



Trabalho de Conclusão de Curso

Simulador Radiográfico Homogêneo Equivalente ao Tórax Canino para procedimentos de otimização de imagens radiográficas

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Diana Rodrigues de Pina

Graduanda: Maria Eugênia Dela Rosa

Botucatu – SP

2015

IBB/UNESP – Instituto de Biociências

Departamento de Física e Biofísica – Rubião Júnior, s/nº CP 510

Botucatu/SP – 18618-000 - Fone/fax: (14) 3811-6254/6346

e-mail: biofisica@ibb.unesp.br – site : www.ibb.unesp.br



Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS

Campus de Botucatu



Maria Eugênia Dela Rosa

**Desenvolvimento de um Simulador Radiográfico
Homogêneo Equivalente ao Tórax Canino para
procedimentos de otimização de imagens radiográficas**

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Campus de Botucatu, para obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Diana Rodrigues de Pina

Botucatu

2015

Agradecimentos

Aos meus pais, pessoas incríveis e sem os quais nada disso seria possível, Reinaldo Batista da Silva, Gilson Benedito de Castro Lopes e Adriana Dela Rosa. Agradeço por todos os conselhos, toda a ajuda emocional e financeira e pelo exemplo que sempre foram pra mim. Agradeço ainda por sempre estarem ao meu lado durante minhas escolhas, me direcionando.

Agradeço aos meus irmãos, meus tios e primos, por estarem sempre ao meu lado e serem mais que minha família: meus amigos e meu porto seguro.

Aos Prof.^a Dr.^a Diana Rodrigues de Pina e Prof. Dr. José Ricardo de Arruda Miranda pela orientação, dedicação, paciência, confiança, exigência e apoio na minha formação acadêmica e principalmente pela amizade cultivada com a convivência diária, seja ela dentro ou fora da universidade. Obrigada por me mostrarem os caminhos da vida acadêmica.

Ao Prof. Dr. Luiz Carlos Vulcano, pela colaboração, paciência e comprometimento durante a execução deste projeto.

Aos amigos da VIII Turma de Física Médica pelos anos que passamos juntos, perante o desafio da adaptação da nova fase de vida.

Aos amigos de laboratório dos grupos LAFAR e BIOMAG, pela amizade sempre presente durante o tempo de convivência.

Aos amigos que me auxiliaram durante toda a graduação, na vida acadêmica, pessoal e emocional, Fernando Bacchim e Guilherme Giacomini, que me fizeram rir nos momentos difíceis e me ajudaram a encarar os problemas que vieram.

Às irmãs da República Panapaná, Bianca Guedes, Helena Vieira, Julia Willmersdorf, Maria Eugênia Parra, Caroline Medeiros, Débora Paschoalini, Lais Belaz, Paloma Bittencourt, Ana Pavan e Ana Flora Prado, por fazer com que tudo sempre valesse a pena. À nossa mãe particular, Marta, por ter paciência e mãos de fada, cuidando sempre de nós.

A todos que direta ou indiretamente participaram da execução deste trabalho.

Resumo

O uso de métodos digitais de imageamento radiográfico está crescendo na medicina veterinária. Uma rotina que utiliza radiação demanda responsabilidade em manter uma qualidade de imagem alta e as doses tão baixas quanto exequíveis. Com o rápido avanço dos sistemas de radiografia, técnicas que eram anteriormente consideradas ótimas para sistemas analógicos podem não ser mais consideradas ótimas para sistemas digitais. Fantomas (ou Simuladores Radiográficos) Homogêneos são amplamente utilizados em procedimentos de otimização de técnicas e imagem. Esses fantomas são constituídos por polimetilmetacrilato (Lucite) e alumínio a partir da classificação e quantificação dos tecidos biológicos presentes em exames de tórax de Tomografia Computadorizada (TC). A proposta desse estudo é construir simuladores radiográficos homogêneos de tórax para futuras aplicações em otimizações de exames de raio-X. Para tanto, foi desenvolvido um algoritmo computacional para classificar e quantificar tecidos (pulmonar, adiposo, muscular e ósseo – trabecular e cortical) em exames de TC de tórax de cães. A espessura de cada tecido foi convertida em espessura de materiais simuladores (Lucite, alumínio e ar). Os pacientes caninos foram divididos em grupos de 20 animais de acordo com seu peso (Pequenos, Médio, Grandes e Gigantes). Dentro de um mesmo grupo canino, notou-se variações de resultados devido às diferenças de estado nutricionais, raças e idade dos animais. Além disso, desvios na média da espessura de ar podem resultar de alterações no volume pulmonar durante inspiração e expiração. A análise estatística por ANOVA One-way revelou diferença significativa entre grupos caninos para todos os materiais simuladores. Como resultado, quatro fantomas foram construídos. O fantoma desenvolvido é uma ferramenta prática que pode ser empregada em futuros trabalhos de otimização de imagens veterinárias.

Palavras-chave: Proteção radiológica, fantoma, simulador radiográfico, radiologia veterinária, CR.

Abstract

The use of digital radiographic imaging in veterinary practice are increasing. The use of radiation demands responsibility to maintain high image quality and as low as reasonable achievable doses. With the fast advances in radiography systems, techniques that have been traditionally considered optimum for analog systems may no longer be considered optimal for digital systems. Homogeneous phantoms are widely used in optimization procedures. These phantoms are made with polymethyl methacrylate (Lucite) and aluminum by classification and quantification of tissues from Computed Tomography (CT) exams. The aim of this study is to construct homogeneous canine chest phantoms for optimize X-rays exams. It was developed an automatic computational methodology to classify and quantify tissues (lung, adipose, muscular, and bones) in chest canine CT exams. The thickness of each tissue was converted in simulator materials (Lucite, aluminum and air). Dogs were separated in groups of 20 animals according to their weights (Small, Medium, Large and Giant). In the same canine group, it was noted variations due to the difference in nutritional statuses, breed and age. Furthermore, deviations in the mean air thickness resulted from changes in lung volume during inspiration and expiration. The statistical analysis by one-way ANOVA revealed a significant difference between canine groups for all simulator materials. As a result, four phantoms were constructed. In conclusion, the methodology presented herein allows develop phantoms of canine chest. The developed phantom is a practical tool, which will be employed in future works to optimize veterinary X-ray procedures.

Keywords: radiation protection, phantom, veterinary radiology, CR.

Sumário:

1. Introdução.....	7
2. Objetivos.....	9
3. Metodologia.....	10
4. Resultados.....	17
5. Discussão e conclusão	19
Referências Bibliográficas	21

1. Introdução

Atualmente, muitas clínicas veterinárias estão equipadas com equipamentos de Raios-X e sistemas de Tomografia Computadorizada (CT) para auxiliar na busca por diagnósticos de doenças e identificação de patologias relevantes (Barber and McNulty, 2012; Surjan et al., 2014; Thrall, 1994). O uso de radiação ionizante exige responsabilidade em manter padrões rígidos de prática garantindo assim a proteção radiológica. No entanto, no mundo todo existem variações nas aplicações das legislações regulatórias relacionadas à proteção radiológica em clínicas de radiologia veterinária (Surjan et al., 2014; Barber and McNulty, 2012).

Frequentemente os proprietários são requisitados para conter seus animais durante o procedimento para evitar artefatos de movimento e garantir a qualidade da imagem para diagnóstico (Barber and McNulty, 2012; Veneziani et al., 2010). Na medicina veterinária, a exposição do paciente é menos levada em consideração em relação à medicina humana. Todavia, as exposições de indivíduos ocupacionalmente expostos e dos proprietários devem ser avaliadas devido à sua presença na sala de exames durante o procedimento (Cople et al., 2013; Hernandez-Ruiz et al., 2012; Hupe and Ankerhold, 2011). Nessa situação a radiação espalhada representa a maior fonte de radiação recebida pelos trabalhadores e proprietários dos animais (Barber and McNulty, 2012).

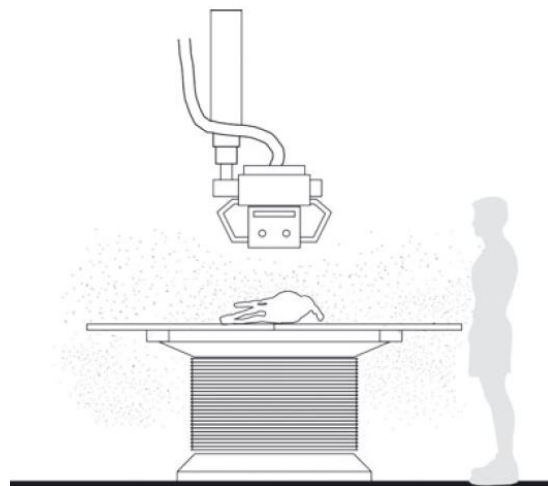


FIGURA 1. Ilustração esquemática da radiação espalhada pelo paciente veterinário e pela mesa em exames de radiografia (Barber and McNulty, 2012).

Com o aumento do uso de equipamentos de radiologia digitais na prática veterinária há uma crescente busca por métodos mais objetivos de otimização de imagens digitais, onde “otimização” deve incorporar idealmente a maximização da qualidade da imagem assim como a minimização dos fatores de exposição (Copple et al., 2013).

Com os rápidos avanços nos sistemas radiográficos, técnicas que eram consideradas ótimas para sistemas analógicos podem não ser consideradas ótimas para sistemas digitais, observando-se, assim, necessidade de adaptação destas (Samei et al., 2005; Flynn et al., 2009). Apesar da otimização de exames radiológicos ser amplamente explorada na literatura para humanos, há uma lacuna quando se trata de procedimentos veterinários (Barber and McNulty, 2012; Alves et al., 2015; Pina et al., 2009; Samei et al., 2005; Precht et al., 2013).

Simuladores radiográficos ou ‘Fantomas’ são objetos que visam reproduzir características de absorção e espalhamento de radiação em um determinado exame em uma determinada região do corpo. Tais fantomas são construídos com materiais tecido-equivalentes como polimetilmetacrilato (Lucite) e alumínio (Pina et al., 2012). Entretanto, o desenvolvimento de fantomas homogêneos na literatura é focado exclusivamente em pacientes humanos e o desenvolvimento de fantomas homogêneos para pacientes veterinários permanece inexplorado (Chu et al., 1990; Pina et al., 2004; Pina et al., 2012; Alves et al., 2015).

Simuladores radiográficos homogêneos são amplamente utilizados para otimização da qualidade de imagem com doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis (Pina et al., 2012; Chu et al., 1990).

Classificação e quantificação de tecidos biológicos de exames de TC são pré-requisito para construção de fantomas homogêneos (Pina et al., 2012). A partir de algoritmos computacionais, tecidos são classificados, quantificados e convertidos em materiais equivalentes (Pina et al., 2012; Alves et al., 2015).

2. Objetivos

Esse trabalho tem como objetivo a construção de fantomas homogêneos de cães de diferentes tamanhos, seguindo a classificação por portes proposta por Goldston & Hoskins, sendo esses portes pequeno (para animais com peso igual ou inferior a 9 kg), médio (entre 9,1 kg e 23 kg), grande (para aqueles com peso entre 23,1 kg e 40 kg) e gigante (para o caso de mais de 40,1 kg) a partir de exames retrospectivos de tomografia computadorizada (TC) do Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia (FMVZ) – UNESP Botucatu (Goldston and Hoskins, 1995).

3. Metodologia

1. BANCO DE DADOS

Esse estudo foi avaliado pelo Comitê de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina de Botucatu - FMB/UNESP e foi aprovado sob o protocolo 34/2014.

Para realização deste trabalho obteve-se um banco de dados com 60 exames retrospectivos de TC de tórax de cães do Departamento de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia (HV/FMVZ-Unesp), entre fevereiro de 2007 e maio de 2015. Pacientes com doenças torácicas significativas, como massas pulmonares primárias, pneumotórax, derrame pleural e com um alto número de nódulos pulmonares foram excluídos a fim de evitar o comprometimento dos dados.

Os exames foram divididos em grupos com 15 pacientes caninos de acordo com seus pesos: (i) Pequenos – igual ou menor que 9.0 kg, (ii) Médios – entre 9.1 e 23 kg, (iii) Grandes – entre 23.1 e 40.0 kg e (iv) Gigantes – acima de 40.1 Kg (Goldston and Hoskins, 1995).

As imagens de TC foram adquiridas usando um tomógrafo Shimadzu SCT-78000 Helicoidal (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão) utilizando os seguintes parâmetros: os tamanhos do pixel variaram de 0.59 x 0.59 até 0.80 x 0.80 mm, matriz de pixel de 512 x 512, 5.0 mm de incremento entre cortes, espessura de corte variaram de 3.0 até 7.0 mm e a voltagem no tubo de 120 kV.

2. CLASSIFICAÇÃO E QUANTIFICAÇÃO DE TECIDOS

Utilizando um método já estabelecido (Pina *et al.*, 2012; Pavan *et al.*, 2014; Alves *et al.*, 2015) desenvolveu-se um algoritmo computacional automático em plataforma Matlab[®] cujo objetivo é classificar e quantificar os tecidos biológicos presentes nos exames retrospectivos de tomografia computadorizada de tórax caninos e, após isso, converter as espessuras quantificadas de tecido biológico em espessura de materiais equivalentes.

O algoritmo utiliza a distribuição de voxel em número TC, como mostra a Figura 1. Foram considerados cinco tecidos diferentes para classificação no histograma: pulmonar, adiposo, muscular e ósseo (trabecular e cortical).

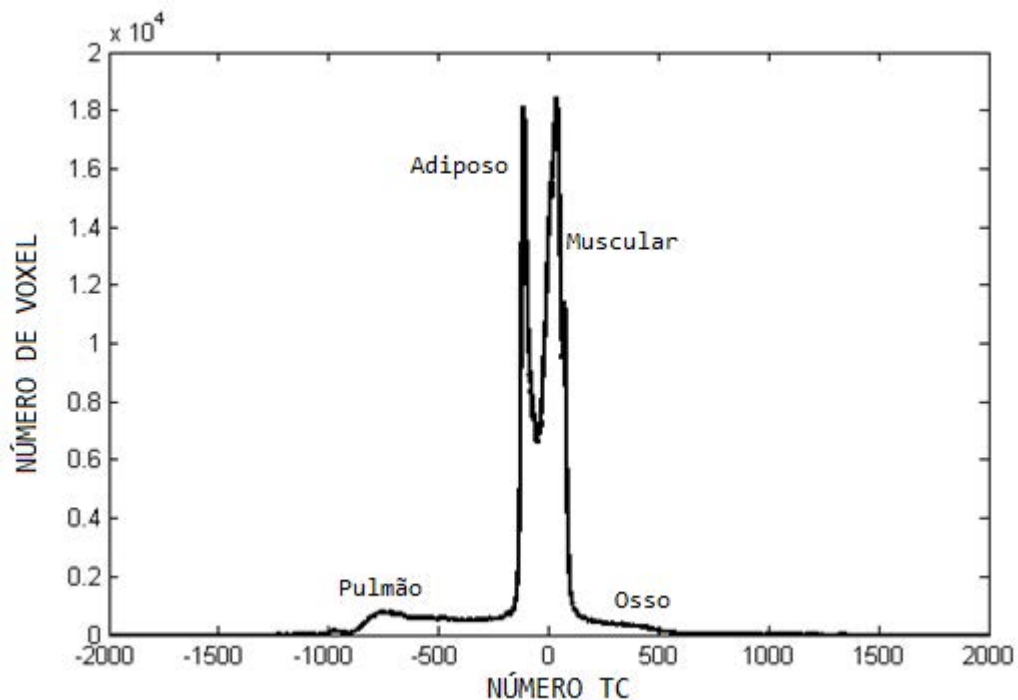


FIGURA 2. Histograma do exame, representando a distribuição de voxels em número TC.

A partir da análise do histograma para cada tecido biológico obteve-se distribuições Gaussianas características centradas em números TC específicos e o respectivo desvio padrão de acordo com o tecido biológico referente. Essas distribuições foram obtidas a partir de “Regiões de Interesse” (ROI) selecionadas nas imagens de TC, onde a média e o desvio padrão foram medidos para todos os pacientes. Essas funções Gaussianas, chamadas de “Funções Gaussianas Características” são ilustradas na Figura 2 e representam o grau de verdade que um voxel da imagem tomográfica tem de pertencer a determinado tecido biológico.

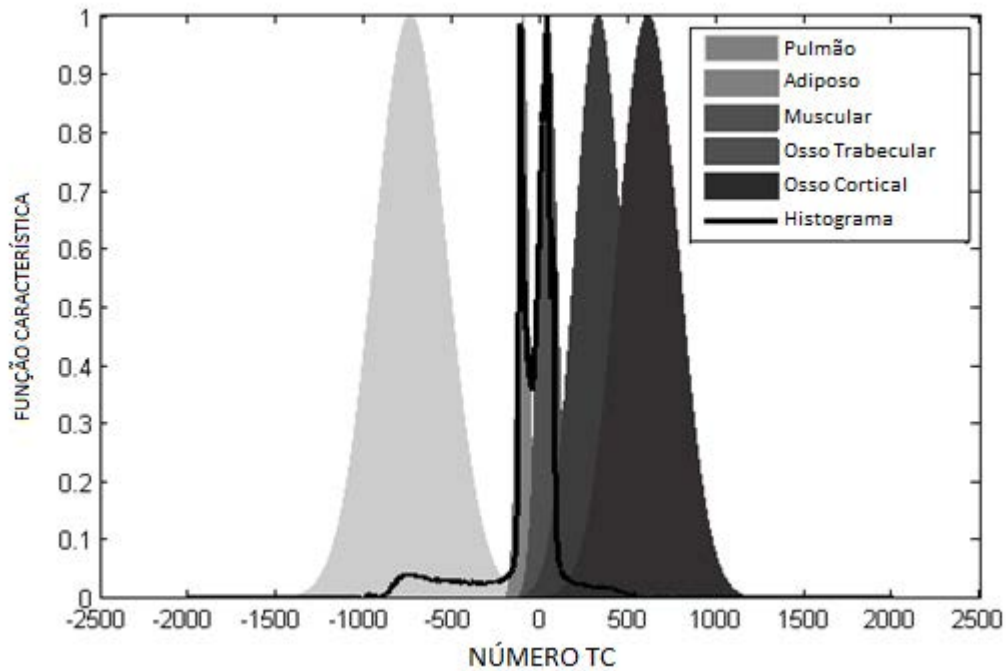


FIGURA 3. Funções gaussianas características utilizadas para classificar os tecidos biológicos presentes sobrepostas pelo histograma de um exame.

O algoritmo computacional foi desenvolvido utilizando-se tais Funções Gaussianas Características. A figura 3 ilustra o fluxograma deste algoritmo, desenvolvido em ambiente Matlab (Matlab R2013a).

As tarefas realizadas pelo algoritmo consistem em ler as imagens de TC em formato DICOM, dentro de um diretório do sistema operacional e armazená-las. Em seguida, para cada imagem presente no diretório indicado, o algoritmo delimita a ROI da imagem e filtra artefatos (mesa do tomógrafo, tecidos não biológicos que possam envolver o paciente, etc.) e estima a Distância Dorso-Ventral (DDV) e Látero-Lateral (DLL) do paciente.

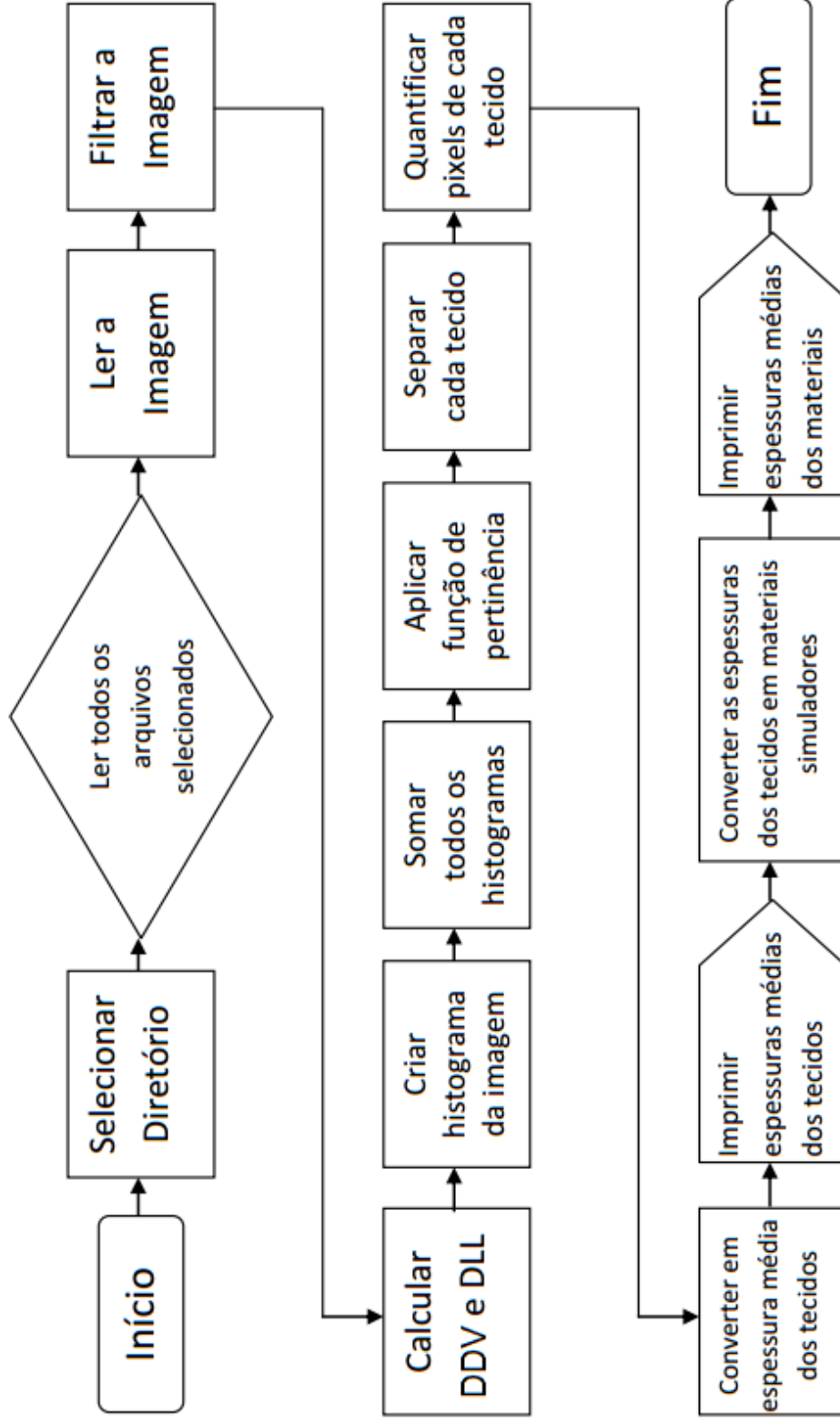


FIGURA 4. Fluxograma do algoritmo desenvolvido para classificar, quantificar e converter espessuras de tecidos biológicos em espessuras de materiais simuladores.

A partir disso, o algoritmo gera um histograma da imagem filtrada para cada corte. Os histogramas de todas as imagens são somados para obtenção do histograma total do exame.

Posteriormente, as Funções Gaussianas Características são usadas para classificar os tecidos mole (adiposo e muscular), ósseos trabecular e cortical e pulmonar aplicando-se a seguinte equação:

$$Tecido_j(i) = \frac{H(i)G_j(i)}{\sum_j G_j(i)}, \quad (1)$$

Onde $Tecido_j(i)$ é uma função que estima o número de voxels de Tecido j , em uma função de número TC; $H(i)$ o histograma total do exame; $G_j(i)$ o grau de pertinência dado um valor $H(i)$ em função de j e j é cada um dos tecidos avaliados ($j=0,1,2,3,4,5$ tecido adiposo, muscular, pulmonar, ósseo trabecular e cortical respectivamente). Essa multiplicação ponto a ponto pode ser melhor visualizada na figura 2.

Ao final desse processo, o algoritmo conta e quantifica o tamanho dos voxels (em milímetros). A área diretamente abaixo dessas funções geradas para os distintos tecidos biológicos representa a quantidade total de voxels para cada tecido avaliado, considerando o número TC de referência. Desta forma, a quantidade total de voxels é multiplicada pela área dos voxels (disponível nas informações das imagens em formato DICOM), possibilitando assim obter as espessuras médias de cada tecido biológico analisado.

Após a contagem dos voxels de cada tecido biológico, as espessuras médias dos mesmos são obtidas a partir da equação 2:

$$E(i) = \frac{N_v A_p}{S (DLL)}, \quad (2)$$

onde $E(i)$ é a espessura de tecido (mm), i é o tipo de tecido (pulmonar, adiposo, muscular ou ósseo), A_p é a área de pixel (mm^2), S é o número do *slice*, DLL é a média do diâmetro látero-lateral do tórax do exame de TC e N_v é o número de voxel para cada tecido.

Por fim, as espessuras médias de tecido biológico são convertidas em espessuras de materiais simuladores para o exame avaliado. Tecido pulmonar foi simulado por ar, enquanto tecido mole (adiposo e muscular) foi substituído por Lucite e ossos (trabecular e cortical) por alumínio. Foram utilizados fatores de conversão para cada tipo de tecido obtidos a partir do aplicativo MatSim (Materials Simulator), que é capaz de comparar as espessuras de materiais equivalente a partir de suas composições químicas, densidades físicas e energia efetiva do feixe de raios X utilizada.

3. CONSTRUÇÃO DO SIMULADOR RADIOGRÁFICO

O Simulador Radiográfico Homogêneo Equivalente ao Tórax Canino (SRHETC), ilustrado na figura 4a e 4b, foi construído com placas de alumínio e Lucite representando, respectivamente, tecido ósseo (trabecular e cortical) e mole (adiposo e muscular). Considera-se também uma lacuna de ar representando tecido pulmonar. A espessura total de Lucite foi distribuída em quatro placas iguais divididas em dois pares. Ambos os pares tem, inserido entre suas placas, uma placa de alumínio. O par de placas de Lucite instalado na parte inferior do fantoma (como ilustrado na figura abaixo) contém o dobro de alumínio entre suas placas, representando a coluna vertebral dos animais. Entre os conjuntos superior e inferior de Lucite e alumínio, há espaçadores representando o tecido pulmonar como uma lacuna de ar. A arquitetura do SRETC é similar à do Fantoma Equivalente ao Paciente (Patient Equivalent Phantom) (Chu *et al.*, 1990), utilizado em processos de otimização de exames humanos.

A espessura, comprimento e largura das placas foram calculadas separadamente para cada grupo de cães.

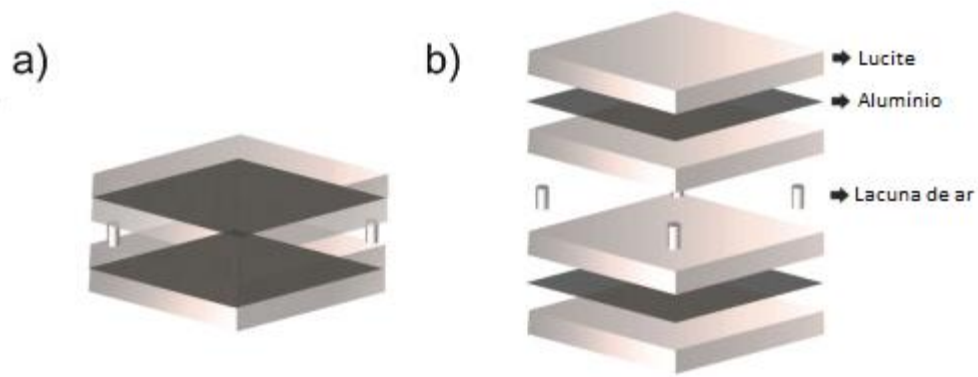


FIGURA 5. Configuração do Simulador Radiográfico Homogêneo Equivalente ao Tórax Canino (SRHETC). O fantoma é constituído por quatro placas de lucite simulando tecidos moles, duas folhas de alumínio simulando tecido ósseo e uma lacuna de ar, simulando os pulmões.

4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística dos dados com distribuição gaussiana foi realizada com múltipla comparação de grupos utilizando ANOVA One-way, seguida por teste t de *student* entre os grupos caninos para cada material simulador. O nível de significância utilizado por $p < 0,05$.

4. Resultados

A partir da análise dos exames de TC de tórax canino, os tecidos biológicos presentes foram classificados e suas espessuras calculadas e convertidas em materiais equivalentes, como mostra a tabela 1.

Cada grupo canino foi caracterizado por: espessura média de tecido biológico (T_b); espessura de materiais simuladores (T_s) Lucite, alumínio e ar; suas respectivas incertezas relativas, que é definida como a razão entre o desvio padrão das espessuras calculadas e a média dessas; e as medidas de largura e comprimento do fantoma.

Tabela 1. Espessuras médias de tecidos biológicos (T_b) e espessuras de materiais de simulador (T_s) obtidos, suas respectivas incertezas relativas e medidas de comprimento x largura dos fantasmas.

Grupo	Tecido	T_b (mm)	Material Simulador	T_s (mm)	Incerteza Relativa	Tamanho Médio do Fantoma
Pequeno	Pulmonar	20.61	Ar	20.61	0.30	15x15
	Tecido Mole	50.26	Lucite	63.25	0.22	
	Tecido Ósseo	8.93	Alumínio	1.55	0.25	
Médio	Pulmonar	28.61	Ar	28.61	0.21	20x20
	Tecido Mole	77.36	Lucite	97.34	0.19	
	Tecido Ósseo	14.47	Alumínio	2.47	0.21	
Grande	Pulmonar	34.14	Ar	34.14	0.19	25x25
	Tecido Mole	98.43	Lucite	123.86	0.11	
	Tecido Ósseo	17.19	Alumínio	2.99	0.21	
Gigante	Pulmonar	36.52	Ar	36.52	0.13	30x30
	Tecido Mole	123.86	Lucite	155.86	0.14	
	Tecido Ósseo	20.05	Alumínio	3.49	0.10	

A análise ANOVA One-way mostrou diferença significativa entre os grupos para as espessuras de Lucite, alumínio e ar, como ilustrado na figura 5a, 5b e 5c. O teste t de *student* demonstrou que a diferença entre os grupos caninos foi significativa para todos os materiais equivalentes, exceto por alumínio e ar para os grupos Grande (G) e Gigante (GG).

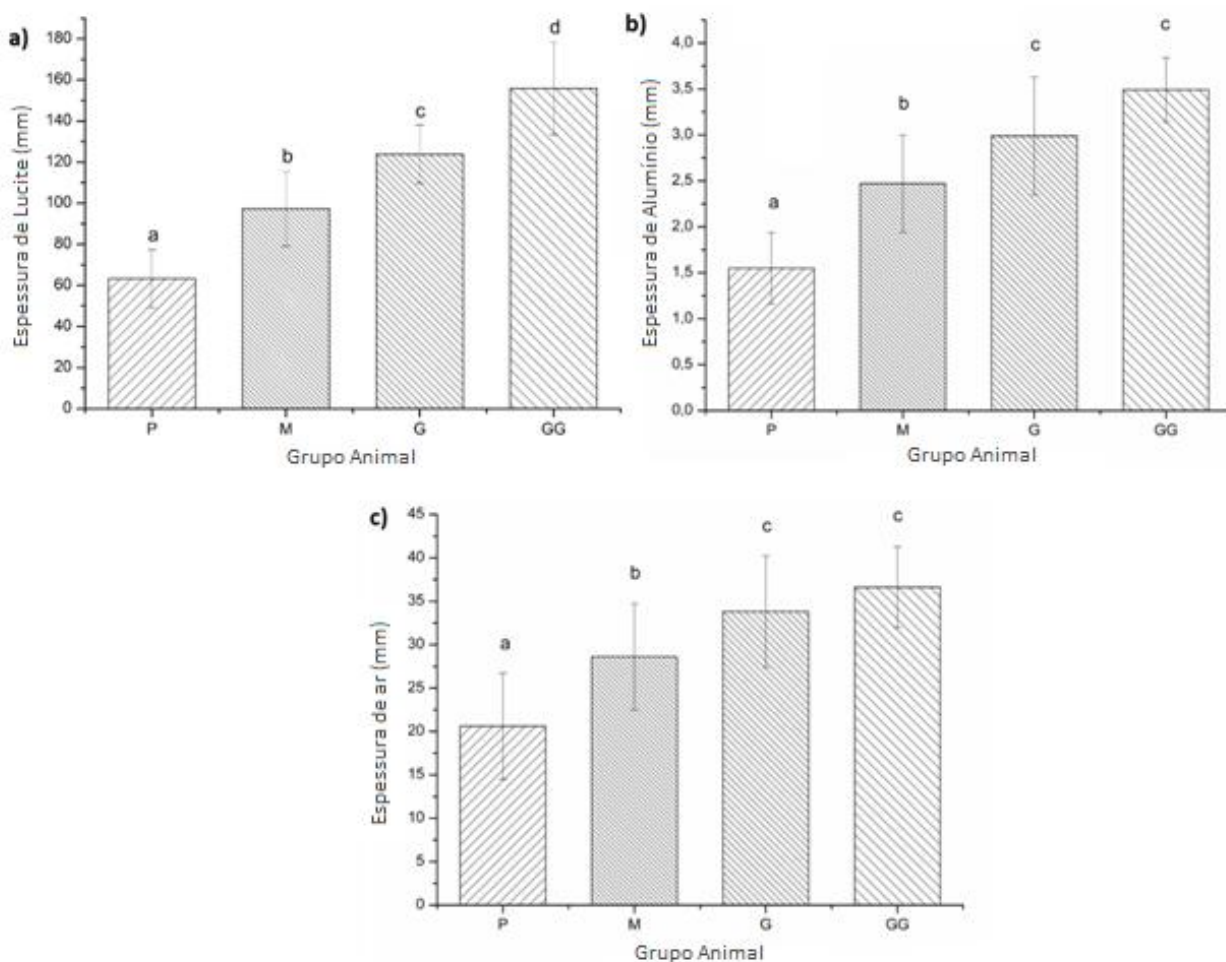


FIGURA 6. Análise estatística, teste t de *student* para todos os grupos animais e os materiais lucite (a), alumínio (b) e ar (c). Em (b) e (c) observa-se que não houve diferença estatística entre os portes G e GG.

5. Discussão e conclusão

TC é comumente usada em práticas veterinárias, especialmente para avaliar os pulmões. Devido ao alto custo e a necessidade de anestesia ou sedação do paciente, é preferível a utilização de exames radiográficos torácicos em relação à TC (Alexander et al., 2012). Assim, é importante otimizar as cartas de técnicas radiográficas digitais para imagem animal, a fim de maximizar a qualidade de imagem ao mesmo tempo minimizando a exposição à radiação para pessoal (Copple et al., 2013), como no princípio ALARA (doses tão baixas quanto exequíveis) (Pina et al., 2012).

Nesse estudo, um algoritmo foi desenvolvido para classificar e quantificar a quantidade de tecidos biológicos presentes no tórax canino. Como resultado das quantificações, quatro SRETC foram construídos, sendo um para cada porte animal. Os resultados presentes na Tabela 1 mostram uma significativa incerteza relativa. Essas variações entre um mesmo grupo canino se devem às diferenças entre raças, idade e estado nutricional. Além disso, desvios na média das espessuras de ar resultam de alterações no volume pulmonar durante inspiração e expiração.

Os grupos animais foram separados segundo a divisão por portes proposta por Goldston e Hoskins (1995). A análise estatística por ANOVA *one way* revelou diferenças significativas entre os grupos caninos para todos os materiais simuladores. Pelo teste *t de student*, na análise para Lucite, todas as diferenças foram significativas. Para alumínio e ar, todas as diferenças foram significativas exceto para os portes G e GG. Devem-se esses resultados às mesmas razões que causaram significantes incertezas relativas. Diferenças reveladas por análise estatística somadas às variações de média para tamanhos dos simuladores (largura e comprimento) foram as principais razões para construir quatro diferentes fantasmas, mantendo a diferenciação por porte.

Os quatros SRETC são constituídos de materiais facilmente disponíveis (Alves et al., 2015). Embora tenha sido utilizado um modelo de tórax canino essa metodologia pode ser aplicada para outras estruturas anatômicas e/ou animais.

Muitos estudos foram realizados na otimização de exames de raios-X utilizando fantasmas homogêneos para humanos (Alves et al., 2015; Pina et al., 2004; Samei et al.,

2005). Entretanto, a otimização de imagens tem sido negligenciada na medicina veterinária, o que torna importante a construção de simuladores radiográficos caninos homogêneos. Sendo assim, o SRETC é uma ferramenta prática, que deverá ser utilizada para aperfeiçoar a qualidade da imagem e a dose utilizando métricas como a Razão Sinal-Ruído (SDNR), Figura de Mérito e Função de Transferência Modulada (MTF) (Samei et al., 2005; Alves et al., 2015; Ranger et al., 2007).

Referências Bibliográficas

Alexander, K., Joly, H., Blond, L., D'Anjou, M.A., Nadeau, M.E., Olive, J., Beauchamp, G., 2012. A comparison of computed tomography, computed radiography, and film-screen radiography for the detection of canine pulmonary nodules. *Vet Radiol Ultrasound* 53, 258-265.

Alves, A.F., Miranda, J.R., Bacchim Neto, F.A., Duarte, S.B., Pina, D.R., 2015. Construction of pediatric homogeneous phantoms for optimization of chest and skull radiographs. *Eur J Radiol* 84, 1579-1585.

Barber, J., McNulty, J.P., 2012. Investigation into scatter radiation dose levels received by a restrainer in small animal radiography. *Journal of Small Animal Practice* 53, 578-585.

Chu, R.Y.L., Fisher, J., Archer, B.R., Conway, B.J., Goodsit, M.M., 1990. AAPM Report No. 31: Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-Ray Exposures. American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics, New York, USA.

Copple, C., Robertson, I.D., Thrall, D.E., Samei, E., 2013. Evaluation of two objective methods to optimize kVp and personnel exposure using a digital indirect flat panel detector and simulated veterinary patients. *Vet Radiol Ultrasound* 54, 9-16.

Flynn, M., Gingold, E., Goldman, L., Krugh, K., Leong, D.L., Mah, E., Ogden, K., Peck, D., Samei, E., Willis, C.E., 2009. An Exposure Indicator for Digital Radiography, In: AAPM Report 116. American Association of Physicists in Medicine, College Park, MD, USA.

Goldston, R.T., Hoskins, J.D., 1995. *Geriatrics & gerontology of the dog and cat*. W.B. Saunders Co., Philadelphia.

Hernandez-Ruiz, L., Jimenez-Flores, Y., Rivera-Montalvo, T., Arias-Cisneros, L., Mendez-Aguilar, R.E., Uribe-Izquierdo, P., 2012. Thermoluminescent dosimetry in veterinary diagnostic radiology. *Appl Radiat Isot* 71 Suppl, 44-47.

Hupe, O., Ankerhold, U., 2011. Determination of the dose to persons assisting when X-radiation is used in medicine, dentistry and veterinary medicine. *Radiat Prot Dosimetry* 144, 478-481.

Jennings, R.J., 1988. A method for comparing beam-hardening filter materials for diagnostic radiology. *Med Phys* 15, 588-599.

Pavan, A.L.M., Pina, D.R.d., Giacomini, G., Yamashita, S., Ribeiro, S.M., Duarte, S.B., Miranda, J.R.d.A., 2014. Quantification of hand tissues to dose optimization procedures

in computed radiology., In: VI Latin American Conference on Biomedical Engineering, Parana- Argentina.

Pina, D., Duarte, S., Netto, T.G., Morceli, J., 2009. Phantom development for radiographic image optimization of chest, skull and pelvis examination for nonstandart patient. *Applied Radiation and Isotopes* 67, 61-69.

Pina, D.R., Duarte, S.B., Ghilardi Netto, T., Trad, C.S., Brochi, M.A., de Oliveira, S.C., 2004. Optimization of standard patient radiographic images for chest, skull and pelvis exams in conventional x-ray equipment. *Phys Med Biol* 49, N215-226.

Pina, D.R., Souza, R.T., Duarte, S.B., Alvarez, M., Miranda, J.R., 2012. Analysis of biological tissues in infant chest for the development of an equivalent radiographic phantom. *Med Phys* 39, 1357-1360.

Precht, H., Tingberg, A., Waaler, D., Outzen, C.B., 2013. New Developed DR Detector Performs Radiographs of Hand, Pelvic and Premature Chest Anatomies at a Lower Radiation Dose and/or a Higher Image Quality. *J Digit Imaging*.

Ranger, N.T., Samei, E., Dobbins, J.T., 3rd, Ravin, C.E., 2007. Assessment of detective quantum efficiency: intercomparison of a recently introduced international standard with prior methods. *Radiology* 243, 785-795.

Samei, E., Dobbins, J.T., 3rd, Lo, J.Y., Tornai, M.P., 2005. A framework for optimising the radiographic technique in digital X-ray imaging. *Radiat Prot Dosimetry* 114, 220-229.

Surjan, Y., Ostwald, P., Milross, C., Warren-Forward, H., 2014. Radiation safety considerations and compliance within equine veterinary clinics: Results of an Australian survey. *Radiography*, 1-7.

Thrall, D.E., 1994. *Textbook of veterinary diagnostic radiology*, 2nd ed. W.B. Saunders, Philadelphia.

Veneziani, G.R., Matsushima, L.C., Fernandez, R.M., Rodrigues, L.L., 2010. Thermoluminescence measurements of entrance surface skin dose in exams of dog's chest in veterinary radiology. *Radiat Meas* 45, 733-735.

White, D.R., 1978. Tissue substitutes in experimental radiation physics. *Med Phys* 5, 467-479.