Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
Departamento de Cirurgia

CARINA OUTI BARONI

**EFETIVIDADE DOS FILTROS EMPREGADOS EM IMAGENS
RADIOGRÁFICAS DIGITAIS NA DETECÇÃO DOS QUADROS
PULMONARES EM CÃES E GATOS**

São Paulo
2012

CARINA OUTI BARONI

Efetividade dos filtros empregados em imagens radiográficas digitais na detecção dos quadros pulmonares de cães e gatos

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. Dra. Ana Carolina B. C. Fonseca Pinto

São Paulo

2012

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

BIBLIOTECA VIRGINIE BUFF D'ÁPICE
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA
E ZOOTECNIA DA USP

21/11/12

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

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

T.2699
FMVZ

Baroni, Carina Outi
Efetividade dos filtros empregados em imagens radiográficas digitais na detecção dos quadros
pulmonares de cães e gatos / Carina Outi Baroni. -- 2012.
121 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina Veterinária e
Zootecnia, Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2012.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Profa. Dra. Ana Carolina B. C. Fonseca Pinto.

1. Radiografia computadorizada. 2. Filtro convencional. 3. Filtro realce de borda. 4. Filtro invertido.
5. Pulmões. I. Título.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

Comissão de Ética no uso de animais

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto intitulado "Efetividade dos filtros empregados em imagens radiográficas digitais na detecção dos quadros pulmonares em cães e gatos", protocolado sob o nº 2082/2010, não utilizando animais, sob a responsabilidade da Profa. Dra. Ana Carolina Brandão de Campos Fonseca Pinto, 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 24/11/2010.

We certify that the Research "Effectivity of the filters used in radiographic digital imaging in the detection of pulmonary patterns in dogs and cats", protocol number 2082/2010, under the responsibility Profa. Dra. Ana Carolina Brandão de Campos Fonseca Pinto, 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 11/24/2010.

São Paulo, 25 de novembro de 2010

Profa. Dra. Denise Tabacchi Fantoni
Presidente

Av. Prof. Dr. Orlando Marques de Paiva, nº87
Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira"
São Paulo/SP - Brasil
05508-270

Fax: +55 11 3032-2224 / 3091-7757
Fone: + 55 11 3091-7671/7676
E-mail: fmvz@usp.br
<http://www.fmvz.usp.br>

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Nome: BARONI, Carina Outi

Título: Efetividade dos filtros empregados em imagens radiográficas digitais na detecção dos quadros pulmonares de cães e gatos

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: _____

À minha mãe, pelos valores de vida em que cre e me ensina.

Aos meus irmãos Andréa, Ricardo e Leandro, por compartilharem dos melhores momentos
vividos por nós.

Às minhas tias Mari, Marta e Emi, pela generosidade e amor com que se dedicam a todos.

“... De tudo ficaram três coisas:

A certeza de que estamos sempre começando...

A certeza de que é preciso continuar...

A certeza de que seremos interrompidos antes de terminar.

Portanto devemos:

Fazer da interrupção um caminho novo ...

Da queda, um passo de dança ...

Do medo, uma escada ...

Do sonho, uma ponte...

Da procura, um encontro...”

Fernando Sabino.

Em especial, à minha querida irmã Déia que olha por mim...

Ao Prof. Dr. Franklin de Almeida Stermán (*in memoriam*) por compartilhar seus ensinamentos de maneira memorável...

AGRADECIMENTOS

À minha Família, muito obrigada pelo carinho, por me proporcionarem o suporte necessário para a realização dos meus sonhos e me acompanharem em todos os momentos da minha vida.

Em especial, agradeço a um amigo querido que me guiou em meio aos labirintos que passei. Confiança e estímulo eram o básico que se encontrava por trás da porta com a placa: Sala do Prof. Dr. Franklin de Almeida Sterman. Nos momentos especiais de atenção transbordavam conselhos profissionais e pessoais, todos absorvidos com muita intensidade e refletidos em forma de admiração, respeito e carinho e, na despedida das conversas, restava o sentimento ávido pela próxima lição de vida... Saudades!

À minha orientadora, Profa. Dra. Ana Carolina Brandão de Campos Fonseca Pinto, agradeço pelo grande apoio, incentivo, confiança e amizade em todos esses anos de convívio. Admiro a dedicação que a senhora tem com os alunos, com a rotina hospitalar, com as disciplinas em que está envolvida e em especial, com o cuidado que tem com a sua família. Com certeza a senhora é um grande exemplo de mulher que conseguiu alcançar a igualdade com os homens, nos melhores quesitos de cada gênero e que luta diariamente para conseguir administrá-los de forma equilibrada.

Ao Prof. Dr. Stefano Hagen, obrigada pelos ensinamentos filosóficos transmitidos, amizade e disposição em ajudar.

À Profa. Dra. Carla A. B. Lorigados, pelos aconselhamentos profissionais e pessoais ao longo desses dois anos junto à equipe de professores da FMVZ/USP.

Ao Prof. Dr. Marcos Amaku, por me mostrar os caminhos da estatística deste trabalho, pela paciência com que leciona e por ser um grandioso mestre na arte de ensinar. Obrigada pelos conhecimentos transmitidos.

Ao Prof. Dr. Benedicto Wladimir De Martin, por ser um grande exemplo a seguir.

Ao M.V. Ms. Salvador L. R. Urtado, por confiar e acreditar no meu trabalho. Por entender e dar suporte aos alunos da pós-graduação.

À equipe de pós-graduação do Diagnóstico por Imagem formada por Lenin A. V. Martinez, Carolina de Oliveira Ghirelli, Gabriela P. R. Banon, Manuela Martins Pinto, Luciana F. Burgese, Thelma R. Cintra, Fernanda H. Saraiva, Patrícia L. Paes e Gustavo Tiaen, agradeço pelas trocas de experiências compartilhadas.

Ao doutorando Lenin A. V. Martinez, pela amizade e ensinamentos transmitidos.

À doutoranda Carolina de Oliveira Ghirelli, que foi a grande surpresa que colocaram no meu caminho nesses anos de pós-graduação e que dispôs de seu valioso tempo para transmitir seus amplos conhecimentos, uma pessoa que eu admiro e que se tornou uma amiga querida.

Ao amigo de turma José Henrique de Hildebrand e Grisi Filho pelos ensinamentos estatísticos.

À médica veterinária Silvana Maria Unruh pela importante dedicação com que se dispôs a colaborar com uma etapa importante deste projeto e que mesmo em momentos desafiadores não esmoreceu.

À médica veterinária Luciane Maria Kanayma pela paciência e entusiasmo ao transmitir seus conhecimentos. Pela amizade e carinho com que sempre me recebe.

Aos Técnicos do Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, Benjamin R. de Souza, Hugo Hidalgo, Kátia Massoneto e Reginaldo B. da Silva, obrigada pelos ensinamentos, solidariedade e amizade.

À Bibliotecária Elza Faquim, agradeço por me guiar pelas normas da ABNT.

Aos Funcionários da FMVZ/USP, HOVET/FMVZ/USP e Pós-graduandos, agradeço pela ajuda em todos estes anos de graduação e pós-graduação.

Aos amigos queridos Herwin Saito Schultz, Danielle Yamamoto Baroni, Danielle Franco da Silva, Christina M.K. Chamone, Gisele M. Alves, Fabiana Magri Antonio, Stela Furlan, Manuela Martins Pinto, Alessandra Sendyk, Camila Badawi, Claudia Matsunaga, Kalan Violin e Tami Goya que ao longo desses anos fizeram parte da minha vida e dividiram comigo momentos memoráveis de alegria.

Ao Sr. João Lúcio, agradeço pelo patrocínio que proporcionou a divulgação de parte deste projeto.

Ao Sr. Haruo Furuzawa, por incentivar e acreditar neste trabalho.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo suporte financeiro que possibilitou a realização desta pesquisa.

RESUMO

BARONI, C. O. **Efetividade dos filtros empregados em imagens radiográficas digitais na detecção dos quadros pulmonares de cães e gatos.** [Effectivity of the filters used in radiographic digital imaging in the detection of pulmonary patterns in dogs and cats]. 2012. 121 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

A transição do sistema radiográfico convencional para os sistemas radiográficos digitais, ao longo de vinte anos, tem transformado as salas de laudos nos Serviços de Diagnóstico por Imagem tanto na Medicina quanto na Medicina Veterinária. Atualmente, com a introdução do sistema radiográfico computadorizado na rotina de alguns hospitais e laboratório de imagem, o uso das ferramentas do pós-processamento tem se tornado mais freqüente. Diante das vantagens e desvantagens destas ferramentas e da escassez de trabalhos a cerca dos filtros utilizados em imagens radiográficas digitais, o objetivo deste trabalho foi testar o uso dos filtros convencional, realce de borda e invertido, assim como a associação deles na detecção dos padrões pulmonares de cães e gatos. Foram selecionados 40 exames radiográficos do tórax de cães e gatos contendo as três projeções de eleição. Três observadores com diferentes graus de experiência e familiaridade com o sistema radiográfico computadorizado analisaram os filtros individualmente e depois em associação na detecção geral dos padrões pulmonares e individualmente. Obteve-se melhores valores de sensibilidade e especificidade, em geral, quando os observadores experientes utilizaram os três filtros em associação e, para o iniciante, os melhores resultados da sensibilidade e especificidade, em geral, foram no filtro convencional. Os resultados deste trabalho permitiram concluir que houve diferença estatística entre os observadores com distintos graus de experiência e familiaridade com o sistema digital. E que o uso em associação dos filtros pode incrementar o desempenho do radiologista na avaliação radiográfica do parênquima pulmonar.

Palavras-chave: Radiografia computadorizada. Filtro convencional. Filtro realce de borda. Filtro invertido. Pulmões.

ABSTRACT

BARONI, C. O. Effectivity of the filters used in radiographic digital imaging in the detection of pulmonary patterns in dogs and cats. [Efetividade dos filtros empregados em imagens radiográficas digitais na detecção dos quadros pulmonares de cães e gatos]. 2012. 121 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

The transition of the conventional radiographic system to the digital one has been transforming the radiographic routine human and veterinary medicine over the last twenty years. Currently, the introduction of the computed radiography system in some hospitals and imaging services has increased the use of post processing tools. Considering the advantages and disadvantages of these tools and the lack of knowledge about the filters used in digital radiographic images, the aim of this study was to test efficacy of the standard, edge enhancement and gray scale reversed filters and their association to detect pulmonary patterns of cats and dogs. This work selected forty canine and feline sets of thoracic radiographs, including three projections. Three different observers with different degrees of experience and familiarity with the computed radiographic system analyzed the filters individually and then associated in order to detect pulmonary patterns. The best results in sensibility and specificity were related to the more experienced observers using the three associated filters. However, for the beginner, the best sensibility and specificity results was reached with the use of the standard filter in general results. In conclusion were statistical differences between more experienced and familiarized observers with the digital system and the use of filters can increase the radiologist performance when evaluating the pulmonary patterns on the radiography.

Key words: Computed radiography. Standard filter. Edge enhancement filter. Gray scale reversed filter. Lungs.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Imagens radiográficas do exame radiográfico do tórax de um cão sem alterações radiográficas. A. Radiografias em projeções lateral direita (A), esquerda (B) e ventrodorsal (C) do tórax de cão. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012. 22
- Figura 2 - Imagens radiográficas do exame radiográfico do tórax de um gato sem alterações radiográficas. Radiografias em projeções lateral direita (A), esquerda (B) e ventrodorsal (C) do tórax de gato. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012. 23
- Figura 3- Imagens radiográficas do tórax de cão compatível com padrão alveolar. A. Radiografia em projeção lateral direita do tórax de cão. B. Radiografia em projeção lateral esquerda do tórax de cão. C. Radiografia em projeção ventrodorsal de cão. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012. 25
- Figura 4 - Imagens radiográficas do exame radiográfico do tórax de um gato compatível com padrão brônquico. A. Radiografia em projeção lateral direita do tórax de gato. B. Radiografia em projeção lateral esquerda do tórax de gato. C. Radiografia em projeção ventrodorsal de gato. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012. 27
- Figura 5 - Imagens radiográficas do exame radiográfico do tórax de um gato compatível com PINE. A. Radiografia em projeção lateral direita do tórax de gato. B. Radiografia em projeção lateral esquerda do tórax de gato. C. Radiografia em projeção ventrodorsal de gato. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012. 28
- Figura 6 - Imagens radiográficas do exame radiográfico do tórax de um cão compatível com PIE . A. Radiografia em projeção lateral direita do tórax de cão. B. Radiografia em projeção lateral esquerda do tórax de cão. C. Radiografia em projeção ventrodorsal de cão. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012..... 29
- Figura 7 - Imagens radiográficas do exame radiográfico do tórax de um cão compatível com PV. A. Radiografia em projeção lateral direita do tórax de cão. B. Radiografia em projeção lateral esquerda do tórax de cão. C. Radiografia em projeção ventrodorsal de cão. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012..... 31
- Figura 8 - Imagens radiográficas do tórax de um gato sem alterações radiográficas nos três filtros avaliados (F9/F8/F0). A: Projeção laterolateral direita do tórax de gato no F9. B: Projeção laterolateral direita do tórax de gato no F8. C: Projeção laterolateral direita do tórax de gato no F0. D: Projeção laterolateral esquerda de gato no F9. E: Projeção laterolateral esquerda do tórax de gato no F8. F: Projeção laterolateral esquerda do tórax de gato no F0. G: Projeção ventrodorsal do tórax de gato no F9. H: Projeção ventrodorsal do tórax de gato no F8. I: Projeção ventrodorsal do tórax de gato no F0. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012... 48
- Figura 9 – Imagens radiográficas do tórax de cão com padrão alveolar. A. Filtro convencional. B. Filtro realce de borda. C. Filtro invertido..... 82
- Figura 10 - Imagens radiográficas do tórax de cão com padrão intersticial não estruturado. A. Filtro convencional. B. Filtro realce de borda. C. Filtro invertido..... 83
- Figura 11 - Imagens radiográficas do tórax de cão com padrão intersticial estruturado. A. Filtro convencional. B. Filtro realce de borda. C. Filtro invertido. 84

Figura 12 - Imagens radiográficas do tórax de cão com padrão vascular. A. Filtro convencional. B. Filtro realce de borda. C. Filtro invertido. 85

Figura 13 - Imagens radiográficas do tórax de cão com padrão brônquico. A. Filtro convencional. B. Filtro realce de borda. C. Filtro invertido. 86

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Interpretação dos valores do coeficiente de concordância. Fonte: Thrusfield (1995) – São Paulo – 2012.	52
Tabela 2 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F9 em relação a todos os padrões pulmonares.	55
Tabela 3 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F8 em relação a todos os padrões pulmonares.	55
Tabela 4 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F0 em relação a todos os padrões pulmonares.	56
Tabela 5 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 na associação dos filtros (F9 + F8 + F0 em relação a todos os padrões pulmonares.	56
Tabela 6 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F9 em relação ao PA.	58
Tabela 7 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F8 em relação ao PA.	58
Tabela 8 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F0 em relação ao PA.	59
Tabela 9 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 na associação dos filtros (F9 + F8 + F0) em relação ao PA.	59
Tabela 10 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F9 em relação ao PB.	61
Tabela 11 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F8 em relação ao PB.	61
Tabela 12 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F0 em relação ao PB.	62
Tabela 13 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 na associação dos filtros (F9 + F8 + F0) em relação ao PB.	62
Tabela 14 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F9 em relação ao PIE.	64
Tabela 15 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F8 em relação ao PIE.	64
Tabela 16 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F0 em relação ao PIE.	65
Tabela 17 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 na associação dos filtros (F9 + F8 + F0) em relação ao PIE.	65
Tabela 18 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F9 em relação ao PINE.	67
Tabela 19 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F8 em relação ao PINE.	67
Tabela 20 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F0 em relação ao PINE.	68
Tabela 21 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 na associação dos filtros (F9 + F8 + F0) em relação ao PINE.	68

Tabela 22 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F9 em relação ao PV.	70
Tabela 23 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F8 em relação ao PV.	70
Tabela 24 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F0 em relação ao PV.	71
Tabela 25 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 na associação dos filtros (F9 + F8 + F0) em relação ao PV.....	71
Tabela 26 - Porcentagem dos escores qualitativos (escore zero = insatisfatório / escore 1 = satisfatório / escore 2 = ideal de avaliar os padrões pulmonares) de cada observador em relação a cada filtro.	73
Tabela 27 - Média dos valores de sensibilidade e especificidade entre os observadores 2 e 3 em relação aos filtros F9, F8, F0 e à associação de F9+F8+F0 em todos os padrões pulmonares.	73
Tabela 28 - Média dos valores de sensibilidade e especificidade entre os observadores 2 e 3 em relação aos filtros F9, F8, F0 e à associação de F9+F8+F0 no padrão alveolar.....	73
Tabela 29 - Média dos valores de sensibilidade e especificidade entre os observadores 2 e 3 em relação aos filtros F9, F8, F0 e à associação de F9+F8+F0 no padrão brônquico.	74
Tabela 30 - Média dos valores de sensibilidade e especificidade entre os observadores 2 e 3 em relação aos filtros F9, F8, F0 e à associação de F9+F8+F0 no padrão intersticial estruturado.....	74
Tabela 31 - Média dos valores de sensibilidade e especificidade entre os observadores 2 e 3 em relação aos filtros F9, F8, F0 e à associação de F9+F8+F0 no padrão intersticial não estruturado.	74
Tabela 32 - Média dos valores de sensibilidade e especificidade entre os observadores 2 e 3 em relação aos filtros F9, F8, F0 e à associação de F9+F8+F0 no padrão vascular.	74

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Resumo dos principais aspectos radiográficos e o diagnóstico diferencial do PA. Fontes: Kealy e McAllister (2005) e Lamb (2010).	25
Quadro 2 - Resumo dos principais aspectos radiográficos e o diagnóstico diferencial do PB. Fontes: Kealy e McAllister (2005) e Lamb (2010).	26
Quadro 3 - Resumo dos principais aspectos radiográficos e o diagnóstico diferencial do PINE. Fontes: Kealy e McAllister (2005) e Lamb (2010).	28
Quadro 4 - Resumo dos principais aspectos radiográficos e o diagnóstico diferencial do PIE. Fontes: Kealy e McAllister (2005) e Lamb (2010).	29
Quadro 5 - Resumo dos principais aspectos radiográficos e o diagnóstico diferencial do PV. Fontes: Kealy e McAllister (2005) e Lamb (2010).	30
Quadro 6 - Esboço do quadro elaborado para os observadores avaliarem a presença ou ausência dos padrões pulmonares. Exemplo ilustrativo do quadro preenchido pelo observador 1.	48
Quadro 7 - Esquema utilizado para elaborar a tabela de contingência a fim de se calcular os valores de sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, valor preditivo negativo, taxa de falso-negativo, taxa de falso-positivo, taxa de verdadeiro-positivo, coeficiente de concordância, proporção de erros total e proporção de acertos total.....	52

LISTA DE GRÁFICOS

Gráficos 1 e 2 - Comparação intraobservador (observador 1) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 em todos os padrões pulmonares.	75
Gráficos 3 e 4 - Comparação intraobservador (observador 2) da sensibilidade e especificidade, com valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 em todos os padrões pulmonares.	75
Gráfico 5 e 6 - Comparação intraobservador (observador 3) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 em todos os padrões pulmonares.	76
Gráfico 7 e 8 - Comparação intraobservador (observador 1) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PA.	76
Gráfico 9 e 10- Comparação intraobservador (observador 2) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PA.	76
Gráfico 11 e 12 - Comparação intraobservador (observador 3) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PA.	77
Gráfico 13 e 14 - Comparação intraobservador (observador 1) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PB.	77
Gráfico 15 e 16- Comparação intraobservador (observador 2) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PB.	77
Gráfico 17 e 18 - Comparação intraobservador (observador 3) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PB.	78
Gráfico 19 e 20- Comparação intraobservador (observador 1) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PIE.	78
Gráfico 21 e 22 - Comparação intraobservador (observador 2) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PIE.	78
Gráfico 23 e 24- Comparação intraobservador (observador 3) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PIE.	79
Gráfico 25 e 26 - Comparação intraobservador (observador 1) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PINE.	79
Gráfico 27 e 28- Comparação intraobservador (observador 2) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PINE.	79
Gráfico 29 e 30 - Comparação intraobservador (observador 3) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PINE.	80
Gráfico 31 e 32 - Comparação intraobservador (observador 1) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PV.	80
Gráfico 33 e 34 - Comparação intraobservador (observador 2) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PV.	80
Gráfico 35 e 36 - Comparação intraobservador (observador 3) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PV.	81

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1	ANATOMIA RADIOGRÁFICA DO TÓRAX	22
2.2	PADRÕES PULMONARES CLÁSSICOS	23
2.3	DILEMAS NA INTERPRETAÇÃO DOS PADRÕES PULMONARES DE CÃES E GATOS ..	31
2.4	RADIOLOGIA COMPUTADORIZADA.....	33
2.4.1	Fundamentos	33
2.4.2	Aquisição.....	35
2.4.3	Processamento	35
2.4.4	Comunicação, armazenamento e exibição	38
2.5	EVOLUÇÃO DA RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA E SUAS APLICAÇÕES CLÍNICAS	39
3	JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA	45
4	OBJETIVOS.....	46
4.1	OBJETIVO GERAL.....	46
4.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	46
5	MATERIAL E MÉTODO	47
6	RESULTADOS.....	54
7	DISCUSSÃO.....	87
8	CONCLUSÕES	93
	REFERÊNCIAS	94
	APÊNDICES	99

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da radiografia digital, desde que fora introduzida em meados dos anos 80 pela Fuji Medical Corporation, tem transformado a radiologia (PROKOP et al., 2003; BANSAL, 2005; WIDMER, 2008; AMBRUST, 2010). O uso de sistemas digitais em Medicina Veterinária está crescendo e se tornando cada vez mais importante (MAROLF et al., 2008; PUCHALSKI, 2008; AMBRUST, 2010).

Os sistemas digitais utilizam programas de computador que permitem a manipulação dos dados gerados na aquisição da imagem (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; BANSAL, 2005; PRINCE; LINKS, 2006; WIDMER, 2008; BOVIK, 2009; AMBRUST, 2010; BUSHBERG et al., 2012). A principal vantagem dos sistemas digitais é o processamento da imagem radiográfica após sua aquisição (POLUNIN; LIM; TAN, 1998; PROKOP et al., 2003; BANSAL, 2005; DROST; REESE; HORNOF, 2008; MAROLF et al., 2008; PUCHALSKI; LO, 2008; WIDMER, 2008; ONISHI, 2009; AMBRUST, 2010; REESE et al, 2011), isso por meio de recursos adicionais, tais como: adequação de brilho e contraste, aplicação de diversos filtros, mensuração de estruturas, cálculo de ângulos e inversão de posições (PROKOP et al., 2003; PUCHALSKI; LO, 2008; AMBRUST, 2010; REESE et al, 2011).

O uso dessas ferramentas durante o pós-processamento nas estações de trabalho permite ao radiologista aumentar seu desempenho e sua produtividade (PUCHALSKI, 2008; REESE et al, 2011). Frente à necessidade de estudos adicionais a cerca das vantagens e desvantagens destes recursos (BLUME; JOST, 1992; MAROLF et al., 2008; REESE et al, 2011), o presente estudo teve como objetivo avaliar a efetividade dos filtros convencional, escala de cinza invertido e realce de borda para observação dos padrões pulmonares de cães e gatos, estabelecendo um protocolo de avaliação que pudesse incrementar o desempenho do radiologista e o diagnóstico radiográfico do tórax, na dependência do grau de experiência do observador.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ANATOMIA RADIOGRÁFICA DO TÓRAX

A cavidade torácica pode ser dividida em quatro regiões anatômicas: a região extratorácica, o espaço pleural, o parênquima pulmonar e o mediastino (que inclui os grandes vasos e coração). A região extratorácica inclui o esqueleto torácico, os tecidos moles da parede torácica e o diafragma. O espaço pleural é delimitado pelas pleuras parietal e visceral. O parênquima pulmonar é formado pela parede das vias aéreas, artérias e veias pulmonares e pelo interstício (KÖNIG; LIEBICH, 2004; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

As estruturas anatômicas presentes nas radiografias do tórax possuem formato, tamanho, opacidade, margem, contorno, número e localização característicos, portanto, reconhecer a anatomia radiográfica normal é de suma importância para identificar os limites entre normal e alterado das estruturas observadas (KÖNIG; LIEBICH, 2004; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010) (Figuras 1 e 2).

Figura 1 - Imagens radiográficas do exame radiográfico do tórax de um cão sem alterações radiográficas. A. Radiografias em projeções lateral direita (A), esquerda (B) e ventrodorsal (C) do tórax de cão. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012.

Figura 2 - Imagens radiográficas do exame radiográfico do tórax de um gato sem alterações radiográficas. Radiografias em projeções lateral direita (A), esquerda (B) e ventrodorsal (C) do tórax de gato. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012.

2.2 PADRÕES PULMONARES CLÁSSICOS

Os animais de pequeno porte possuem dois pulmões que ocupam um amplo espaço na cavidade torácica. Nos cães e gatos, o pulmão direito é dividido em lobos cranial, médio, caudal e acessório; o pulmão esquerdo é dividido em lobos cranial (o qual se segmenta em cranial e caudal) e caudal (KÖNIG; LIEBICH, 2004; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010). Os pulmões são órgãos esponjosos e elásticos constituídos de parênquima pulmonar e tecido intersticial. O parênquima pulmonar permite o intercâmbio gasoso e é formado pelos bronquíolos e suas ramificações até os alvéolos. O tecido conjuntivo elástico e o colágeno do parênquima pulmonar formam o interstício que contém as fibras nervosas autônomas, musculatura lisa, glândulas mistas, vasos sanguíneos e linfáticos (KÖNIG; LIEBICH, 2004; THRALL, 2010).

As estruturas visibilizadas dos pulmões ao exame radiográfico do tórax sem alteração são: as paredes das vias aéreas, na altura da divisão dos brônquios secundários; os vasos pulmonares e o interstício pulmonar (KÖNIG; LIEBICH, 2004; THRALL, 2010).

O ar das trocas gasosas estabelece um meio de contraste que permite observar a radiotransparência pulmonar e, as estruturas que compõem o parênquima pulmonar são responsáveis pela opacidade dos campos pulmonares (KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

O estudo radiográfico dos quadros pulmonares é realizado por meio da variação da opacidade dos campos pulmonares e são classificados em: padrão alveolar (PA), brônquico (PB), vascular (PV), intersticial não estruturado (PINE) e intersticial estruturado (PIE) (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

Os padrões pulmonares não são patognomônicos de nenhuma doença específica, sua apresentação e distribuição somadas a outros exames complementares e ao quadro clínico apresentado é que podem sugerir diagnósticos diferenciais. (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

Padrão Alveolar (PA)

O acúmulo de fluidos, debris celulares e infiltrados neoplásicos nos espaços aéreos terminais do pulmão resulta no PA e radiograficamente pode-se observar o aumento da opacidade do parênquima pulmonar com a presença de broncogramas aéreos, sinal lobar, diminuição da visibilização das bordas dos vasos pulmonares e paredes brônquicas, perda parcial da observação da silhueta cardíaca e diafragma. (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010) (Figura 3).

Os broncogramas aéreos podem ocorrer de duas maneiras, uma delas é a substituição do ar por fluidos nos alvéolos resultando em uma opacidade de tecidos moles dos pulmões. Outra maneira que leva a formação dos broncogramas é o colapso dos alvéolos que altera a opacidade ao redor do brônquio principal (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

O sinal lobar ocorre quando a intensidade do padrão alveolar é grave e a diferença de opacidade resulta em uma borda definida, portanto, há um aumento da radiopacidade do lobo

pulmonar acometido e o lobo pulmonar não acometido permanece radiotransparente, então há uma distinção entre os lobos pulmonares com e sem alterações (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

O PA pode acometer os pulmões de forma generalizada ou focal, sua distribuição pode sugerir diversas causas, como edema, hemorragia, tumor pulmonar primário, metástase pulmonar, atelectasias, broncopneumonia, pneumonia, intoxicação e torção lobar. (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010) (Quadro 1).

Quadro 1- Resumo dos principais aspectos radiográficos e o diagnóstico diferencial do PA. Fontes: Kealy e McAllister (2005) e Lamb (2010).

Aspectos radiográficos do PA	Diagnóstico Diferencial do PA	
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Enevoado ✓ Áreas com aumento de opacidade tendem a se unir ✓ Alveologramas aéreos ✓ Broncogramas aéreos ✓ Fissuras interlobares visíveis 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Broncopneumonia ✓ Pneumonia ✓ Edema ✓ Convulsão ✓ Eletrocução ✓ Hemorragia ✓ Tumor pulmonar primário 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Metástase pulmonar ✓ Torção lobar ✓ Obstrução de vias aéreas ✓ Intoxicação ✓ Dirofilariose ✓ Torção lobar

Figura 3- Imagens radiográficas do tórax de cão compatível com padrão alveolar. A. Radiografia em projeção lateral direita do tórax de cão. B. Radiografia em projeção lateral esquerda do tórax de cão. C. Radiografia em projeção ventrodorsal de cão. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012.

Padrão Brônquico (PB)

A presença de fluidos adjacente aos brônquios caracteriza o PB e radiograficamente pode ser observado como um espessamento da parede brônquica. A mineralização e/ou calcificação da parede brônquica pode ser observada tanto na região hilar quanto na periferia dos campos pulmonares. Outra característica do PB é a variação de seu diâmetro que pode ser a dilatação ou o estreitamento de seu lúmen. (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010) (Figura 4). Em pacientes idosos, a mineralização pode estar presente e não ter um significado clínico, sendo considerada um achado radiográfico. (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

A inflamação crônica das vias aéreas pode acarretar em espessamento das paredes brônquicas e sugerir como diagnósticos diferenciais do PB difuso a bronquite crônica, infiltrados eosinofílicos pulmonares e infestação parasitária. (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010) (Quadro 2).

Quadro 2 - Resumo dos principais aspectos radiográficos e o diagnóstico diferencial do PB. Fontes: Kealy e McAllister (2005) e Lamb (2010).

Aspectos radiográficos do PB	Diagnóstico Diferencial do PB
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Calcificação das paredes dos brônquios ✓ Árvore brônquica mais evidente ✓ Espessamento da parede brônquica ✓ Bronquiectasia 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Calcificação brônquica ✓ Bronquite ✓ Broncopneumonia ✓ Bronquiectasia ✓ Edema ✓ Infiltrados eosinofílicos pulmonares

Figura 4 - Imagens radiográficas do exame radiográfico do tórax de um gato compatível com padrão brônquico. A. Radiografia em projeção lateral direita do tórax de gato. B. Radiografia em projeção lateral esquerda do tórax de gato. C. Radiografia em projeção ventrodorsal de gato. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012.

Padrão Intersticial Não Estruturado e Estruturado (PINE e PIE)

A doença intersticial pode ser classificada em não estruturada e estruturada. O PINE é decorrente de coleções de fluidos, células ou fibrina no tecido conjuntivo pulmonar, entre os alvéolos ou ao redor dos vasos e vias aéreas. Observa-se radiograficamente um aumento da opacidade pulmonar, geralmente difusa e uma discreta diminuição da definição dos vasos. (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010) (Figura 5) (Quadro 3).

Figura 5 - Imagens radiográficas do exame radiográfico do tórax de um gato compatível com PINE. A. Radiografia em projeção lateral direita do tórax de gato. B. Radiografia em projeção lateral esquerda do tórax de gato. C. Radiografia em projeção ventrodorsal de gato. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012.

Quadro 3 - Resumo dos principais aspectos radiográficos e o diagnóstico diferencial do PINE. Fontes: Kealy e McAllister (2005) e Lamb (2010).

Aspectos radiográficos do PINE	Diagnóstico Diferencial do PINE	
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Aumento da opacidade do tecido intersticial ✓ Perda da definição dos vasos pulmonares 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Artefato de técnica ✓ Momento expiratório da respiração ✓ Linfossarcoma ✓ Metástase pulmonar difusa ✓ Pneumonite ✓ Broncopneumonia 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Pneumonia ✓ Hemorragia ✓ Edema ✓ Embolia pulmonar ✓ Parasitas pulmonares

O PIE ocorre quando há a presença de nódulos e/ou massas pulmonares cujas principais causas podem ser: pequenas áreas de fibrose, neoplasias, granulomas, abscessos e parasitas. A identificação dessas áreas na radiografia é mais perceptível na periferia do pulmão ou quando sobrepostas à silhueta cardíaca e diafragma (THRALL, 2010).

Os nódulos pulmonares são reconhecidos radiograficamente quando estão com tamanhos que medem a partir de 4 ou 5mm de diâmetros em radiografias com um padrão bom de qualidade (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010) (Figura 6) (Quadro 4).

Quadro 4 - Resumo dos principais aspectos radiográficos e o diagnóstico diferencial do PIE. Fontes: Kealy e McAllister (2005) e Lamb (2010).

Aspectos radiográficos do PIE	Diagnóstico Diferencial do PIE	
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Aumento da opacidade do tecido intersticial ✓ Perda da definição dos vasos pulmonares ✓ Nódulos com radiopacidade água ✓ Nódulos de radiopacidade heterogênea 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Nódulo não cavitário ✓ Tumor pulmonar primário ✓ Hematoma ✓ Granuloma ✓ Abscesso ✓ Cisto 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Metástase pulmonar ✓ Bolhas parcialmente preenchidas por fluído ✓ Corpo estranho

Figura 6 - Imagens radiográficas do exame radiográfico do tórax de um cão compatível com PIE . A. Radiografia em projeção lateral direita do tórax de cão. B. Radiografia em projeção lateral esquerda do tórax de cão. C. Radiografia em projeção ventrodorsal de cão. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012.

Padrão Vascular (PV)

O PV representa uma alteração radiográfica referente ao diâmetro dos vasos sanguíneos pulmonares. Essa variação do tamanho dos vasos pode ser a diminuição ou o aumento do seu calibre e são chamadas de hipovascularização e hipervascularização respectivamente. Também se pode observar radiograficamente uma tortuosidade dos vasos pulmonares. (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010) (Figura 7).

Na hipervascularização os sinais radiográficos podem ser o aumento do diâmetro e número dos vasos sanguíneos que se tornam mais evidentes na periferia dos campos pulmonares. A hipovascularização é observada quando há uma diminuição do tamanho dos vasos que se adelgaçam na periferia dos campos pulmonares aumentando a radiotransparência do parênquima pulmonar em especial na sua periferia. O PV quando presente pode sugerir alterações cardíacas, inflamatórias e parasitárias, como a dirofilariose, por exemplo. (O'BRIEN, 2001; KEALY; McALLISTER, 2005; THRALL, 2010) (Quadro 5).

Quadro 5 - Resumo dos principais aspectos radiográficos e o diagnóstico diferencial do PV. Fontes: Kealy e McAllister (2005) e Lamb (2010).

Aspectos radiográficos do PV	Diagnóstico Diferencial do PV
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Hipervascularização ✓ Hipovascularização ✓ Tortuosidade dos vasos ✓ Vasos proeminentes 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Congestão pulmonar ✓ Dilatação vascular por dirofilariose ✓ Oclusão vascular (trombose) ✓ Choque ✓ Microcardia

Figura 7 - Imagens radiográficas do exame radiográfico do tórax de um cão compatível com PV. A. Radiografia em projeção lateral direita do tórax de cão. B. Radiografia em projeção lateral esquerda do tórax de cão. C. Radiografia em projeção ventrodorsal de cão. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012.

2.3 DILEMAS NA INTERPRETAÇÃO DOS PADRÕES PULMONARES DE CÃES E GATOS

O exame radiográfico do tórax é o exame de imagem mais realizado na rotina hospitalar (BLUME; JOST, 1992; PRINCE; LINKS, 2006; TAGASHIRA et al., 2007; REESE et al., 2011). Em termos econômicos e como forma de triagem, o exame radiográfico do tórax ainda é o método de imagem mais acessível aos clínicos de pequenos animais (DARKE et al., 2000, O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010; REESE et al., 2011).

Os dilemas na interpretação dos exames radiográficos do tórax apresentados na literatura expressam a carga de subjetividade existente nos padrões alterados dos campos pulmonares (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

A interpretação tendenciosa pode ocorrer quando o paciente apresenta manifestações clínicas e o radiologista precisa definir qual o padrão da imagem radiográfica do tórax. Deve-se considerar que a radiografia pode não apresentar alterações e então, o diagnóstico radiográfico torna-se ainda mais complexo (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

Além de definir entre alterado e normal, segue outro dilema, a doença não é compartimentalizada, ou seja, os padrões podem não ser únicos e o grau de dificuldade aumenta na avaliação das imagens. Sugere-se que colocar primeiro o padrão predominante e depois definir os outros existentes seja o ideal durante a avaliação da radiografia torácica, porém nem sempre é fácil essa tarefa. (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

Outros fatores que dificultam o processo de avaliação radiográfica dos campos pulmonares estão relacionados à técnica radiográfica adequada, posicionamento do paciente na radiografia e à condição corpórea do paciente sendo que o sobrepeso pode realçar a opacidade pulmonar por sobreposição de um tecido adiposo mais espesso nos campos pulmonares ou por má ventilação pulmonar, levando a um erro ao se descrever o padrão intersticial. (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

O significado dos achados radiográficos encontrados na avaliação do parênquima pulmonar pode ser de difícil interpretação por fornecerem muitas informações. Sugere-se correlacioná-las com outros exames complementares e, principalmente, com o quadro clínico do paciente (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

Portanto, a fim de se minimizar a celeuma que envolve a investigação radiográfica do tórax, recomenda-se que a avaliação radiográfica deva ser realizada de maneira sistemática, ou seja, desenvolver um método de avaliação da imagem radiográfica é importante para que o médico veterinário iniciante reconheça e memorize em longo prazo os padrões radiográficos, adquirindo mais experiência para a interpretação das imagens radiográficas, aumentando o grau de confiança em suas avaliações e, por fim, diminuindo os conflitos pré-existentes da

interpretação radiográfica. (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

2.4 RADIOLOGIA COMPUTADORIZADA

Wilhelm Conrad Roentgen (1845 – 1923) descobriu os raios X em 08 de novembro de 1895 e foi o primeiro a realizar uma imagem radiográfica da anatomia humana, a radiografia clássica da mão de sua esposa expondo o tecido ósseo (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; PRINCE; LINKS, 2006; WIDMER, 2008; BOVIK, 2009; AMBRUST, 2010; BUSHBERG et al., 2012). A partir dessa descoberta, originou-se o campo da radiologia, consagrando-se sua utilidade na medicina (BUSHBERG et al., 2012). Em 1901, ganhou o prêmio Nobel de Física por conta de sua descoberta e, desde então, muitas inovações nesse campo foram apresentadas a comunidade médica. Em 1970, 75 anos após a descoberta dos raios X, a radiografia computadorizada foi introduzida no meio médico, tendo um crescente uso em meados de 1980. (PROKOP et al., 2003; BANSAL, 2005; WIDMER, 2008; AMBRUST, 2010).

A RC foi introduzida na medicina veterinária também em meados dos anos 80, porém, apenas um seleto grupo privado de veterinários teve acesso a esta tecnologia (MATTON; SMITH, 2004). Conforme seu uso foi se tornando mais conhecido e o custo mais acessível, a transposição da radiografia convencional para a computadorizada foi sendo realizada (PROKOP et al., 2003; MATTON; SMITH, 2004; BANSAL, 2005; WIDMER, 2008; AMBRUST, 2010; THRALL, 2010).

2.4.1 Fundamentos

A busca do homem pela melhoria da informação visual e o processamento de dados de cenas para percepção automática por meio de máquinas incentivou o desenvolvimento do

processamento de imagens digitais (GONZALEZ; WOODS, 2000). Ao longo das últimas três décadas as imagens médicas sofreram uma revolução e para continuar se aprimorando, estudos e aplicações dos métodos de manipulação de imagens digitais foram essenciais (BANKMAN, 2000).

O termo imagem digital faz referência a todos os tipos de sistemas de imagens digitais, diretos ou indiretos (radiografia computadorizada, radiografia escaneada e radiografia fotografada) (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; COMPAGNONE et al., 2006; PRINCE; LINKS, 2006; TAGASHIRA et al., 2007; WIDMER, 2008; BOVIK, 2009; AMBRUST, 2010; THRALL, 2010; BUSHBERG et al., 2012).

A imagem digital é a representação de uma função bidimensional de intensidade da luz $f(x,y)$, onde x e y denotam as coordenadas espaciais e o valor f em qualquer ponto (x,y) é proporcional aos níveis de cinza da imagem naquele ponto. Pode ser considerada uma matriz cujos índices de linhas e de colunas identificam um ponto na imagem com um determinado valor que corresponde a um nível de cinza característico (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; PRINCE; LINKS, 2006; BOVIK, 2009; BUSHBERG et al., 2012).

Os elementos da matriz digital podem ser chamados de elementos da imagem ou elementos da figura, termos traduzidos de *picture elements*, todavia suas abreviações *pixels* ou *pels* são mais utilizadas no cotidiano (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; PRINCE; LINKS, 2006; BOVIK, 2009; BUSHBERG et al., 2012).

Os computadores funcionam num sistema binário que reconhece os números inteiros zero e 1 e desta forma a memória do computador é composta por *bits* (dígitos binários). A profundidade de um *bit* representa o valor binário zero ou 1, estes respectivamente, correspondem a preto e branco. Para gerar tons de cinzas deve-se aumentar o número de *bits*, sendo que cada aumento é fornecido de forma exponencial, por exemplo, N bits tem 2^N possibilidades de representação de dados (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; PRINCE; LINKS, 2006; WIDMER, 2008; BOVIK, 2009; AMBRUST, 2010; BUSHBERG et al., 2012).

O olho humano consegue discernir uma quantidade limitada de tons de cinza, a profundidade excessiva de bits gera um arquivo de tamanho maior e que não representa informações adicionais (GONZALEZ; WOODS, 2000; LO; PUCHALSKI, 2008). Portanto,

para o diagnóstico por imagem, o número de 8 bits permite a detecção de 256 tons de cinza, indo de zero a 255, sendo suficientes para o diagnóstico radiográfico. (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; PRINCE; LINKS, 2006; BUSHBERG et al., 2012).

2.4.2 Aquisição

O sistema de radiografia computadorizada permite a utilização do equipamento radiográfico convencional. Faz-se uso de um cassete que comporta em seu interior uma placa de imagem (Image plate – IP) que é recoberta por uma camada de cristais de fósforo fotoestimuláveis (GONZALEZ; WOODS, 2000; BANSAL, 2005; PRINCE; LINKS, 2006; TAGASHIRA et al., 2007; MAROLF et al., 2008; WIDMER, 2008; AMBRUST, 2010; BUSHBERG et al., 2012). Os raios X incidem sobre esta placa e a imagem latente é formada. Um leitor de placas ou escâner extrai a imagem por meio da incidência de um laser vermelho. Neste processo, os elétrons energizados e aprisionados em estado de maior energia durante a exposição aos raios X são liberados para um nível menor de energia, promovendo a luminescência (BANSAL, 2005; PRINCE; LINKS, 2006; WIDMER, 2008; AMBRUST, 2010). Esta é detectada por tubos fotomultiplicadores do escâner, amplificada e convertida em sinal elétrico, ou seja, analógico e, por meio de um conversor A/D, os dados digitais são gerados e transferidos a um computador. (GONZALEZ; WOODS, 2000; BANSAL, 2005; PRINCE; LINKS, 2006; WIDMER, 2008; THRALL, 2010). As imagens ficam disponíveis para serem vistas em monitores das estações de visualização ou impressas (PRINCE; LINKS, 2006; WIDMER, 2008; AMBRUST, 2010).

2.4.3 Processamento

O processamento de imagens digitais envolve conceitos matemáticos para estudantes e pesquisadores, em especial, das ciências exatas (BOVIK, 2009). A abordagem a cerca do processamento da imagem digital neste texto tentará extrair um conceito mais básico e com

aplicação na medicina veterinária, sem detalhar os fundamentos de matemática e engenharia envolvidos na formação das ferramentas utilizadas no processamento de imagens digitais.

O aspecto que torna o processamento da imagem digital surpreendente e interessante é a sua diversidade de aplicações (BOVIK, 2009). Abrange a utilização de uma gama de programas computacionais (*softwares* e *hardwares*) e é dividido basicamente em quatro etapas, que são: a aquisição da imagem digital, descrita na secção anterior; a segmentação da imagem; reconhecimento e interpretação (GONZALEZ; WOODS, 2000).

A segmentação consiste em obter os dados dos *pixels* convertendo-os para a forma adequada ao processamento computacional, a fim de se escolher os pontos que representarão a imagem digital, enfatizando a área de interesse para discriminação entre as estruturas desejadas para avaliação (GONZALEZ; WOODS, 2000; BOVIK, 2009). O reconhecimento é o atributo dado a imagem, ou seja, é a informação obtida a partir das pré-definições escolhidas pelo seu descritor. E, por fim, a interpretação consiste em atribuir significado ao conjunto de dados gerados na fase do reconhecimento (GONZALEZ; WOODS, 2000). Exemplificando, estas duas etapas configuram o pós-processamento da imagem, refletindo o emprego dos diferentes tipos de filtros existentes e o reconhecimento da característica da imagem desejada, de maneira mais simples, o leitor escolhe o filtro que deseja, o computador segmenta a imagem com as características do filtro escolhido e reconhece os atributos escolhidos, assim fornece a imagem pronta ao leitor que então, define se a qualidade da imagem e faz sua interpretação (GONZALEZ; WOODS, 2000; BOVIK, 2009).

Adequação das imagens digitais às aplicações de interesse

O direcionamento do processamento da imagem digital é realizado a fim de se extrair diferentes informações para aplicações específicas escolhidas pelo descritor, de modo que o resultado das ferramentas utilizadas seja mais apropriado do que a imagem original (GONZALEZ; WOODS, 2000; BUSHBERG et al., 2012).

Em geral, o realce de imagem significa o uso de diferentes filtros e máscaras que modificam os tons de cinza a partir de mudanças nas configurações matemáticas dos pixels e consequentemente, dos histogramas da imagem digital baseado no conjunto de informações desejadas (GONZALEZ; WOODS, 2000; BUSHBERG et al., 2012).

Histograma é a representação gráfica dos pontos de pixels de uma imagem, sendo que zero significa preto e 256, branco e entre esses valores existem os níveis de cinza da imagem (GONZALEZ; WOODS, 2000; BUSHBERG et al., 2012).

O realce por processamento ponto a ponto denota a intensidade dos *pixels* antes e depois do processamento e é a técnica mais simples empregada no realce de imagens. A inversão da imagem é um exemplo de transformação simples da intensidade dos *pixels*, altera a ordem do preto para o branco e dos tons de cinza e é muito útil na exibição das imagens médicas (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; BUSHBERG et al., 2012). Outro exemplo é o ajuste do contraste, que altera a escala dinâmica dos níveis de cinza, produz o espalhamento destes tons de cinzas, reorganizando-os numa ordem que modifica o contraste, não produz artefatos da imagem processada, mas pode resultar na limiarização da imagem que, ao invés de distribuir os tons de cinza, forma uma imagem binária, ou seja, uma imagem em preto e branco (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; BUSHBERG et al., 2012).

A filtragem espacial é o emprego de máscaras espaciais no processamento de imagens digitais que são chamadas de filtros espaciais. Estes são divididos em filtros lineares e não lineares para realce de imagens. Representam matrizes bidimensionais que permitem uma variedade de funções de processamento independentemente de uma aplicação específica. Os filtros lineares e não lineares, em termos gerais, transformam uma função $f(x,y)$ em uma outra função $g(x,y)$. Os filtros denominados passa-baixas e passa-altas representam os filtros lineares (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; BUSHBERG et al., 2012).

A filtragem passa-baixa resulta na suavização e borramento da imagem processada, pois eliminam os componentes de alta frequência, que são responsáveis por caracterizar bordas e outros detalhes finos das imagens, mantendo os componentes de baixa frequência. Os filtros passa-altas atenuam os componentes de baixa frequência que são responsáveis por caracterizar o contraste total e a intensidade média da imagem processada, resultando em um aparente realce das bordas e outros detalhes finos. (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; BUSHBERG et al., 2012).

Designar os filtros não lineares é um desafio diante da sua complexidade e da dificuldade em delimitar um critério na otimização do aumento do contraste das imagens processadas. As definições para os filtros não lineares se baseiam nas seguintes funções: uma

área com baixo contraste deve ter seu contraste aumentado mais do que uma área de alto contraste e, deve-se evitar o borramento das bordas (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; BUSHBERG et al., 2012). A combinação de filtros, que diminuem o ruído, aumentam o realce de borda e suavizam a imagem, denota a filtragem não linear (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; BUSHBERG et al., 2012).

A melhora visual das imagens processadas tem como objetivo melhorar a interpretação dos especialistas, mesmo sendo um meio subjetivo de análise. O resultado alcançado por meio das alterações das características das imagens originais é observado pela comparação com a imagem original, sendo determinante para a escolha da imagem adequada à especificação do que o observador deseja obter na imagem processada. A escolha inadequada do processamento das imagens pode gerar artefatos, aumento de ruído e diminuir a nitidez da imagem final, portanto, os usuários devem ser cautelosos na busca da melhor imagem processada (BANKMAN, 2000).

2.4.4 Comunicação, armazenamento e exibição

O advento das imagens digitais e seu contínuo desenvolvimento realçaram a necessidade de um sistema de informações que integrasse as informações clínicas do paciente com as suas respectivas imagens médicas (BANKMAN, 2000; AZEVEDO-MARQUES et al., 2001; BUSHBERG et al., 2012).

A implantação de um Sistema de Arquivamento e Comunicação de Imagens (*PACS – Picture Archiving And Communications Systems*) associado aos Sistemas de Informação Hospitalar (*HIS – Hospital Information System*) e de Informação em Radiologia (*RIS – Radiology Information System*) possibilitou incrementar o serviço de telerradiologia. (BANKMAN, 2000; AZEVEDO-MARQUES et al., 2001; BUSHBERG et al., 2012).

O PACS realiza a atividade de transmissão, armazenamento e recuperação de imagens médicas e garante o pronto acesso das imagens médicas digitais em qualquer setor do hospital ou clínica. (BANKMAN, 2000; AZEVEDO-MARQUES et al., 2001; BUSHBERG et al., 2012).

O padrão DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) foi desenvolvido pelo Colégio Americano de Radiologia (*American College of Radiology – ACR*) e pela *National Electrical Manufacturers Association (NEMA)*. Este padrão define um formato de imagem e foi elaborado para uniformizar a leitura das imagens médicas digitais, podendo transferi-las e utilizá-las de forma mais ampla, pois seguem o mesmo padrão de formatação (BANKMAN, 2000; AZEVEDO-MARQUES et al., 2001; BUSHBERG et al., 2012).

Portanto, o PACS consegue armazenar as imagens no formato DICOM e exibi-las nas estações de trabalho a partir de um sistema de busca pelo usuário (BANKMAN, 2000; AZEVEDO-MARQUES et al., 2001; BUSHBERG et al., 2012). Promovendo avanços em relação ao gerenciamento das imagens, leitura rápida, consequente disponibilização das imagens, eliminação dos exames perdidos e melhoria do trabalho em grupo (CARITA; MATOS; AZEVEDO-MARQUES, 2004).

Por fim, vale ressaltar que a exibição e a avaliação oficial da imagem radiográfica digital devem ser realizadas em monitores com resolução de no mínimo 2 megapixels, evitando-se uma perda da resolução espacial da imagem radiográfica digital (BAANSAL, 2005; BUSHBERG et al., 2012).

2.5 EVOLUÇÃO DA RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA E SUAS APLICAÇÕES CLÍNICAS

Em meados dos anos 80, a substituição do sistema radiográfico convencional, ou seja, o sistema écran-filme (SEF) pelo sistema radiográfico computadorizado (SRC), culminou em uma série de trabalhos publicados. Nas décadas dos anos 80 e 90, as pesquisas foram dedicadas à comparação da eficácia entre os dois sistemas (SEF e SRC) (FUHRMAN et al., 1988; KEHLER et al., 1989; MORIOKA et al., 1989; NEUFANG et al., 1989; SCHAEFER et al., 1990; FRIEDMANN; NEUFANG; KRUG, 1991; LEHMANN et al., 1991; MACMAHON et al., 1991; SARTONI et al., 1991; BLUME; JOST, 1992) e à utilização de algumas ferramentas do pós-processamento das imagens médicas tais como, o realce de borda

e a inversão das imagens radiográficas digitais (MACMAHON et al., 1988; OESTMANN et al., 1988; SHELIN et al., 1988; KHEDDACHE et al., 1991; BLUME; JOST, 1992; ONO et al., 2005; PROKOP et al., 2003; MAROLF et al., 2008; REESE et al., 2011).

A região escolhida para a maioria dos estudos foi o tórax de pacientes adultos (FUHRMAN et al., 1988; KEHLER et al., 1989; MORIOKA et al., 1989; NEUFANG et al., 1989; SCHAEFER et al., 1990; FRIEDMANN; NEUFANG; KRUG, 1991; LEHMANN et al., 1991; MACMAHON et al., 1991; SARTONI et al., 1991; BLUME; JOST, 1992), por ser o exame de imagem mais realizado na rotina hospitalar, e por requerer um amplo contraste e uma boa resolução espacial, constituindo um significativo desafio técnico para sua avaliação (BLUME; JOST, 1992).

A maior parte destes estudos mostrou que os dois sistemas se equipararam nas avaliações radiográficas e em alguns, o SRC tornou-se superior ao SEF (FUHRMAN et al., 1988; KEHLER et al., 1989; MORIOKA et al., 1989; NEUFANG et al., 1989; SCHAEFER et al., 1990; FRIEDMANN; NEUFANG; KRUG, 1991; LEHMANN et al., 1991; MACMAHON et al., 1991; SARTONI et al., 1991; BLUME; JOST, 1992).

O SRC foi considerado superior ao SEF na detecção de nódulos pulmonares (FUHRMAN et al., 1988; NEUFANG et al., 1989; FRIEDMANN; NEUFANG; KRUG, 1991; BLUME; JOST, 1992) e, quando sobrepostos a região mediastinal, silhueta cardíaca e no recesso diafragmático também (FRIEDMANN; NEUFANG; KRUG, 1991; BLUME; JOST, 1992).

O SRC reproduziu igualmente ou de forma superior ao SEF os resultados das seguintes avaliações radiográficas: detecção de congestão pulmonar, infiltrados pulmonares, atelectasia, efusão pleural, linfonodomegalia e mensuração da silhueta cardíaca (NEUFANG et al., 1989; FRIEDMANN; NEUFANG; KRUG, 1991; KEHLER et al., 1989).

Entretanto, outros trabalhos publicaram que não houve diferença estatística significativa entre os sistemas SRC e SFE na detecção de nódulos pulmonares (MORIOKA et al., 1989; SCHAEFER et al., 1990; LEHMANN et al., 1991), pneumotórax (MORIOKA et al., 1989) e na detecção do padrão intersticial (SARTONI et al., 1991).

Inúmeros fatores podem ter contribuído e influenciado nos resultados dos estudos elaborados para a comparação dos sistemas SRC e SFE, dentre eles, foram citados os seguintes: a maioria dos estudos desenvolvidos para comparação destes sistemas foi realizada logo após a introdução do SRC na rotina hospitalar, exigindo uma rápida adaptação ao SRC; não havia um número de radiografias computadorizadas estabelecido para que se pudesse avaliar o desempenho do radiologista; todos os trabalhos foram realizados em ambiente controlado, artificial, não sendo aplicados à rotina hospitalar e, por fim, o padrão ouro utilizado como gabarito foi em muitos estudos a tomografia computadorizada e o consenso das respostas, ao invés do histopatológico (BLUME; JOST, 1992).

Fuhman et al. (1988) concluíram que o SEF poderia ser substituído pelo SRC na detecção de uma ampla variedade de alterações encontradas nas radiografias torácicas. E, Blume e Jost (1992), sugeriram que estudos referentes às ferramentas disponíveis no SRC fossem realizados com o objetivo de avaliar não somente as alterações pulmonares com significativa melhora de um sistema em relação ao outro, mas também àquelas que não tiveram diferença estatística significativa em ambos os sistemas.

Em 1988, não havia na literatura trabalhos que comparassem a imagem radiográfica do sistema écran-filme (SEF) com a imagem radiográfica computadorizada padrão (SRC) e a imagem radiográfica digitalizada e invertida (IRDI) (MACMAHON et al, 1988). O estudo publicado em relação a essa comparação, por meio da avaliação de diversas alterações radiográficas do tórax, verificou que a acurácia do diagnóstico radiográfico foi maior nas imagens radiográficas do SEF e SRC do que na IRDI e sugeriu que este resultado pode ter ocorrido pela preferência dos observadores pelos dois primeiros tipos de imagens citados e, também por não ter sido permitido ajustar o brilho e contraste das imagens digitalizadas (MACMAHON et al., 1988).

Neste mesmo ano, Oestmann et al. (1988) publicaram um trabalho semelhante ao de MacMahon et al. (1988), também direcionado às radiografias torácicas, porém avaliando apenas a detecção de nódulos pelos filtros realce de borda e escala de cinza invertido. Concluíram que ambos os filtros prejudicaram a avaliação das imagens radiográficas quando observadas em monitores de média resolução (1,024 X 1,024 *pixel*) e creditaram estes resultados à resolução do monitor para avaliação e à falta de adequação de brilho e contraste das imagens pós-processadas e (OESTMANN et al., 1988).

Sheline et al. (1988) também estudaram a respeito do impacto das imagens digitalizadas e processadas com realce de borda e filtro invertido, porém inovaram na metodologia ao permitirem os ajustes de brilho e contraste. Os resultados não tiveram significativa diferença estatística na comparação de ambos os filtros, porém sugeriram que quando há uma subexposição ou superexposição os ajustes podem ajudar no reconhecimento dos nódulos.

No início da década de 90, outro estudo direcionado à detecção de nódulos pulmonares pelo filtro invertido foi realizado e concluiu que a otimização das imagens por meio do pós-processamento melhora de forma significativa a detecção dos nódulos pulmonares. Também acrescentou que independentemente da parte subjetiva em escolher ou ter preferência por um determinado filtro, nenhum estudo relatou sobre o emprego dos filtros para uma específica função que contribuísse com o diagnóstico (KHEDDACHE et al, 1991).

Blume e Jost (1992) enfatizaram que havia uma escassez de trabalhos que faziam menção quanto à geração dos sistemas radiográficos, à comparação entre eles e aos seus desempenhos. Ressaltou-se no trabalho destes autores que as propriedades entre os diferentes tipos de sistemas radiográficos computadorizados tenham sido consideradas como semelhantes, mas não idênticas e não detalharam o porquê desta observação (BLUME; JOST, 1992).

No ano seguinte, um estudo realizou a comparação entre quatro filtros diferentes de realce de borda na avaliação dos nódulos pulmonares, micronódulos e do padrão intersticial. Os filtros de realce de borda comparados representavam quatro empresas do mercado de radiografia computadorizada (o modelo FCR da Fuji, o TCR da Toshiba, PCR da Philips e o Digiscan Workstation da Siemens). O referido estudo concluiu que cada filtro foi capaz de detectar de forma particular as alterações radiográficas, mas que independente de qual máscara usada, este pós-processamento otimizou a avaliação das alterações pulmonares em estudo, sem detalhar as diferenças de cada sistema (PROKOP et al., 2003).

Ono et al. (2005) utilizaram modelos que simularam tamanhos variados de nódulos no parênquima pulmonar e avaliaram radiograficamente a aplicabilidade da combinação de dois filtros de realce de borda nestas imagens e sugeriram que esta metodologia poderia melhorar a detecção dos nódulos pulmonares.

Enquanto na medicina humana os trabalhos publicados acompanhavam a introdução das novas tecnologias, na medicina veterinária, os estudos surgiram de forma tímida (REESE et al., 2011).

Após duas décadas dos primeiros estudos realizados na medicina que comparavam o SRC com o SEF, foi publicado um trabalho na medicina veterinária que comparou estes sistemas na detecção de pequenos volumes de gás livre no peritônio. Concluiu-se que não houve diferença significativa entre os sistemas, porém, foi sugerido que o SRC demonstrou de forma mais persuasiva a presença de 0,5ml de gás livre no peritônio do que o SFE (MAROLF et al., 2008).

Outro trabalho foi apresentado em 2011, na medicina veterinária, comparando a imagem radiográfica computadorizada no filtro convencional e no filtro escala de cinza invertido. Este estudo verificou a diferença entre quatro observadores com graus de experiência diferentes, sendo dois radiologistas veterinários certificados pelo Colégio Americano de Radiologia Veterinária e dois veterinários generalistas na avaliação das imagens digitais processadas. A conclusão foi de que não houve diferença estatística entre os filtros, porém os radiologistas certificados obtiveram resultados melhores que os generalistas. Sugeriu-se então, que o resultado na detecção dos nódulos pulmonares pudesse ser alterado de acordo com o treinamento do observador. E, por fim, os autores acrescentaram que não avaliaram os benefícios que ambos os filtros poderiam ter oferecido se utilizados em associação (REESE et al., 2011).

Corroborando com a sugestão supracitada, em 2012, um trabalho, apresentado à comunidade científica em um evento internacional da área de Diagnóstico por Imagem Veterinária, realizou a avaliação dos filtros realce de borda e invertido na detecção dos nódulos pulmonares de cães de forma consecutiva. Concluiu-se que a sensibilidade e a especificidade na avaliação dos nódulos foram maiores na associação dos filtros do que quando avaliados separadamente. Realizou-se também a comparação qualitativa de ambos os filtros por meio de um escore. O filtro convencional recebeu maior escore do que o invertido, contudo, os autores sugeriram que este resultado poderia refletir a falta de familiaridade dos observadores em avaliar imagens radiográficas no filtro invertido. Portanto, independente da preferência pessoal do observador, a associação dos filtros foi melhor para avaliação do PIE. (Baroni et al., 2012).

Outro estudo publicado em 2012 considerou que apesar da facilidade em se obter as imagens digitais no modo invertido pelo pós-processamento, a utilidade clínica deste formato de imagem ainda não foi testada e que é interessante observar que a maioria dos trabalhos que foram realizados comparando o modo invertido com o convencional não obteve significativa diferença estatística em seus resultados, porém observou que em seu estudo, algumas marcações realizadas no filtro invertido foram mais fáceis de serem reproduzidas e que este fator poderia ser um indicativo de que a inversão da escala de cinza poderia melhorar o contraste ressaltando as estruturas anatômicas e as tornando mais fáceis de serem identificadas pelo olho humano (BORRIE; THOMSON; MCINTYRE, 2012).

Portanto, a utilidade clínica destes recentes avanços na área digital de imagens ainda está sob avaliação, mas é provável que as evidentes vantagens oferecidas pelo pós-processamento serão incorporadas à rotina e consolidarão seu uso (BANSAL et al., 2005).

3 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA

A radiografia do tórax é o exame complementar de imagem mais realizado na clínica de pequenos animais (BERRY; GRAHAM; THRALL, 2010). Em especial, os pulmões envolvem estruturas com diferentes tipos de radiopacidades, as quais, quando alteradas conduzem aos padrões pulmonares clássicos descritos na literatura e seus respectivos aspectos clínicos correlacionados (GONÇALVES, 2004). O uso de ferramentas durante o pós-processamento nas imagens digitais nas estações de trabalho pode possibilitar que o radiologista incremente seu desempenho e produtividade (PUCHALSKI, 2008; ONISHI et al 2012). Estudos adicionais são necessários para certificar as vantagens e desvantagens dessas ferramentas (BLUME; JOST, 1992; BANSAL, 2005; COMPAGNONE, et al., 2006; MAROLF et al., 2008; REESE et al., 2011) e sugerir protocolos de avaliação. Portanto, a escassez de estudos publicados na medicina veterinária a cerca do uso dessas ferramentas no pós-processamento das imagens digitais e a hipótese de que o emprego destas novidades tecnológicas pudesse incrementar o diagnóstico radiográfico na detecção dos quadros pulmonares clássicos, conduziram à elaboração deste projeto.

4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GERAL

- ✓ O objetivo deste trabalho consistiu em avaliar a efetividade dos filtros convencional, escala de cinza invertido e realce de borda para observação dos padrões pulmonares.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- ✓ Estabelecer um protocolo de avaliação que incrementasse o desempenho do radiologista por meio da utilização do pós-processamento das imagens radiográficas digitais para avaliação dos pulmões.
- ✓ Avaliar a sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, negativo e concordância dos observadores na dependência do grau de experiência de cada um, para detectar a presença dos diferentes padrões pulmonares com o uso de três diferentes filtros de pós-processamento de imagem e verificar se houve diferença estatística no uso dos filtros em relação à detecção dos padrões pulmonares avaliados.

5 MATERIAL E MÉTODO

Foram utilizadas imagens radiográficas do tórax de cães e gatos, armazenadas no Sistema de Arquivamento e Comunicação de Imagem (PACS) do Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (HOVET – FMVZ – USP), correspondentes ao período de Setembro de 2009 a Setembro de 2010.

Os critérios de inclusão das imagens radiográficas do tórax seguiram as seguintes características: ter obrigatoriamente as projeções laterais direita, esquerda e a ventrodorsal; posicionamento e técnica radiográfica adequada e que compreendesse o período supracitado. Após adotar esses conceitos, concluiu-se que o número de 40 exames radiográficos para a amostra seria o mais adequado para o tempo do projeto.

O estudo retrospectivo foi realizado a partir da análise das radiografias torácicas de 40 pacientes, considerando-se as projeções ventrodorsal, laterolateral direita e esquerda. Elaborou-se um quadro para que os observadores preenchessem e este continha o número do paciente, os padrões pulmonares existentes e o filtro utilizado para avaliação. Os observadores preencheram este protocolo de avaliação considerando se o padrão pulmonar estava presente ou ausente de acordo com o uso dos filtros pré-definidos pelo sistema Synapse e utilizados neste estudo: convencional (atalho 9), realce de borda (atalho 8) ou escala de cinza invertido (atalho 0) (Quadro 6).

Desta forma, o número da amostra ficou igual a 200 (40 exames radiográficos vezes 5 padrões pulmonares que foram avaliados em ausentes ou presentes). Um número correspondente a cada filtro foi adotado de acordo com o atalho fornecido pelo Sistema Synapse, ou seja, padronizou-se que o filtro pré-estabelecido pelo *software* que forneceu uma imagem radiográfica semelhante à imagem obtida no sistema écran-filme, seria o filtro nomeado convencional e com representação numérica 9 (F9); o filtro que forneceu um realce de borda das estruturas do parênquima pulmonar foi nomeado filtro realce de borda e com representação numérica 8 (F8) e por fim, o filtro que forneceu uma imagem de escala de cinza invertida recebeu o nome de filtro invertido e com o número zero o representando (F0) (Figura 8).

Quadro 6 - Esboço do quadro elaborado para os observadores avaliarem a presença ou ausência dos padrões pulmonares. Exemplo ilustrativo do quadro preenchido pelo observador 1.

OBSERVADOR 1	PADRÕES PULMONARES	FILTRO PRÉ-DEFINIDO (Convencional = 9) ou (Realce de borda = 8) ou (Escala de cinza invertido = 0)	PRESENÇA (+) ou AUSÊNCIA (-)
PACIENTE			
1	PIE	F9	+
1	PINE	F9	-
1	PA	F9	-
1	PB	F9	-
1	PV	F9	-
2	PIE	F9	+
2	PINE	F9	+
2	PA	F9	+
2	PB	F9	+
2	PV	F9	-
...	...	...	...

Figura 8 - Imagens radiográficas do tórax de um gato sem alterações radiográficas nos três filtros avaliados (F9/F8/F0). A: Projeção laterolateral direita do tórax de gato no F9. B: Projeção laterolateral direita do tórax de gato no F8. C: Projeção laterolateral direita do tórax de gato no F0. D: Projeção laterolateral esquerda de gato no F9. E: Projeção laterolateral esquerda do tórax de gato no F8. F: Projeção laterolateral esquerda do tórax de gato no F0. G: Projeção ventrodorsal do tórax de gato no F9. H: Projeção ventrodorsal do tórax de gato no F8. I: Projeção ventrodorsal do tórax de gato no F0. Fonte: Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET/FMVZ/USP – São Paulo, 2012.

Três observadores participaram da avaliação das imagens radiográficas de forma cega (triplo cego), sendo que o primeiro observador tinha experiência de 3 anos na área de Diagnóstico por Imagem, o segundo e terceiro observadores ambos com 17 anos de experiência na área de Diagnóstico por Imagem. O grau de familiaridade com o sistema radiográfico computadorizado de cada observador foi definido de acordo com o tempo de uso desta nova tecnologia e ficou definido que o observador 1 utilizava o SRC esporadicamente, o observador 2 fazia uso diário e o observador 3 uso freqüente. O gabarito foi elaborado por dois radiologistas experientes por meio de um consenso (Apêndice A).

O trabalho foi dividido em três etapas: a primeira foi o desenvolvimento de um projeto piloto; a segunda e a terceira do projeto consistiram em avaliar os padrões pulmonares por meio dos filtros: convencional, realce de borda e invertido de forma não consecutiva e consecutiva, respectivamente.

Primeira etapa:

O piloto do projeto foi realizado a fim de se verificar a aplicação do filtro convencional e escala de cinza invertido na detecção de apenas um padrão pulmonar, o estruturado (PIE). A avaliação retrospectiva de 23 exames radiográficos do tórax foi realizada por quatro observadores com diferentes graus de experiência e cada filtro foi avaliado de forma independente na primeira parte e de forma consecutiva na segunda parte associada à aplicação dos escores para cada um dos filtros estudados. Os resultados deste piloto demonstraram que a associação dos filtros incrementou o diagnóstico radiográfico do PIE e que o escore mais alto foi do filtro convencional, sugerindo que este resultado tenha sido o reflexo da falta de familiaridade com o pós-processamento da imagem radiográfica digital. Este piloto foi apresentado em um evento internacional de imagem e está disponível nos anexos deste trabalho (Apêndice B). O desenvolvimento desta etapa permitiu o delineamento do estudo e serviu como fase de teste, definindo a estatística empregada.

Segunda etapa:

Três observadores avaliaram os filtros: convencional, realce de borda e escala de cinza invertido de forma não consecutiva, preenchendo o quadro dos padrões pulmonares com sinal de positivo, nos casos que o observador julgava existir a presença de um ou mais padrões ou negativo, nos casos em que o observador julgava existir a ausência de um ou mais padrões (Apêndices C, D e E).

Terceira etapa:

Três observadores avaliaram os filtros: convencional, realce de borda e escala de cinza invertido de forma consecutiva, preenchendo o quadro dos padrões pulmonares com sinal de positivo, nos casos que o observador julgava existir a presença de um ou mais padrões ou negativo, nos casos em que o observador julgava existir a ausência de um ou mais padrões (Apêndice F). Nesta etapa também foram atribuídos aos filtros uma variável qualitativa, ou seja, cada filtro recebeu um escore qualitativo de cada observador (escore 0 = insatisfatório / 1= satisfatório / 2 ideal) (Apêndice G).

Análise estatística

Para o estudo estatístico dos dados obtidos foram realizados os cálculos da sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, valor preditivo negativo e o coeficiente de concordância (kappa) entre os observadores (INGILFINGER et al., 2004; THRUSFIELD, 1995) por meio de um programa computacional, o EPIDAT 3.1¹. O teste de Friedman foi aplicado para o cálculo do escore qualitativo dos filtros avaliados (PETRIE; WATSON, 2006)

¹ Xunta de Galicia e Unidad de Análisis de Salud y Sistemas de Información de Salud de la Organización Panamericana de la Salud. Espanha, 2006.

por meio de outro programa computacional, o GraphPad InStat 3.0². O cálculo de porcentagem de erros e acertos em cada filtro e de acordo com cada padrão também foi realizado.

A seguir, faz-se necessário apresentar o significado das categorias utilizadas para maior compreensão dos resultados:

SENSIBILIDADE (S) = a sensibilidade foi utilizada para referir-se a capacidade do teste em detectar os padrões pulmonares verdadeiramente positivos (VP) divididos pelo número total de padrões positivos (VP + FN), ou seja: $(VP / VP + FN)$.

ESPECIFICIDADE (E) = a especificidade foi utilizada para referir-se a capacidade do teste em detectar os padrões pulmonares verdadeiramente negativos (VN) pelo número total de padrões negativos (FP + VN), ou seja: $(VN / FP + VN)$.

VALOR PREDITIVO POSITIVO (VPP) = o VPP foi utilizado para expressar o número de padrões pulmonares verdadeiramente positivos pelo número de padrões pulmonares que resultaram como positivo no teste (VP/ total que testaram positivo), ou seja: $(VP / VP + FP)$.

VALOR PREDITIVO NEGATIVO (VPN) = o VPN foi utilizado para expressar o número de padrões pulmonares verdadeiramente negativos pelo número de padrões pulmonares que resultaram como negativo pelo teste (VN/ total que testaram negativos), ou seja: $(VN / VN + FN)$.

KAPPA (k) DE CADA OBSERVADOR COM O CONSENSO

O coeficiente de concordância (kappa = k) indica valores entre zero e um e os classifica seguindo a tabela 1.

² GraphPad software, Inc. Califórnia, EUA, 1998.

Tabela 1 - Interpretação dos valores do coeficiente de concordância. Fonte: Thrusfield (1995) – São Paulo – 2012.

Coeficiente kappa	Interpretação
$k \leq 0,20$	Ruim
$0,20 < k \leq 0,40$	Fraca
$0,40 < k \leq 0,60$	Moderada
$0,60 < k \leq 0,80$	Substancial
$0,80 < k \leq 1,00$	Ótima

ERRO = número de erros no total

ACERTO = número de acertos no total

Quando o teste não foi sensível, significou que alguns padrões pulmonares deixaram de ser detectados pelo teste. Para complementar essa afirmação, utilizou-se a proporção entre o número de FN pelo número de padrões positivos no teste vezes 100, determinando-se a taxa de falso-negativo (TFN).

Quando o teste não foi específico, significou que alguns padrões pulmonares inexistentes foram detectados pelo teste. Para complementar essa afirmação, utilizou-se a proporção entre o número de FP pelo número de padrões negativos pelo teste vezes 100, determinando-se a taxa de falso-positivo (TFP).

Quadro 7 - Esquema utilizado para elaborar a tabela de contingência a fim de se calcular os valores de sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, valor preditivo negativo, taxa de falso-negativo, taxa de falso-positivo, taxa de verdadeiro-positivo, coeficiente de concordância, proporção de erros total e proporção de acertos total

Filtro pré-definido	PADRÃO PULMONAR DETECTADO	NÃO TEM PADRÃO PULMONAR	TOTAL
Observadores 1, 2 ou 3			
TESTE +	Acertos (VP) a =	Erros (FP) b =	a + b =
TESTE -	Erros (FN) c =	Acertos (VN) d =	c + d =
TOTAL	a + c =	b + d =	Total =

Sensibilidade

$$S = a / a+c =$$

Especificidade

$$E = d / b+d =$$

Valor preditivo positivo

$$VPP = a / a+b =$$

Valor preditivo negativo

$$VPN = d / c+d =$$

Taxa de Falso Negativo

$$TFN = c / a+c$$

Taxa de Falso Positivo

$$TFP = b / b+d$$

Equipamentos radiográficos

As radiografias foram adquiridas utilizando-se equipamentos radiológicos, das marcas *Raytech* e *Tecno Designer HF*, ambos de 500 mA, com mesas radiológicas portando grade antidifusora e acoplados ao sistema de radiografia computadorizada *FujiFilm* modelo *FCR CÁPSULA X* com *PC (Personal Computer)*³ e cassetes com placa de fósforo (*IP - Image Plate*) como detector de raios X nos tamanhos 18 x 24 cm, 24 x 30cm ou 35x43cm, na dependência do porte do animal em estudo. O *software* *CR Console Lite*⁴ versão 4.1.0001 foi utilizado na aquisição das imagens e *Synapse* versão 3.1⁵ como PACS. As imagens foram avaliadas em monitor diagnóstico monocromático LCD com 3 megapixels de resolução de 21.3 polegadas da Marca *Eizo* modelo *Radiforce GS320*⁶. As ferramentas que puderam ser utilizadas pelos observadores neste trabalho foram: janelamento, ou seja, a adequação de brilho e contraste da imagem; amplificação da imagem (*zoom*) e aplicações do filtro convencional, realce de borda e escala de cinza invertida.

³ Dell

⁴ Fuji Film

⁵ Fuji Film

⁶ EIZO Nanao Corporation. Ishikawa, Japão

6 RESULTADOS

Amostra

O perfil dos animais da amostra foi composto por 25 (62,5%) animais da espécie canina distribuídos entre as seguintes raças: 1 (4%) Cocker, 1 (4%) Galgo, 1 (4%) Maltês, 1 (4%) Pastor alemão, 1 (4%) Pastor belga, 1 (4%) Pit bull, 1 (4%) Pug, 1 (4%) Rottweiler, 1 (4%) Teckel, 1 (4%) Yorkshire, 8 (32%) Poodles e 5 (20%) sem raça definida, sendo 15 (60%) fêmeas e 10 (40%) machos com idade entre 2 meses e 13 anos. E, por 15 (37,5%) animais da espécie felina distribuídos entre as seguintes raças: 1(6,7%) Persa, 2 (13,3%) Siameses e 12 (80%) sem raça definida, sendo 9 (60%) fêmeas e 6 (40%) machos com idade entre 4 meses e 17 anos.

Distribuição dos dados em tabelas

As tabelas 2, 3, 4 e 5 a seguir expressam os valores da sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN), coeficiente de concordância (kappa), porcentagem de erro (ERRO), porcentagem de acerto (ACERTO), taxa de falso negativo (TFN) e taxa de falso positivo (TFP) dos observadores 1, 2 e 3; correspondentes a cada filtro pré-definido, estudado individualmente (F9, F8 e F0) e a na sua associação (F9+F8+F0) sem destacar os padrões pulmonares, ou seja, fornecem uma visão dos valores obtidos na detecção dos padrões pulmonares em geral.

Tabela 2 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F9 em relação a todos os padrões pulmonares.

F9	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	62,79	76,74	81,40
E (%)	93,63	91,08	96,82
VPP (%)	72,97	70,21	87,50
VPN (%)	90,18	93,46	95,00
KAPPA	0,6	0,66	0,80
ERRO (%)	13	12	6,5
ACERTO (%)	87	88	93,5
TFN (%)	37,21	23,26	18,60
TFP (%)	6,37	8,92	3,29

Tabela 3 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F8 em relação a todos os padrões pulmonares.

F8	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	41,86	76,74	79,07
E (%)	97,45	90,45	96,18
VPP (%)	81,82	68,75	85,00
VPN (%)	85,96	93,42	94,38
KAPPA	0,48	0,65	0,77
ERRO (%)	14,5	12,5	7,5
ACERTO (%)	85,5	87,5	92,5
TFN (%)	58,14	23,26	20,93
TFP (%)	2,55	9,55	3,82

Tabela 4 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F0 em relação a todos os padrões pulmonares.

F0	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	16,28	55,81	55,81
E (%)	98,73	95,54	97,45
VPP (%)	77,78	77,42	85,71
VPN (%)	81,15	88,76	88,95
KAPPA	0,21	0,57	0,61
ERRO (%)	19	13	11,5
ACERTO (%)	81	87	88,5
TFN (%)	83,72	44,19	44,19
TFP (%)	1,27	4,46	2,55

Tabela 5 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 na associação dos filtros (F9 + F8 + F0 em relação a todos os padrões pulmonares.

F9+F8+F0	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	58,14	83,72	83,72
E (%)	92,99	94,90	100,00
VPP (%)	69,44	81,82	100,00
VPN (%)	89,02	95,51	95,73
KAPPA	0,54	0,78	0,89
ERRO (%)	14,5	7,5	3,5
ACERTO (%)	84	92,5	96,5
TFN (%)	41,86	16,28	16,28
TFP (%)	7,01	5,10	0

Em geral, os valores dos dados do terceiro observador foram maiores que do segundo observador e do segundo maior que do primeiro em relação às tabelas 2 a 5. Outra observação interessante é que a especificidade, em geral, teve valores altos, acima de 90%, já a sensibilidade oscilou entre os valores de 16,28% a 83,72% (Tabelas 2-5).

Em relação ao observador 1, a sensibilidade foi melhor no F9 e a especificidade no F0 (Gráficos 1 e 2), porém a especificidade no F9 não ficou tão abaixo da do F0 (Tabelas 2 e 4); a sensibilidade foi menor no F0 e a especificidade, na associação F9+F8+F0 (Gráficos 1 e 2). A TFN foi maior no F0, o observador 1 deixou de detectar os padrões como positivos em 83,72% (Tabela 4) e a TFP foi maior na associação F9+F8+F0, o observador 1 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 7,01% (Tabela 5).

Em relação ao observador 2, a sensibilidade foi melhor na associação F9+F8+F0 e a especificidade, no F0 (Gráficos 3 e 4), também não houve uma diferença significativamente alta da especificidade quando comparado seus valores no F9 e F0 (Tabelas 2 e 4); a sensibilidade foi menor no F0 e a especificidade, no F8 (Gráficos 3 e 4). A TFN foi maior no F0, o observador 2 deixou de detectar os padrões como positivos em 44,19% (Tabela 4) e a TFP foi maior no F8, o observador 2 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 9,55% (Tabela 3).

Em relação ao observador 3, a sensibilidade e a especificidade foram maiores na associação F9+F8+F0 (Gráficos 5 e 6); a sensibilidade foi menor no F0 e especificidade no F8 (Gráficos 5 e 6). A TFN foi maior no F0, o observador 2 deixou de detectar os padrões como positivos em 44,19% (Tabela 4) e a TFP foi maior no F8, o observador 2 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 3,82% (Tabela 3).

O kappa do primeiro observador foi maior no F9 (Tabela 2), representando uma concordância moderada em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa foi no F0 (Tabela 4), representando uma concordância fraca em relação ao gabarito (Tabela 1).

O kappa do segundo observador foi maior na associação F9+F8+F0 (Tabela 5), representando uma concordância substancial em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa no F0 (Tabela 4), representando uma concordância moderada em relação ao gabarito (Tabela 1).

O kappa do terceiro observador foi maior na associação F9+F8+F0 (Tabela 5), representando uma concordância ótima em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa no F0 (Tabela 4), representando uma concordância substancial em relação ao gabarito (Tabela 1).

As tabelas de 6 a 9 a seguir expressam os valores da sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN), coeficiente de

concordância (kappa), porcentagem de erro (ERRO), porcentagem de acerto (ACERTO), taxa de falso negativo (TFN) e taxa de falso positivo (TFP) dos observadores 1, 2 e 3; correspondentes a cada filtro pré-definido, estudado individualmente (F9, F8 e F0) e a na sua associação (F9+F8+F0) com destaque do padrão pulmonar alveolar.

Tabela 6 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F9 em relação ao PA.

PA/ F9	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	88,89	88,89	77,78
E (%)	90,32	90,32	100,00
VPP (%)	72,73	72,73	100,00
VPN (%)	96,55	96,55	93,94
KAPPA	0,73	0,73	0,84
ERRO (%)	10	10	5
ACERTO (%)	90	90	95
TFN (%)	11,11	11,11	22,22
TFP (%)	9,68	9,68	0

Tabela 7 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F8 em relação ao PA.

PA/F8	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	44,44	88,89	77,78
E (%)	96,77	100,00	100,00
VPP (%)	80,00	100,00	100,00
VPN (%)	85,71	96,88	93,94
KAPPA	0,41	0,93	0,84
ERRO (%)	15	2,5	5
ACERTO (%)	85	97,5	95
TFN (%)	55,56	11,11	22,22
TFP (%)	3,23	0	0

Tabela 8 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F0 em relação ao PA.

PA/F0	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	22,22	55,56	55,56
E (%)	100,00	100,00	100,00
VPP (%)	100,00	100,00	100,00
VPN (%)	81,58	88,57	88,57
KAPPA	0,31	0,66	0,66
ERRO (%)	17,5	10	10
ACERTO (%)	82,5	90	90
TFN (%)	77,78	44,44	44,44
TFP (%)	0	0	0

Tabela 9 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 na associação dos filtros (F9 + F8 + F0) em relação ao PA.

PA/F9+F8+F0	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	66,67	77,78	88,89
E (%)	93,55	100,00	100,00
VPP (%)	75,00	100,00	100,00
VPN (%)	90,63	93,94	96,88
KAPPA	0,63	0,84	0,93
ERRO (%)	12,5	5	2,5
ACERTO (%)	87,5	95	97,5
TFN (%)	33,33	22,22	11,11
TFP (%)	6,45	0	0

Em relação ao observador 1, a sensibilidade foi melhor no F9 e a especificidade no F0 (Gráficos 7 e 8); a sensibilidade foi menor no F0 e a especificidade, no F9 (Gráficos 7 e 8). A TFN foi maior no F0, o observador 1 deixou de detectar os padrões como positivos em 77,78% (Tabela 8) e a TFP foi maior no F9, o observador 1 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 9,68% (Tabela 6).

Em relação ao observador 2, a sensibilidade foi melhor e igual no F9 e F8 (Gráfico 9) e a especificidade foi melhor e igual nos filtros F8, F0 e na associação F9+F8+F0 (Gráfico 10), a sensibilidade foi menor no F0 e a especificidade, no F9 (Gráficos 9 e 10). A TFN foi maior no F0, o observador 2 deixou de detectar os padrões como positivos em 44,44% (Tabela 8) e a TFP foi maior no F9, o observador 2 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 11,11% (Tabela 6).

Em relação ao observador 3, a sensibilidade foi maior na associação F9+F8+F0 (Gráfico 11) e a especificidade foi de 100% em todos os filtros e na sua associação; a sensibilidade foi menor no F0 (Gráficos 10 e 11). A TFN foi maior no F0, o observador 2 deixou de detectar os padrões como positivos em 44,44% (Tabela 8) e a TFP foi zero em todos os filtros e na sua associação (Tabelas 6-9).

O kappa do primeiro observador foi maior no F9 (Tabela 6), representando uma concordância substancial em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa foi no F0 (Tabela 4), representando uma concordância fraca em relação ao gabarito (Tabela 1).

O kappa do segundo observador foi maior no F8 (Tabela 7), representando uma concordância ótima em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa no F0 (Tabela 4), representando uma concordância substancial em relação ao gabarito (Tabela 1).

O kappa do terceiro observador foi maior na associação F9+F8+F0 (Tabela 9), representando uma concordância ótima em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa no F0 (Tabela 8), representando uma concordância substancial em relação ao gabarito (Tabela 1).

As tabelas de 10 a 13 a seguir expressam os valores da sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN), coeficiente de concordância (kappa), porcentagem de erro (ERRO), porcentagem de acerto (ACERTO), taxa de falso negativo (TFN) e taxa de falso positivo (TFP) dos observadores 1, 2 e 3; correspondentes a cada filtro pré-definido, estudado individualmente (F9, F8 e F0) e a na sua associação (F9+F8+F0) com destaque do padrão pulmonar brônquico.

Tabela 10 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F9 em relação ao PB.

PB/ F9	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	22,22	66,67	77,78
E (%)	100,00	83,87	100,00
VPP (%)	100,00	54,55	100,00
VPN (%)	81,58	89,66	93,94
KAPPA	0,31	0,47	0,84
ERRO (%)	17,5	20	5
ACERTO (%)	82,5	80	95
TFN (%)	77,78	33,33	22,22
TFP (%)	0	16,13	0

Tabela 11 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F8 em relação ao PB.

PB/ F8	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	33,33	88,89	77,78
E (%)	100,00	67,74	96,77
VPP (%)	100,00	44,44	87,50
VPN (%)	83,78	95,45	93,75
KAPPA	0,44	0,42	0,78
ERRO (%)	15	27,5	7,5
ACERTO (%)	85	72,5	92,5
TFN (%)	66,67	11,11	22,22
TFP (%)	0	32,26	3,23

Tabela 12 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F0 em relação ao PB.

PB/ F0	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	0	44,44	44,44
E (%)	100	96,77	100,00
VPP (%)	0	80,00	100,00
VPN (%)	77,5	85,71	86,11
KAPPA	0	0,49	0,55
ERRO (%)	22,5	15	12,5
ACERTO (%)	77,5	85	87,5
TFN (%)	100	55,56	55,56
TFP (%)	0	3,23	0

Tabela 13 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 na associação dos filtros (F9 + F8 + F0) em relação ao PB.

PB / F9+F8+F0	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	33,33	100,00	77,78
E (%)	96,77	83,87	100,00
VPP (%)	75,00	64,29	100,00
VPN (%)	83,33	100,00	93,94
KAPPA	0,38	0,7	0,84
ERRO (%)	17,5	12,5	5
ACERTO (%)	82,5	87,5	95
TFN (%)	66,67	0	22,22
TFP (%)	3,23	16,13	0

Em relação ao observador 1, a sensibilidade foi melhor e igual no F8 e na associação F9+F8+F0 e a especificidade foi melhor e igual no F9, F8 e F0 (Gráficos 13 e 14); a sensibilidade foi zero no F0 e a especificidade, na associação F9+F8+F0 (Gráficos 13 e 14). A TFN foi maior no F0, o observador 1 deixou de detectar os padrões como positivos em 100% (Tabela 12) e a TFP foi maior na associação F9+F8+F0, o observador 1 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 3,23% (Tabela 5).

Em relação ao observador 2, a sensibilidade foi melhor na associação F9+F8+F0 e a especificidade, no F0 (Gráficos 15 e 16); a sensibilidade foi menor no F0 e a especificidade, no F8 (Gráficos 15 e 16). A TFN foi maior no F0, o observador 2 deixou de detectar os padrões como positivos em 55,56% (Tabela 12) e a TFP foi maior no F8, o observador 2 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 32,26% (Tabela 11).

Em relação ao observador 3, a sensibilidade foi melhor e igual no F9, F8 e na associação F9+F8+F0 e a especificidade foi melhor e igual no F9, F0 e na associação F9+F8+F0 (Gráficos 17 e 18); a sensibilidade foi menor no F0 e especificidade no F8 (Gráficos 17 e 18). A TFN foi maior no F0, o observador 2 deixou de detectar os padrões como positivos em 55,56% (Tabela 12) e a TFP foi maior no F8, o observador 2 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 3,23% (Tabela 11).

O kappa do primeiro observador foi maior no F8 (Tabela 11), representando uma concordância moderada em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa foi no F0 (Tabela 4), representando uma concordância ruim em relação ao gabarito (Tabela 1).

O kappa do segundo observador foi maior na associação F9+F8+F0 (Tabela 5), representando uma concordância substancial em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa no F8 (Tabela 4), representando uma concordância moderada em relação ao gabarito (Tabela 1).

O kappa do terceiro observador foi maior e igual no F9 e na associação F9+F8+F0 (Tabelas 10 e 13), representando uma concordância ótima em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa no F0 (Tabela 12), representando uma concordância moderada em relação ao gabarito (Tabela 1).

As tabelas de 14 a 17 a seguir expressam os valores da sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN), coeficiente de concordância (kappa), porcentagem de erro (ERRO), porcentagem de acerto (ACERTO), taxa de falso negativo (TFN) e taxa de falso positivo (TFP) dos observadores 1, 2 e 3; correspondentes a cada filtro pré-definido, estudado individualmente (F9, F8 e F0) e a na sua associação (F9+F8+F0) com destaque do padrão pulmonar intersticial estruturado.

Tabela 14 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F9 em relação ao PIE.

PIE / F9	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	71,43	100,00	100,00
E (%)	100,00	100,00	100,00
VPP (%)	100,00	100,00	100,00
VPN (%)	94,29	100,00	100,00
KAPPA	0,81	1	1
ERRO (%)	5	0	0
ACERTO (%)	95	100	100
TFN (%)	28,57	0	0
TFP (%)	0	0	0

Tabela 15 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F8 em relação ao PIE.

PIE / F8	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	71,43	85,71	100,00
E (%)	96,97	96,97	100,00
VPP (%)	83,33	85,71	100,00
VPN (%)	94,12	96,97	100,00
KAPPA	0,73	0,93	1
ERRO (%)	7,5	5	0
ACERTO (%)	92,5	95	100
TFN (%)	28,57	14,29	0
TFP (%)	3,03	3,03	0

Tabela 16 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F0 em relação ao PIE.

PIE /F0	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	71,43	100,00	100,00
E (%)	93,94	100,00	100,00
VPP (%)	71,43	100,00	100,00
VPN (%)	93,94	100,00	100,00
KAPPA	0,65	1	1
ERRO (%)	10	0	0
ACERTO (%)	90	100	100
TFN (%)	28,57	0	0
TFP (%)	6,06	0	0

Tabela 17 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 na associação dos filtros (F9 + F8 + F0) em relação ao PIE.

PIE /F9+F8+F0	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	85,71	100,00	100,00
E (%)	96,97	96,97	100,00
VPP (%)	85,71	87,50	100,00
VPN (%)	96,97	100,00	100,00
KAPPA	0,83	0,92	1
ERRO (%)	5	2,5	0
ACERTO (%)	95	97,5	100
TFN (%)	14,29	0	0
TFP (%)	3,03	3,03	0

Em relação ao observador 1, a sensibilidade foi melhor na associação F9+F8+F0 e a especificidade no F9 (Gráficos 19 e 20); a sensibilidade foi menor e igual nos F9, F8 e F0 e a especificidade, no F0 (Gráficos 19 e 20). A TFN foi maior e igual nos F9, F8 e F0, o observador 1 deixou de detectar os padrões como positivos em 28,57% (Tabelas 14, 15 e 16)

e a TFP foi maior no F0, o observador 1 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 6,06% (Tabela 16).

Em relação ao observador 2, a sensibilidade foi melhor e igual nos F9, F0 e na associação F9+F8+F0 e a especificidade foi maior e igual nos F9 e F0 (Gráficos 21 e 22); a sensibilidade foi menor no F8 e a especificidade foi menor e igual no F8 e na associação F9+F8+F0 (Gráficos 21 e 22). A TFN foi maior no F8, o observador 2 deixou de detectar os padrões como positivos em 14,29% (Tabela 15) e a TFP foi maior e igual no F8 e na associação F9+F8+F0, o observador 2 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 3,03% (Tabelas 15 e 17).

Em relação ao observador 3, a sensibilidade e a especificidade foi de 100% em todos os filtros e na sua associação (Gráficos 23 e 24). A TFN e TFP foi zero em todos os filtros e na sua associação (Tabelas 14 -17).

O kappa do primeiro observador foi maior na associação F9+F8+F0 (Tabela 17), representando uma concordância ótima em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa foi no F0 (Tabela 16), representando uma concordância substancial em relação ao gabarito (Tabela 1).

O kappa do segundo observador foi maior e igual no F9 e F0 (Tabelas 14 e 16), representando uma concordância ótima em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa na associação F9+F8+F0 (Tabela 17), representando também uma concordância ótima em relação ao gabarito (Tabela 1).

O kappa do terceiro observador foi igual a 1 em todos os filtros e sua associação (Tabelas 14-17), representando uma concordância ótima em relação ao gabarito (Tabela 1).

As tabelas de 18 a 21 a seguir expressam os valores da sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN), coeficiente de concordância (kappa), porcentagem de erro (ERRO), porcentagem de acerto (ACERTO), taxa de falso negativo (TFN) e taxa de falso positivo (TFP) dos observadores 1, 2 e 3; correspondentes a cada filtro pré-definido, estudado individualmente (F9, F8 e F0) e a na sua associação (F9+F8+F0) com destaque do padrão pulmonar intersticial não estruturado.

Tabela 18 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F9 em relação ao PINE.

PINE / F9	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	78,57	71,43	92,86
E (%)	73,08	84,62	92,31
VPP (%)	61,11	71,43	86,67
VPN (%)	86,36	84,62	96,00
KAPPA	0,49	0,56	0,84
ERRO (%)	25	20	7,5
ACERTO (%)	75	80	92,5
TFN (%)	21,43	28,57	7,14
TFP (%)	26,92	15,38	7,69

Tabela 19 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F8 em relação ao PINE.

PINE / F8	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	50,00	64,29	85,71
E (%)	96,15	92,31	84,62
VPP (%)	87,50	81,82	75,00
VPN (%)	78,13	82,76	91,67
KAPPA	0,51	0,6	0,68
ERRO (%)	20	17,5	15
ACERTO (%)	80	82,5	85
TFN (%)	50	35,71	14,29
TFP (%)	3,85	7,69	15,38

Tabela 20 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F0 em relação ao PINE.

PINE /F0	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	0	42,86	50,00
E (%)	100	80,77	96,15
VPP (%)	0	54,55	80,00
VPN (%)	65	72,41	87,50
KAPPA	0	0,25	0,51
ERRO (%)	35	32,5	20
ACERTO (%)	65	67,5	80
TFN (%)	100	57,14	50
TFP (%)	0	19,23	3,85

Tabela 21 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 na associação dos filtros (F9 + F8 + F0) em relação ao PINE.

PINE /F9+F8+F0	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	71,43	71,43	92,86
E (%)	73,08	96,15	100,00
VPP (%)	58,82	90,91	100,00
VPN (%)	82,61	86,21	96,30
KAPPA	0,42	0,71	0,94
ERRO (%)	27,5	12,5	2,5
ACERTO (%)	72,5	87,5	97,5
TFN (%)	28,57	28,57	7,14
TFP (%)	26,92	3,85	0

Em relação ao observador 1, a sensibilidade foi melhor no F9 e a especificidade no F0 (Gráficos 25 e 26); a sensibilidade foi zero no F0 e a especificidade foi menor e igual no F9 e na associação F9+F8+F0 (Gráficos 25 e 26). A TFN foi maior no F0, o observador 1 deixou de detectar os padrões como positivos em 100% (Tabela 20) e a TFP foi maior e igual no F9 e na associação F9+F8+F0, o observador 1 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 26,92% (Tabelas 18 e 21).

Em relação ao observador 2, a sensibilidade foi melhor e igual no F9 e na associação F9+F8+F0 e a especificidade, na associação F9+F8+F0 (Gráficos 27 e 28); a sensibilidade e a especificidade foram menores no F0 (Gráficos 27 e 28). A TFN foi maior no F0, o observador 2 deixou de detectar os padrões como positivos em 57,14% (Tabela 20) e a TFP foi maior no F0, o observador 2 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 19,23% (Tabela 20).

Em relação ao observador 3, a sensibilidade foi maior e igual no F9 e na na associação F9+F8+F0 e a especificidade foi maior na associação F9+F8+F0 (Gráficos 29 e 30); a sensibilidade foi menor no F0 e especificidade no F8 (Gráficos 29 e 30). A TFN foi maior no F0, o observador 2 deixou de detectar os padrões como positivos em 50% (Tabela 20) e a TFP foi maior no F8, o observador 2 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 15,38% (Tabela 19).

O kappa do primeiro observador foi maior no F8 (Tabela 19), representando uma concordância moderada em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa foi no F0 (Tabela 20), representando uma concordância ruim em relação ao gabarito (Tabela 1).

O kappa do segundo observador foi maior na associação F9+F8+F0 (Tabela 21), representando uma concordância substancial em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa no F0 (Tabela 4), representando uma concordância fraca em relação ao gabarito (Tabela 1).

O kappa do terceiro observador foi maior na associação F9+F8+F0 (Tabela 21), representando uma concordância ótima em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor kappa no F0 (Tabela 20), representando uma concordância moderada em relação ao gabarito (Tabela 1).

As tabelas de 22 a 25 a seguir expressam os valores da sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN), coeficiente de concordância (kappa), porcentagem de erro (ERRO), porcentagem de acerto (ACERTO), taxa de falso negativo (TFN) e taxa de falso positivo (TFP) dos observadores 1, 2 e 3; correspondentes a cada filtro pré-definido, estudado individualmente (F9, F8 e F0) e a na sua associação (F9+F8+F0) com destaque do padrão pulmonar vascular.

Tabela 22 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F9 em relação ao PV.

PV / F9	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	25,00	50,00	25,00
E (%)	100,00	94,44	91,67
VPP (%)	100,00	50,00	25,00
VPN (%)	92,31	94,44	91,67
KAPPA	0,38	0,44	0,17
ERRO (%)	7,5	10	15
ACERTO (%)	92,5	90	85
TFN (%)	75	50	75
TFP (%)	0	5,56	8,33

Tabela 23 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F8 em relação ao PV.

PV / F8	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	0	50,00	25,00
E (%)	100	94,44	97,22
VPP (%)	0	50,00	50,00
VPN (%)	90	94,44	92,11
KAPPA	0	0,53	0,29
ERRO (%)	10	7,5	10
ACERTO (%)	90	92,5	90
TFN (%)	100	50	75
TFP (%)	0	5,56	2,78

Tabela 24 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 no F0 em relação ao PV.

PV /F0	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	0	50,00	25,00
E (%)	100	97,22	91,67
VPP (%)	0	66,67	25,00
VPN (%)	90	94,59	91,67
KAPPA	0	0,44	0,17
ERRO (%)	10	10	15
ACERTO (%)	90	90	85
TFN (%)	100	50	75
TFP (%)	0	2,78	8,33

Tabela 25 - Distribuição dos resultados dos dados dos observadores 1, 2 e 3 na associação dos filtros (F9 + F8 + F0) em relação ao PV.

PV /F9+F8+F0	Observador 1	Observador 2	Observador 3
S (%)	0	75,00	25,00
E (%)	100	97,22	100,00
VPP (%)	0	75,00	100,00
VPN (%)	90	97,22	92,31
KAPPA	0	0,72	0,38
ERRO (%)	10	5	7,5
ACERTO (%)	90	95	92,5
TFN (%)	100	25	75
TFP (%)	0	2,78	0

Em relação ao observador 1, a sensibilidade foi melhor no F9 e a especificidade foi de 100% em todos os filtros (Gráficos 31 e 32); a sensibilidade foi zero no F8, F0 e na associação F9+F8+F0 (Gráfico 31). A TFN foi maior no F8, F0 e na associação F9+F8+F0, o observador 1 deixou de detectar os padrões como positivos em 100% (Tabela 23, 24 e 25) e a TFP foi zero em todos os filtros e na sua associação (Tabelas 22-25).

Em relação ao observador 2, a sensibilidade foi maior na associação F9+F8+F0 e na associação F9+F8+F0 e a especificidade foi maior e igual no F0 e na associação F9+F8+F0 (Gráficos 33 e 34); a sensibilidade foi menor e igual no F9, F8 e F0 e a especificidade foi menor e igual no F9 e F8 (Gráficos 33 e 34). A TFN foi maior no F0, o observador 2 deixou de detectar os padrões como positivos em 57,14% (Tabela 20) e a TFP foi maior no F0, o observador 2 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 19,23% (Tabela 20).

Em relação ao observador 3, a sensibilidade foi de 25% em todos os filtros e na sua associação e a especificidade foi maior na associação F9+F8+F0 (Gráficos 35 e 36); a especificidade foi menor e igual no F9 e F0 (Gráficos 35 e 36). A TFN foi igual em todos os filtros e na sua associação, o observador 2 deixou de detectar os padrões como positivos em 75% (Tabelas 22 -25) e a TFP foi maior no F9 e F0, o observador 2 detectou os padrões como positivos, quando na verdade eram negativos, em 8,33% (Tabelas 22 e 24).

O kappa do primeiro observador foi maior no F9 (Tabela 22), representando uma concordância fraca em relação ao gabarito (Tabela 1) e o kappa foi zero no F8, F0 e na associação dos filtros (Tabela 23, 24 e 25), representando uma concordância ruim em relação ao gabarito (Tabela 1).

O kappa do segundo observador foi maior na associação F9+F8+F0 (Tabela 25), representando uma concordância substancial em relação ao gabarito (Tabela 1) e menor e igual kappa no F9 e F0 (Tabelas 19 e 24), representando uma concordância fraca em relação ao gabarito (Tabela 1).

O kappa do terceiro observador foi maior na associação F9+F8+F0 (Tabela 25), representando uma concordância fraca em relação ao gabarito (Tabela 1) e kappa menor e igual no F9 e F0 (Tabela 22 e 24), representando uma concordância ruim em relação ao gabarito (Tabela 1).

A tabela 26 destaca os maiores valores de porcentagem de cada escore, permitindo comparar os resultados individualmente de cada observador e também entre eles.

Tabela 26 - Porcentagem dos escores qualitativos (escore zero = insatisfatório / escore 1 = satisfatório / escore 2 = ideal de avaliar os padrões pulmonares) de cada observador em relação a cada filtro.

FILTRO	OBSERVADOR 1				OBSERVADOR 2				OBSERVADOR 3			
	valor de P	% Sc0	% Sc1	% Sc2	valor de P	% Sc0	% Sc1	% Sc2	valor de P	% Sc0	% Sc1	% Sc2
F9	a,b	0	30	70	a,d	0	17,5	82,5	a	12,5	15	72,5
F8	b	47,5	50	2,5	c,d	0	65	35	d	7,5	50	42,5
F0	a	45	42,5	12,5	a,c	32,5	67,5	35	a,d	40	37,5	22,5

a e b = P menor que 0,001

c = P menor que 0,01

d = P menor que 0,05

Para que se pudesse sugerir um protocolo de avaliação, os resultados tabelados a seguir foram calculados com base nos dados dos observadores que obtiveram os valores de kappa mais próximos entre eles e com o gabarito, ou seja, os observadores 2 e 3.

Tabela 27 - Média dos valores de sensibilidade e especificidade entre os observadores 2 e 3 em relação aos filtros F9, F8, F0 e à associação de F9+F8+F0 em todos os padrões pulmonares.

FILTRO	MÉDIA DOS VALORES		
	S	E	k
F9	79,07	93,95	0,73
F8	77,91	93,32	0,71
F0	55,81	96,50	0,59
F9+F8+F0	83,72	97,45	0,84

Tabela 28 - Média dos valores de sensibilidade e especificidade entre os observadores 2 e 3 em relação aos filtros F9, F8, F0 e à associação de F9+F8+F0 no padrão alveolar.

PA	MÉDIA DOS VALORES		
	S	E	k
F9	83,34	95,16	0,79
F8	83,34	100	0,89
F0	55,56	100	0,66
F9+F8+F0	83,34	100	0,89

Tabela 29 - Média dos valores de sensibilidade e especificidade entre os observadores 2 e 3 em relação aos filtros F9, F8, F0 e à associação de F9+F8+F0 no padrão brônquico.

PB	MÉDIA DOS VALORES		
	S	E	k
F9	72,23	91,94	0,66
F8	83,34	82,26	0,60
F0	44,44	98,39	0,52
F9+F8+F0	88,89	91,94	0,77

Tabela 30 - Média dos valores de sensibilidade e especificidade entre os observadores 2 e 3 em relação aos filtros F9, F8, F0 e à associação de F9+F8+F0 no padrão intersticial estruturado.

PIE	MÉDIA DOS VALORES		
	S	E	k
F9	100	100	1
F8	92,86	98,49	0,97
F0	100	100	1
F9+F8+F0	100	98,49	0,96

Tabela 31 - Média dos valores de sensibilidade e especificidade entre os observadores 2 e 3 em relação aos filtros F9, F8, F0 e à associação de F9+F8+F0 no padrão intersticial não estruturado.

PINE	MÉDIA DOS VALORES		
	S	E	k
F9	82,15	88,47	0,7
F8	75	88,47	0,64
F0	46,43	88,46	0,38
F9+F8+F0	82,15	98,08	0,83

Tabela 32 - Média dos valores de sensibilidade e especificidade entre os observadores 2 e 3 em relação aos filtros F9, F8, F0 e à associação de F9+F8+F0 no padrão vascular.

PV	MÉDIA DOS VALORES		
	S	E	k
F9	37,5	93,06	0,31
F8	37,5	95,83	0,41
F0	37,5	94,45	0,31
F9+F8+F0	50	98,61	0,55

Distribuição dos dados em gráficos

Os gráficos a seguir (1- 36) comparam os valores dos observadores 1,2 e 3 da sensibilidade e especificidade com sua barra de erro ilustrando sua variação mínima e máxima em cada filtro, demonstrando suas variações em cada filtro e na associação deles, tanto na identificação geral dos padrões ou em cada padrão pulmonar estudado.

Padrões pulmonares em geral

Gráficos 1 e 2 - Comparação intraobservador (observador 1) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F0 em todos os padrões pulmonares.

Gráficos 3 e 4 - Comparação intraobservador (observador 2) da sensibilidade e especificidade, com valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F0 em todos os padrões pulmonares.

Gráfico 5 e 6 - Comparação intraobservador (observador 3) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F0 em todos os padrões pulmonares.

Padrão alveolar

Gráfico 7 e 8 - Comparação intraobservador (observador 1) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F0 com o PA.

Gráfico 9 e 10- Comparação intraobservador (observador 2) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F0 com o PA.

Gráfico 11 e 12 - Comparação intraobservador (observador 3) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PA.

Padrão brônquico

Gráfico 13 e 14 - Comparação intraobservador (observador 1) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PB.

Gráfico 15 e 16- Comparação intraobservador (observador 2) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PB.

Gráfico 17 e 18 - Comparação intraobservador (observador 3) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PB.

Padrão Intersticial Estruturado

Gráfico 19 e 20- Comparação intraobservador (observador 1) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PIE.

Gráfico 21 e 22 - Comparação intraobservador (observador 2) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PIE.

Gráfico 23 e 24- Comparação intraobservador (observador 3) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PIE.

Padrão intersticial não estruturado

Gráfico 25 e 26 - Comparação intraobservador (observador 1) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PINE.

Gráfico 27 e 28- Comparação intraobservador (observador 2) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PINE.

Gráfico 29 e 30 - Comparação intraobservador (observador 3) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PINE.

Padrão vascular

Gráfico 31 e 32 - Comparação intraobservador (observador 1) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PV.

Gráfico 33 e 34 - Comparação intraobservador (observador 2) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PV.

Gráfico 35 e 36 - Comparação intraobservador (observador 3) da sensibilidade e especificidade, com seus valores de mínimo e máximo, dos filtros F9, F8, F0, F9+F8+F9 com o PV.

Ilustrações

Figura 9 – Imagens radiográficas do tórax de cão com padrão alveolar. A. Filtro convencional. B. Filtro realce de borda. C. Filtro invertido.

Figura 10 - Imagens radiográficas do tórax de cão com padrão intersticial não estruturado. A. Filtro convencional. B. Filtro realce de borda. C. Filtro invertido.

Figura 11 - Imagens radiográficas do tórax de cão com padrão intersticial estruturado. A. Filtro convencional. B. Filtro realce de borda. C. Filtro invertido.

Figura 12 - Imagens radiográficas do tórax de cão com padrão vascular. A. Filtro convencional. B. Filtro realce de borda. C. Filtro invertido.

Figura 13 - Imagens radiográficas do tórax de cão com padrão brônquico. A. Filtro convencional. B. Filtro realce de borda. C. Filtro invertido.

7 DISCUSSÃO

A avaliação dos padrões pulmonares é de suma importância, a literatura é categórica a respeito da dificuldade e subjetividade na identificação de cada quadro pulmonar e, em relação ao aumento da complexidade dessa avaliação quando eles aparecem em conjunto (O'BRIEN, 2001; KEALY; MCALLISTER, 2005; THRALL, 2010). Assim sendo, acredita-se que essa seja a premissa que direcionou a maioria dos estudos publicados sobre as ferramentas do sistema digital para a investigação da região do tórax e em especial, das alterações do parênquima pulmonar. Porém, a maioria destes trabalhos foi realizada na medicina, sendo ainda, escassos os estudos que avaliam o impacto do pós-processamento da imagem digital na medicina veterinária (FUHRMAN et al., 1988; KEHLER et al., 1989; MORIOKA et al., 1989; NEUFANG et al., 1989; SCHAEFER et al., 1990; FRIEDMANN; NEUFANG; KRUG, 1991; LEHMANN et al., 1991; MACMAHON et al., 1991; SARTONI et al., 1991; BLUME; JOST, 1992). Portanto, este estudo teve como finalidade tentar avaliar o que cada filtro de forma individual ou em associação poderia acrescentar em informações que melhorassem o desempenho do radiologista na avaliação do parênquima pulmonar de cães e gatos.

Kheddache et al. (1991), Ono et al. (1997) e Prokop et al. (2003) relataram que o uso do pós-processamento melhora de forma significativa a detecção de algumas alterações radiográficas pulmonares, em especial, a presença de nódulos pulmonares. O presente estudo sugere que esta melhora pode ser significativa para a detecção e também para a exclusão de todos os padrões pulmonares, pois de acordo com os resultados apresentados, ao se obter a maioria dos valores com alta especificidade em todos os filtros e na associação deles para todos os observadores, significou que a exclusão do padrão pulmonar foi eficiente, já a variação entre valores muito baixos e muito altos da sensibilidade (Tabelas 2-5), em geral, permitiu aferir que para a detecção de cada padrão pulmonar os filtros forneceram informações diferentes (Figuras 9-13).

De acordo com os resultados do observador 1, pode-se perceber uma crescente melhora ao se utilizar o F9, tanto na avaliação dos dados referentes aos resultados nos padrões pulmonares geral, como na específica. Sugere-se a partir desta observação que por ter pouca familiaridade com as ferramentas do SRC e pela semelhança do F9 às imagens do SEF, o

observador 1 teve resultados que sobressaíram no F9 quando comparado aos demais ou a associação deles. Portanto, concordando com Reese et al. (2011) acredita-se que o grau de experiência do observador pode influenciar os resultados e também de acordo com os relatos dos trabalhos publicados nas décadas de 80 e 90 (MORIOKA et al., 1989; SCHAEFER et al., 1990; LEHMANN et al., 1991; SARTONI et al., 1991) a respeito da diferença estatística não ter sido significativa quando se comparavam imagens do SEF com o SRC, os resultados do observador 1 neste caso, podem refletir sua experiência com as imagens do SEF e, por isso, suas melhores avaliações tenham ocorrido no F9.

A diferença estatística dos dados entre o observador 1 e os observadores 2 e 3 reforça os relatos de Blume e Jost (1992) que disseram acreditar que a falta de familiaridade com o pós-processamento de imagens digitais pudesse ter contribuído para a falta de significância estatística dos estudos anteriores. Nestes trabalhos, os observadores não tiveram tempo para treinar no SRC, ou seja, os projetos foram elaborados e realizados logo que o SRC foi instalado. No presente estudo, as maiores diferenças estatísticas ocorreram entre o observador com menor grau de experiência e familiaridade com o SRC e os observadores mais experientes e treinados no SRC. Entre estes dois últimos, as poucas diferenças observadas promoveram uma mudança de categoria do coeficiente de concordância (kappa) mas que, por sua vez, foram ainda consideradas relativamente pequenas, visto que, essa variação não ultrapassou duas categorias. Portanto, por meio da interpretação dos resultados e principalmente, do coeficiente de concordância, o treinamento por 3 anos dos observadores 2 e 3 no SRC associado ao grau de experiência do observador explicaria a diferença encontrada (Tabelas 2-25).

Logo, concordando com o argumento de que o grau de experiência na área e a familiaridade com as ferramentas do SRC podem influenciar a interpretação das imagens radiográficas, este trabalho sugere, a partir de seus resultados (tabelas 2-5), que quanto maior o grau de experiência e familiaridade com o SRC, melhor serão os efeitos referentes a sensibilidade, especificidade, VPP, VPN, kappa, TFN e TFP ao se utilizarem diferentes filtros em associação na avaliação radiográfica do parênquima pulmonar.

Ao se observar os resultados do kappa do observador 1, percebe-se que houve uma significativa diferença na interpretação do coeficiente de concordância em relação ao emprego dos filtros, logo, sugere-se que, para os observadores iniciantes, seja interessante primeiro

utilizar individualmente o F9 e, depois fazer uso da associação dos filtros F9, F0 e F8 na avaliação do parênquima pulmonar, assim assegura-se um resultado bom dos dados e aproveita-se para adquirir experiência ao se utilizar os filtros em associação.

Uma exceção ocorreu na detecção do padrão brônquico, por exemplo, para o observador 1, o F8 e a associação F9+F8+F0 apresentaram melhores resultados da S e E, e o F0 apresentou o pior resultado da sensibilidade seguido do F9, acredita-se que o F8 possa ser o responsável por ressaltar as características do padrão brônquico (Figura 13) e que o F0 possa ser menos interessante para se avaliar este padrão, e então, concordando com Prokop et al. (2003) que relatou que cada filtro é capaz de detectar de forma particular as alterações radiográficas. Vale ressaltar que, a falta de experiência ou familiaridade podem também, por sua vez, dificultar a análise crítica do observador quanto aos realces subjetivos produzidos na imagem com o uso do filtro F8 o que pode aumentar as chances de confusões diagnósticas. E, seguindo a linha de pensamento do parágrafo anterior, sugere-se que para iniciantes, o filtro de eleição para avaliação de qualquer quadro pulmonar seja o F9 e depois utilizar os outros como complemento para a avaliação.

Seguindo os achados sobre o uso individual dos filtros ou da sua associação, para cada padrão pulmonar, foi observado que: para o padrão intersticial, a partir das médias da S e E (Tabela 28), o F0 não foi adequado para avaliação desse padrão pulmonar. A associação dos filtros F9+F8+F0 pôde garantir um resultado melhor na combinação da S e E, e a tabela 28 evidencia que os responsáveis por melhorar o resultado da associação são os filtros F9 e F8 e que F0 teve um desempenho menor. E esta mesma combinação dos dados se repetiu para o padrão brônquico e alveolar (Tabelas 28 e 29), sugerindo que para estes padrões o F0 não é o mais adequado (Figura 10). Voltando a análise para a avaliação dos dados referentes aos padrões pulmonares em geral, acredita-se que, a baixa sensibilidade encontrada no F0 para os três observadores na avaliação dos padrões pulmonares em geral e o aumento do valor da S quando foram associados os filtros F9 e F8, além de F0, indicam que o emprego destas ferramentas de forma individual não seria o mais indicado quando se utiliza o SRC. Reforçando a idéia de que os filtros F8 e F0 sejam usados como complementos do F9 na avaliação dos quadros pulmonares, ou seja, que a associação deles seja mais interessante para aumentar o desempenho do radiologista. Então, o uso individual especialmente dos filtros F8 e F0 não é recomendado para o diagnóstico radiográfico dos padrões pulmonares.

Para o PV, a associação dos filtros permitiu uma melhor avaliação deste padrão, entretanto, acredita-se que os baixos resultados de S, E e kappa em geral e pela média dos observadores, tenham sido influenciados pela sutileza dos aspectos que foram observados neste padrão, especialmente nas imagens pertencentes a este estudo (Figura 12).

Concordando com a literatura, acredita-se que a introdução de um sistema de informação (*HIS*) integrado ao SRC, fornecendo os resultados de outros exames complementares e o quadro clínico do paciente e permitindo associá-los com o exame radiográfico, possa incrementar o serviço de radiologia (BANKMAN, 2000; AZEVEDO-MARQUES et al., 2001; BUSHBERG et al., 2012). Adicionalmente a avaliação do PV pode ter sido prejudicada pela falta desta integração de dados e nestes casos mais sutis o exame radiográfico sozinho não foi suficiente para o diagnóstico desta alteração. O uso dos filtros em associação para os observadores 2 e 3 permitiu um resultado de S e E melhor do que quando avaliado somente no F9 e, para o observador 1, a melhor avaliação do PV ocorreu no F9 e a associação o prejudicou na avaliação deste padrão.

Ainda com base na média dos valores referentes às tabelas 24-29, observa-se que para a detecção do padrão intersticial estruturado os três filtros utilizados individualmente ou em associação obtiveram resultados altos e sem diferença estatística significativa entre os observadores 2 e 3 na avaliação deste padrão pulmonar, podendo-se inferir que o uso dos três filtros pode ser útil também para o reconhecimento do PIE (Figura 11). Assim como relatado pelos autores Baroni et al. (2012), a associação dos filtros pode incrementar os resultados na avaliação do PIE, haja visto os resultados da S, E e kappa do observador 1, que foram melhores na associação, portanto, para observadores iniciantes. Associar os filtros F8 e F0 ao F9 na detecção do PIE permitiu ao observador 1 elevar a categoria na interpretação do kappa para ótima e igualando-a à mesma categoria do k dos observadores experientes. Isso permite dizer que para a detecção do PIE a associação dos filtros é indicada tanto para observadores iniciantes quanto para os mais experientes.

Concordando com a literatura de que a investigação radiográfica deve ser feita de maneira sistemática, a introdução da idéia de associar os filtros de forma sistemática para avaliação dos padrões pulmonares pode vir a incrementar a interpretação das imagens radiográficas (O'BRIEN, 2001; KEALY; McALLISTER, 2005; THRALL, 2010).

Pela avaliação dos escores dados aos filtros pelos observadores, os resultados demonstraram que a preferência ainda é pelo F9, ou seja, pelo filtro que mais se assemelha ao SEF, entretanto, os filtros F8 e F0 receberam uma significativa porcentagem de escore 1 (satisfatório), portanto, de acordo com estes resultados e concordando com os autores Keddache et al. (1991), Ono et al. (1997) e Baroni et al. (2012), pode-se sugerir que independentemente da preferência pessoal de cada leitor, o uso das ferramentas de pós-processamento podem incrementar a avaliação do parênquima pulmonar (BANSAL et al., 2005) especialmente para alguns padrões pulmonares como o PIE.

A partir da análise desses dados, sugere-se que na avaliação geral dos padrões pulmonares, o grau de experiência e a familiaridade com os sistemas écran-filme e digital influenciaram nos resultados obtidos. O observador 1 com menor grau de experiência e com uso esporádico do sistema digital demonstrou melhores resultados no F9 que fornece imagem radiográfica semelhante ao SEF, já para os observadores 2 e 3 que são mais experientes e mais familiarizados com o SRC, a associação dos três filtros apresentou os melhores resultados, o que sugere um domínio maior na manipulação dessas ferramentas em conjunto, com cada filtro reforçando a ausência ou a presença dos padrões aliado ao grau de experiência. A queda significativa dos valores de S e E no F0 para a maioria dos filtros e padrões avaliados pode indicar a falta de hábito dos iniciantes em avaliar neste filtro e que a inversão da imagem pode representar para o cérebro uma mudança complexa de ser compreendida e adaptada em curto prazo, assim como relatado na literatura (BORRIE; THOMSON; MCINTYRE, 2012).

Diferentemente dos primeiros trabalhos realizados na medicina com os filtros realce de borda e invertido, os quais não conseguiram atribuir aos resultados tanto positivos como negativos o vínculo do uso destas ferramentas e a sua importância (OESTMANN et al., 1988; SHELINE et al., 1988), este trabalho forneceu informações adicionais em relação a cada filtro individualmente e em sua associação.

De acordo com o relatado por Blume e Jost (1992), acredita-se que os resultados deste trabalho poderiam vir a ser diferentes caso o gabarito dos exames radiográficos tivesse sido realizado não por meio de um consenso entre dois radiologistas experientes e sim por meio de exames mais sensíveis e específicos em comparação a avaliação radiográfica como é o caso dos exames tomográfico e histopatológico. Outro fator que também pode ter interferido nos

resultados deste trabalho foi o tamanho da amostra. Porém o tempo hábil para execução desta pesquisa impossibilitou alcançar um tamanho maior da amostra. Acredita-se que aumentar o número de observadores com diferentes graus de experiência e familiaridade com o sistema também possa influenciar nestes resultados permitindo individualizar as reais influências do uso dos filtros na dependência destes aspectos.

O custo mais acessível tornou possível a transposição do SEF para o SRC e com isso, estudos a cerca de suas ferramentas puderam ser realizados (PROKOP et al., 2003; MATTON; SMITH, 2004; BANSAL, 2005; WIDMER, 2008; AMBRUST, 2010; THRALL, 2010) e assim, este trabalho foi elaborado na expectativa de complementar a literatura a respeito dos benefícios do uso correto na manipulação dos filtros F9, F8 e F0 disponíveis no SRC no Serviço de Diagnóstico por Imagem da FMVZ/USP.

Porém, ainda são necessários novos estudos que pudessem guiar a classificação destes filtros. Neste trabalho, o sistema Synapse forneceu três filtros denominados F9, F8 e F0 e este inferiu-se às seguintes características a estes filtros: realce de borda, invertido e convencional, isto por meio da semelhança aos conceitos apresentados na literatura a respeito do processamento das imagens digitais (BANKMAN, 2000; GONZALEZ; WOODS, 2000; BUSHBERG et al., 2012). Todavia, pode-se sugerir que para atribuir de forma menos subjetiva essas características, poderia ser realizada a avaliação dos histogramas de cada imagem em cada filtro e observar a tendência delas, tornando tais características menos sugestivas, uma vez que o sistema não fornece qual é exatamente o filtro e a sua função.

Em relação às perspectivas futuras, sugere-se que além da associação dos filtros disponibilizados pelo SRC seja realizada a análise da adequação de brilho e contraste da imagem radiográfica computadorizada, pois este ajuste por interferir nos resultados (MACMAHON et al., 1988; OESTMANN et al., 1988). É importante que a manipulação das ferramentas do pós-processamento seja feita de forma que assegure melhores resultados. Reforçando os relatos de Blume e Jost (1992), outra sugestão é que em trabalhos futuros, os exames tomográficos sejam realizados para efeito comparativo e, quando possível, o histopatológico, assim o padrão ouro para o gabarito das alterações pode vir a ser o conjunto dessas informações.

8 CONCLUSÕES

Diante dos resultados alcançados podemos concluir:

- ✓ A maior diferença estatística da avaliação dos padrões pulmonares junto ao emprego dos filtros ocorreu entre os observadores com diferentes graus de experiência e familiaridade com o SRC. A diferença estatística entre os observadores com o grau semelhante de experiência e familiaridade com o SRC foi pequena, mas ainda assim significativa pela interpretação do coeficiente de concordância.
- ✓ Houve diferença estatística na detecção dos padrões pulmonares quando avaliados em geral e específicos, de acordo com emprego do filtro individualmente e também, em associação nas avaliações dos exames radiográficos do tórax.
- ✓ A associação dos filtros convencional, realce de borda e invertido permitiram estabelecer que esta sistemática na avaliação do parênquima pulmonar de cães e gatos pode vir a incrementar o desempenho do radiologista experiente.
- ✓ O filtro convencional, em especial, por apresentar semelhança com a imagem do sistema écran-filme, pode ser usado individualmente para as avaliações do parênquima pulmonar quando estas são realizadas por um observador iniciante. Porém, seria interessante que após essa avaliação individual, fosse utilizada a associação dos filtros para efeito de treinamento do observador iniciante.

REFERÊNCIAS

- AMBRUST, L. J. Imagens digitais e captura digital de imagens radiográficas. In: THRALL, D. E. (Ed.). **Diagnóstico de radiologia veterinária**. 5. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. pp. 22-37.
- AZEVEDO-MARQUES, P.M.; TRAD, C. S.; ELIAS JUNIOR, J.; SANTOS, A. C. Implantação de um mini-pacs (sistema de arquivamento e distribuição de imagens) em hospital universitário. **Radiologia Brasileira**, vol.34, n.4, pp. 221-224, 2001.
- BANKMAN, I. N. Enhancement. In: _____. **Handbook of medical imaging processing and analysis**. San Diego: Academic Press, 2000, p. 3-68.
- BANSAL, G. J. Digital radiography. A comparison with modern conventional imaging. **Postgraduate Medical Journal**, v. 82, pp. 425-428, 2006.
- BARONI, C. O.; AMAKU, M.; CAMOZZI, R.B.; SANTOS, A.C.; FONSECA-PINTO, A.C.B.C. Standard and gray-scale reversed algorithms in the diagnosis of nodular interstitial pattern. In: 16th IVRA & EAVDI MEETING, 16., 2012, Bursa, Turkey, **Anais**...2012.
- BERRY, C. R.; GRAHAM, J. P.; THRALL, D. E. In: THRALL, D. E. (Ed.). **Diagnóstico de radiologia veterinária**. 5. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. pp. 462-485.
- BLUME, H.; JOST, R. G. Chest imaging within the radiology department by means of photostimulable phosphor computed radiography: a review. **Journal of Digital Imaging** . v.5, n. 2, p. 67-78, 1992.
- BORRIE, F.; THOMSON, D.; MCINTYRE, G. T. Precision of measurements on conventional negative 'bones white' and inverted greyscale 'bones black' digital lateral cephalograms. **European Journal of Orthodontics**, v.34, p. 57-61, 2012.
- BOVIK, A.L. Introduction to digital image processing. In: _____. **The essential guide to image processing**. San Diego: Elsevier, 2009, p. 1-59.
- BUSHBERG, J.T.; SEIBERT, J.A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J.M. Medical imaging informatics. In: _____. **The essential physics of medical imaging**. 2 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002. p. 101-168.

CARITA, E. C.; MATOS, A. L. M.; AZEVEDO-MARQUES, P. M.
Ferramentas para visualização de imagens médicas em hospital universitário.
Radiologia Brasileira, v. 37, n. 6, p. 437-440, 2004.

COMPAGNONE, G.; BALENI, M.C.; PAGAN, L.; CALZOLAIO, F.L.;
BAROZZI, L.; BERGAMINI, C. Comparison of radiation doses to patients
undergoing standard radiographic examinations with conventional screen-film
radiography, computed radiography and direct digital radiography. **The British
Journal of Radiology**, v.79, p. 899-904, 2006.

DROST, W. T.; REESE, D. J.; HORNOF, W. J. Digital radiography artifacts.
Veterinary Radiology & Ultrasound, v. 49, n. 1, supp. 1, pp. S48-S56, 2008.

FRIEDMANN, G.; NEUFANG, K.F.R.; KRUG, B. Digitale
lumineszenzradiographie- radiographie (DLR) in der thoraxdiagnostik. In:
BUSCH, H.P.; GEORGI, M. **Expertengesprach im klinikum Mannheim**, v
26, p. 35-38, 1991.

FUHRMAN, C. R.; GUR, D.; GOOD, B. et al. Storage phosphor radiographs vs
conventional films: interpreter's perception of diagnostic quality. **American
Journal Radiology**, v. 150, p. 1011-1014, 1988.

GONÇALVES, R. C. Semiologia do sistema respiratório. In: FEITOSA, F. L. F.
Semiologia veterinária. 1. ed. São Paulo: Roca, 2004. pp. 313-331.

GONZALEZ, R.C.; WOODS, R.E.Introdução. In: _____. **Processamento de
imagens digitais**. São Paulo: Edgard Blucher, 2000. p. 1-176.

ISHIGAKI, T.; ENDO, T.; IKEDA, M.; KONO, M.; YOSHIDA, S.; IKEZOE,
J.; MURATA, K.; MATSUMOTO, M. Subtle pulmonary disease: detection with
computed radiography versus conventional chest radiography. **Radiology**, v.
201, n. 1, p. 51-60, 1996.

KEALY, J. K.; MCALLISTER, H. O tórax. In:_____. **Radiologia e
ultrassonografia do cão e do gato**. São Paulo: Manole, 2005. p. 149-186.

KEHLER, M.; ALBRECHTSSON, U.; ANDERSSON, B. et al. Assessment of
digital chest radiography using stimuable phosphor. **Acta Radiol**, v. 30, p.581-
586, 1989.

KHEDDACHE, S.; MANSSON, L.G.; ANGELHED, J.E.; DENBRATT, L.;
GOTTFRIDSON; B.; SCHLOSSMAN, D. Digital chest radiography: should

images be presented in negative or positive mode? **European Journal of Radiology** v.13, p.151-155, 1991.

KONIG, H.E.; LIEBICH, H.G. Aparelho respiratório. In: _____. **Anatomia dos animais domésticos**. São Paulo: Artmed, 2004, p. 97-102.

LEHMANN, K.J.; BUSCH, H.P.; FREUND, M.C. et al. **Radiography of the chest: a comparative study of analog and digital techniques**, p. 115-121, 1991.

MACMAHON, H.; SANADA, S.; DOI, K. et al. Direct comparison of conventional and computed radiography with dual image recording technique. **Radiographics**, v.11, p. 259-268, 1991.

MAROLF, A.; BLAIK, M.; ACKERMAN, N.; WATSON, E.; GIBSON, N.; THOMPSON, M. Comparison of computed radiography and conventional radiography in detection of small volume pneumoperitoneum. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 49, n. 3, pp. 227-232, 2008.

MATTOON, J.S.; SMITH, C. Breakthroughs in radiography: computed radiography. **Compendium**, v. 17, n. 4, p. 1-8, 2004.

MORIOKA, C.; BROWN, K.; HAYAPETIAN, A.S. et al. ROC analysis of chest radiographs using computed radiography and conventional analog films. **SPIE**, v. 1091, p. 168-171, 1989.

NEUFANG, K.F.; KRUG, B.; STEINBRICH, W. et al. Detection of pulmonary nodules: a comparative study of low-dose digital luminescent radiograph (DLR) and conventional chest film. **Computer assisted radiology**, p. 139-144, 1989.

NEUFANG, K.F.; KRUG, B.; LORENZ, R. et al. Kann die digitale lumineszenzradiographie (DLR) in der thoraxdiagnostik die konventionelle Röntgenaufnahmetechnik ersetzen? **Fortschr Röntgenstr**, v. 152, p. 501-509, 1990.

OESTMANN, J.W.; KUSHNER, D.C.; BOURGOUIN, P.M.; LLEWELLYN, H.J.; MOCKBEE, B.W.; GREENE, R. Subtle lung cancers: impact of edge enhancement and gray scale reversal on detection with digitization chest radiography. **Radiology** v.167, p.657-658, 1988

ONISHI, H.; MASUDA, N.; TAKECHI, K.; NAKAYAMA, T.; TATSUDA M.; MIHARA, N.; TAKAMURA, M.; INOUE, Y.; KURIYAMA, K.; KOTSUMA, Y.; FURUKAWA, H.; MURAMAKI, T.; NAKAMURA, H. Computed radiography-based mammography with 50-micrometres pixel size: intra-individual comparison with film-screen mammography for diagnosis of breast cancers. **Academic Radiology**, v. 16, n. 7, pp. 836-841, 2009.

ONO, K.; YOSHITAKE, T.; AKAHANE, K.; YAMADA, Y.; MAEDA, T.; KAI, M.; KUSAMA, T. Comparison of a digital flat-panel versus screen-film, photofluorography and storage-phosphor systems by detection of simulated lung adenocarcinoma lesions using hard copy images. **The British Journal of Radiology**, v. 78, p. 922-927, 2005.

POLUNIN, N.; LIM, T. A.; TAN, K. P. Reduction in retake rates and radiation dosage through computed radiography. **Annals Academy of Medicine**, v. 27, n. 6, pp. 805-807, 1998.

PRINCE, J.L.; LINKS, J.M. Image quality. In: _____. **Medical imaging signal and systems**. New Jersey: Pearson Prentice Hall, 2006, p. 63-102.

PROKOP, M.; NEITZEL, U.; SCHAEFER-PROKOP, C.M. Principles of image processing in digital chest radiography. **Journal of Thoracic Imaging**, v.18, p. 148-164, 2003.

PUCHALSKI, S. M. Image display. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 49, n. 1, supp. 1, pp. S9-S13, 2008.

PUCHALSKI, S. M.; LO, W. Y. Digital image processing. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 49, n. 1, supp. 1, pp. S42-S47, 2008.

REESE, D.J.; GREEN, E.M.; ZEKAS, L.J.; FLORES, J.E. et al Intra-and interobserver variability of board-certified veterinary radiologists and veterinary general practitioners for pulmonary nodule detection in standard and inverted display mode images of digital thoracic radiographs of dogs. **Journal of American Veterinary Medical Association**, v. 238, n. 8, p. 998-1003, 2011.

SARTONI, G.S.; BURZI, M.; BURCI, P. et al. Comparison between conventional radiography and storage phosphor digital radiography in interstitial pulmonary diseases. **European congress of radiology**, v. 15, p. 15-20, 1991.

SCHAEFER, C.M.; GREENE, R.; OESTMANN, J. W. et al. Digital storage phosphor imaging versus conventional film radiography in CT-documented chest disease. **Radiology**, v. 174, p. 207-210, 1990.

SHELINE, M.E; BRIKMAN, I.; EPSTEIN, D.M.; KUNDERL, H.L. et al. The diagnosis of pulmonary nodules: comparison between standard and inverse digitized images and conventional chest radiographs. **American Journal Radiology**, v. 152, p. 261-263, 1988.

THRALL, D.E. Paradigmas de interpretação para o tórax de pequenos animais. In: _____. Diagnóstico de radiologia veterinária. 5ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010, p. 462-485.

WIDMER, W. R. Acquisition hardware for digital imaging. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 49, n. 1, supp. 1, pp. S2-S8, 2008.

APÊNDICES

APÊNDICE A

Apêndice A: Gabarito formado pelo consenso.

PRONTUÁRIO	GABARITO	PRONTUÁRIO	GABARITO	PRONTUÁRIO	GABARITO	PRONTUÁRIO	GABARITO
112294	PIE -	178193	PIE -	206486	PIE +	210307	PIE -
112294	PINE -	178193	PINE +	206486	PINE -	210307	PINE -
112294	PA -	178193	PA -	206486	PA -	210307	PA +
112294	PB -	178193	PB +	206486	PB -	210307	PB -
112294	PV -	178193	PV -	206486	PV -	210307	PV -
120060	PIE -	181750	PIE -	206508	PIE -	210365	PIE -
120060	PINE -	181750	PINE +	206508	PINE -	210365	PINE -
120060	PA -	181750	PA -	206508	PA +	210365	PA +
120060	PB -	181750	PB +	206508	PB -	210365	PB -
120060	PV -	181750	PV -	206508	PV -	210365	PV -
123957	PIE -	186797	PIE -	208603	PIE -	210455	PIE -
123957	PINE -	186797	PINE -	208603	PINE +	210455	PINE -
123957	PA -	186797	PA -	208603	PA+	210455	PA -
123957	PB -	186797	PB -	208603	PB +	210455	PB -
123957	PV -	186797	PV -	208603	PV +	210455	PV -
149032	PIE -	194138	PIE -	209081	PIE +	211107	PIE -
149032	PINE -	194138	PINE -	209081	PINE -	211107	PINE -
149032	PA -	194138	PA +	209081	PA -	211107	PA -
149032	PB -	194138	PB -	209081	PB -	211107	PB -
149032	PV -	194138	PV -	209081	PV -	211107	PV -
159145	PIE +	194232	PIE -	209171	PIE -	211130	PIE -
159145	PINE +	194232	PINE -	209171	PINE +	211130	PINE -
159145	PA -	194232	PA -	209171	PA -	211130	PA -
159145	PB -	194232	PB -	209171	PB +	211130	PB -
159145	PV -	194232	PV -	209171	PV -	211130	PV -
160302	PIE +	194413	PIE +	209223	PIE -	211316	PIE -
160302	PINE +	194413	PINE -	209223	PINE +	211316	PINE -
160302	PA +	194413	PA -	209223	PA +	211316	PA -
160302	PB +	194413	PB -	209223	PB +	211316	PB -
160302	PV -	194413	PV -	209223	PV -	211316	PV -
162561	PIE -	201587	PIE -	209343	PIE -	211381	PIE -
162561	PINE -	201587	PINE +	209343	PINE -	211381	PINE+
162561	PA -	201587	PA -	209343	PA +	211381	PA -
162561	PB -	201587	PB -	209343	PB -	211381	PB -
162561	PV -	201587	PV -	209343	PV -	211381	PV +
163104	PIE -	202709	PIE -	209771	PIE -	211632	PIE -
163104	PINE -	202709	PINE +	209771	PINE -	211632	PINE -
163104	PA -	202709	PA -	209771	PA -	211632	PA -
163104	PB -	202709	PB -	209771	PB -	211632	PB -

163104	PV -	202709	PV -	209771	PV +	211632	PV -
172082	PIE +	204020	PIE -	209863	PIE -	211633	PIE -
172082	PINE -	204020	PINE +	209863	PINE +	211633	PINE-
172082	PA -	204020	PA -	209863	PA -	211633	PA -
172082	PB -	204020	PB +	209863	PB -	211633	PB -
172082	PV -	204020	PV -	209863	PV -	211633	PV +
174350	PIE -	206063	PIE -	210207	PIE -	211668	PIE +
174350	PINE +	206063	PINE +	210207	PINE -	211668	PINE -
174350	PA -	206063	PA +	210207	PA -	211668	PA -
174350	PB +	206063	PB +	210207	PB -	211668	PB -
174350	PV -	206063	PV -	210207	PV -	211668	PV -

APÊNDICE B

Apêndice B: Cópia do resumo publicado nos anais do 16th IVRA & EAVDI Meeting, 2012.

SEVERE SUBAORTIC STENOSIS IN A PINSCHER PUPPY: ECHGOCARDIOGRAPHIC AND RADIOGRAPHIC FINDINGS

Alexandra Frey Belotta¹, Letícia Rocha Inamassu¹, Priscilla Macedo De Souza¹, Samadhi Correa Gomes²,
Maria Lúcia Gomes Lourenço², Karen Maciel Zardo¹, Maria Jaqueline Mamprim¹

¹São Paulo State University, UNESP, Campus Botucatu, Animal Reproduction and Veterinary Radiology,

²São Paulo State University, UNESP, Campus Botucatu, Department of Clinical Veterinary.

Introduction

Subaortic stenosis is the most common congenital heart defect of large-breed dogs, particularly in Newfoundland (1), and is characterized by a fibrous (nodule, band or annulus) narrowing of the left ventricular outflow tract (2). Is suggested to be an acquired disease based on a congenital or genetic predisposition and has unclear, but probably multi-factorial, aetiology (3). The present authors have not found any case reports describing a severe form in puppies during the first three months of life (4).

Aim

This case report aims to describe echocardiographic and radiographic images in a very young small breed puppy as well as underscoring the importance of imaging diagnosis in the detection of the disease.

Case Report

A three month old, male, pinscher, was referred to Veterinary Hospital of this institution presenting respiratory distress, cough and a grade 4/5 murmur in mitral and tricuspid valve. At thoracic radiographies, a global enlarged cardiac silhouette could be seen. Echocardiographic examination was carried out and right parasternal long-axis view revealed a narrowing of the left ventricle outflow tract with poststenotic aortic dilation. Fibrous tissue also was seen on short axis view. Color flow Doppler of the same transducer orientation and at apical five-chamber left paraesternal position demonstrated a region of flow acceleration proximal to the obstructive level and turbulent flow with increased velocity distally. Other findings as concentric hypertrophy of the left ventricle, increase in subendocardial echogenicity (probably from myocardial ischemia and fibrosis) and mitral valve flutter (probably from volume overload on left ventricle) with enlarged left atrium were visualized and suggested severe obstruction.

Conclusion

Usually, electrocardiography and radiography are unrevealing in this disorder. Doppler echocardiography may be the best diagnostic tool to detect even mild cases of aortic stenosis (1) allowing an accurate prognosis and, where possible, surgical correction (5). Although the clinical findings of this disease occurs more commonly in mature large-breed dogs, it should be considered as a differential diagnosis even in suspicion of congenital heart disease in small-breeds during the first three months of age.

References

1. O'GRADY, M.R.; HOLMBERG, D.L.; MILLER, C.W.; COCKSHUTT, J.R. Canine congenital aortic stenosis: a review of the literature and commentary. *Can Vet J.* 30:811-815. 1989.
2. BÉLANGER, M.C.; DI FRUSCIA, R.; DUMESNIL, J.G.; PIBAROT, P. Usefulness of the indexed effective orifice area in the assessment of subaortic stenosis in the dog. *Journal of Veterinary Internal Medicine.* 15:430-437. 2001.
3. HÖLLMER, M.; WILLESEN, J.L.; JENSEN, A.T.; KOCH, J. Aortic stenosis in the Dogue de Bordeaux. *Journal of Small Animal Practice.* 49:432-37. 2008.
4. FERNÁNDEZ DEL PALACIO, M.J.; BAYÓN, A.; BERNAL, L.J.; CERÓN, J.J.; NAVARRO, J.A. Clinical and pathological findings of severe subvalvular aortic stenosis and mitral dysplasia in a rottweiler puppy. *Journal of Small Animal Practice.* 39:481-85. 1998.
5. TIDHOLM, A. Retrospective study of congenital heart defects in 151 dogs. *Journal of Small Animal Practice.* 38:94-98. 1997.

APÊNDICE C

Apêndice C: Resultados do observador 1 comparado ao gabarito nos F9, F8 e F0 e seus erros e acertos.

PRONTUÁRIO	GABARITO	FILTRO 9	E/A	FILTRO 8	E/A	FILTRO 0	E/A
112294	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
112294	PINE -	PINE+	0	PINE -	1	PINE -	1
112294	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
112294	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
112294	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
120060	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
120060	PINE -	PINE+	0	PINE -	1	PINE -	1
120060	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
120060	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
120060	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
123957	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
123957	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
123957	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
123957	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
123957	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
149032	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
149032	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
149032	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
149032	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
149032	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
159145	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
159145	PINE +	PINE +	1	PINE -	0	PINE -	0
159145	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
159145	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
159145	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
160302	PIE +	PIE +	1	PIE -	0	PIE -	0
160302	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
160302	PA +	PA -	0	PA -	0	PA -	0
160302	PB +	PB -	0	PB +	1	PB -	0
160302	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
162561	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
162561	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
162561	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
162561	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
162561	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
163104	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
163104	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
163104	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
163104	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
163104	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
172082	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
172082	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
172082	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
172082	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
172082	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
174350	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1

174350	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
174350	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
174350	PB +	PB -	0	PB -	0	PB -	0
174350	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
178193	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
178193	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
178193	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
178193	PB +	PB -	0	PB +	1	PB -	0
178193	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
181750	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
181750	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
181750	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
181750	PB +	PB -	0	PB -	0	PB -	0
181750	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
186797	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
186797	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
186797	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
186797	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
186797	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
194138	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
194138	PINE -	PINE -	1	PINE +	0	PINE -	1
194138	PA +	PA +	1	PA -	0	PA -	0
194138	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
194138	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
194232	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
194232	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
194232	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
194232	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
194232	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
194413	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
194413	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
194413	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
194413	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
194413	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
201587	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
201587	PINE +	PINE -	0	PINE -	0	PINE -	0
201587	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
201587	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
201587	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
202709	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
202709	PINE +	PINE +	1	PINE -	0	PINE -	0
202709	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
202709	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
202709	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
204020	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
204020	PINE +	PINE +	1	PINE -	0	PINE -	0
204020	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
204020	PB +	PB +	1	PB -	0	PB -	0
204020	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
206063	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
206063	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
206063	PA +	PA +	1	PA -	0	PA -	0

206063	PB +	PB -	0	PB -	0	PB -	0
206063	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
206486	PIE +	PIE -	0	PIE -	0	PIE -	0
206486	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
206486	PA -	PA +	0	PA +	0	PA -	1
206486	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
206486	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
206508	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
206508	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
206508	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
206508	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
206508	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
208603	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
208603	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
208603	PA+	PA+	1	PA-	0	PA-	0
208603	PB +	PB -	0	PB -	0	PB -	0
208603	PV +	PV -	0	PV -	0	PV -	0
209081	PIE +	PIE -	0	PIE +	1	PIE +	1
209081	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
209081	PA -	PA +	0	PA -	1	PA -	1
209081	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209081	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209171	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209171	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
209171	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209171	PB +	PB -	0	PB +	1	PB -	0
209171	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209223	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209223	PINE +	PINE +	1	PINE -	0	PINE -	0
209223	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
209223	PB +	PB +	1	PB -	0	PB -	0
209223	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209343	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209343	PINE -	PINE -	1	PINE +	0	PINE -	1
209343	PA +	PA +	1	PA -	0	PA -	0
209343	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209343	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209771	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209771	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
209771	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209771	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209771	PV +	PV -	0	PV -	0	PV -	0
209863	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209863	PINE +	PINE -	0	PINE -	0	PINE -	0
209863	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209863	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209863	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210207	PIE -	PIE -	1	PIE +	0	PIE +	0
210207	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
210207	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
210207	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210207	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1

210307	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210307	PINE -	PINE -	1	PINE +	0	PINE -	1
210307	PA +	PA +	1	PA +	1	PA -	0
210307	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210307	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210365	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE +	0
210365	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
210365	PA +	PA +	1	PA +	1	PA -	0
210365	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210365	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210455	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210455	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
210455	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
210455	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210455	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211107	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211107	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211107	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211107	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211107	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211130	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211130	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211130	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211130	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211130	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211316	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211316	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
211316	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211316	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211316	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211381	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211381	PINE+	PINE-	0	PINE-	0	PINE-	0
211381	PA -	PA +	0	PA -	1	PA -	1
211381	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211381	PV +	PV -	0	PV -	0	PV -	0
211632	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211632	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211632	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211632	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211632	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211633	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211633	PINE-	PINE-	1	PINE-	1	PINE-	1
211633	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211633	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211633	PV +	PV +	1	PV -	0	PV -	0
211668	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
211668	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211668	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211668	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211668	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1

APÊNDICE D

Apêndice D: Resultados do observador 2 comparado ao gabarito nos F9, F8 e F0 e seus erros e acertos.

PRONTUÁRIO	GABARITO	FILTRO 9	E/A	FILTRO 8	E/A	FILTRO 0	E/A
112294	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
112294	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
112294	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
112294	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
112294	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
120060	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
120060	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
120060	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
120060	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
120060	PV -	PV +	0	PV -	1	PV -	1
123957	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
123957	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
123957	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
123957	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
123957	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
149032	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
149032	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
149032	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
149032	PB -	PB -	1	PB +	0	PB -	1
149032	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
159145	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
159145	PINE +	PINE +	1	PINE -	0	PINE -	0
159145	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
159145	PB -	PB +	0	PB +	0	PB -	1
159145	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
160302	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
160302	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
160302	PA +	PA +	1	PA -	0	PA -	0
160302	PB +	PB +	1	PB +	1	PB -	0
160302	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
162561	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
162561	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
162561	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
162561	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
162561	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
163104	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
163104	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
163104	PA -	PA +	0	PA -	1	PA -	1
163104	PB -	PB +	0	PB -	1	PB -	1

163104	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
172082	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
172082	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
172082	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
172082	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
172082	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
174350	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
174350	PINE +	PINE -	0	PINE -	0	PINE -	0
174350	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
174350	PB +	PB +	1	PB +	1	PB -	0
174350	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
178193	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
178193	PINE +	PINE -	0	PINE -	0	PINE -	0
178193	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
178193	PB +	PB +	1	PB +	1	PB +	1
178193	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
181750	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
181750	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
181750	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
181750	PB +	PB +	1	PB +	1	PB -	0
181750	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
186797	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
186797	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
186797	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
186797	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
186797	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
194138	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
194138	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE +	0
194138	PA +	PA -	0	PA +	1	PA -	0
194138	PB -	PB +	0	PB +	0	PB -	1
194138	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
194232	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
194232	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
194232	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
194232	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
194232	PV -	PV -	1	PV +	0	PV -	1
194413	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
194413	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE +	0
194413	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
194413	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
194413	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
201587	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
201587	PINE +	PINE -	0	PINE -	0	PINE -	0
201587	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1

201587	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
201587	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
202709	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
202709	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
202709	PA -	PA +	0	PA -	1	PA -	1
202709	PB -	PB -	1	PB +	0	PB -	1
202709	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
204020	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
204020	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
204020	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
204020	PB +	PB +	1	PB +	1	PB +	1
204020	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
206063	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
206063	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
206063	PA +	PA +	1	PA +	1	PA -	0
206063	PB +	PB -	0	PB -	0	PB -	0
206063	PV -	PV +	0	PV +	0	PV +	0
206486	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
206486	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE +	0
206486	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
206486	PB -	PB +	0	PB +	0	PB -	1
206486	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
206508	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
206508	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE +	0
206508	PA +	PA +	1	PA +	1	PA -	0
206508	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
206508	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
208603	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
208603	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
208603	PA+	PA+	1	PA+	1	PA+	1
208603	PB +	PB -	0	PB +	1	PB -	0
208603	PV +	PV +	1	PV -	0	PV -	0
209081	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
209081	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
209081	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209081	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209081	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209171	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209171	PINE +	PINE -	0	PINE +	1	PINE -	0
209171	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209171	PB +	PB -	0	PB +	1	PB +	1
209171	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209223	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209223	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1

209223	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
209223	PB +	PB +	1	PB +	1	PB +	1
209223	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209343	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209343	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE +	0
209343	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
209343	PB -	PB -	1	PB +	0	PB +	0
209343	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209771	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209771	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
209771	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209771	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209771	PV +	PV +	1	PV +	1	PV +	1
209863	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209863	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
209863	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209863	PB -	PB -	1	PB +	0	PB -	1
209863	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210207	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210207	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
210207	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
210207	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210207	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210307	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210307	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
210307	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
210307	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210307	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210365	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210365	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
210365	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
210365	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210365	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210455	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210455	PINE -	PINE -	1	PINE +	0	PINE -	1
210455	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
210455	PB -	PB +	0	PB +	0	PB -	1
210455	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211107	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211107	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211107	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211107	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211107	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211130	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1

211130	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211130	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211130	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211130	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211316	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211316	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211316	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211316	PB -	PB -	1	PB +	0	PB -	1
211316	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211381	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211381	PINE+	PINE+	1	PINE-	0	PINE-	0
211381	PA -	PA +	0	PA -	1	PA -	1
211381	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211381	PV +	PV -	0	PV -	0	PV -	0
211632	PIE -	PIE -	1	PIE +	0	PIE -	1
211632	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211632	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211632	PB -	PB -	1	PB +	0	PB -	1
211632	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211633	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211633	PINE-	PINE-	1	PINE-	1	PINE-	1
211633	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211633	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211633	PV +	PV -	0	PV +	1	PV +	1
211668	PIE +	PIE +	1	PIE -	0	PIE +	1
211668	PINE -	PINE -	1	PINE +	0	PINE -	1
211668	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211668	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211668	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1

APÊNDICE E

Apêndice E: Resultados do observador 3 comparado ao gabarito nos F9, F8 e F0 e seus erros e acertos.

PRONTUÁRIO	GABARITO	FILTRO 9	E/A	FILTRO 8	E/A	FILTRO 0	E/A
112294	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
112294	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
112294	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
112294	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
112294	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
120060	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
120060	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
120060	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
120060	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
120060	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
123957	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
123957	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
123957	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
123957	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
123957	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
149032	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
149032	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
149032	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
149032	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
149032	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
159145	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
159145	PINE -	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
159145	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
159145	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
159145	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
160302	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
160302	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
160302	PA +	PA -	0	PA -	0	PA -	0
160302	PB +	PB +	1	PB +	1	PB +	1
160302	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
162561	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
162561	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
162561	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
162561	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
162561	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
163104	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
163104	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
163104	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
163104	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1

163104	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
172082	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
172082	PINE -	PINE -	1	PINE +	0	PINE -	1
172082	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
172082	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
172082	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
174350	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
174350	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
174350	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
174350	PB +	PB +	1	PB +	1	PB -	0
174350	PV -	PV -	1	PV -	1	PV +	0
178193	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
178193	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
178193	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
178193	PB +	PB +	1	PB +	1	PB +	1
178193	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
181750	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
181750	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
181750	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
181750	PB +	PB -	0	PB -	0	PB -	0
181750	PV -	PV -	1	PV -	1	PV +	0
186797	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
186797	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
186797	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
186797	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
186797	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
194138	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
194138	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
194138	PA +	PA +	1	PA +	1	PA -	0
194138	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
194138	PV -	PV +	0	PV -	1	PV -	1
194232	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
194232	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
194232	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
194232	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
194232	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
194413	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
194413	PINE -	PINE -	1	PINE +	0	PINE -	1
194413	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
194413	PB -	PB -	1	PB +	0	PB -	1
194413	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
201587	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
201587	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
201587	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1

201587	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
201587	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
202709	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
202709	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
202709	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
202709	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
202709	PV -	PV +	0	PV +	0	PV +	0
204020	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
204020	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
204020	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
204020	PB +	PB +	1	PB +	1	PB +	1
204020	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
206063	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
206063	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE -	0
206063	PA +	PA -	0	PA -	0	PA -	0
206063	PB +	PB +	1	PB +	1	PB -	0
206063	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
206486	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
206486	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
206486	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
206486	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
206486	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
206508	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
206508	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
206508	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
206508	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
206508	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
208603	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
208603	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
208603	PA+	PA+	1	PA+	1	PA+	1
208603	PB +	PB -	0	PB -	0	PB -	0
208603	PV +	PV -	0	PV -	0	PV -	0
209081	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
209081	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
209081	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209081	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209081	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209171	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209171	PINE +	PINE +	1	PINE -	0	PINE -	0
209171	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209171	PB +	PB +	1	PB +	1	PB -	0
209171	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209223	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209223	PINE +	PINE -	0	PINE +	1	PINE +	1

209223	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
209223	PB +	PB +	1	PB +	1	PB +	1
209223	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209343	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209343	PINE -	PINE +	0	PINE +	0	PINE +	0
209343	PA +	PA +	1	PA +	1	PA -	0
209343	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209343	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209771	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209771	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
209771	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209771	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209771	PV +	PV -	0	PV -	0	PV -	0
209863	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209863	PINE +	PINE +	1	PINE -	0	PINE -	0
209863	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209863	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209863	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210207	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210207	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
210207	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
210207	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210207	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210307	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210307	PINE -	PINE -	1	PINE +	0	PINE -	1
210307	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
210307	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210307	PV -	PV +	0	PV -	1	PV -	1
210365	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210365	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
210365	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
210365	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210365	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210455	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210455	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
210455	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
210455	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210455	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211107	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211107	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211107	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211107	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211107	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211130	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1

211130	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211130	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211130	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211130	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211316	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211316	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211316	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211316	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211316	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211381	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211381	PINE+	PINE+	1	PINE+	1	PINE-	0
211381	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211381	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211381	PV +	PV +	1	PV +	1	PV +	1
211632	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211632	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211632	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211632	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211632	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211633	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211633	PINE-	PINE-	1	PINE-	1	PINE-	1
211633	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211633	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211633	PV +	PV -	0	PV -	0	PV -	0
211668	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
211668	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211668	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211668	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211668	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1

APÊNDICE F

Apêndice F: Resultados dos três observadores comparado ao gabarito na associação dos F9 + F8 + F0 e seus erros e acertos.

PRONTUÁRIO	GABARITO	Observador 1	E/A	Observador 2	E/A	Observador 3	E/A
		F9+F8+F0		F9+F8+F0		F9+F8+F0	
112294	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
112294	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
112294	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
112294	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
112294	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
120060	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
120060	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
120060	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
120060	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
120060	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
123957	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
123957	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
123957	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
123957	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
123957	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
149032	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
149032	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
149032	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
149032	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
149032	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
159145	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
159145	PINE +	PINE +	1	PINE -	0	PINE -	0
159145	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
159145	PB -	PB -	1	PB +	0	PB -	1
159145	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
160302	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
160302	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
160302	PA +	PA -	0	PA -	0	PA +	1
160302	PB +	PB +	1	PB +	1	PB +	1
160302	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
162561	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
162561	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
162561	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
162561	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
162561	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
163104	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
163104	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
163104	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
163104	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
163104	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
172082	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1

172082	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
172082	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
172082	PB -	PB +	0	PB -	1	PB -	1
172082	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
174350	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
174350	PINE +	PINE +	1	PINE -	0	PINE +	1
174350	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
174350	PB +	PB -	0	PB +	1	PB +	1
174350	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
178193	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
178193	PINE +	PINE -	0	PINE -	0	PINE +	1
178193	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
178193	PB +	PB -	0	PB +	1	PB +	1
178193	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
181750	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
181750	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
181750	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
181750	PB +	PB -	0	PB +	1	PB -	0
181750	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
186797	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
186797	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
186797	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
186797	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
186797	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
194138	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
194138	PINE -	PINE +	0	PINE +	0	PINE -	1
194138	PA +	PA -	0	PA -	0	PA +	1
194138	PB -	PB -	1	PB +	0	PB -	1
194138	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
194232	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
194232	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
194232	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
194232	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
194232	PV -	PV -	1	PV +	0	PV -	1
194413	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
194413	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
194413	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
194413	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
194413	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
201587	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
201587	PINE +	PINE -	0	PINE +	1	PINE +	1
201587	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
201587	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
201587	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
202709	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
202709	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
202709	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
202709	PB -	PB -	1	PB +	0	PB -	1
202709	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
204020	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
204020	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
204020	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1

204020	PB +	PB +	1	PB +	1	PB +	1
204020	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
206063	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
206063	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
206063	PA +	PA -	0	PA +	1	PA -	0
206063	PB +	PB -	0	PB +	1	PB +	1
206063	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
206486	PIE +	PIE -	0	PIE +	1	PIE +	1
206486	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
206486	PA -	PA +	0	PA -	1	PA -	1
206486	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
206486	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
206508	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
206508	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
206508	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
206508	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
206508	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
208603	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
208603	PINE +	PINE -	0	PINE +	1	PINE +	1
208603	PA+	PA+	1	PA+	1	PA+	1
208603	PB +	PB -	0	PB +	1	PB -	0
208603	PV +	PV -	0	PV -	0	PV -	0
209081	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
209081	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
209081	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209081	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209081	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209171	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209171	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
209171	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209171	PB +	PB +	1	PB +	1	PB +	1
209171	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209223	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209223	PINE +	PINE +	1	PINE +	1	PINE +	1
209223	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
209223	PB +	PB -	0	PB +	1	PB +	1
209223	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209343	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209343	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
209343	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
209343	PB -	PB -	1	PB +	0	PB -	1
209343	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
209771	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209771	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
209771	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209771	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209771	PV +	PV -	0	PV +	1	PV -	0
209863	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
209863	PINE +	PINE -	0	PINE +	1	PINE +	1
209863	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
209863	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
209863	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1

210207	PIE -	PIE -	1	PIE +	0	PIE -	1
210207	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
210207	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
210207	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210207	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210307	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210307	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
210307	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
210307	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210307	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210365	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210365	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
210365	PA +	PA +	1	PA +	1	PA +	1
210365	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
210365	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
210455	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
210455	PINE -	PINE +	0	PINE -	1	PINE -	1
210455	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
210455	PB -	PB -	1	PB +	0	PB -	1
210455	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211107	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211107	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211107	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211107	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211107	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211130	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211130	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211130	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211130	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211130	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211316	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211316	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211316	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211316	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211316	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211381	PIE -	PIE +	0	PIE -	1	PIE -	1
211381	PINE+	PINE+	1	PINE-	0	PINE+	1
211381	PA -	PA +	0	PA -	1	PA -	1
211381	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211381	PV +	PV -	0	PV +	1	PV +	1
211632	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211632	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1
211632	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211632	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211632	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1
211633	PIE -	PIE -	1	PIE -	1	PIE -	1
211633	PINE-	PINE-	1	PINE-	1	PINE-	1
211633	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211633	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211633	PV +	PV -	0	PV +	1	PV -	0
211668	PIE +	PIE +	1	PIE +	1	PIE +	1
211668	PINE -	PINE -	1	PINE -	1	PINE -	1

211668	PA -	PA -	1	PA -	1	PA -	1
211668	PB -	PB -	1	PB -	1	PB -	1
211668	PV -	PV -	1	PV -	1	PV -	1

Modelo usado como tabela de contingência:

Filtro pré-definido	PADRÃO PULMONAR DETECTADO	NÃO TEM PADRÃO PULMONAR	TOTAL
Observadores 1, 2 ou 3			
TESTE +	Acertos (VP) a =	Erros (FP) b =	a + b =
TESTE -	Erros (FN) c =	Acertos (VN) d =	c + d =
TOTAL	a + c =	b + d =	Total =

Sensibilidade

$S = a / a+c=$

Especificidade

$E = d / b+d =$

Valor preditivo positivo

$VPP=a/a+b=$

Valor preditivo negativo

$VPN=d/c+d=$

Taxa de Falso Negativo

$TFN = c/a+c$

Taxa de Falso Positivo

$TFP = b/b+d$

Tabela de interpretação do kappa:

Coeficiente kappa	Interpretação
$k \leq 0,20$	Ruim
$0,20 < k \leq 0,40$	Fraca
$0,40 < k \leq 0,60$	Moderada
$0,60 < k \leq 0,80$	Substancial
$0,80 < k \leq 1,00$	Ótima

Lista de abreviações mais usadas:

- **PA** – padrão alveolar
- **PB** – padrão brônquico
- **PIE** – padrão intersticial estruturado
- **PINE** – padrão intersticial não estruturado
- **PV** – padrão vascular
- **SEF** – sistema écran-filme
- **SRC** – sistema computadorizado
- **F9** – filtro nove, convencional
- **F8** – filtro oito, realce de borda
- **F0** – filtro zero, invertido
- **S** – sensibilidade
- **E** – especificidade
- **k** – kappa, coeficiente de concordância