respiratória (FR), saturação parcial de oxigênio (SpO_2) e dióxido de carbono ao final da expiração ($EtCO_2$), conforme demonstram a tabela 5 e os gráficos 4, 5 e 6.

Tabela 5 - Médias e desvio padrão das variáveis ventilatórias nos diferentes tempos experimentais

VARIÁVEL	M30	M60	M90	M5recrut	M35recrut
FR mpm	9,90 ± 1,5	9,90 ± 1,9	9,54 ± 2,1	9,36 ± 2,1	9,27 ± 2,6
SpO₂ %	97,90 ± 2,2	98,09 ± 1,9	98,09 ± 2,0	98,09 ± 2,3	97,81 ± 2,1
Iso ex %	1,05 ± 0,2	1,09 ± 0,3	1,11 ± 0,3	1,07 ± 0,3	1,06 ± 0,3
EtCO₂ mmHg	36,63 ± 6,7	37,36 ± 7,0	35,72 ± 6,6	36,72 ± 7,6	37,90 ± 8,7
O₂ ins %	67,81 ± 5,2	66,18 ± 3,0	66,27 ± 2,7	66 ± 2,7	66 ± 2,9
Vol ex MI	277,09 ± 113,4	268,90 ± 100,3	272,81 ± 135,8	307,81 ± 133,0	319,36 ± 120,7
Vol/kg MI	10,6 ± 3,1	10,4 ± 3,0	10,0 ± 2,8	11,8 ± 4,1	12,5 ± 4,2
P pico cmH₂O	11,63 ± 2,0	11,36 ± 2,1	11,27 ± 2,8	15 ± 2,6 *†	14,72 ± 2,7 *
Comp di ml/cmH₂O	23,70 ± 7,16	23,64 ± 6,39	23,77 ± 7,55	31,04 ± 11,68	32,89 ± 7,91

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: FR: frequência respiratória; SpO₂: saturação parcial de oxigênio; Iso ex: isoflurano expirado; EtCO₂: dióxido de carbono ao final da expiração; O₂ ins: oxigênio inspirado; Vol ex: volume expirado; Vol/kg: volume expirado por kg; P pico: pressão de pico; Comp di: complacência dinâmica * p<0,05 vs. M30; † p<0,01 vs. M90.

Gráfico 4 - Representação gráfica das médias de frequência respiratória nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: FR: frequência respiratória.

Gráfico 5 - Representação gráfica das médias de EtCO₂ nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: EtCO₂: dióxido de carbono no ar expirado.

Gráfico 6 - Representação gráfica das médias de SpO₂ nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: SpO₂: saturação parcial de oxigênio.

A pressão de pico apresentou valores significativamente maiores ($p < 0,05$) quando comparados os momentos M30 com M5recrut e M35recrut. Houve diferença estatística extremamente significativa entre M90 e M5recrut ($p < 0,01$), conforme demonstrado na tabela 5 e no gráfico 7.

Gráfico 7 - Representação gráfica das médias da pressão de pico nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: Ppico: pressão de pico nas vias aéreas. * $p < 0,05$ vs. M30; † $p < 0,01$ vs. M90

Houve tendência ao aumento do volume expirado e do volume expirado por kg de peso nos momentos M5recrut e M35recrut em relação aos momentos iniciais (M30, M60 e M90), visível na tabela 5 e nos gráficos 8 e 9, embora a diferença tenha sido estatisticamente não significativa nos testes estatísticos utilizados ($p > 0,05$).

Gráfico 8 - Representação gráfica das médias de volume por kg nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: Vol/kg: volume expirado por kg de peso.

Gráfico 9 - Representação gráfica das médias de volume total expirado nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: Vol exp: volume expirado.

Pode-se observar, na tabela 5 e no gráfico 10, aumento da complacência dinâmica em M5recrut e M35recrut, principalmente quando esses momentos foram

comparados a M90, embora os valores tenham sido considerados estatisticamente não significantes ($p>0,05$).

Gráfico 10 - Representação gráfica das médias dos valores de complacência dinâmica nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: Comp din: complacência dinâmica.

5.2.3 Variáveis hemodinâmicas, metabólicas e de gasometria arterial

A tabela 6 demonstra as variáveis hemodinâmicas, metabólicas e de gasometria arterial nos tempos experimentais.

Em relação à oxigenação arterial, os maiores valores de PaO_2 foram obtidos em M5recrut e M35recrut, embora não tenham sido considerados estatisticamente significativos ($p>0,05$). O maior valor da relação $\text{PaO}_2/\text{FiO}_2$ foi encontrado em M35recrut, embora não tenha sido considerado estatisticamente significativos (Tabela 6 e Gráficos 11 e 12).

Tabela 6 - Variáveis hemodinâmicas e variáveis metabólicas e de gasometria arterial nos diferentes tempos experimentais

VARIÁVEL	M30	M60	M90	M5recrut	M35recrut
FC Bpm	111,54 ± 31,7	117,9 ± 16,1	118,36 ± 20,1	120,81 ± 19,6	114,54 ± 15,6
PAM mmHg	66,09 ± 21,5	70,45 ± 17,7	76,63 ± 13,8	74 ± 13,7	77,72 ± 12,9
PAS mmHg	86,09 ± 17,8	91,81 ± 20,9	97,63 ± 17,8	97,81 ± 19,3	102,90 ± 19,8
PAD mmHg	59,72 ± 22,6	62,72 ± 17,7	65,81 ± 13,4	63,54 ± 14,4	69,54 ± 14,6
pH	7,36 ± 0,09	7,34 ± 0,09	7,34 ± 0,07	7,34 ± 0,08	7,34 ± 0,05
HCO₃ mmol/L	18,90 ± 2,0	20 ± 2,4	19,45 ± 2,3	20 ± 1,9	19,90 ± 2,0
PaCO₂ mmHg	35 ± 7,5	37,81 ± 7,7	36,63 ± 6,4	38,18 ± 8,2	37,72 ± 5,6
SaO₂ %	99,72 ± 0,5	100 ± 0,0	100 ± 0,0	100 ± 0,0	100 ± 0,0
PaO₂ mmHg	283 ± 104,75	332 ± 58,61	322,81 ± 63,21	326,81 ± 76,52	344,36 ± 50,86
BE mmol/L	-5,72 ± 2,8	-5,36 ± 3,2	-5,72 ± 2,6	-5,72 ± 2,3	-5,63 ± 2,0
Temp °C	36,3 ± 1,0	35,7 ± 1,2	35,3 ± 1,4	35,1 ± 1,3	34,6 ± 1,2
PaO₂/FiO₂	419,18 ± 162,8	503 ± 100,9	488,36 ± 107,0	496,36 ± 126,5	522,54 ± 85,5

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: FC: frequência cardíaca; PAM: pressão arterial média; PAS: pressão arterial sistólica; PAD: pressão arterial diastólica; pH: pressão de hidrogênio no sangue arterial; HCO₃: bicarbonato arterial no sangue arterial; PaCO₂: pressão de dióxido de carbono no sangue arterial; SaO₂: saturação de oxigênio no sangue arterial; ABE: excesso de base no sangue arterial; PaO₂: pressão de oxigênio no sangue arterial; Temp: temperatura retal; PaO₂:FiO₂: relação PaO₂/FiO₂.

Gráfico 11 - Representação gráfica das médias de pressão arterial de oxigênio nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: PaO₂: pressão arterial de oxigênio.

Gráfico 12 - Representação gráfica das médias da relação PaO₂/FiO₂ nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: Rel O₂: Relação PaO₂/FiO₂. PaO₂: pressão arterial de oxigênio. FiO₂: fração inspirada de oxigênio.

A tabela 6 e os gráficos 13, 14, 15 e 16 demonstram a evolução dos parâmetros cardiovasculares nos momentos experimentais, os quais não apresentaram diferença de valores estatisticamente significativos nos momentos avaliados ($p > 0,05$).

Gráfico 13 - Representação gráfica das médias de frequência cardíaca nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: FC: frequência cardíaca.

Gráfico 14 - Representação gráfica das médias de pressão arterial sistólica nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: PAS: pressão arterial sistólica.

Gráfico 15 - Representação gráfica das médias de pressão arterial diastólica nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: PAD: pressão arterial diastólica.

Gráfico 16 - Representação gráfica das médias de pressão arterial média nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: PAM: pressão arterial média.

Em relação ao pH do sangue arterial, obteve-se leve queda com a evolução da anestesia (Gráfico 15). O gráfico 16, relativo à pressão arterial de CO₂,

apresentou leve aumento durante o procedimento anestésico. Ambos os parâmetros não apresentaram diferença de valores estatisticamente significativos nos momentos analisados ($p>0,05$).

Gráfico 17 - Representação gráfica das médias de pH arterial nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Gráfico 18 - Representação gráfica das médias de pressão arterial de CO_2 nos tempos experimentais

Fonte: (CARVALHO-KAMAKURA, T. P. A. de, 2013)

Legenda: PaCO_2 : pressão arterial de dióxido de carbono.

6 DISCUSSÃO

Vários autores citam que há grande variação individual na resposta às MRA (BROWER et al., 2004; MERCAT et al., 2008). Sendo assim, o TIE, que analisa a distribuição da ventilação nas áreas pulmonares em tempo real, gerando uma imagem, pode ser de grande valia para os pacientes que necessitam passar por MRA, pois a análise individual e específica de cada paciente pode otimizar o padrão ventilatório de maneira também individual. Isso quer dizer que uma MRA que pode beneficiar um paciente pode ser deletéria para outro, de acordo com as características individuais de cada um (i.e. diferentes mecânicas respiratórias entre os pacientes, especialmente se falarmos dos portadores de lesão pulmonar, o que não aconteceu neste estudo).

São utilizados corriqueiramente para análise da função respiratória, a análise hemogasométrica, os dados dos monitores multiparamétricos e a tomografia convencional, que possui as desvantagens de, na maioria das vezes, necessitar de deslocamento do paciente (o que, por si só, já pode alterar a mecânica ventilatória) e colocar as pessoas envolvidas em risco devido à radiação emitida. Desse modo, o TIE parece demonstrar o estado de aeração do pulmão de maneira contínua e em tempo real, sendo ainda um procedimento não invasivo e que não necessita deslocamento do paciente do leito. Em relação à técnica utilizada nesse trabalho, não houve dificuldades na obtenção das imagens do TIE através da cinta.

As áreas dorsais e dependentes de gravidade do pulmão são mais suscetíveis ao colapso alveolar (GATTINONI et al., 2001). Os animais deste estudo se encontravam em decúbito dorsal, predispondo ainda mais o surgimento de possíveis atelectasias nas áreas dorsais do pulmão. Para análise da imagem captada pelo TIE, foram realizados quatro cortes horizontais, que representavam, juntos, 100% da área pulmonar. Considerou-se 1 e 2 as áreas mais ventrais e, consequentemente, não dependentes de gravidade, e 3 e 4 as áreas mais dorsais e, consequentemente, dependentes de gravidade. Era esperado que as áreas 3 e 4 sofressem mais e apresentassem maior quantidade de atelectasias e, sendo assim, haveria diminuição da porcentagem de ventilação nessas áreas com a evolução da anestesia.

Pode-se observar, na tabela 2 e no gráfico 1, tendência à diminuição da porcentagem de área ventilada nas áreas 1 e 2 (não dependentes) e aumento nas áreas 3 e 4 (dependentes) após as manobras de recrutamento e instituição da PEEP (M5recrut e M35recrut), o que pode sugerir melhor distribuição da ventilação nas áreas 3 e 4 e, conseqüentemente, o fato de que atelectasias foram desfeitas nessas áreas, possivelmente indicando sucesso das manobras empregadas para tratamento do colapso alveolar.

Ainda na análise da tabela 2 e do gráfico 1, observa-se que os valores de M35recrut tendem a aumentar nas áreas 1 e 2 e diminuir nas áreas 3 e 4 em relação à M5recrut, o que pode sugerir novo colapso alveolar inerente ao período e à evolução da anestesia, talvez indicando também que a PEEP utilizada, de 5 cmH₂O, pode não ter sido suficiente para sustentar da melhor maneira possível as manobras de recrutamento realizadas.

Cabe ressaltar aqui que os valores encontrados na análise dos dados obtidos com auxílio do TIE não foram considerados estatisticamente significantes, porém houve vieses, tais como o fato de que o estudo foi conduzido com animais hígidos e pulmão íntegro, o fato de não ter sido realizada intervenção cirúrgica durante a análise e, por fim, o fato de ter sido instituída FiO₂ de 0,6 durante todo o procedimento, o que talvez tenha minimizado a formação de atelectasias, conforme discussão mais adiante. Infere-se, dessa forma que, provavelmente, com o uso do TIE em animais doentes, passando por intervenções cirúrgicas e nos quais é utilizada FiO₂ de 1 (ou seja, na maioria dos pacientes submetidos à anestesia geral), poderia detectar-se uma maior quantidade de atelectasias, guiando-se, dessa forma, a condução das MRA e dos ajustes no ventilador com maior precisão.

Bikker et al. (2011) compararam a diferença dos dados obtidos pelo TIE (Dräger®) nas regiões mais craniais do tórax (3º ou 4º EIC) e nas mais caudais (6º ou 7º EIC) na avaliação da distribuição da ventilação. Para isso, utilizaram MRA de 40 cmH₂O sustentada por 40 segundos, e PEEP escalonada. Obtiveram, nos resultados, indicativos de que, com a diminuição progressiva da PEEP, há mudança na distribuição da ventilação não só das áreas dorsais para as ventrais como das caudais para as craniais. Portanto, com a evolução da anestesia, houve diminuição da impedância e do volume pulmonar nas áreas mais dorsais, indicando serem essas áreas as mais afetadas pela gravidade e passíveis de sofrer colapso alveolar, assim como as áreas mais caudais.

No presente trabalho, foi avaliado somente um corte pulmonar, obtendo-se, assim, análise dorsoventral do pulmão. Não foi possível a análise craniocaudal, pois se utilizou somente uma cinta e um aparelho, enquanto no trabalho de Bikker et al. (2011) foram utilizadas duas cintas e dois aparelhos. Os autores ainda ressaltam que o melhor local para análise entre os dois avaliados é nas regiões mais craniais (3º ou 4º EIC), pois nelas não há influência da movimentação do diafragma. No presente trabalho, optou-se por utilizar o 5º EIC, na tentativa de minimizar a influência caudal do diafragma e a influência cranial do coração. Com base nas imagens obtidas, pode-se inferir que não houve influências negativas na análise, pois as imagens foram compatíveis com aquelas publicadas nos trabalhos citados na revisão literária (Figura 10).

Odenstedt et al. (2005) compararam três manobras de recrutamento empregando o TIE em três grupos de porcos e empregando modelo de lesão pulmonar com solução salina, uma manobra utilizando 40 cmH₂O sustentada por 30 segundos, repetida três vezes, outra utilizando 40 cmH₂O por 30 segundos e PEEP de 20 cmH₂O entre as manobras, repetidas três vezes e, por fim, uma manobra utilizando PEEP de 15 cmH₂O e pausa expiratória de 7 segundos, sendo essa última considerada menos agressiva. No momento basal, os autores obtiveram $32 \pm 2\%$ da distribuição da ventilação nas duas áreas dorsais do pulmão. No presente trabalho, no momento basal (M30), obteve-se $38,57 \pm 7,22\%$ da distribuição da ventilação nas áreas dorsais do pulmão, valor relativamente semelhante ao encontrado pelos autores. A pequena discrepância pode se dar ao fato de serem usadas espécies diferentes (i. e, porcos *versus* cães).

No trabalho de Odenstedt et al. (2005), após a infusão de solução salina, a porcentagem da ventilação das áreas dorsais caiu para $22 \pm 2\%$, demonstrando claramente a formação de atelectasias e menor ventilação nessas áreas induzidas pela lesão pulmonar. Conforme afirmado anteriormente, os animais deste estudo apresentavam pulmão hígido embora, no momento M30 (basal), ainda pudessem estar sob o efeito do indutor anestésico, sendo esse o instante onde se obteve menor porcentagem de ventilação nas áreas dorsais do pulmão.

O fato de a ventilação mecânica ter sido iniciada logo no início do procedimento, garantindo-se a pressão de pico e o volume, pode ter auxiliado a não ter sido encontrado colapso significativo nos primeiros 90 minutos de anestesia.

Infere-se ainda que a ventilação mecânica possa ter auxiliado no recrutamento das unidades alveolares colapsadas secundariamente à indução anestésica.

Ainda em relação ao trabalho de Odenstedt et al. (2005), houve melhora hemodinâmica e ventilatória em todos os grupos, porém, após 15 minutos das manobras, puderam observar redução na impedância nas áreas dorsais do pulmão, sugerindo a formação de novas atelectasias, o que vai ao encontro dos achados deste trabalho, que constatou discreta queda na impedância em M35recrut em relação a M5recrut. Os autores concluem que as regiões onde o recrutamento é mais notável com o TIE (áreas dorsais) são também as mais suscetíveis ao colapso alveolar subsequente.

Grychtol e Adler (2013) avaliaram a acurácia do método de TIE na rotina clínica em seres humanos. Em relação à análise das áreas dependentes e não dependentes, observaram que o sinal de condutividade nas áreas mais aeradas e, conseqüentemente, menos condutivas (áreas não dependentes ou ventrais) tende a ser mais forte em relação às áreas menos aeradas e mais condutivas (dependentes ou dorsais). Os autores ressaltam que esse fato pode subestimar a detecção de áreas atelectásicas e concluem que a análise de áreas heterogêneas, principalmente pulmões doentes e com grande quantidade de atelectasias, pode gerar dúvidas e deve ser utilizada em conjunto com outros parâmetros no auxílio da avaliação clínica e na decisão de conduta no paciente pneumopata. Mais uma vez se reitera que, no presente trabalho, utilizaram-se animais com pulmões hígidos, o que sugere que possíveis erros de análise devido à heterogeneidade do pulmão foram minimizados.

Tusman e Bohm (2010) demonstraram que o uso isolado de PEEP, sem MRA prévias, não é suficiente para reverter um *shunt* persistente. Além disso, como não há recrutamento dos alvéolos colapsados, as áreas normalmente ventiladas podem sofrer com hiperventilação, predispondo a lesões adicionais por hiperinsuflação alveolar. Sendo assim, os autores afirmam que as MRA devem ser empregadas e posteriormente a PEEP instalada para manutenção da abertura alveolar, manobras essas utilizadas nos animais do presente trabalho.

Em estudo realizado por De Monte et al. (2013), os autores avaliaram a ventilação, a oxigenação e a quantidade de atelectasias de cães submetidos à anestesia geral divididos em três grupos. Os animais foram avaliados com monitores multiparamétricos, hemogasometria e TC. Todos os animais, após 40 minutos de

anestesia, passaram por uma MRA com pressão de pico de 40 cmH₂O, sustentada por 20 segundos, e então foram subdivididos, sendo que um grupo permaneceu sem PEEP e com FiO₂ de 1 (ZEEP100), outro sem PEEP e com FiO₂ de 0,4 (ZEEP40) e o último com PEEP de 5 cmH₂O e FiO₂ de 1 (PEEP100). Em todos os grupos houve queda na quantidade de atelectasias (detectadas com auxílio de tomógrafo) e aumento na relação de oxigênio após as MRA. O grupo ZEEP100, 30 minutos após a MRA, apresentou valores de oxigenação e quantidade de atelectasias semelhantes aos encontrados no período anterior às MRA, enquanto os outros dois grupos mantiveram os valores obtidos imediatamente após a MRA, demonstrando a importância da instituição de baixos valores de FiO₂ e PEEP para minimizar a reincidência de atelectasias e melhorar a oxigenação.

Neste trabalho, após as MRA, foi utilizada PEEP de 5 cmH₂O, e os animais foram mantidos com FiO₂ de 0,6 durante todo o procedimento. Em relação à análise realizada com auxílio do TIE, houve tendência à melhora na ventilação das RI dorsais após as MRA, conforme demonstrado na tabela 2 e no gráfico 1 (M5recrut), porém, posteriormente, a área 4 apresentou valores semelhantes aos observados imediatamente antes do recrutamento (M35recrut). Isso pode indicar a formação de novas atelectasias em M35recrut, mesmo mantendo-se a PEEP e FiO₂ de 0,6. Infere-se, assim, que a pressão de pico utilizada nas MRA, de 20 cmH₂O sustentada em 10 segundos, talvez não tenha sido suficiente para desfazer todas as atelectasias no momento das MRA, e, conseqüentemente, houve início de ressurgimento do colapso alveolar após 30 minutos (M35recrut), ou ainda que o valor de PEEP utilizado (5 cmH₂O) tenha sido baixo e insuficiente para manter o recrutamento alveolar após as MRA.

Porém, ao se analisar somente a área 3 em M35recrut, observa-se que, embora tenha apresentado discreta queda em relação a M5recrut, manteve valores melhores do que os obtidos antes das MRA, podendo indicar que as áreas dorsais do pulmão (quando se consideram as áreas 3 e 4 em conjunto) apresentava-se em melhor estado do que antes das MRA e que, conseqüentemente, que não havia a mesma quantidade de atelectasias nas áreas dorsais em conjunto (3 e 4) em M35recrut do que imediatamente antes das MRA (M90), demonstrando provável sucesso com as MRA e instituição da PEEP.

A pressão de pico apresentou valores significativamente maiores em M5recrut e M35recrut, porém isso adveio da instituição da PEEP, pois se aumentou a pressão

de pico no ventilador de 10 cmH₂O para 15 cmH₂O após as MRA para, assim, garantir-se o delta de pressão, conforme demonstra o gráfico 6.

Houve tendência a aumento do volume expirado e do volume expirado por kg de peso nos momentos M5recrut e M35recrut, o que pode indicar maior capacidade pulmonar nesses momentos, porém, Odenstedt et al. (2005) explicam que o sucesso de MRA não pode ser julgado pelo aumento do volume pulmonar por si só, pois esse aumento pode indicar o mesmo número de alvéolos sendo mais inflados. Sendo assim, os autores propõem que a determinação de sucesso nas MRA deve associar aumento na complacência pulmonar, na oxigenação e diminuição da pressão arterial de gás carbônico (PaCO₂).

Considerando os fatores indicativos de sucesso relatados por Odenstedt et al. (2005), já foi demonstrada tendência à discreta melhora na distribuição da ventilação nas áreas dorsais do pulmão com auxílio do TIE em M5recrut e M35recrut (Gráfico 2 e Tabela 3), discreto aumento do volume pulmonar demonstrado em volume expirado e volume expirado por kg em M5recrut e M35recrut (Tabela 5 e Gráficos 7 e 8) e pode-se observar, ainda na tabela 5, aumento da complacência dinâmica em M5recrut e M35recrut. Em relação à oxigenação, a tabela 6 demonstra melhora na pressão arterial de oxigênio e no índice de oxigênio em M5recrut e M35recrut em relação a M90. Os melhores resultados de oxigenação obtidos foram em M35recrut. Em conjunto, esses fatores sugerem sucesso no recrutamento alveolar após as MRA.

Alguns fatores podem justificar que os melhores valores de oxigenação não tenham sido obtidos imediatamente após as MRA (M5recrut), mas sim em M35recrut, o que poderia ir contra os valores encontrados em relação ao volume pulmonar e complacência dinâmica (que apresentaram, ambos, maiores valores em M5recrut). São eles prejuízo ao retorno venoso e consequente prejuízo ao preenchimento ventricular, devido ao aumento da pressão intratorácica, que pode também levar à compressão de pequenas artérias, piorando o fluxo de saída do ventrículo direito e, ainda, compressão do átrio direito e veia cava, devido ao aumento da pressão do tórax, com aumento da pressão venosa local, sendo que o aumento da pressão pode induzir queda na pós-carga (ODENSTEDT et al., 2005). Os fatores citados podem induzir alteração na ventilação/perfusão imediatamente após as MRA. Depois disso, a vascularização pulmonar, que sofreu mecanicamente

com o aumento de pressão, tende a retornar ao normal, podendo ter gerado então os melhores valores de oxigenação obtidos em M35recrut.

Somando-se então a tendência à melhora dos fatores ventilatórios (melhora na distribuição da ventilação visualizada com o TIE, melhora na capacidade pulmonar observada com o aumento do volume expirado, melhora na complacência dinâmica e melhora na oxigenação), tanto em M5recrut como em M35recrut, pode-se inferir que as MRA e PEEP empregadas melhoram o padrão ventilatório de animais submetidos à anestesia inalatória. Além disso, cabe destacar que a análise pela TIE registrou dados e imagens compatíveis com os dados encontrados na avaliação hemodinâmica e ventilatória, o que sugere que seu uso pode ser de grande valia na observação da ventilação em tempo real de animais em anestesia inalatória.

Como os animais utilizados no estudo eram animais com pulmões hígidos, conseqüentemente, infere-se que, em casos de pacientes com pulmões doentes, o uso do TIE pode ser ainda de maior importância, podendo detectar alterações passíveis de tratamento antes que outras variáveis se alterem.

Em trabalho com porcos anestesiados e em decúbito dorsal, utilizando o TIE, Muders et al. (2012) compararam a ventilação de porcos submetidos à lesão pulmonar aguda e porcos utilizados como controle, sendo que ambos foram submetidos a diferentes níveis de PEEP (0, 5, 10, 15, 20 e 25 cmH₂O), após uma MRA de 50 cmH₂O sustentada por 40 segundos. Com o aumento da PEEP, houve aumento do volume expirado por kg em até 4 vezes os valores basais, enquanto a porcentagem de área pulmonar não ventilada diminuiu significativamente. Contudo, no grupo controle (pulmão hígido), os autores relatam que, com o uso de PEEP de 5 cmH₂O (mesma quantidade utilizada no presente trabalho), a quantidade de tecido não aerado não diminuiu significativamente nas análises tomográficas (TIE e TC), e o volume expirado por kg duplicou (e não quadruplicou) em relação ao período basal, podendo advir somente do uso da PEEP e não de recrutamento alveolar.

Em comparação ao trabalho de Muders et al. (2012), neste estudo se utilizaram animais com pulmões hígidos e PEEP de 5 cmH₂O, obtendo-se valores bem menores do que os autores em relação ao volume expirado por kg quando utilizaram PEEP de 5 cmH₂O (ou seja, não duplicou após as manobras); porém, isso pode advir do fato de que foram utilizadas MRA mais conservadoras e,

consequentemente, pode não ter havido o melhor recrutamento alveolar possível nesses animais.

Em relação ao TIE, Muders et al. (2012) constataram maior diferença entre as áreas ventrais e dorsais do pulmão nos animais com PEEP mais baixas. Com o aumento da PEEP, houve maior homogeneidade entre as áreas, demonstrando a eficácia das manobras empregadas em recrutar unidades alveolares nas zonas dependentes do pulmão. Foi possível, ainda, relacionar os achados do TIE com os da TC, indicando confiabilidade na técnica utilizada.

No presente trabalho, optou-se por não utilizar a TC pela necessidade de deslocamento do paciente, o que, por si só, já poderia alterar tanto a mecânica ventilatória quanto o posicionamento da cinta do TIE. Porém, a análise comparativa dos dados do TIE e da TC em relação à distribuição da ventilação e detecção de atelectasias em cães é de grande valia e deve ser realizada em futuros estudos, principalmente para validação da técnica de TIE em cães, nos quais os estudos são extremamente escassos.

Conforme já explanado, em relação à oxigenação arterial, obteve-se melhora principalmente em M35recrut, conforme demonstram os dados de PaO_2 e a relação PaO_2/FiO_2 (Tabela 6 e Gráficos 9 e 10). Pode-se inferir que o melhor padrão ventilatório e troca gasosa estavam acontecendo nesse momento, o que acaba vindo ao encontro com os dados de discreta melhora na distribuição da ventilação encontrados com auxílio do TIE. Nota-se, nos gráficos 9 e 10, que os animais apresentaram os piores valores de oxigenação em M30, o momento basal. Isso pode ser explicado pelo provável resíduo de hipoventilação inerente à indução da anestesia. Talvez se MRA tivessem sido empregadas logo após a indução anestésica, obter-se-iam melhores valores nesse momento inicial.

Fica evidente, no entanto, que as curvas de dados relacionados à oxigenação (Gráficos 9 e 10) acompanha os dados referentes à complacência dinâmica (Gráfico 8) e distribuição da ventilação aferida pelo TIE, ou seja, tendência a piora na primeira hora de anestesia (provável formação de atelectasias) e tendência a melhora após as MRA e instituição de PEEP (provável recrutamento de unidades alveolares antes colapsadas e consequente melhora na troca gasosa e na oxigenação).

Canfrán et al. (2012) compararam a ventilação de cães aplicando MRA e PEEP e utilizando, como grupo controle, animais ventilados sem serem submetidos

à MRA, modalidade corriqueiramente empregada na prática clínica. Os autores avaliaram o efeito de manobras de recrutamento escalonada e PEEP de 4 cmH₂O em cães e demonstraram melhora significativa na oxigenação arterial e na complacência dinâmica. O grupo controle, que recebeu o mesmo padrão ventilatório, porém não passou pelas manobras e instituição de PEEP, demonstrou valores de oxigenação arterial menores e tendência à queda na complacência dinâmica com o tempo, sugerindo a formação de atelectasias. Os autores concluem que estratégias como manter FiO₂ abaixo de 0,7 e aplicação de MRA seguidas de PEEP podem ser úteis em reverter atelectasias e melhorar a troca gasosa em cães saudáveis submetidos à anestesia, achado que vai ao encontro dos dados encontrados neste trabalho, e ainda reforçados com a observação da melhora com auxílio do TIE.

No trabalho de De Monte et al. (2013), quando os autores compararam a formação de atelectasias após as MRA entre os grupos ZEEP100 e ZEEP40, utilizando TC, verificaram menor número de atelectasias no segundo grupo, demonstrando a importância da ventilação com frações inspiradas de oxigênio menores na prevenção de atelectasias. Neste estudo, a FiO₂ foi mantida em 0,6 desde o início, podendo ter contribuído para que a melhora na oxigenação não tenha sido estatisticamente significante, embora clinicamente visível *in situ* e nos gráficos já demonstrados. Talvez, se os animais deste estudo tivessem iniciado a coleta de dados com FiO₂ de 1 e, posteriormente às MRA, se reduzisse a FiO₂, seria obtido maior número de atelectasias e piores valores de oxigenação anteriormente às MRA e menor número de atelectasias e melhores valores de oxigenação após as MRA, porém, considerou-se o fato desnecessário já que se sabe que FiO₂ de 1 é prejudicial ao paciente.

Assim como nos resultados obtidos por De Monte et al. (2013) quando da redução da FiO₂, neste trabalho a relação PaO₂/FiO₂ não apresentou queda significativa em nenhum animal em nenhum momento a partir de M60, evidenciando que, mesmo com valores menores de FiO₂, a oxigenação adequada é capaz de ser mantida. Alguns animais apresentaram valores menores de relação PaO₂/FiO₂ no momento basal (M30), porém, como já afirmado anteriormente, aventa-se a possibilidade da influência do indutor anestésico propofol, que com frequência induz hipoventilação (MCKELVEY; HOLLINGSHEAD, 2003).

O grupo PEEP100 de De Monte et al. (2013) também apresentou melhores valores de oxigenação e de mecânica ventilatória quando comparado ao grupo

controle (ZEEP100), porém revelou ainda melhores valores relacionados à mecânica ventilatória em relação ao grupo ZEEP40. Os autores inferem que a aplicação da PEEP no grupo PEEP100 aumentou o volume pulmonar, melhorando assim as propriedades mecânicas do pulmão e evitando o desenvolvimento de atelectasias. No presente trabalho também foi utilizada PEEP de 5 cmH₂O, o que, frente à melhora visual nos gráficos de oxigenação e de mecânica, conjuntamente com a melhora visualizada nos parâmetros e imagens do TIE, permite inferir ter tido papel fundamental na manutenção da melhora da ventilação após as MRA. Aventa-se que, se não tivesse sido mantida a FiO₂ de 0,6 juntamente com a PEEP, haveria uma evolução diferente do quadro, com formação de mais atelectasias e piora no padrão ventilatório.

Em relação à frequência cardíaca e à pressão arterial média, De Monte et al. (2013) obtiveram bradicardia e hipotensão em relação aos valores basais durante as manobras de recrutamento, advindo do tamponamento cardíaco ocorrido devido à alta pressão de pico intrapulmonar. Podem-se justificar os achados dos autores pelo momento de coleta de dados, ou seja, no presente trabalho, os dados de M5recrut foram coletados 5 minutos após as manobras, enquanto os autores citados acima coletaram os dados durante as manobras. Talvez, caso se tivessem coletado os dados no mesmo momento das MRA, poder-se-ia obter algum grau de queda na frequência cardíaca e na pressão arterial inerente ao tamponamento cardíaco.

Outro fator que pode ter influenciado na diferença dos achados deste trabalho, quando comparado ao de De Monte et al. (2013), são os valores utilizados de pressão de pico. Enquanto os autores utilizaram 40 cmH₂O durante 20 segundos, foi utilizada uma manobra mais conservadora no presente estudo, com pressão de pico de 20 cmH₂O durante 10 segundos. Talvez por esse motivo não se tenham obtido os mesmos dados de piora hemodinâmica inerentes às manobras mencionados pelos autores.

Rothen et al. (1993) recomendam, em seres humanos, MRA utilizando pressão de pico de 40 cmH₂O durante 10 a 13 segundos para reversão de atelectasias, porém faltam estudos em cães. De Monte et al. (2013) inferem que, talvez, menores pressões de pico sejam necessárias para reverter atelectasias em cães. Sendo assim, optou-se por utilizar 20 cmH₂O durante 10 segundos. A mesma manobra foi repetida duas vezes, pois MRA cíclicas são também relatadas em seres humanos (TUSMAN et al., 1999). Frente aos dados obtidos de melhora na

oxigenação, mecânica pulmonar e distribuição ventilatória observados, pode-se sugerir que, em cães, duas MRA com pressão de 20 cmH₂O durante 10 segundos e intervalo de 10 segundos entre elas podem reverter atelectasias sem prejuízo hemodinâmico.

Observa-se ainda que os menores valores de pressão arterial (sistólica, diastólica e média) foram obtidos no momento basal (M30). Infere-se que o resíduo da indução anestésica com o fármaco propofol pode ter contribuído para o achado citado, já que é um fármaco com propriedades hipotensoras (MCKELVEY; HOLLINGSHEAD, 2003).

Em relação ao pH do sangue arterial, obteve-se leve queda com a evolução da anestesia (Gráfico 15), achado esse normalmente encontrado em procedimentos anestésicos em geral, que tendem a desencadear leve acidose respiratória, como demonstra o gráfico 16, relativo à pressão arterial de CO₂, que apresentou leve aumento durante o procedimento anestésico.

Odenstedt et al. (2005) obtiveram melhora na complacência pulmonar nas áreas dorsais do pulmão, e não nas ventrais, indicando que a melhora observada no TIE era advinda de recrutamento de alvéolos nas áreas mais dorsais do pulmão, e não de hiperdistensão alveolar. No presente trabalho, houve aumento da complacência dinâmica. Conforme descrito por MUDERS et al. (2012), não se pode afastar a possibilidade de que a utilização de PEEP tenha aumentado a resistência das vias aéreas, aumentando o volume pulmonar e, com isso, melhorado a complacência dinâmica.

Apesar da demonstração satisfatória do uso da TIE, ainda são necessários novas pesquisas validando o uso da técnica em cães, e é de suma importância que novos trabalhos comparem a avaliação da TIE com a TC nessa espécie.

7 CONCLUSÕES

Frente aos dados obtidos, pode-se deduzir que a técnica de tomografia por impedância elétrica pode ser útil na monitoração da ventilação pulmonar em tempo real de cães submetidos à anestesia inalatória.

A utilização de duas manobras de recrutamento alveolar com pressão de pico de 20 cmH₂O sustentadas por 10 segundos e com intervalo de 10 segundos entre elas demonstrou tendência à melhora na distribuição da ventilação observada com o TIE e nos parâmetros de oxigenação de cães submetidos à anestesia inalatória.

A utilização de FiO₂ de 0,6 durante os 90 minutos iniciais de anestesia não promoveu queda importante da relação PaO₂/FiO₂.

A utilização de PEEP após as manobras de recrutamento alveolar pode ter colaborado para prevenção de novas atelectasias, juntamente com manutenção da FiO₂ de 0,6.

REFERÊNCIAS

- ADLER, A.; SHINOZUKA, N.; BERTHIAUME, Y.; GUARDO, R.; BATES, J. H. Electrical impedance tomography can monitor dynamic hyperinflation in dogs. **Journal of Applied Physiology**, v. 84, p. 726-732, 1998.
- ALBAICETA, G.M.; TABOADA, F.; PARRA, D. et al.; LUVANDO, L. H.; CALVO, J.; MENENDEZ, R.; OTERO, J. Tomographic study of the inflection points of the pressure-volume curve in acute lung injury. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 170, p. 1066-1072, 2004.
- AMARAL, R V. G. do; AULER JÚNIOR, J. O. C. **Assistência ventilatória mecânica**. São Paulo: Atheneu, 2006.
- AMATO, M. B. P. **Novas estratégias em ventilação artificial: diagnóstico e prevenção do barotrauma/biotrauma através da tomografia de impedância elétrica (tie)**. Projeto de pesquisa. São Paulo: Faculdade de Medicina, USP, 2008.
- BIKKER, I. G.; PREIS, C.; MAHAMUD, E.; BAKKER, J.; GOMMERS, D. Electrical impedance tomography measured at two thoracic levels can visualize the ventilation distribution changes at the bedside during a decremental positive end-expiratory lung pressure trial. **Critical Care**, v. 15, R:193, 2011.
- BORGES, P. A.; BATISTA, P. A. C. S.; NUNES, N.; SILVA, M. A. M.; FLORES, F. N.; SILVA, M. L.; MUNERATO, M. S. Estudo comparativo entre ventilação mecânica e espontânea em cadelas submetidas à ovário-salpingohisterectomia vídeolaparoscópica. **Jornal Brasileiro de Ciência Animal**, v. 3, n. 6, p. 117-118, 2010.
- BORGES, J. B.; SUAREZ-SIPMANN F.; BOHM, S. H.; TUSMAN, G.; MELO, A.; MARIPUU, E.; SANDSTROM, M.; PRK, M.; COSTA, E. EL.; HEDENSTIERNA, G.; AMATO, M. Regional lung perfusion estimated by electrical impedance tomography in a piglet model of lung collapse. **Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 1, p. 225-236, 2011.
- BRAINARD, B. M., ALWOOD, A. J., KUSHNER, L. I.; DROBATZ, K. J.; KING, L. G. Postoperative pulmonary complications in dogs undergoing laparotomy: anesthetic and perioperative factors. **Journal of Veterinary Emergence and Critical Care**, v. 16, n. 3, p. 184-191, 2006.
- BRISMAR, B.; HEDENSTIERNA, G.; LUNDQUIST, H.; STRANDBERG, A. Pulmonary densities during anesthesia with muscular relaxation—a proposal of atelectasis. **Anesthesiology**, n. 62, p. 422–428, 1985.
- BRODSKY, J. B. Positioning the morbidly obese patient for anesthesia. **Obesity Surgery**, v. 12, n. 6, p. 751–758, 2002.

BROWER, R. G.; LANKEN, P. N.; MACLINTYRE, N.; MATTHAY, M. A.; MORRIS, A.; ANCUKIEWICZ, M.; SHOENFELD, D.; THOMPSON, B. T. Higher versus lower positive end-expiratory pressures in patients with the acute respiratory distress syndrome. **New England Journal of Medicine**, v. 351, p. 327-336, 2004.

CANFRÁN, S.; GÓMEZ DE SEGURA, I. A.; CEDIEL, R.; GARCÍA-FERNANDEZ, J. Effects of a stepwise lung recruitment manoeuvre and positive end-expiratory pressure on lung compliance and arterial blood oxygenation in healthy dogs. **The Veterinary Journal**, v. 194, n. 1, p. 89-93, 2012.

CARRARETO, A. R.; VIANNA, P. T. G.; ALMEIDA, A. V. GANEM, E. M. Estudo comparativo dos efeitos hemodinâmicos e ventilatórios da ventilação controlada a volume ou a pressão, em cães submetidos ao pneumoperitônio. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, v. 55, n. 6, P. 639-654, 2005.

CARVALHO, C. R. R. de. **Série fisiopatologia clínica: fisiopatologia respiratória**. São Paulo: Atheneu, 2005.

CASTELLANA, F. B.; BONINI, F.; MALBOUISSON, L. M. S.; CARMONA, M. J. C.; LOPES, C. R.; AULER Jr, J. O. C. Comparação entre ventilação controlada a volume e a pressão no tratamento da hipoxemia no período pós-operatório de cirurgia de revascularização do miocárdio. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, v. 53, n. 4, p. 440-448, 2003.

CASTILHO, E. C.; BRAZ, J. R. C. B.; CATÂNEO, A. J. M.; MARTINS, R. H. G.; GREGÓRIO, E. A.; MONTEIRO, E. R. Efeitos da pressão limite (25 cmH₂O) e mínima de “selo” do balonete de tubos traqueais sobre a mucosa traqueal do cão. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, v. 56, n. 6, 743-755, 2003.

COSTA, E. L. V. **Deteção de Pneumotórax em tempo real através da tomografia de impedância elétrica**. 2008. 51 p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Medicina – USP, São Paulo, 2008.

DAVIS, K.; BRANSON, R. D.; CAMPBELL, R. S.; POREMBKA, D. T. Comparison of volume control and pressure control ventilation: is flow waveform the difference? **The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care**, v. 41, p. 808-814, 1996.

DE BAERDEMAEKER, L. E.; VAN DER HERTEN, C.; GILLARDIN, J. M.; PATTYN, P.; MORTIER, E. P.; SZEGEDI, L. L. Comparison of volume-controlled and pressure-controlled ventilation during laparoscopic gastric banding in morbidly obese patients. **Obesity Surgery**, v. 18, n. 6, p. 680-685, 2008.

DE MONTE, V.; GRASSO, S.; CARMELINDA, M. D.; CROVACE, A.; STAFFIERI, F. Effects of reduction of inspired oxygen fraction or application of positive end-expiratory pressure after an alveolar recruitment maneuver on respiratory mechanics, gas exchange, and lung aeration in dogs during anesthesia and neuromuscular blockade. **American Journal of Veterinary Research**, v. 74, n. 1, p. 25-33, 2013.

DREYFUSS, D.; SAUMON, G. Role of tidal volume, FRC, and end-inspiratory volume in the development of pulmonary edema following mechanical ventilation. **American Review of Respiratory**, v. 148, p. 1194-1203, 1993.

DYHR, T.; LAURSEN N.; LARSSON A. Effects of lung recruitment maneuver and positive end-expiratory pressure on lung volume, respiratory mechanics and alveolar gas mixing patients ventilated after cardiac surgery. **Acta Anesthesiologica Scandinavica**, v. 46, p. 717-725, 2002.

ERLANDSSON, K.; ODENSTEDT, H.; LUNDIN, S.; STENQVIST, O. Positive end-expiratory pressure optimization using electric impedance tomography in morbidly obese patients during laparoscopic gastric bypass surgery. **Acta Anesthesiologica Scandinavica**, v. 50, p. 833-839, 2006.

FANTONI, D. T.; CORTOPASSI, S. R. G. **Anestesia em cães e gatos**. São Paulo: Roca, 2002.

FRERICHS, I.; HINZ, J.; HERRMANN, P.; WEISSER, G.; HAHN, G.; DUDYKEYVCH, T.; QUINTEL, M.; HELIGE, G. Detection of local lung air content by electrical impedance tomography compared with electron beam CT. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 2, p. 660-666, 2002.

FRERICHS, I.; HINZ, J.; HERRMANN P.; WEISSER, G.; HAHN, G.; QUINTEL, M.; HELIGE, G. Regional lung perfusion as determined by electrical impedance tomography in comparison with electron beam CT imaging. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 21, p. 646-652, 2002.

FRERICHS, I.; WEILER, N. Electrical impedance tomography: The next game level. **Critical Care Medicine**, v. 40, n. 3, p. 1015-1016, 2012.

FROESE, A. B.; BRYAN, A. C. Effects of anesthesia and paralysis on diaphragmatic mechanics in man. **Anesthesiology**, n. 41, p. 242-255, 1974.

FUTIER, E.; CONSTANTIN, J. M.; PELOSI, P.; CHANQUES, G.; KWIATKOSWI, F.; JABER, S.; BAZIN, J. E. Intraoperative recruitment maneuver reverses detrimental pneumoperitoneum-induced respiratory effects in healthy weight and obese patients undergoing laparoscopy. **Anesthesiology**, v. 113, n. 6, p. 1310-1319, 2010.

GATTINONI, L.; CAIRONI, P.; PELOSI, P.; GOODMAN, L. R. What has computed tomography taught us about the acute respiratory distress syndrome? **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 164, p. 1701-1711, 2001.

GAYNOR, S.; DUNLOP, C. I.; WAGNER, A. E.; WERTZ, E. M.; GOLDEN, A. E.; DEMME, W.C. Complications and mortality associated with anesthesia in dogs and cats. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 35, p. 13-17, 1999.

GRAZIOZO, C. Antropometry and bioelectrical impedance analysis in newborn with intrauterine growth retardation. **Basic Life Sciences**, v. 55, p. 51-54, 1990.

GRYCHTOL, B.; ADLER, A. Uniform background assumption produces misleading lung EIT images. **Physiological Measurement**, v. 34, p. 579-593, 2013.

HARTSFIELD, S. M. Airway Management and Ventilation. In: THURMON, J. C.; TRANQUILLI, W. J.; BENSON, G. J. **Lumb & Jones veterinary anesthesia and analgesia**. 3th ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 1996.

JESUS, H. M.; LEMAIRE, T. J. Apresentação da técnica de tomografia por impedância magnética aplicada ao imageamento em medicina. **Sitientibus Série Ciências Físicas**, v. 1, p. 104-110, 2005.

KENETH, R. F.; LUKASKY, H. Whole-body impedance what does it measure? **The American Journal of Clinical Nutritional**, v. 64, p. 388-396, 1996.

JEON, K.; JEON, I. S.; SUH, G. Y.; CHUNG, W. J.; KOH, W. J.; KIM, H.; KWON, O. J.; HAN, D. H.; CHUNG, M. J.; LEE, K. S. Two methods of setting positive end-expiratory pressure in acute lung injury: an experimental computed tomography volumetric study. **Journal of Korean Medical Science**, v. 22, p. 476-483, 2007.

LIMA, C. R. **Estudo de obtenção de imagens de tomografia por impedância elétrica do pulmão pelo método de otimização topológica**. 2006. 188 p. Tese (Doutorado) - Escola Politécnica, USP, São Paulo, 2006.

LUKASKY, H. C. Methods for the assessment of human body composition: traditional and new. **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 36, p. 537-556, 1987.

LUNDQUIST, H.; HEDENSTIERNA, G.; STRANDBERG, A.; TOKICS, L.; BRISMAR, B. CT-assessment of dependent lung densities in man during general anaesthesia. **Acta Radiologica**, v. 36, n. 6, p. 626-632, 1995.

MALBOUISSON, L. M. S.; HUMBERTO, F.; RODRIGUES, R. R.; CARMONA, M. J. C.; AULER JR, J. O. C. Atelectasias durante anestesia: fisiopatologia e tratamento. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, v. 58, n. 1, p. 73-83, 2008.

MALBOUISSON, L. M.; MULLER, J. C.; CONSTANTIN, J. M. LU, Q.; PUYBASSET, L.; ROUBY, J. J. Computed tomography assessment of positive end-expiratory pressure-induced alveolar recruitment in patients with acute respiratory distress syndrome. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 163, p. 1444-1450, 2001.

MARCUCCI, C.; NYHAN, D.; SIMON, B. A. Distribution of pulmonary ventilation using Xe-enhanced computed tomography in prone and supine dogs. **Journal of Applied Physiology**, v. 90, n. 2, p. 421-430, 2000.

MAYFIELD, S. R.; UAUY, R.; WAYDELICH, D. Body composition of low birth-weight infants determined by using bioelectrical resistance and reactance. **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 45, p. 296-303, 1991.

MEIER, T.; LUEPSCHEN, H.; KARSTEN, J.; LEIBECKE, T.; GROSSHERR, M.; GEHRING, H.; LEONHARDT, S. Assessment of regional lung recruitment and derecruitment during a PEEP trial based on electrical impedance tomography. **Intensive Care Medicine**, v. 34, n. 3, P. 543-550, 2007.

MERCAT, A.; RICHARD, J. C.; VIELLE, B.; JABER, S.; OSMAN, D.; DIEHL, J. L.; LEFRANT, J. Y.; PRAT, G.; RICHECOUER, J.; NIESZKOWSKA, A.; GERVAIS, C.; BAUDOT, J.; BOUADMA, L.; BROCHARD, L. Positive end-expiratory pressure setting in adults with acute lung injury and acute respiratory distress syndrome: A randomized controlled trial. **JAMA**, v. 299, p. 646-655, 2008.

MCKELVEY, D.; HOLLINGSHEAD, K. W. **Veterinary anesthesia and analgesia**. 3rd ed. USA: Mosby, 2003.

MOLINA, N. A. V. **Redução de erro numérico no filtro estendido de kalman aplicado à tomografia por impedância elétrica**. 2002. 108 p. Tese (Mestrado) - Escola politécnica, USP, São Paulo, 2002.

MUDERS, T.; LUEPSCHEN, H.; ZINSERLING, J.; GRESCHUS, S.; FIMMERS, R.; GUENTHER, U.; BUCHWALD, M.; GRIGUTSCH, D.; LEONHARDT, S.; PUTENSEN, C.; WRIGGE, H. Tidal recruitment assessed by electrical impedance tomography and computed tomography in a porcine model of lung injury. **Critical Care Medicine**, v. 40, n. 3, p. 903-911, 2012.

MUIR, W. W.; HUBBELL, J. A. E.; SKARDA, R. T.; BEDNARSKI, R. M. **Manual de anestesia veterinária**. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2001.

NAKATA, M.; SAEKI, H.; YOKOYAMA, N.; KURITA, A.; TAKIYAMA, W.; TAKASHIMA, S. Pulmonary function after lobectomy: video- assisted thoracic surgery versus thoracotomy. **Annals of Thoracic Surgery**, v. 70, n. 3, p. 938-941, 2000.

NEUMANN, P.; ROTHEN, H. U.; BERGLUND, J. E. VALTYSSON, J.; MAGNUSSON, A.; HEDENSTIERNA, G. Positive end-expiratory pressure prevents atelectasis during general anaesthesia even in the presence of a high inspired oxygen concentration. **Acta Anaesthesiologica Scandinavica**, n. 43, p. 295-301, 1999.

NOPP, P.; HARRIS, N. D.; ZHAO, T. X.; BROWN, B. H. Model for the dielectric properties of human lung tissue against frequency and air content. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 35, p. 695-702, 1997.

ODENSTEDT, H.; LINDGREN, S.; OLEGARD, C.; ERLANDSSON, K.; LETHVALL, S.; ANEMAN, A.; STENQVIST, O.; LUNDIN, S. Slow moderate pressure recruitment maneuver minimizes negative circulatory and lung mechanic side effects: evaluation of recruitment maneuvers using electric impedance tomography. **Intensive Care Medicine**, v. 31, n. 12, p. 1706-1714, 2005.

OHLERTH, S.; SCHAR, F. G. Computed tomography in small animals – Basic principles and state of the art applications. **Veterinary Journal**, v. 173, p. 254-271, 2007.

PADDLEFORD, R. R. **Manual de anestesia em pequenos animais**. 2ª ed. São Paulo: Roca, 2001.

PELOSI, P.; LUECKE, T.; ROCCO, P. R. Chest wall mechanics and abdominal pressure during general anaesthesia in normal and obese individuals and in acute lung injury. **Current Opinion in Critical Care**, v. 17, n. 1, p. 72-79, 2011.

PINHEIRO, B. V.; HOLANDA, M. A.; LARGES, C. M.; BEPPU, O. S. Ventilação mecânica volume-controlada versus pressão controlada em modelo canino de lesão pulmonar aguda: efeitos cardiorrespiratórios e sobre o custo de oxigênio da respiração. **Jornal de Pneumologia**, v. 28, n. 1, p. 15-22, 2002.

PINTO, A. C. B. C. **Radiologia convencional e tomografia computadorizada na avaliação do tórax de cadelas com neoplasias mamárias malignas**. 2003. 103 p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, USP, São Paulo, 2003.

PUTENSEN, C.; WRIGGE, H.; ZINSERLING, J. Electrical impedance tomography ventilation therapy. **Current Opinion Critical Care**, v. 13, p. 344-350, 2007.

REBER, A.; NYLUND, U.; HEDENSTIERNA, G. Position and shape of the diaphragm: implications for atelectasis formation. **Anaesthesia**, n. 53, p. 1054-1061, 1998.

REDONDO, J. I.; RUBIO, M.; SOLER, G.; SERRA, I.; SOLER, C.; GÓMEZ-VILLAMANDOS, R. J. Normal values and incidence of cardiorespiratory complications in dogs during general anaesthesia: a review of 1281 cases. **Journal of Veterinary Medicine**, v. 54, p. 470-477, 2007.

ROTHEN, H. U.; SPORRE, B.; ENGBERG, G.; WEGENIUS, G.; HEDENSTIERNA, G. Re-expansion of atelectasis during general anaesthesia: a computed tomography study. **British Journal of Anaesthesia**, v. 71, p. 788-795, 1993.

ROUBY, J. J.; PUYBASSET, L.; NIESZKOWSKA, A.; LU, Q. Acute respiratory distress syndrome: Lessons from computed tomography of the whole lung. **Critical Care Medicine**, v. 31, p. 285-295, 2003.

SENTURK, M. New concepts of one-lung ventilation. **Current Opinion in Anesthesiology**, Philadelphia, v. 19, n. 1, p. 1-4, 2006.

SCHULTZ, M. J.; HAITSMAN, J. J.; SLUTSKY, A. S.; GAJIC, O. What tidal volumes should be used in patients without acute lung injury? **Anesthesiology**, v. 106, n. 6, p. 1226–1231, 2007.

SLUTSKY, A. S.; RANIERI, V. M. Mechanical ventilation: lessons from the ARDSNet trial. **Respiratory Research**, v. 1, p. 73-77, 2000.

STAFFIERI, F.; FRANCHINI, D.; CARELLA, G. L.; MONTANARO, M. G.; VALENTINI, V.; DRIESSEN, B.; GRASSO, S.; CROVACE, A. Computed tomographic analysis of the effects of two inspired oxygen concentrations on pulmonary aeration in anesthetized and mechanically ventilated dogs. **American Journal of Veterinary Research**, v. 68, p. 925-931, 2007.

TANAKA, H. **Estudo da perfusão e ventilação pulmonar em imagens de tomografia de impedância elétrica através de modelagem fuzzy**. 2007. 127 p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina, USP, São Paulo, 2007.

TESCHNER; IMHOFF. **Tomografia por Impedância Elétrica: A realização da monitorização da ventilação regional**. Manual de instruções do PulmoVista 500. Lubeck: Drager Medical GmbH.

TORRES, M. L. A. Princípios básicos da ventilação mecânica. In: FANTONI, D. T.; CORTOPASSI, S. R. G. **Anestesia em cães e gatos**. 1ª ed. São Paulo: Roca, 2002. p. 95-106.

TRIGO, F. C. **Filtro estendido de Kalman aplicado à tomografia por impedância elétrica**. 2001. 102 p. Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica, USP, São Paulo, 2001.

TUSMAN, G.; BOHM, S. H. Prevention and reversal of lung collapse during the intra-operative period. **Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology**, v. 24, p. 183-197, 2010.

TUSMAN, G.; BOHM, S. H.; ANDA, G. F. V.; CAMPO, J. L.; LACHMANN, B. Alveolar recruitment strategy improves arterial oxygenation during general anaesthesia. **British Journal of Anaesthesia**, v. 82, p. 9-13, 1999.

UNZUETA, M. C.; CASAS, J. I.; MORAL, M. V. Pressure-controlled versus volume-controlled ventilation during one-lung ventilation for thoracic surgery. **Anesthesia and Analgesia**, v. 104, n. 5, p.1029-1033, 2007.

VALENÇA, S. S.; KLOSS, M. L.; BEZERRA, F. S.; LANZETTI, M.; SILVA, F. L.; PORTO, L. C. Efeitos da hiperóxia sobre o pulmão de ratos Wistar. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v. 33, n. 6, p. 655-662, 2007.

VICTORINO, J. A; BORGES, J. B.; OKAMOTO, V. N.; MATOS, G. F. J.; TUCCI, M. R.; CARAMOZ, M. P. R.; TANAKA, H.; SIPMANN, F. S.; SANTOS, D. C. B; BARBAS, C. S. V.; CARVALHO, C. R. R.; AMATO, M. B. P. Imbalances in regional lung ventilation. A validation study on electrical impedance tomography. **American Journal of Respiratory and Critical care Medicine**, v. 169, p. 791-800, 2004.

WARNER, D. O. Preventing postoperative pulmonary complications: the role of the anesthesiologist. **Anesthesiology**, n. 92, p. 1467–1472, 2000.

WOO, S. W.; BERLIN, D.; HEDLEY-WHITE, J. Surfactant function and anesthetic agents. **Journal of Applied Physiology**, v. 26, p. 571-577, 1969.

WRIGGE, H.; ZINSERLING, J.; MUDERS, T.; VARELMANN, D.; GUNTHER, U.; GROEBEN, C. V. D.; MAGNUSSON, .; HEDENSTIERNA, G.; PUTENSEN, C. Electrical impedance tomography compared with thoracic computed tomography during a slow inflation maneuver in experimental models of lung injury. **Critical Care Medicine**, v. 36, n. 3, p. 903-909, 2008.

ZAVORSKY, G. S.; CHRISTOU, N. V.; KIM, D. J.; CARLI, F.; MAYO, N. Preoperative gender differences in pulmonary gas exchange in morbidly obese subjects. **Obesity Surgery**, v. 18, n. 12, p. 1587–1598, 2008.

APÊNDICE A – TABELAS DE PARÂMETROS HEMODINÂMICOS E METABÓLICOS

Tabela 1 - Valores individuais, média e desvio padrão da frequência cardíaca aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

FC	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	106	109	116	129	138
Animal 2	83	97	74	73	84
Animal 3	190	154	148	144	117
Animal 4	119	127	107	108	111
Animal 5	112	125	136	140	120
Animal 6	107	106	102	112	113
Animal 7	123	130	128	126	125
Animal 8	74	120	130	127	104
Animal 9	132	119	130	126	136
Anim 10	99	107	123	133	112
Anim 11	82	103	108	111	100
Média	111,54	117,90	118,36	120,81	114,54
DP	31,7	16,1	20,1	19,6	15,6

Tabela 2 - Valores individuais, média e desvio padrão da pressão arterial média aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

PAM	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	59	54	96	73	66
Animal 2	54	110	89	68	95
Animal 3	43	60	63	68	70
Animal 4	117	56	70	50	63
Animal 5	92	76	68	93	94
Animal 6	52	58	50	60	62
Animal 7	50	59	91	88	94
Animal 8	56	93	80	87	86
Animal 9	73	63	73	72	76
Anim 10	69	66	75	66	81
Anim 11	62	80	88	89	68
Média	66,09	70,45	76,63	74	77,72
DP	21,5	17,7	13,8	13,7	12,9

Tabela 3 - Valores individuais, média e desvio padrão da pressão arterial sistólica aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

PAS	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	85	73	104	125	97
Animal 2	77	140	130	97	132
Animal 3	50	70	71	77	74
Animal 4	120	73	104	65	88
Animal 5	101	95	92	124	129
Animal 6	80	86	76	90	92
Animal 7	97	100	108	105	127
Animal 8	74	103	96	106	107
Animal 9	80	70	76	78	79
Anim 10	92	97	105	97	107
Anim 11	91	103	112	112	100
Média	86,09	91,81	97,63	97,81	102,90
DP	17,8	20,9	17,8	19,3	19,8

Tabela 4 - Valores individuais, média e desvio padrão da pressão arterial diastólica aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

PAD	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	44,00	40,00	77,00	55,00	47,00
Animal 2	40,00	90,00	72,00	55,00	77,00
Animal 3	39,00	50,00	55,00	61,00	69,00
Animal 4	113,00	48,00	58,00	40,00	55,00
Animal 5	85,00	76,00	64,00	79,00	94,00
Animal 6	40,00	42,00	35,00	45,00	48,00
Animal 7	66,00	72,00	83,00	81,00	81,00
Animal 8	49,00	88,00	72,00	79,00	78,00
Animal 9	65,00	55,00	68,00	67,00	67,00
Anim 10	58,00	58,00	62,00	59,00	71,00
Anim 11	58,00	71,00	78,00	78,00	78,00
Média	59,73	62,73	65,82	63,55	69,55
DP	22,63	17,66	13,40	14,40	14,56

Tabela 5 - Valores individuais, média e desvio padrão da temperatura retal aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

Temp	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	37,5	37	36,4	36,2	35,2
Animal 2	35,8	34,8	34	33,8	33,1
Animal 3	35	34,4	33,7	33,7	33,5
Animal 4	35,4	34,8	34,2	33,8	33,5
Animal 5	36,6	35,9	35,6	35,5	35
Animal 6	35	34,6	34,5	34,3	34,3
Animal 7	36	34,9	34,1	34,1	34
Animal 8	36	35	34,6	34,6	33,8
Animal 9	37	36,3	36	35,8	34,6
Anim 10	37	37	37,1	37	36,3
Anim 11	37,7	37,7	37,6	37,3	37
Média	36,3	35,7	35,3	35,1	34,6
DP	1,0	1,2	1,4	1,3	1,2

APÊNDICE B – TABELAS DE PARÂMETROS VENTILATÓRIOS

Tabela 6 - Valores individuais, média e desvio padrão da frequência respiratória aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

FR	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	12	12	12	12	12
Animal 2	12	12	12	12	12
Animal 3	7	7	6	6	6
Animal 4	8	6	6	6	5
Animal 5	10	10	10	10	10
Animal 6	10	10	8	7	7
Animal 7	10	10	10	10	10
Animal 8	10	10	10	10	12
Animal 9	11	11	11	10	7
Anim 10	9	11	10	10	10
Anim 11	10	10	10	10	11
Média	9,90	9,90	9,54	9,36	9,27
DP	1,5	1,9	2,1	2,1	2,6

Tabela 7 - Valores individuais, média e desvio padrão do volume expirado aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

Vol ex	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	219	226	208	243	300
Animal 2	225	207	227	314	301
Animal 3	376	357	348	360	350
Animal 4	271	280	275	330	272
Animal 5	188	182	148	151	155
Animal 6	570	520	590	520	506
Animal 7	207	220	218	207	248
Animal 8	188	171	173	154	192
Animal 9	229	231	140	276	340
Anim 10	330	318	430	560	559
Anim 11	245	246	244	271	290
Média	277,09	268,90	272,81	307,81	319,36
DP	113,4	100,3	135,8	133,0	120,7

Tabela 8 - Valores individuais, média e desvio padrão do volume expirado por kg aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

Vol/kg	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	10,0	10,3	9,5	11,0	13,6
Animal 2	10,9	10,1	11,0	15,3	14,7
Animal 3	16,7	15,9	15,5	16,1	15,6
Animal 4	13,1	13,5	13,3	15,9	13,1
Animal 5	7,2	7,0	5,7	5,8	6,0
Animal 6	6,8	6,2	7,0	6,2	6,0
Animal 7	7,7	8,1	8,1	7,7	9,2
Animal 8	11,3	10,4	10,5	9,3	11,6
Animal 9	13,8	13,9	8,4	16,6	20,5
Anim 10	8,3	8,0	10,8	14,0	14,0
Anim 11	10,7	10,7	10,7	11,8	12,7
Média	10,6	10,4	10,0	11,8	12,5
DP	3,1	3,0	2,8	4,1	4,2

Tabela 9 - Valores individuais, média e desvio padrão da pressão de pico aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

P pico	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	8	8	8	14	15
Animal 2	11	8	8	11	11
Animal 3	12	12	12	15	16
Animal 4	12	13	13	20	14
Animal 5	12	12	10	13	10
Animal 6	16	15	16	17	18
Animal 7	13	13	14	13	14
Animal 8	12	11	12	13	13
Animal 9	11	11	7	17	18
Anim 10	10	11	13	17	18
Anim 11	11	11	11	15	15
Média	11,63	11,36	11,27	15	14,72
DP	2,0	2,1	2,8	2,6	2,7

Tabela 10 - Valores individuais, média e desvio padrão da complacência dinâmica aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

Comp di	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	27,38	28,25	26,00	27,00	30,00
Animal 2	20,45	25,88	28,38	52,33	50,17
Animal 3	31,33	29,75	29,00	36,00	31,82
Animal 4	22,58	21,54	21,15	22,00	30,22
Animal 5	15,67	15,17	14,80	18,88	31,00
Animal 6	35,63	34,67	36,88	43,33	38,92
Animal 7	15,92	16,92	15,57	25,88	27,56
Animal 8	15,67	15,55	14,42	19,25	24,00
Animal 9	20,82	21,00	20,00	23,00	26,15
Anim 10	33,00	28,91	33,08	46,67	43,00
Anim 11	22,27	22,36	22,18	27,10	29,00
Média	23,70	23,64	23,77	31,04	32,89
DP	7,16	6,39	7,55	11,68	7,91

Tabela 11 - Valores individuais, média e desvio padrão da concentração de CO₂ no ar expirado aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

EtCO₂	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	39,00	44,00	44,00	44,00	38,00
Animal 2	41,00	39,00	39,00	33,00	30,00
Animal 3	28,00	28,00	28,00	28,00	28,00
Animal 4	28,00	31,00	30,00	25,00	31,00
Animal 5	36,00	37,00	43,00	42,00	53,00
Animal 6	32,00	29,00	25,00	30,00	32,00
Animal 7	44,00	41,00	39,00	47,00	45,00
Animal 8	29,00	32,00	31,00	36,00	44,00
Animal 9	36,00	36,00	33,00	34,00	32,00
Anim 10	44,00	44,00	38,00	38,00	34,00
Anim 11	46,00	50,00	43,00	47,00	50,00
Média	36,64	37,36	35,73	36,73	37,91
DP	6,71	7,02	6,62	7,58	8,69

APÊNDICE C – TABELAS DE PARÂMETROS DE HEMOGASOMETRIA ARTERIAL

Tabela 12 - Valores individuais, média e desvio padrão do potencial hidrogeniônico (pH) do sangue arterial aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

pH	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	7,22	7,22	7,24	7,21	7,28
Animal 2	7,25	7,22	7,26	7,27	7,34
Animal 3	7,4	7,41	7,4	7,42	7,35
Animal 4	7,51	7,48	7,47	7,51	7,45
Animal 5	7,34	7,33	7,27	7,27	7,31
Animal 6	7,44	7,44	7,41	7,36	7,33
Animal 7	7,33	7,37	7,39	7,34	7,32
Animal 8	7,45	7,41	7,38	7,33	7,31
Animal 9	7,34	7,34	7,34	7,39	7,38
Anim 10	7,35	7,25	7,29	7,31	7,35
Anim 11	7,29	7,28	7,31	7,29	7,27
Média	7,36	7,34	7,34	7,34	7,34
DP	0,09	0,09	0,07	0,08	0,05

Tabela 13 - Valores individuais, média e desvio padrão da pressão parcial de dióxido de carbono no sangue arterial aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

PaCO₂	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	44	48	46	52	41
Animal 2	40	41	36	36	32
Animal 3	29	29	29	29	36
Animal 4	27	33	31	25	31
Animal 5	34	32	41	44	37
Animal 6	27	28	27	34	35
Animal 7	32	39	38	44	46
Animal 8	27	32	33	39	37
Animal 9	40	38	35	31	34
Anim 10	36	46	42	39	37
Anim 11	49	50	45	47	49
Média	37,81	37,81	36,63	38,18	37,72
DP	7,5	7,7	6,4	8,2	5,6

Tabela 14 - Valores individuais, média e desvio padrão da pressão parcial de oxigênio no sangue arterial aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

PaO₂	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	245	256	268	247	251
Animal 2	336	327	332	309	357
Animal 3	153	371	367	381	390
Animal 4	391	405	376	372	346
Animal 5	323	341	346	357	329
Animal 6	138	264	262	259	292
Animal 7	151	313	339	297	384
Animal 8	300	342	244	368	321
Animal 9	250	273	251	186	316
Anim 10	384	315	316	358	365
Anim 11	442	445	450	461	437
Média	283	332	322,81	326,81	344,36
DP	104,8	58,6	63,2	76,5	50,9

Tabela 15 - Valores individuais, média e desvio padrão da razão entre PaO₂ e FiO₂ no sangue arterial aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

Rel O₂	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	388	387	406	380	398
Animal 2	436	488	488	461	541
Animal 3	209	570	539	560	573
Animal 4	528	595	561	572	516
Animal 5	461	480	501	525	470
Animal 6	212	406	403	392	442
Animal 7	225	453	491	424	556
Animal 8	447	510	364	549	479
Animal 9	396	433	398	295	501
Anim 10	573	470	471	534	544
Anim 11	736	741	750	768	728
Média	419,18	503	488,36	496,36	522,54
DP	162,8	100,9	107,0	126,5	85,9

Tabela 16 - Valores individuais, média e desvio padrão da SaO_2 no sangue arterial aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

SaO_2	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	100	100	100	100	100
Animal 2	100	100	100	100	100
Animal 3	99	100	100	100	100
Animal 4	100	100	100	100	100
Animal 5	100	100	100	100	100
Animal 6	99	100	100	100	100
Animal 7	99	100	100	100	100
Animal 8	100	100	100	100	100
Animal 9	100	100	100	100	100
Anim 10	100	100	100	100	100
Anim 11	100	100	100	100	100
Média	99,72	100	100	100	100
DP	0,5	0,0	0,0	0,0	0,0

Tabela 17 - Valores individuais, média e desvio padrão de HCO_3 no sangue arterial aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

HCO_3	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	17	19	19	20	19
Animal 2	17	17	16	17	17
Animal 3	18	19	18	19	19
Animal 4	22	25	23	21	22
Animal 5	18	17	18	20	18
Animal 6	18	19	17	19	19
Animal 7	17	23	23	24	24
Animal 8	19	20	20	21	19
Animal 9	20	20	19	18	20
Anim 10	19	19	19	19	20
Anim 11	23	22	22	22	22
Média	18,90	20	19,45	20	19,90
DP	2,0	2,4	2,3	1,9	2,0

Tabela 18 - Valores individuais, média e desvio padrão do excesso de base no sangue arterial aferidos ao longo do procedimento – FMVZ/USP - 2013

ABE	M0	M1	M2	M3	M4
Animal 1	-10	-8	-8	-8	-8
Animal 2	-9	-11	-10	-10	-8
Animal 3	-6	-5	-6	-5	-5
Animal 4	0	1	-1	-2	-2
Animal 5	-7	-8	-8	-7	-7
Animal 6	-5	-4	-6	-6	-7
Animal 7	-8	-3	-2	-3	-3
Animal 8	-4	-4	-5	-5	-7
Animal 9	-5	-5	-6	-6	-5
Anim 10	-5	-8	-7	-7	-5
Anim 11	-4	-4	-4	-4	-5
Média	-5,72	-5,36	-5,72	-5,72	-5,63
DP	2,8	3,2	2,6	2,3	2,0

APÊNDICE D – TABELAS DE PARÂMETROS DA TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

Tabela 19 - Valores individuais, média e desvio padrão da distribuição da ventilação em percentual de cada animal em cada região de interesse aferidos no momento basal (M30) – FMVZ/USP - 2013

	RI 1	RI 2	RI 3	RI 4
Animal 1	23,98	46,49	19,86	7,48
Animal 2	15,96	42,66	29,53	9,02
Animal 3	11,99	38,6	33,37	13,16
Animal 4	11,09	46,14	31,17	8,73
Animal 5	14	36,48	34,79	11,89
Animal 6	7,97	36,71	34,14	11,61
Animal 7	12,89	34,00	31,50	13,86
Animal 8	9,87	37,60	30,91	13,39
Animal 9	12,90	47,80	30,60	7,70
Animal 10	12,09	36,57	30,51	7,76
Animal 11	19,96	44,46	21,78	11,42
Média	13,88	40,68	29,83	10,55
DP	4,59	4,91	4,76	2,46

Tabela 20 - Valores individuais, média e desvio padrão da distribuição da ventilação em percentual de cada animal em cada região de interesse aferidos no momento M60 – FMVZ/USP - 2013

	RI 1	RI 2	RI 3	RI 4
Animal 1	27,58	45,42	16,98	8,05
Animal 2	18,34	44,47	25,43	9,15
Animal 3	12,32	37,425	33,555	13,81
Animal 4	12,56	49,90	26,98	7,90
Animal 5	14,28	37,18	34,29	11,36
Animal 6	11,09	43,16	29,01	8,09
Animal 7	10,97	31,37	34,18	15,96
Animal 8	9,82	37,84	30,96	13,07
Animal 9	13,20	46,40	31,80	7,70
Animal 10	12,46	34,36	29,47	10,05
Animal 11	17,14	41,80	25,57	13,10
Média	14,52	40,85	28,93	10,75
DP	5,03	5,65	5,10	2,87

Tabela 21 - Valores individuais, média e desvio padrão da distribuição da ventilação em percentual de cada animal em cada região de interesse aferidos no momento M90 – FMVZ/USP - 2013

	RI 1	RI 2	RI 3	RI 4
Animal 1	29,46	44,45	16,30	7,86
Animal 2	16,49	42,87	28,97	8,88
Animal 3	12,4	38,98	32,43	13,15
Animal 4	12,21	48,28	28,77	8,19
Animal 5	14,38	36,99	34,38	11,38
Animal 6	11,06	43,335	28,805	7,86
Animal 7	10,00	30,47	35,12	17,03
Animal 8	9,86	37,81	30,97	13,02
Animal 9	14,30	46,00	31,80	6,80
Animal 10	12,74	34,98	29,43	9,79
Animal 11	17,14	41,80	25,57	13,10
Média	14,55	40,54	29,32	10,64
DP	5,49	5,24	5,12	3,15

Tabela 21 - Valores individuais, média e desvio padrão da distribuição da ventilação em percentual de cada animal em cada região de interesse aferidos no momento M5recrut – FMVZ/USP - 2013

	RI 1	RI 2	RI 3	RI 4
Animal 1	24,50	46,09	19,78	7,33
Animal 2	16,99	42,77	28,88	8,58
Animal 3	11,36	34,54	36,34	14,82
Animal 4	12,78	47,20	29,12	7,90
Animal 5	11,13	29,62	41,66	15,02
Animal 6	6,64	38,56	38,18	8,55
Animal 7	11,12	32,79	33,43	15,26
Animal 8	9,80	36,72	32,00	13,34
Animal 9	13,70	44,80	32,50	8,00
Animal 10	11,98	33,70	31,85	11,36
Animal 11	15,50	43,08	27,13	11,59
Média	13,23	39,08	31,90	11,07
DP	4,65	6,02	5,86	3,14

Tabela 22 - Valores individuais, média e desvio padrão da distribuição da ventilação em percentual de cada animal em cada região de interesse aferidos no momento M35recrut – FMVZ/USP - 2013

	RI 1	RI 2	RI 3	RI 4
Animal 1	21,48	45,32	23,57	7,18
Animal 2	16,94	43,14	28,59	8,54
Animal 3	11,06	34,13	37	14,78
Animal 4	13,19	47,64	28,96	7,26
Animal 5	11,28	30,02	41,31	14,8
Animal 6	5,21	31,19	41,33	14,53
Animal 7	8,83	27,94	36,51	20,02
Animal 8	9,97	37,67	31,30	12,83
Animal 9	13,50	44,80	32,60	8,20
Animal 10	11,82	34,54	31,80	9,97
Animal 11	14,94	40,50	29,25	12,82
Média	12,57	37,90	32,93	11,90
DP	4,30	6,81	5,57	4,05

ANEXO A – Modelo do termo de consentimento livre e esclarecido assinado pelos responsáveis dos animais do estudo

MODELO DE TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

1. DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO PROPRIETÁRIO OU RESPONSÁVEL

NOME: _____ DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : _____
 SEXO : M ☐ F ☐ DATA NASCIMENTO:/...../.....
 ENDEREÇO NºAPTO:.....
 BAIRRO: CIDADE:..... CEP:.....
 TELEFONE: DDD (.....)

2. DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO ANIMAL

NOME DO ANIMAL E/OU NÚMERO DE REGISTRO:.....
 ESPÉCIE:..... RAÇA:..... PELAGEM:.....
 SEXO:..... DATA DE NASCIMENTO: RI:

3. DADOS SOBRE A PESQUISA

TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: Avaliação da ventilação mecânica controlada a pressão utilizando-se a técnica de tomografia por impedância elétrica durante anestesia geral em cães

PESQUISADOR: Aluna de mestrado Tatiana Paula Alvarenga de Carvalho

ORIENTADOR: Professora doutora Aline Magalhães Ambrósio

CARGO/FUNÇÃO: Médica Veterinária mestranda INSCRIÇÃO CRMV Nº 17602.

4. Departamento:VCI Serviço: Cirurgia e anestesia de pequenos animais

5. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO	☒	RISCO MÉDIO	☐
RISCO BAIXO	☐	RISCO MAIOR	☐

6. DURAÇÃO DA PESQUISA: 2 anos

MODELO DOS QUESITOS NECESSÁRIOS PARA O PREENCHIMENTO DO TCLE

FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo, que visa avaliar a ventilação pulmonar de cães durante a anestesia geral inalatória com o auxílio da tomografia por impedância elétrica, que consiste em um **aparelho que permite avaliação da ventilação pulmonar em tempo real**. Para isso, será realizada **tricotomia (raspagem dos pelos em forma de faixa) e posicionada uma fita de silicone ao redor do tórax do seu animal, de maneira não invasiva, indolor e sem prejuízos ao procedimento anestésico e ao cirúrgico**. Não há riscos nem desconfortos inerentes ao posicionamento da fita e utilização do aparelho. O restante do protocolo anestésico e cirúrgico acontecerá normalmente, e não serão realizados mais procedimentos do que os necessários para a cirurgia e anestesia do seu animal.

A participação no estudo trará o benefício da visualização da ventilação pulmonar em tempo real, o que tende a aumentar a segurança do procedimento anestésico.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. A principal investigadora é a Dra. Tatiana Paula Alvarenga de Carvalho, que pode ser encontrada na faculdade de medicina veterinária e zootecnia da USP.

É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de tratamento do animal na Instituição.

Direito de confidencialidade – As informações obtidas (relativas tanto ao proprietário quanto ao animal) serão analisadas em conjunto com outros pacientes, não sendo divulgada a identificação de nenhum animal ou proprietário;

Os dados e o material coletado somente serão utilizados para esta pesquisa.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo **“Avaliação da ventilação mecânica controlada a pressão utilizando-se a técnica de tomografia por impedância elétrica durante anestesia geral em cães”**.

Eu discuti com a Dra. Tatiana Paula Alvarenga de Carvalho sobre a minha decisão em incluir meu(s) animal(is) nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados em meu(s) animal(is), seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes.

Concordo voluntariamente que meu(s) animal(is) participe(m) deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu ou meu(s) animal(is) possa(m) ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

Assinatura do proprietário

Data ____/____/____

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste proprietário para a participação de seu(s) animal(is) neste estudo.

Assinatura do responsável pelo
estudo

Data ____/____/____