

DESENVOLVIMENTO DE *HARDWARE* E *SOFTWARE* PARA ACOMPANHAMENTO DE LESÕES DERMATOLÓGICAS

G. B. Oselame*, E. B. Neves* e I. J. Sanches*

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Curitiba, Brasil
e-mail: gleidsonoselame@gmail.com

Resumo: Métodos de medição associados a sistemas de visão computacional podem oferecer exatidão e repetibilidade em medições de forma não invasiva, eliminando aspectos como subjetividade e fadiga associadas à inspeção humana. Neste sentido, objetivou-se descrever um método para a medição de lesões dermatológicas por meio de análise de imagens digitais captadas por um protótipo (*hardware*) desenvolvido para este fim. O método empregado foi composto por: (1) aquisição de 10 imagens de um quadrado com 16 cm²; (2) cálculo do fator de conversão de pixels para centímetros; (3) aplicação do fator de conversão em 10 imagens de lesões dermatológicas. O método proposto é capaz de garantir precisão no processo de medição de lesões dermatológicas com baixo custo de utilização, visto que o *software* pode ser executado na grande maioria dos sistemas operacionais hoje utilizados.

Palavras-chave: Processamento Digital de Imagens, Visão Computacional, Câncer de Pele.

Abstract: *Measurement methods associated with computer vision systems can provide accuracy and repeatability of measurements non-invasively, eliminating issues such as subjectivity and fatigue associated with human inspection. In this sense, it is aimed to describe a method for the measurement of skin lesions by means of digital image analysis captured by a prototype (hardware) for this purpose. The method employed was composed of: (1) acquisition of 10 images of a square with 16 cm², (2) calculating the pixel conversion factor for centimeters, (3) applying the conversion factor of 10 images of dermatological lesions. The proposed method is able to ensure accuracy in the measurement of skin lesions with low cost of using it, since the software can be run in most operating systems in use today.*

Keywords: *digital image processing, computer vision, skin cancer.*

Introdução

O câncer de pele configura-se atualmente como uma epidemia global, justificada pela crescente incidência, com taxas anuais variando de 3% a 7% na população de pele clara [1-2]. O câncer de pele do tipo melanoma é menos frequente, mas possui uma letalidade muito mais elevada, eram esperados 3.170 novos casos em homens e 3.060 novos casos entre as mulheres, sendo as maiores taxas na região Sul [3].

Estima-se que em 90-95% dos casos o prognóstico será favorável se o tratamento cirúrgico for instituído quando a espessura da lesão neoplásica for inferior a um milímetro e o tamanho da lesão inferior a seis milímetros [4].

Neste sentido, métodos associados a Sistemas de Visão Computacional, que envolvem técnicas de Processamento Digital de Imagens podem oferecer exatidão e repetibilidade em medições de forma não invasiva[5]. Alguns sistemas de análise de imagens digitais têm conseguido bons índices de diagnósticos precoces de melanomas, além de diminuir a incidência de biópsias em lesões benignas para afastar a suspeita da doença [6].

Dentro destes aspectos, cita-se a Metrologia por imagens, que consiste no processo automatizado de inspeção/medição e engloba conceitos de Metrologia e de Visão Computacional associada a algoritmos computacionais [5].

Desta forma, o objetivo deste artigo foi descrever um método para a medição de lesões dermatológicas por meio de análise de imagens digitais captadas por um protótipo (*hardware*) desenvolvido para este fim.

Materiais e métodos

Conforme Feliciano *et al.*,[5] um sistema de medição por imagem pode ser dividido nas seguintes etapas: (1) aquisição; (2) pré-processamento; (3) segmentação de objetos; (4) reconhecimento dos objetos de interesse; e (5) medição.

O processo de aquisição foi realizado com protótipo (*hardware*) desenvolvido utilizando-se um *webcam* da marca C3 Tech, modelo WB2101-P, com resolução real de 300k *pixels* e máximo de 30 mega *pixels* através de *software*, foco de 5.0cm ao infinito.

Procedeu-se a desmontagem do modelo original, priorizando a exposição da câmera integrada e a placa eletrônica. O modelo original possuía 6 LEDs para visão noturna, os quais foram substituídos por 10 LEDs brancos com lente transparente de 5mm, com intensidade luminosa de 15.000mcd a 17.000mcd, tensão de 3,0v a 3,2v e corrente máxima de 20mA contínuo. Desta forma, objetivou-se atingir uma iluminância controlada da ordem de 250 lux na aquisição das imagens. Para a mensuração da luminosidade foi utilizado um Luxímetro Impac IP-410 que opera em 4 faixas (20/200/2000/20000 lux) sendo a precisão de 5% e a repetibilidade de 2%.

Visando ampliar a captação da imagem, foi acoplado a lente do *webcam* uma lente de aumento de 90mm de diâmetro. Para o controle da emissão de reflexos oriundos da pele, a parte posterior da lente foi recoberta com papel seda branco, a fim de produzir um filtro indireto de luminosidade.

Todo o sistema foi então adaptado em um copo transparente de acrílico de 12cm, no qual a lente do *webcam* ficou com distancia fixa de 5cm para a captação das imagens. Este sistema possui conexão USB 2.0 para permitir que logo após a captação a imagem possa ser visualizada no *software*, processada, armazenada ou excluída. A Figura 1 ilustra o resultado final da construção do protótipo.



Figura 1: Protótipo (*hardware*) construído objetivando padronizar a aquisição de imagens e reduzir erros relativos a distancia e luminosidade.

Posteriormente as imagens foram analisadas por um *software* desenvolvido na plataforma de programação MATLAB. Este *software* contabiliza os *pixels* existentes no contorno da área de interesse com o emprego do método de agrupamento por cores (*Clusters*) com a imagem nos canais de cor RGB (*Red*, *Green* e *Blue*). A segmentação de imagens coloridas pelo processo de agrupamento de cores utiliza os atributos de cor referente a cada *pixel*. Desta forma, seu uso em imagens dermatológicas é uma ferramenta computacional que permite a identificação de grupos de pontos na imagem e os substitui por valores medianos referentes ao canal de cor pertencente (RGB) por meio de centróides. Este processo de segmentação é baseado na intensidade de cor da imagem [7]. Elencou-se um valor de limiar T (*threshold*) para os canais RGB, em que todos os *pixels* que tiverem valor maior ou igual ao valor T passam a ser demarcados. O canal de cor *Red* foi o que apresentou melhores resultados neste processo ($T > 120$). Desta forma, com a região demarcada, os *pixels* do contorno foram contabilizados e apresentados na imagem processada, com o emprego da função *regionprops*, disponível no MATLAB.

Houve a necessidade da conversão de *pixels* para centímetros quadrados (cm^2). Para validar este processo construiu-se um quadrado com lados de 4 cm. Para tal, foi utilizado o *software* livre denominado *Inkscape*. Após a impressão da imagem do quadrado, foram adquiridas 10 imagens. Procedeu-se então a contabilização dos *pixels* do perímetro deste quadrado. A Figura 2 representa o quadrado de 4 cm com a

contagem dos *pixels* do contorno representado em vermelho.

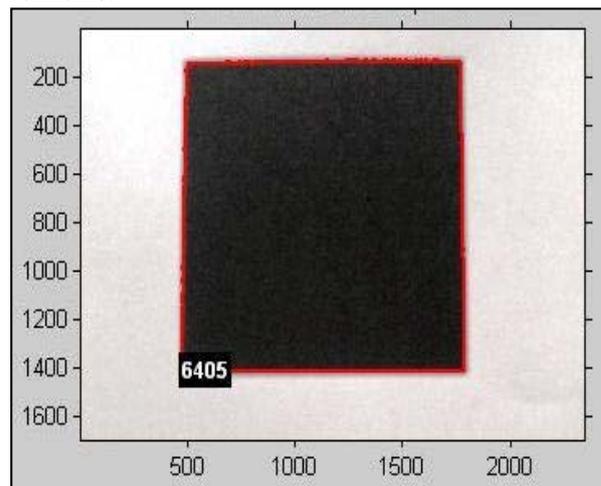


Figura 2: Demarcação das bordas do quadrado de 4 cm e contagem dos *pixels* do contorno (vermelho).

O valor da média de *pixels*, das 10 imagens, foi dividido pelo perímetro total em centímetros (16 cm). A Equação 1 demonstra o cálculo realizado.

$$\lambda = \frac{\bar{P}}{16} \quad (1)$$

Onde λ expressa a quantidade de *pixels* correspondente a 1 cm; \bar{P} refere-se à média de *pixels* do quadrado e 16 relaciona-se ao perímetro total do quadrado (16 cm).

Na sequência o processo foi repetido em uma lesão dermatológica. Foram adquiridas 10 fotografias mantendo os mesmos padrões de aquisição citados anteriormente.

Após a validação do processo de conversão de *pixels* em cm^2 , procedeu-se o emprego do método em lesões dermatológicas.

Resultados

A Tabela 1 apresenta os valores referentes às imagens do quadrado utilizado como padrão de medida para o cálculo da constante de conversão.

Tabela 1: Valores obtidos das 10 imagens do quadrado de 4 cm; média e desvio padrão.

Imagem	Perímetro do quadrado de 4 cm em <i>pixels</i>	Valor de 1 cm em <i>pixels</i>
1	6405	400,31
2	6443	402,69
3	6409	400,56
4	6476	404,75
5	6454	403,38
6	6468	404,25
7	6410	400,63
8	6402	400,13
9	6494	405,88
10	6468	404,25
Média	6444,90	402,68
σ	34,04	2,13

O valor do coeficiente de variação foi de 0,005; O Intervalo de Confiança (IC) ficou entre 401,40 e 404,00 e Margem de erro para 1 (um) cm na imagem foi de 0,03 mm.

Para facilitar o uso da ferramenta foi desenvolvida uma interface gráfica. A Figura 3 representa o modelo desenvolvido.



Figura 3: Interface gráfica.

A Figura 4 representa o resultado do processo final realizado pelo *software* na interface gráfica desenvolvida.

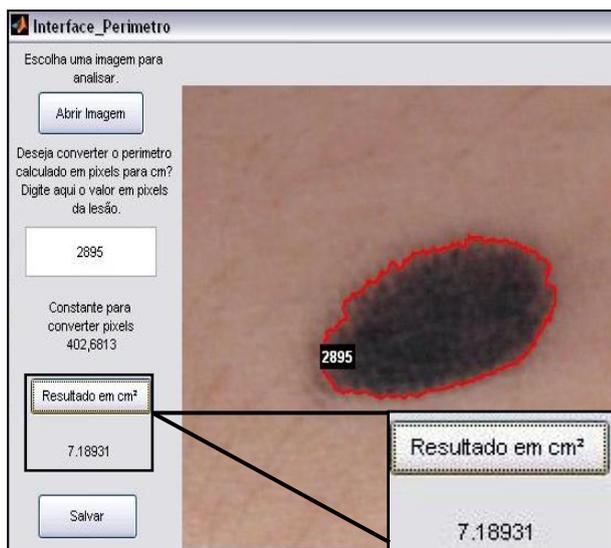


Figura 4: Lesão dermatológica analisada na interface gráfica.

A Tabela 2 apresenta os valores relativos à conversão de *pixels* para cm^2 em 10 imagens de lesões dermatológicas.

Tabela 2: Resultado da conversão de *pixels* para cm^2 .

Imagem	Resultado em cm
1	6,71
2	6,95
3	6,95
4	6,9
5	7,18
6	7,05
7	7,05
8	7,05
9	6,62
10	6,62
Média	6,90
σ	0,20

Discussão

O método apresentado estabelece o uso da fotogrametria, cuja finalidade é obter medidas da forma e das dimensões dos corpos ou de parte deles por imagens digitais. Diversos setores da saúde vêm incorporando a tecnologia das imagens digitais. Estudos com a utilização de imagens fotográficas como ferramenta são descritos no: diagnóstico de padrões ventilatórios em crianças [8]; diagnóstico de desvios posturais [9]; determinação da flexibilidade do tronco [10].

Cita-se ainda o acompanhamento de lesões dermatológicas [11], pois avaliar a variação do tamanho da lesão ao longo do tempo é uma estratégia importante para a detecção precoce dos melanomas, pois uma lesão que numa primeira avaliação foi classificada como nevo displásico (lesão benigna) pode rapidamente evoluir para melanoma [12]. Assim, o acompanhamento da lesão suspeita é tão importante quanto o diagnóstico de uma lesão já instalada.

Lesões benignas costumam ter tamanho inferior a 10 milímetros, enquanto que os melanomas usualmente são maiores. Esta mediação é realizada no exame clínico do paciente, o que pode gerar imperfeições [13]. O método de avaliação denominado ABCD (assimetria, bordas, cor e diâmetro) estabelece o limite de 6 milímetros para que uma lesão seja considerada suspeita para doença maligna [3].

Desta forma, o método proposto possibilita de forma rápida obter dados sobre a evolução da lesão ao longo do tempo. Permite também determinar o diâmetro da lesão, objetivando associá-la ao fator de risco para melanomas. Pode ainda ser associada à dermatoscopia, que é um método diagnóstico não invasivo *in vivo* para avaliação de lesões pigmentadas de pele [6]. A precisão do método descrito, com margem de erro da ordem de 0,03mm foi bem inferior ao relatado por Feliciano *et al.*, [5] que reportou a possibilidade de 0,25mm de erro em dimensionamentos automatizados por visão computacional.

Ressalta-se que a escolha por técnicas de medição automáticas de imagem requer uma avaliação detalhada das condições de iluminação e do objeto a ser medido, reduzindo as chamadas incertezas de tipo B, que são

determinadas a partir de informações acessórias e externas ao processo de medição [5]. Espera-se, portanto, com o emprego do protótipo desenvolvido reduzir a influência das variáveis interferentes durante o processo de aquisição de imagens dermatológicas.

Conclusão

Ampliar o uso de técnicas de processamento digital de imagens associadas à visão computacional e a metrologia de sistemas biológicos pode trazer inúmeros benefícios aos profissionais de saúde. O método proposto (*hardware e software*) é capaz de garantir precisão no processo de medição de lesões dermatológicas com baixo custo de utilização, visto que o *software* pode ser executado na grande maioria dos sistemas operacionais hoje utilizados e o protótipo de *hardware* desenvolvido é de fácil montagem.

Agradecimentos

Os autores agradecem a CAPES, a Fundação Araucária e a UNIANDRAGE, pelo apoio à participação no Evento.

Referências

- [1] J. H. Christensen, et al., "Pré diagnostic digital imaging prediction model to discriminate between malignant melanoma and benign pigmented skin lesion," *Skin Research and Technology*, vol. 16, pp. 98-108, 2010.
- [2] I. Maglogiannis and C. N. Doukas, "Overview of advanced computer vision systems for skin lesions characterization," *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 13, pp. 721-733, 2009.
- [3] INCA. (2008). Instituto Nacional do Câncer (INCA). Ações de enfermagem para o controle do câncer: uma proposta de integração ensino-serviço.
- [4] A. Gola Isasi, et al., "Melanomas non-invasive diagnosis application based on the ABCD rule and pattern recognition image processing algorithms," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 41, pp. 742-755, 2011.
- [5] F. F. Feliciano, et al., "Visão computacional aplicada à metrologia dimensional automatizada: considerações sobre sua exatidão," *Engevista*, vol. 7, 2010.
- [6] H. B. Soares, "Análise e classificação de imagens de lesões da pele por atributos de cor, forma e textura utilizando máquina de vetor de suporte," Tese, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2008.
- [7] O. Marques Filho and H. V. Neto, *Processamento digital de imagens*. Rio de Janeiro: Brasport, 1999.
- [8] W. Ripka, et al., "Biophotogrammetry model of respiratory motion analysis applied to children," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, 2012, pp. 2404-2407.
- [9] D. Vacari, et al., "Evaluation of pelvis slope and flattening on children gymnasts by biophotogrammetry technique," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, 2012, pp. 1948-1951.
- [10] A. Perin, et al., "Use of biophotogrammetry for assessment of trunk flexibility," *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, vol. 18, pp. 176-180, 2012.
- [11] E. Neves and G. Oselame, "Software para acompanhamento de lesões dermatológicas por imagem fotográfica," in *XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, Porto de Galinhas - PE*, 2012, pp. 932-935.
- [12] A. Parolin, et al., "Semi-automated diagnosis of melanoma through the analysis of dermatological images," in *Graphics, Patterns and Images (SIBGRAPI), 2010 23rd SIBGRAPI Conference on*, 2010, pp. 71-78.
- [13] L. A. Veronese and M. E. A. Marques, "Critérios anatomopatológicos para melanoma maligno cutâneo: análise qualitativa de sua eficácia e revisão da literatura," *J Bras Patol Med Lab*, vol. 40, pp. 99-112, 2004.