

Medição Automática de Parâmetros em Imagens Radiográficas Caninas

Tatiana C. A. Lopes, Gabriella A. Fernandes, Juliano B. Lima

Departamento de Eletrônica e Sistemas

Universidade Federal de Pernambuco

Recife/PE, Brasil

Email: tatiana.l@outlook.com, gabriellaalencar@gmail.com, juliano_bandeira@ieee.org

Resumo—Neste artigo, são propostos métodos para medição automática de parâmetros de interesse em imagens radiográficas de cães. Dois problemas são investigados. No primeiro, o objetivo é estimar o ângulo de Norberg, parâmetro que apoia o diagnóstico de uma anomalia denominada displasia coxofemoral. O segundo problema consiste em estimar o tamanho do coração do animal empregando as chamadas medidas vertebrais. As técnicas propostas são baseadas no pré-processamento da imagem sob análise, na transformada de Hough e noutros procedimentos desenvolvidos especificamente para os problemas em questão. A automatização na estimação dos referidos parâmetros permite diagnósticos mais rápidos, requer menor especialização do profissional responsável pela análise e elimina subjetividades.

Palavras-chave—Processamento de imagem, reconhecimento de padrões, displasia coxofemoral, tamanho vertebral do coração.

Abstract—In this paper, we propose methods for automatic measurement of parameters in canine radiographs. Two issues are addressed. In the first issue, the purpose is to estimate the Norberg angle, a parameter which supports the diagnosis of hip dysplasia. The second issue consists in estimating the size of the canine heart by means of vertebral units. The proposed techniques employ image pre-processing routines, the Hough transform and other procedures specifically developed for the mentioned issues. The automatization in the estimation of the referred parameters allows faster diagnoses, less experience from the professional responsible by the analysis and eliminates subjectivities.

Keywords—Image processing, pattern recognition, hip dysplasia, vertebral heart size.

I. INTRODUÇÃO

O uso de imagens digitais em diferentes cenários tornou-se, nos últimos anos, uma prática acessível e que provê benefícios relacionados, por exemplo, ao armazenamento, à reprodução e à transmissão da informação [1]. Nesse contexto, procedimentos de segmentação e detecção são importantes e particularmente relevantes na análise automática de imagens. Essa possibilidade tem sido largamente explorada no âmbito das imagens médicas, em que têm sido concebidos métodos para avaliar automaticamente uma imagem e localizar regiões em que haja alterações como tumores ou fraturas [2].

No contexto da Medicina Veterinária, também há ferramentas de processamento de imagem para apoio a diagnósticos, o que justifica o interesse pelo desenvolvimento de novidades que contribuam com a área. Com esse objetivo, são introduzidos, neste trabalho, dois métodos para obtenção automática de

medidas em radiografias caninas. No primeiro problema, são consideradas radiografias na posição ventrodorsal e a meta é estimar o valor do ângulo de Norberg. Este parâmetro apoia o diagnóstico da displasia coxofemoral, uma anomalia que acomete principalmente cães das raças grandes e gigantes [3], [4]. A técnica é baseada no pré-processamento da imagem sob análise, no uso da transformada de Hough para detecção da cabeça femoral e no emprego de um procedimento dedicado à localização do bordo acetabular crânio-lateral (Fig. 1).

No segundo problema, são consideradas radiografias torácicas de cães na projeção lateral direita (Fig. 2). Neste caso, o objetivo é estimar o tamanho do coração do animal em unidades vertebrais empregando o método VHS (do inglês *vertebral heart size*). Este método tem demonstrado efetividade na avaliação e no diagnóstico de doenças ou alterações cardíacas primárias e secundárias [5], [6]. A técnica proposta localiza o coração do animal e estima os comprimentos dos seus eixos traçando elipses e selecionando a que mais se aproxima do formato do referido órgão. A conversão das medidas obtidas para unidades vertebrais é baseada na variação de tons de cinza ao longo da coluna do animal, o que permite estimar os pontos em que cada vértebra inicia e termina.

Atualmente, as rotinas mencionadas são realizadas com o apoio de alguns *softwares* para medir distâncias, ângulos e traçar círculos e elipses numa imagem [7]. Isso envolve subjetividade e depende da ação de um profissional especializado. A automatização nos problemas descritos deve permitir diagnósticos mais rápidos, requer menor especialização do profissional responsável pela análise e elimina imprecisões.



Fig. 1. Imagem radiográfica canina na posição ventrodorsal, indicando os parâmetros de interesse.

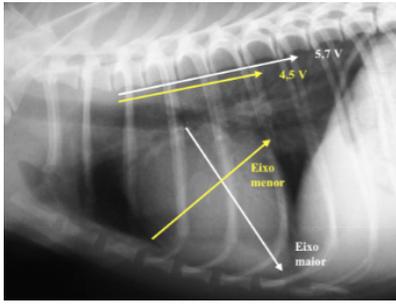


Fig. 2. Imagem radiográfica torácica canina na projeção lateral direita, indicando os parâmetros de interesse.

II. DESCRIÇÃO DAS TÉCNICAS PROPOSTAS

A. Obtenção Automática do Ângulo de Norberg em Radiografias na Posição Ventrodorsal

A seguir, são descritas as duas etapas a partir das quais se obtém de forma automática o ângulo de Norberg em radiografias caninas: a localização da cabeça femoral e do bordo acetabular crânio-lateral (vide Fig. 1).

1) *Localização da cabeça femoral*: A primeira etapa do método consiste na localização da cabeça femoral de cada lado do animal (esquerdo e direito). Para isso, inicialmente, restringe-se a análise da imagem a uma região retangular com largura L e altura A , que inclui a região a ser localizada (Fig. 3a). Tal restrição é feita de forma manual, usando a interface descrita na Seção III. A região retangular selecionada tem o seu contraste ajustado (Fig. 3b) e é submetida a uma detecção de contornos do tipo Canny (Fig. 3c) [1].

Como a cabeça femoral possui formato circular, optou-se por empregar a transformada de Hough, uma ferramenta bem conhecida e aplicável à detecção de formas geométricas parametrizáveis [8]. Usando a transformada, busca-se circunferências de raio máximo $R_{\max} = \lceil \max(L, A) \rceil / 2$ e raio mínimo $R_{\min} = \max\{\lceil R_{\max} / 3 \rceil, \lceil R_{\max} - 100 \rceil\}$. Esta rotina retorna as coordenadas do centro e o raio de cada circunferência encontrada. Como mais de uma circunferência é normalmente encontrada (Fig. 3d), são eliminadas as circunferências que excedem a região retangular inicialmente delimitada e, das circunferências restantes, é tomada como resultado correto a circunferência de maior raio R (Fig. 3e e Fig. 3f).

2) *Localização do bordo acetabular crânio-lateral*: Na segunda etapa, o objetivo é localizar o bordo acetabular crânio-lateral de cada lado do animal. Para isso, são realizadas amostras da imagem numa região na forma de setor de coroa circular (Fig. 4a); o centro desta coroa coincide com o centro

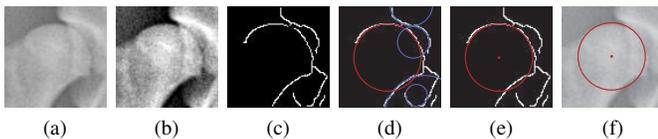


Fig. 3. (a) região retangular isolada manualmente, (b) após ajuste de contraste e (c) detecção de contornos; (d) localização de circunferências e (e) isolamento da circunferência de interesse; (f) cabeça femoral localizada.

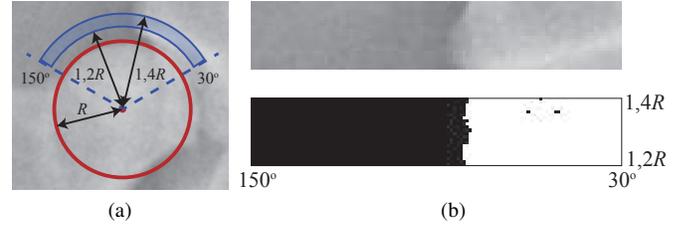


Fig. 4. (a) setor de coroa circular ao longo do qual se localiza o bordo acetabular; (b) imagem (original e preto e branco) constituída de amostras obtidas da região destacada em (a).

da cabeça do fêmur. As amostras são tomadas em pontos que, em coordenadas polares, são localizados variando o ângulo de 30° a 150° (com passo 1°) e o raio de $1,2R$ a $1,4R$ (com passo $0,1R$). As coordenadas obtidas são arredondadas para os valores inteiros mais próximos. Os pixels coletados são dispostos numa imagem com dimensões 121×21 (Fig. 4b), a qual é posteriormente binarizada. Nesta imagem, observa-se uma transição (de uma região predominantemente preta para outra predominantemente branca) associada ao ângulo em que se encontra a borda do acetábulo. Para localizar essa transição, toma-se a média dos valores dos pixels de cada coluna da imagem, a fim de identificar a posição da primeira coluna cuja média excede $0,5$; a posição do primeiro pixel branco encontrado ao se percorrer essa coluna de baixo para cima determina o raio em que o bordo acetabular se localiza. A partir das coordenadas dos centros das cabeças femorais e dos bordos acetabulares, são definidos vetores e , calculando produtos internos entre eles, obtém-se o ângulo de Norberg.

B. Estimação das Dimensões do Coração em Unidades Vertebrais pela Aplicação Automática do Método VHS

A seguir, são descritas as duas etapas por meio das quais se aplica de forma automática o método VHS em radiografias caninas: a localização dos eixos do coração e a localização das vértebras do animal para conversão das medidas dos referidos eixos para unidades vertebrais (vide Fig. 2).

1) *Localização dos eixos do coração*: Inicialmente, é delimitada uma região retangular da imagem contendo o coração (Fig. 5a). Isso é feito manualmente por meio da interface descrita na Seção III. Em seguida, a imagem é submetida a um ajuste automático de contraste e, então, binarizada (Fig. 5b). O pré-processamento é finalizado pela remoção de ruídos de fundo, resultando na imagem apresentada na Fig. 5c.

Após o pré-processamento, cada coluna da imagem é varrida e o valor de bit mais frequente é armazenado num vetor;

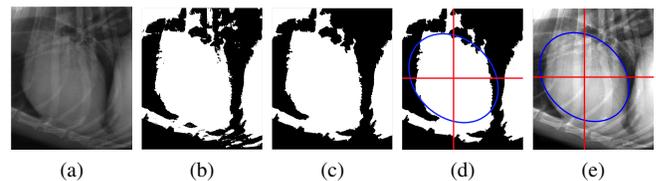


Fig. 5. (a) região retangular isolada manualmente, (b) após ajuste de contraste, binarização e (c) remoção de ruídos; (d), (e) traçado de uma elipse que aproxima o contorno do coração.

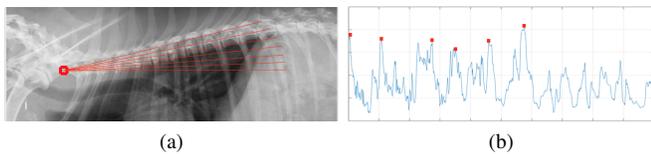


Fig. 6. (a) região retangular isolada manualmente e retas traçadas a partir do início da coluna; (b) perfil obtido a partir de uma das retas traçadas e picos detectados.

o mesmo é feito para as linhas. Em cada um dos vetores gerados, busca-se o subvetor mais longo composto apenas por bits 1 (pixels brancos). As coordenadas do centro do coração são estimadas por meio das coordenadas das componentes centrais de cada um dos referidos subvetores. Usando essas coordenadas como centro, é então traçada uma elipse inicial cujo eixo maior possui o comprimento, a , do subvetor mais longo composto apenas por bits 1 identificado ao longo das linhas, o eixo menor mede $b = 0,4 \cdot a$ e a elipse se encontra rotacionada de 20° no sentido anti-horário. A partir dessa elipse inicial, são traçadas novas elipses com eixo maior variando de a a $1,6 \cdot a$ (passo igual a 5 pixels), eixo menor variando de 40% a 80% do eixo maior (passo igual a 5 pixels) e ângulo de rotação variando de 20° a 60° (passo igual a 5°). Seleciona-se, por fim, a elipse cujo percentual de pixels pretos ao longo do seu contorno mais se aproxima de 56%; este valor foi determinado empiricamente. As Figuras 5d e 5e ilustram o resultado obtido ao final deste processo.

2) *Conversão para unidades vertebrais*: Inicialmente, é localizado manualmente o início da coluna vertebral do animal na imagem (Fig. 6a). A partir deste ponto, é delimitada uma região retangular da imagem contendo as primeiras vértebras do cão. Então, são traçadas retas que partem do referido ponto e se prolongam pela coluna do animal. Cada uma dessas retas tem inclinação que varia de 0° a 20° em relação à horizontal e produz, a partir de seus pixels, um perfil que reflete a variação de tons de cinza que indica o início e o término de cada vértebra, bem como o espaçamento entre vértebras adjacentes (Fig. 6b). Um detector de picos é aplicado a cada perfil traçado e o perfil em que se detecta o maior número de picos é selecionado. Picos detectados noutros perfis e ausentes no perfil selecionado também podem ser considerados.

Os picos detectados no perfil selecionado são então marcados na imagem sob análise. Partindo do quarto pico detectado (quarta vértebra), são traçados dois segmentos de reta com inclinação igual à da reta que gerou o perfil em questão e comprimentos iguais aos dos eixos do coração, os quais foram previamente obtidos. Por fim, são contados os números de picos contidos ao longo de cada um desses segmentos de reta. Normalmente, o ponto em que cada um desses segmentos termina não coincide com a posição de algum pico detectado. Então, o primeiro pico externo ao segmento avaliado é considerado, de modo que se possa contabilizar números fracionários de picos, os quais correspondem às medidas, em unidades vertebrais, dos eixos maior e menor do coração. Usualmente, diagnósticos são emitidos a partir de uma medida resultante da soma desses dois valores.

III. EXPERIMENTOS

Para implementar os métodos descritos na Seção II, foram desenvolvidos em MATLAB[®] programas cujas interfaces são mostradas nas Figuras 7 e 8. Os testes foram realizados com imagens em formato .jpg. As interfaces são bastante intuitivas e baseadas em botões, conforme descrições a seguir.

A. Experimentos: Medição do Ângulo de Norberg

Na interface mostrada na Fig. 7, após abrir a imagem, que é apresentada na tela, o usuário deve pressionar sequencialmente os botões “círculo esquerda” e “círculo direita” e, usando o mouse, selecionar a região retangular mencionada na Seção II-A1. Em seguida, acionando o botão “desenhar círculos”, a circunferência resultante da primeira etapa de reconhecimento é desenhada sobre a imagem. A detecção do bordo acetabular é feita pelos botões “ângulo esquerdo” e “ângulo direito”.

Foram submetidas ao método proposto 21 imagens com dimensões e qualidades distintas, obtidas da Internet e de uma clínica veterinária parceira deste trabalho. As imagens foram também submetidas à medição convencional (manual) do ângulo de Norberg. Os resultados são apresentados na Tabela I, que inclui ainda o erro relativo entre as duas abordagens. A localização da cabeça femoral foi satisfatória para todas as imagens, exceto para a de número 18. Vale ressaltar que tais resultados demonstraram certa dependência da região retangular selecionada. A delimitação de uma região muito grande, comparada ao tamanho da cabeça do fêmur, por exemplo, diminui a precisão na aplicação da transformada de Hough. Em geral, a localização do bordo acetabular também foi bem sucedida.

Embora tenha sido verificado um erro relativo médio da ordem de 5% entre os ângulos obtidos pelo método automático e pelo manual, considerando a metodologia de pontuação da Federação Cinológica Internacional [9], as disparidades entre as duas abordagens, para cada imagem analisada, não alteraram o diagnóstico associado à displasia coxofemoral. Com respeito à imagem 18, acredita-se que sua baixa qualidade tenha contribuído para a não detecção das cabeças femorais pelo método automático. De qualquer maneira, num cenário real, tal possibilidade seria diminuída, uma vez que a maioria

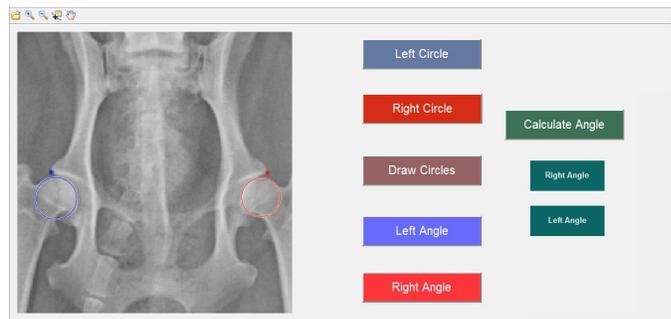


Fig. 7. Interface gráfica por meio da qual os procedimentos para obtenção automática do ângulo de Norberg são executados.

TABLE I
ÂNGULOS DE NORBERG DIREITO (D) E ESQUERDO (E) OBTIDOS PARA 21
IMAGENS, MEDIDOS EM GRAUS, USANDO O MÉTODO AUTOMÁTICO
PROPOSTO E O MÉTODO MANUAL.

Imagem de teste	Automático		Manual		Erro relativo (%)	
	D	E	D	E	D	E
1	101.46	109.74	100.42	108.46	1,04	1,18
2	115.55	96.09	118.12	92.47	2,17	3,91
3	99.99	112.07	100.32	107.07	0,33	4,68
4	91.77	74.36	98.38	79.76	6,72	6,77
5	105.42	98.86	101.77	102.27	3,58	3,34
6	105.42	107.24	104.65	108.42	0,73	1,09
7	101.13	91.26	91.44	88.71	10,60	2,87
8	120.97	119.15	114.14	108.28	5,99	10,03
9	89.35	101.39	101.60	100.49	12,06	0,90
10	95.91	104.36	101.92	98.30	5,89	6,16
11	102.76	87.73	105.46	90.49	2,56	3,05
12	108.32	106.62	101.43	101.99	6,79	4,53
13	109.91	116.40	105.01	108.02	4,67	7,76
14	114.44	113.80	105.55	106.83	8,42	6,53
15	74.25	77.77	74.87	79.32	0,83	1,95
16	94.58	97.63	94.64	100.68	0,07	3,03
17	89.31	90.46	90.80	94.55	1,65	4,33
18	—	—	—	—	—	—
19	82.90	82.87	83.02	85.67	0,14	3,26
20	109.44	96.71	101.60	104.38	7,71	7,35
21	111.33	104.49	109.11	109.61	2,04	4,67

das imagens radiográficas obtidas nos exames modernos possui alta definição e é armazenada no formato DICOM¹ [10].

B. Experimentos: Automatização do Método VHS

Na interface mostrada na Fig. 8, após abrir a imagem, que é apresentada na tela, o usuário deve pressionar o botão “delimitação do coração” e, com o mouse, definir a região da imagem que será analisada. Em seguida, devem ser pressionados sequencialmente os botões “desenhar elipses” e “desenhar eixos”. No passo seguinte, o usuário deve pressionar o botão “indicar início da coluna” e, com o mouse, clicar no referido ponto. Por fim, pressionando o botão “tamanho dos eixos”, a interface fornece nos espaços rotulados por “eixo maior” e “eixo menor” os respectivos tamanhos em unidades vertebrais.

Os experimentos relacionados à automatização do método VHS ainda se encontram em curso. Embora simulações pre-

¹Em *softwares* como o MATLAB[®], imagens no formato DICOM podem ser facilmente lidas e convertidas para outros formatos.

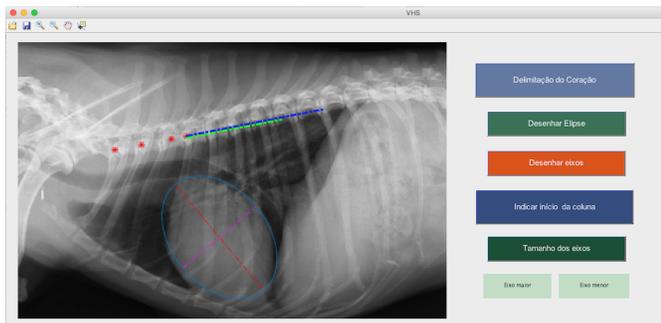


Fig. 8. Interface gráfica por meio da qual os procedimentos para aplicação automática do método VHS são executados.

liminares tenham apresentado resultados satisfatórios, percebe-se que a precisão desses resultados tem variado consideravelmente conforme a imagem analisada. Assim, faz-se necessário realizar ajustes nos parâmetros empregados na técnica, a fim de torná-la mais adaptativa e menos susceptível a variações naturais nas características das imagens.

IV. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho, foram apresentados dois métodos para medição automática de parâmetros em imagens radiográficas caninas. O primeiro, que objetiva medir o ângulo de Norberg em radiografias na posição ventrodorsal e que se encontra em fase final de testes, tem demonstrado efetividade na detecção de pontos de interesse das imagens e produzido resultados satisfatoriamente próximos daqueles obtidos convencionalmente. A segunda técnica, que consiste na automatização do método VHS para estimativa do tamanho do coração de caninos em medidas vertebrais, tem apresentado resultados iniciais satisfatórios, porém requer ajustes finos na forma como é aplicada e ampliação na base de imagens para uso nos experimentos. De qualquer forma, as soluções propostas neste trabalho criam perspectivas bastante positivas com relação à possibilidade de obtenção mais rápida de diagnósticos, à necessidade de menor especialização do profissional responsável pela análise e à eliminação de imprecisões e subjetividades decorrentes de avaliações predominantemente manuais. Espera-se, em curto prazo, implementar os métodos propostos em aplicativos móveis e ampliar a gama de problemas tratados dessa forma.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao médico veterinário Davi Gomes Filho, que tem auxiliado as pesquisas e provido imagens radiográficas para experimentos. Este trabalho foi parcialmente financiado pelo CNPq (307686/2014-0 e 456744/2014-2).

REFERÊNCIAS

- [1] R. C. Gonzalez e R. E. Woods, *Digital Image Processing*. Prentice Hall, 3rd ed., 2007.
- [2] B. Preim e C. Botha, *Visual Computing for Medicine: Theory, Algorithms and Applications*. Morgan Kaufmann, 2nd ed., 2014.
- [3] M. M. D. Ginja *et al.*, “Diagnosis, genetic control and preventive management of canine hip dysplasia: A review,” *The Veterinary Journal*, vol. 184, p. 269–276, Junho 2010.
- [4] W. T. Culp *et al.*, “Evaluation of the Norberg angle threshold: a comparison of Norberg angle and distraction index as measures of coxofemoral degenerative joint disease susceptibility in seven breeds of dogs,” *Veterinary Surgery*, vol. 35, p. 453–459, Julho 2006.
- [5] J. Buchanan e J. Bücheler, “Vertebral scale system to measure canine heart size in radiographs,” *Journal of the American Veterinary Medical Association*, vol. 206, no. 2, p. 194–199, 1995.
- [6] M. J. L. Cardoso, J. L. Claudino, e M. Melussi, “Mensuração do tamanho cardíaco pelo método VHS em cães sadios da raça American Pit Bull Terrier,” *Ciência Rural*, vol. 41, p. 127–131, Janeiro 2011.
- [7] Carestream Image Suite, “Image acquisition and mgmt. for CR and DR systems.” <http://www.carestream.com/image-suite-software.html>, 2015.
- [8] O. Barinova, V. Lempitsky, e P. Kholi, “On detection of multiple object instances using Hough transforms,” *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 34, p. 1773–1784, Setembro 2012.
- [9] M. Fluckiger, “Scoring radiographs for canine hip dysplasia - the big three organisations in the world,” *European Journal of Companion Animal Practice*, vol. 2, p. 135–140, 2007.
- [10] “DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine.” <http://dicom.nema.org>, Setembro 2014.