

**UNIVERSIDADE REGIONAL DE BLUMENAU**  
**CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E NATURAIS**  
**CURSO DE CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO – BACHARELADO**

**DERMANOSTIC: UM MÉTODO PARA NORMALIZAÇÃO DA  
ILUMINAÇÃO EM IMAGENS DE LESÕES CUTÂNEAS**

**RAFAEL WEIMER BAADE**

**BLUMENAU**  
**2016**

**RAFAEL WEIMER BAADE**

**DERMANOSTIC: UM MÉTODO PARA NORMALIZAÇÃO DA  
ILUMINAÇÃO EM IMAGENS DE LESÕES CUTÂNEAS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao curso de graduação em Ciência da Computação do Centro de Ciências Exatas e Naturais da Universidade Regional de Blumenau como requisito parcial para a obtenção do grau de Bacharel em Ciência da Computação.

Prof. Aurélio Faustino Hoppe, Mestre - Orientador

**BLUMENAU  
2016**

# **DERMANOSTIC: UM MÉTODO PARA NORMALIZAÇÃO DA ILUMINAÇÃO EM IMAGENS DE LESÕES CUTÂNEAS**

Por

**RAFAEL WEIMER BAADE**

Trabalho de Conclusão de Curso aprovado para obtenção dos créditos na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso II pela banca examinadora formada por:

Presidente: \_\_\_\_\_  
Prof. Aurélio Faustino Hoppe, Mestre - Orientador, FURB

Membro: \_\_\_\_\_  
Prof. Dalton Solano dos Reis, Mestre – FURB

Membro: \_\_\_\_\_  
Prof. Daniel Theisges dos Santos, Mestre – FURB

Blumenau, 9 de dezembro de 2016

Dedico este trabalho aos meus familiares que sempre me apoiaram. Em especial dedico este trabalho a minha companheira, que sempre me acompanhou nos bons e maus momentos.

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, por seu amor sem limites.

À minha família, pelo apoio ao longo desta caminhada. Sempre me incentivando no estudo e dando total suporte para a continuidade do mesmo.

À minha companheira, Monica Findeis, pela paciência, incentivo e sacrifícios que realizamos em conjunto ao longo destes anos de faculdade.

Aos meus amigos, por não me deixarem desistir.

Ao meu orientador, Aurélio Faustino Hoppe, por todo auxílio prestado, desde a escolha do tema até a conclusão deste trabalho. Não seria possível chegar onde cheguei sem o seu auxílio.

A ação não surge do pensamento, mas de uma disposição para assumir responsabilidades.

Dietrich Bonhoeffer

## RESUMO

Este trabalho apresenta a implementação de um método para normalização da iluminação em imagens de lesões cutâneas capturadas por uma câmera padrão. A normalização é realizada transformando o sistema de cor da imagem para Hue Saturation Value (HSV). O algoritmo utiliza o canal de cor V, pois é onde a iluminação fica melhor representada. A partir dele é extraída uma matriz quadriculada de 400 pixel dos quatro cantos da imagem. A amostragem é utilizada para gerar o modelo matemático da iluminação natural. Este modelo é utilizado para gerar novos valores para o canal V através da divisão do valor atual de V pelo valor obtido pelo modelo matemático. Para voltar a cor à tonalidade natural é realizada a multiplicação dos novos valores do canal V pela média dos valores do canal V original e a divisão pela média dos novos valores. Por fim, a imagem é convertida para o sistema de cor original. Para verificar a eficiência do método de normalização da iluminação, ele foi testado juntamente com o algoritmo de segmentação utilizado por Pradi (2012). Os resultados demonstram uma melhora de 7,93% no resultado da segmentação.

Palavras-chave: Lesão cutânea. Iluminação. Visão computacional.

## **ABSTRACT**

This work presents an implementation of a method for the normalization of the lighting in skin lesions images captured by standard cameras. The normalization is realized by transforming the color system of the image to Hue Saturation Value (HSV). The algorithm uses the V color channel, because it's the channel where the illumination remains better represented. From this channel a sample matrix of 400 pixels is extracted from the four corners of the image. The sampling is used to generate the mathematical model of natural lightening. This model is used to generate new values for the channel V through the division of the current value of V for the value obtained by the mathematical model. To return the color to the natural tonality it's realized a multiplication of the new values of channel V through the average values of the original channel V and the division for the average of the new values. Lastly the image is converted to the original color system. To verify the efficiency of the lightening normalization method, the method was tested with the segmentation algorithm used by Pradi (2012). The results presented an improve of 7,93% in the segmentation results.

**Key-words:** Skin lesion. Lighting. Computer vision.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação da regra ABCD .....	17
Figura 2 - Expressão utilizada para estimar a iluminação .....	18
Figura 3 - Modelo da intensidade da iluminação .....	18
Figura 4 - Equação para redução do sombreamento com operador morfológico.....	19
Figura 5 - Resultado da redução do sombreamento e correção da coloração.....	19
Figura 6 - Expressão para correção da coloração .....	19
Figura 7 - Visão geral do diagnóstico realizado .....	20
Figura 8 - Contorno definido .....	21
Figura 9 - Ilustração do método de pré-processamento.....	22
Figura 10 - Resultado da segmentação obtida por Cavalcanti e Sharcanski (2011) .....	23
Figura 11 - Resultado da segmentação realizada por Alcon et al. (2009).....	24
Figura 12 - Diagrama de casos de uso .....	27
Figura 13 - Diagrama de atividades.....	28
Figura 14 - Resultado da extração do canal V .....	31
Figura 15 - Demonstração da amostra extraída para o algoritmo.....	32
Figura 16 - Diagrama de atividades do método de Gauss-Newton .....	34
Figura 17 - Fórmula para cálculo da matriz delta.....	35
Figura 18 - Representação da iluminação padrão da imagem .....	37
Figura 19 - Imagem com iluminação normalizada.....	38
Figura 20 - Imagem com a iluminação e cor corrigida.....	39
Figura 21 - Tela de seleção de perfil de paciente .....	40
Figura 22 - Tela de cadastro do paciente .....	40
Figura 23 - Tela de seleção do exame .....	41
Figura 24 - Interface da captura de imagem .....	41
Figura 25 - Interface com o resultado do exame .....	42
Figura 26 - Imagem com iluminação pontual.....	51
Figura 27 - Imagem com sombreamento gerado pela câmera.....	52
Figura 28 - Equação para redução do sombreamento com operador morfológico.....	55
Figura 29 - Exemplo de operação com fechamento morfológico .....	55
Figura 30 - Resultado da operação proposta por Soille (1999) .....	56

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Obtenção do DPV para características da regra ABCD .....	17
Quadro 2 - Características dos trabalhos correlatos .....	24
Quadro 3 - Código responsável pela conversão do sistema de cor para HSV.....	31
Quadro 4 - Código responsável pela extração da matriz de amostra.....	32
Quadro 5 - Código que implementa a equação modelo da iluminação .....	33
Quadro 6 - Código responsável pela chamada do método Gauss-Newton.....	33
Quadro 7 - Código responsável pelo cálculo do desvio da função.....	34
Quadro 8 - Código que deriva os parâmetros e armazena na matriz jacobiana.....	35
Quadro 9 - Código que deriva os parâmetros .....	35
Quadro 10 - Código responsável por atualizar os parâmetros.....	36
Quadro 11 - Código responsável pela criação da matriz com os valores da iluminação padrão .....	36
Quadro 12 - Código responsável pela normalização da iluminação na imagem.....	37
Quadro 13 - Código responsável pela correção da cor .....	38
Quadro 14 - Código responsável por converter o sistema de cor de HSV para RGB .....	39
Quadro 15 - Validação do método de normalização da iluminação .....	44
Quadro 16 - Erros na validação do método de normalização da iluminação .....	45
Quadro 17 - Comparação do resultado da segmentação.....	47
Quadro 18 - Imagens capturadas através de dispositivo móvel.....	49
Quadro 19 - Código responsável pela operação morfológica.....	55

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 - Efeito da normalização da iluminação sobre o método de segmentação .....	46
---	----

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

DPV – Dermatologic Point Value

HSV – Hue Saturation Value

RF – Requisito Funcional

RGB – Red Green Blue

RNF – Requisito Não Funcional

UML – Unified Modeling Language

UWP – Universal Windows Plataform

# SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>14</b>
1.1 OBJETIVOS.....	15
1.2 ESTRUTURA.....	15
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....</b>	<b>16</b>
2.1 CÂNCER DE PELE.....	16
2.2 MODELO GRADUAL PARA NORMALIZAÇÃO DA ILUMINAÇÃO EM LESÕES CUTÂNEAS A PARTIR DA CURVATURA DO CORPO HUMANA.....	18
2.3 TRABALHOS CORRELATOS.....	19
2.3.1 Software para detecção de melanoma para iOS.....	20
2.3.2 Automated prescreening of pigmented skin lesions using standard cameras.....	21
2.3.3 Automatic imaging system with decision support for inspection of pigmented skin lesions and melanoma diagnosis.....	23
2.3.4 Comparativo entre as características dos trabalhos correlatos.....	24
<b>3 DESENVOLVIMENTO .....</b>	<b>26</b>
3.1 REQUISITOS DO MÉTODO.....	26
3.2 ESPECIFICAÇÃO.....	26
3.2.1 Diagrama de casos de uso.....	26
3.2.2 Diagrama de atividades.....	27
3.3 IMPLEMENTAÇÃO.....	29
3.3.1 Técnicas e ferramentas utilizadas.....	29
3.3.2 Operacionalidade da implementação.....	39
3.4 ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	42
3.4.1 Construção da base de imagens para realização dos testes.....	43
3.4.2 Validação da normalização da iluminação.....	43
3.4.3 Validação do resultado da segmentação utilizada por Pradi (2012).....	46
3.4.4 Validação dos resultados com imagens capturadas através da câmera.....	48
<b>4 CONCLUSÕES.....</b>	<b>50</b>
4.1 LIMITAÇÕES.....	51
4.2 EXTENSÕES.....	52
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>53</b>

<b>APÊNDICE A – MÉTODO DE REMOÇÃO DO SOMBREAMENTO COM USO DE OPERAÇÕES MORFOLÓGICAS.....</b>	<b>55</b>
--	-----------

## 1 INTRODUÇÃO

Segundo o Instituto Nacional do Câncer (2016c), o melanoma é o mais agressivo entre todos os tipos de câncer de pele, isto se deve a sua alta capacidade de metástase, isto é, de se espalhar por outros órgãos do corpo. O melanoma representa apenas 4% das neoplasias cutâneas, mesmo assim no ano de 2016 são previstos 5670 casos sendo 3000 homens e 2670 mulheres.

Para Raimundo et al. (2012), a realização do diagnóstico precoce é fundamental para o sucesso do tratamento do melanoma. Para realização do diagnóstico o especialista utiliza um equipamento chamado dermatoscópio, que obtém uma imagem ampliada e com iluminação padronizada da pele. Segundo Cavalcanti e Sharcanski (2011), uma forma de facilitar o acesso ao diagnóstico do melanoma é utilizar imagens da lesão obtidas por uma câmera comum e classificá-las através de um aplicativo. Desta forma, pode ser realizada uma pré-triagem. Esta pré-triagem pode ser realizada pelo próprio paciente sem necessidade de equipamento ou auxílio profissional.

Com base neste cenário, surgiu o trabalho de Pradi (2012), onde foi desenvolvido o aplicativo iMelanoma que é capaz de capturar imagens de lesões cutâneas e classificá-las conforme critérios estabelecidos pela regra ABCD. Contudo, existem melhorias a serem feitas no método de segmentação das imagens capturadas, melhorando a acurácia da classificação. O método de segmentação utilizado por Pradi (2012) pode ser melhorado no que se refere a imagens com iluminação pouco contrastante e remoção de ruídos como pelos.

Segundo Pradi (2012), para realizar um diagnóstico eficaz é fundamental que seja possível identificar na imagem o que é lesão e o que é pele saudável. Quando tratamos de imagens capturadas através de câmeras comuns um dos principais desafios é a existência da iluminação irregular. Sombras geradas pela curvatura dos membros ou da própria lesão são confundidas com a lesão, o que leva a um diagnóstico errôneo. Outro ponto importante para o diagnóstico de lesões cutâneas e, que também é afetado pela iluminação irregular, é a cor da lesão. O sombreamento na área da lesão faz com que a coloração seja alterada, afetando o resultado do diagnóstico.

A partir deste contexto, este trabalho apresenta o desenvolvimento de um método para normalizar a iluminação em imagens de lesão cutânea obtidas por câmeras padrões. A normalização da iluminação impactará de forma positiva no método de segmentação e por consequência, melhorar o indicativo da predisposição de uma lesão ser cancerígena ou não.

## 1.1 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é desenvolver um método para normalização da iluminação de imagens de lesões cutâneas.

Os objetivos específicos são:

- a) capturar imagens de lesões cutâneas através de um dispositivo móvel;
- b) apresentar a imagem com iluminação normalizada e confrontar o resultado com a imagem original;
- c) utilizar o algoritmo de segmentação de Pradi (2012) para testar a eficiência do método proposto.

## 1.2 ESTRUTURA

Este trabalho está dividido em quatro capítulos. O primeiro capítulo apresenta a motivação para este trabalho e os objetivos do mesmo. O segundo capítulo apresenta a fundamentação teórica que embasa o desenvolvimento do trabalho. No terceiro capítulo é descrito o detalhamento da implementação do método e os resultados dos testes realizados para validar a implementação. O quarto capítulo contempla as conclusões e limitações, assim como sugestões para possíveis extensões deste trabalho.



## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo está organizado em três seções. A seção 2.1 expõe o que é o câncer de pele e a técnica utilizada para classificação de lesões cutâneas. A seção 2.2 apresenta a teoria necessária para fundamentar o método utilizado para normalizar a iluminação em imagens de lesões cutâneas. Na seção 2.3 são listados três trabalhos existentes que descrevem métodos para classificação de lesões cutâneas a partir de imagens capturadas por câmeras comuns.

### 2.1 CÂNCER DE PELE

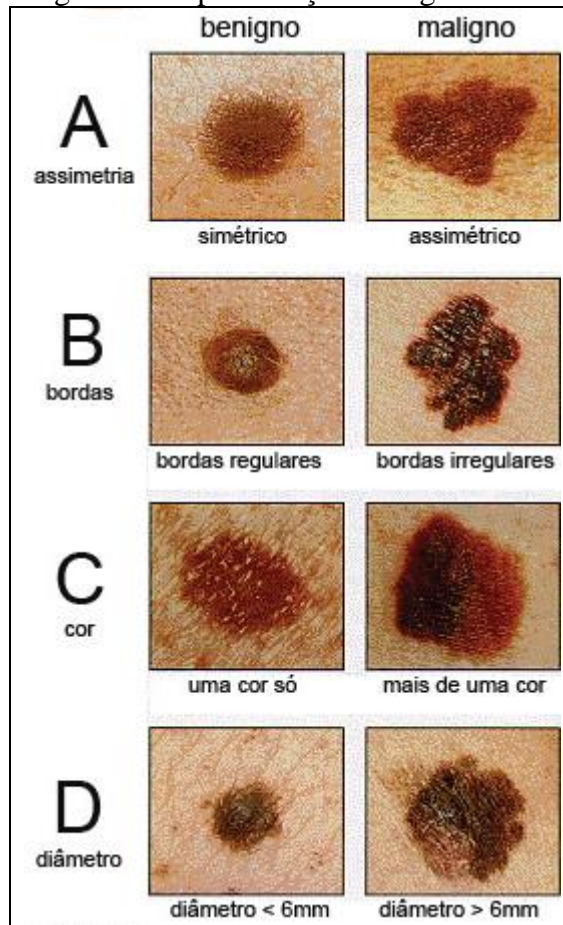
Conforme o Instituto Nacional do Câncer (2016a), o Câncer é o nome dado a um conjunto de doenças que têm em comum o crescimento desordenado de células que invadem os tecidos e órgãos. Dá-se o nome de tumor a esta massa de células.

Ainda segundo o Instituto Nacional do Câncer (2016a), um tumor pode ser considerado maligno ou benigno. Esta classificação é feita com base na velocidade de crescimento da massa de células e quanto a sua semelhança com as células originais do tecido afetado. Quando a diferença é pequena e o crescimento da massa é pequeno, não representando risco de vida, o tumor é classificado como benigno. Quando a massa de células se difere muito do tecido original e seu crescimento é rápido, o tumor é classificado como maligno.

O Instituto Nacional do Câncer (2016b) revela que o câncer mais frequente no Brasil é o câncer de pele, correspondendo a 25% de todos os tumores malignos registrados no país. Apresenta altos percentuais de cura, se for detectado precocemente. Entre os tumores de pele, o tipo não-melanoma é o de maior incidência e mais baixa mortalidade. O melanoma é o mais agressivo, devido à alta possibilidade de metástase, e corresponde a 4% dos casos de cânceres de pele.

Nachbar et al. (1994) apontam a regra ABCD como método para simplificar o diagnóstico de melanomas. Nele, são levadas em consideração quatro características: assimetria, borda irregular, cor desigual e diâmetro. Lesões malignas tendem a apresentar forma assimétrica, bordas irregulares, mais de uma cor e diâmetro maior que 6 milímetros. Já as lesões benignas tendem a ser simétricas, com bordas regulares, apenas uma cor, e diâmetro inferior à 6 milímetros. A Figura 1 apresenta exemplos de lesões para cada uma das características.

Figura 1 - Representação da regra ABCD



Fonte: Sasse (2009).

Nachbar et al. (1994) também ressaltam que para cada uma das características é atribuído um valor denominado Dermatologic Point Value (DPV). O Quadro 1 ilustra os valores possíveis, pesos e pontos máximos para cada característica.

Quadro 1 - Obtenção do DPV para características da regra ABCD

Característica	DPV	Valores possíveis	Peso
Assimetria	2,6	0-2	1,3
Borda irregular	0,8	0-8	0,1
Cor desigual	3,0	0-6	0,5
Diametro	2,5	0-5	0,5

Fonte: Nachbar et al. (1994).

De acordo com a faixa em que se encontra o somatório do DPV a lesão poderá ser classificada como benigna, suspeita ou maligna. Sendo que lesões com DPV abaixo de 4,75 são consideradas benignas. Lesões com DPV entre 4,75 e 5,45 são classificadas como suspeitas e necessitam de análise mais detalhada. Lesões com DPV superior a 5,45 são consideradas melanomas (NACHBAR ET AL., 1994).

## 2.2 MODELO GRADUAL PARA NORMALIZAÇÃO DA ILUMINAÇÃO EM LESÕES CUTÂNEAS A PARTIR DA CURVATURA DO CORPO HUMANA

Segundo Shapiro e Stockman (2000), aos olhos humanos, objetos curvados criam um leve sombreamento na imagem. Shapiro e Stockman (2000) também afirmam que através do sombreamento da imagem é possível computar o formato do objeto. Shapiro e Stockman (2000) afirmam que a imagem capturada por uma câmera se assemelha à imagem vista pelo olho humano, no que diz respeito ao sombreamento causado por objetos curvados.

Cavalcanti e Sharcanski (2010) afirmam que devido ao formato dos membros do corpo humano serem curvados é possível utilizar os conceitos de *shape from shading*, para estimar a intensidade da iluminação sobre partes do corpo humano. Para os autores, a equação expressa na Figura 2 pode ser utilizada para gerar o modelo da iluminação sobre a pele. Na expressão  $z$  representa a intensidade da iluminação,  $x$  e  $y$  representam as coordenadas do pixel. Os coeficientes,  $P_1$ ,  $P_2$ ,  $P_3$ ,  $P_4$ ,  $P_5$  e  $P_6$  são obtidos através de uma operação de balanceamento utilizando uma matriz de amostra da imagem.

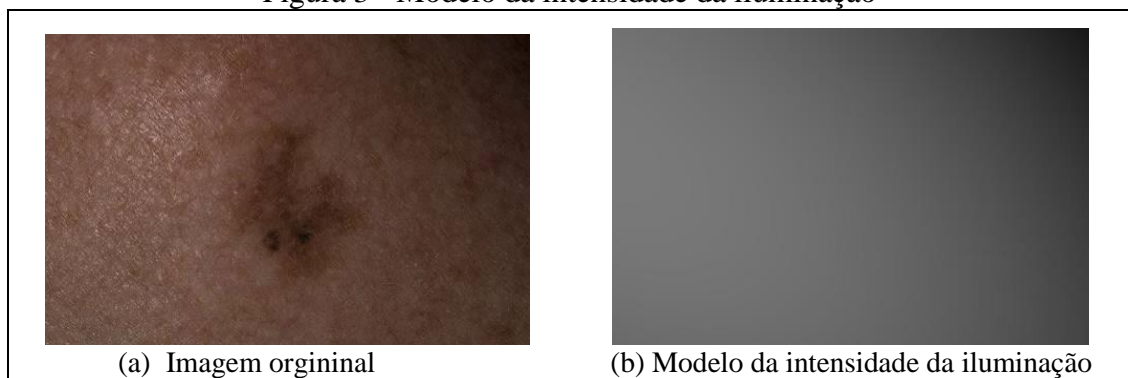
Figura 2 - Expressão utilizada para estimar a iluminação

$$z(x, y) = P_1x^2 + P_2y^2 + P_3xy + P_4x + P_5y + P_6$$

Fonte: Cavalcanti e Sharcanski (2010).

Segundo Soille (1999), a melhor representação do sombreamento é encontrada no canal de cor V do sistema de cor Hue Saturation Value (HSV). Já Cavalcanti e Sharcanski (2010), indicam que a melhor maneira de obter uma matriz de amostra fiel da intensidade da iluminação é extrair uma amostra de 20 por 20 pixels de cada um dos cantos do canal de cor V. Onde, é possível utilizar a equação com seus coeficientes balanceados para criar uma nova representação do canal V com os valores correspondentes a intensidade da iluminação natural da imagem. A Figura 3b apresenta um exemplo do uso deste processo sobre a imagem apresentada na Figura 3a.

Figura 3 - Modelo da intensidade da iluminação



Fonte Cavalcanti e Sharcanski (2010).

Para Cavalcanti e Sharcanski (2010) o modelo da intensidade da luz gerado através da expressão pode ser utilizado para remover o sombreamento. A remoção do sombreamento pode ser realizada através da expressão apresentada na Figura 4.

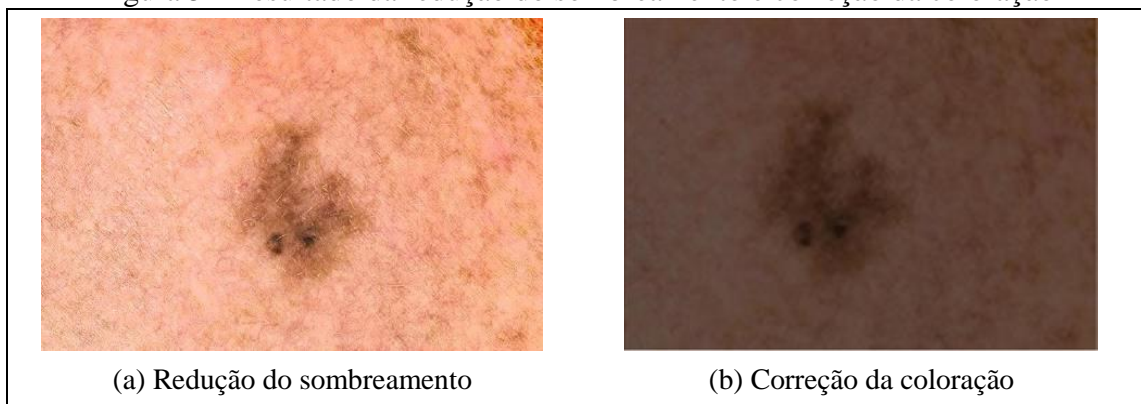
Figura 4 - Equação para redução do sombreamento com operador morfológico

$$R(x, y) = I(x, y) / M(x, y)$$

Fonte: Cavalcanti e Sharcanski (2010).

Na equação apresentada na Figura 4,  $I$  é o valor original do canal de cor V e M é o valor do modelo da intensidade da cor. A Figura 5a apresenta o resultado da operação descrita.

Figura 5 - Resultado da redução do sombreamento e correção da coloração



Fonte: Cavalcanti e Sharcanski (2010).

Cavalcanti (2013) afirma que o processo apresentado na Figura 28 tem como efeito uma alteração na coloração original. E, que a operação apresentada na Figura 6 faz com que a coloração da iluminação seja corrigida.

Figura 6 - Expressão para correção da coloração

$$V_{new}(x, y) = \frac{V_{proc}(x, y) * \mu_{V_{orig}}}{\mu_{V_{proc}}}$$

Fonte: Cavalcanti (2013).

Na Figura 6,  $V_{proc}$  é o valor do canal V obtido através do procedimento anteriormente descrito,  $\mu_{V_{orig}}$  é o valor médio do canal V original e  $\mu_{V_{proc}}$  é o valor médio do canal V após o procedimento anteriormente descrito. A Figura 5b apresenta a imagem resultante desta operação.

### 2.3 TRABALHOS CORRELATOS

Nesta seção são apresentados três trabalhos correlatos. Os trabalhos em questão são correlatos pois utilizam visão computacional para realizar o diagnóstico de lesões cutâneas através de imagens obtidas por câmeras comuns. Na seção 2.3.1 será abordado o trabalho de

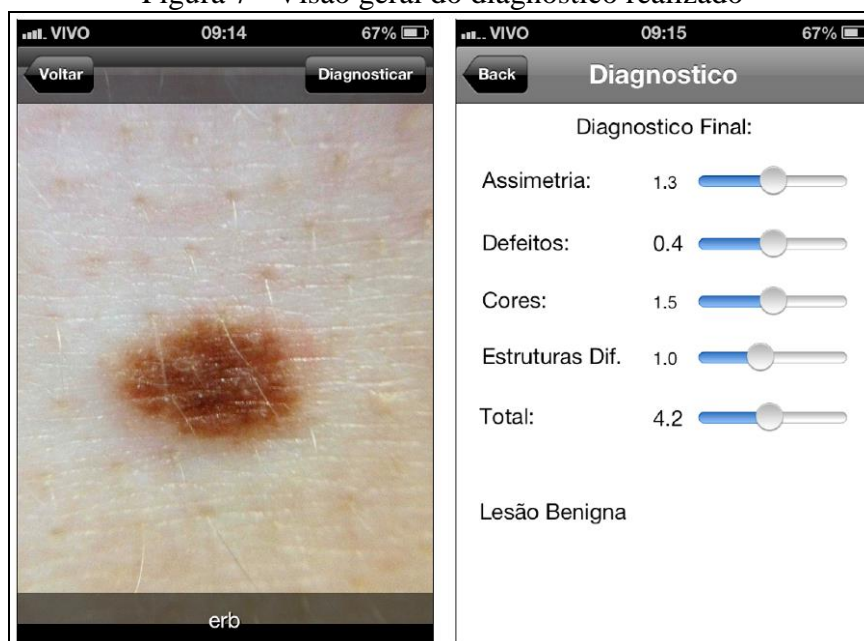
conclusão de curso de Pradi (2012) denominado “Software para detecção de melanoma para iOS”. Na seção 2.3.2 é apresentado o artigo denominado “Automated prescreening of pigmented skin lesions using standard cameras” de Cavalcanti e Sharcanski (2011). Na seção 2.3.3 é apresentado o artigo denominado “Automatic imaging system with decision support for inspection of pigmented skin lesions and melanoma diagnosis” (ALCON et al., 2009). A seção 2.3.4 apresenta o comparativo entre os trabalhos correlatos apresentados.

### 2.3.1 Software para detecção de melanoma para iOS

O trabalho de conclusão de curso de Pradi (2012) teve como objetivo desenvolver um software para dispositivos iOS que fosse capaz de capturar imagens de lesões cutâneas, analisá-las e classificá-las. A classificação deveria indicar se a lesão é ou não um melanoma de acordo com as características estabelecidas na regra ABCD.

Para atingir seu objetivo, Pradi (2012) desenvolveu um aplicativo para iPhone utilizando o dispositivo iPhone 4S com iOS 6 como plataforma. O desenvolvimento do aplicativo foi dividido em duas etapas. Na primeira fase foi desenvolvida a interface, através da ferramenta de desenvolvimento XCode e a linguagem de programação Objective C. A segunda etapa tratou a classificação da imagem capturada. Para este fim, foi utilizada a linguagem de programação C++ e o framework OpenCV. Na Figura 7 é apresentada a interface desenvolvida por Pradi (2012) para visualização do resultado do diagnóstico.

Figura 7 - Visão geral do diagnóstico realizado



Fonte: Pradi (2012, p. 52).

A classificação da imagem começa passando por um pré-processamento onde é extraído apenas o canal da cor azul e posteriormente é aplicado o filtro da média para

suavização. Em seguida é realizada a segmentação, onde através do histograma são selecionadas as tonalidades mais e menos presentes na imagem. É realizado então o limiar considerando que a tonalidade mais presente é a tonalidade da pele e a segunda tonalidade mais presente é a da lesão. Para remover ruídos e suavizar as bordas são realizadas 7 iterações de abertura da imagem. Com a imagem já segmentada, os contornos são detectados através das funções *Canny* e *findContours* da biblioteca OpenCV. A Figura 8 apresenta o resultado do processo de segmentação realizado por Pradi (2012). Após a segmentação da imagem, são extraídas as características de assimetria, bordas irregulares, cor e estruturas diferenciadas. Com estas características é possível realizar o diagnóstico através do método ABCD.

Figura 8 - Contorno definido



Fonte: Pradi (2012, p. 40).

Os resultados obtidos por Pradi (2012) foram classificados por ele como muito bons. Foram obtidos diagnósticos corretos em 90% das lesões, com sensibilidade de 93,02% e especificidade de 86,95%. Pradi (2012) aponta que a segmentação também obteve bons resultados, falhando apenas em casos com ruídos ou baixo contraste entre a lesão e a pele.

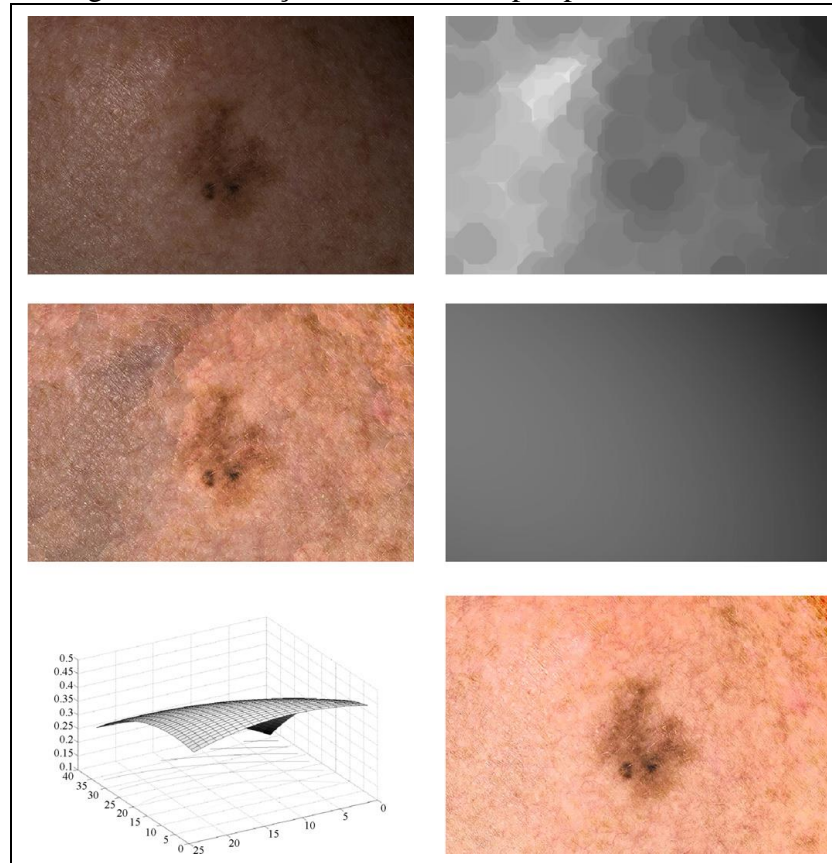
### 2.3.2 Automated prescreening of pigmented skin lesions using standard cameras.

Cavalcanti e Sharcanski (2011) desenvolveram um novo método para classificação de lesões cutâneas como benignas ou malignas utilizando imagens obtidas com câmeras comuns e iluminação natural. Para alcançar os seus objetivos, Cavalcanti e Sharcanski (2011) trabalharam sobre um banco de 220 imagens que obtiveram de portais da internet. As imagens utilizadas não tiveram nenhum tipo de tratamento especial na captura ou processamento. Cavalcanti e Sharcanski (2011) utilizam várias técnicas de processamento de imagens, porém, sem se restringir a tecnologia ou plataforma.

Inicialmente, os autores realizam uma etapa de pré-processamento para atenuar as sombras. Isso é realizado transformando a imagem de Red Green Blue (RGB) para Hue Saturation Value (HSV). São utilizadas matrizes 20x20 nos cantos para determinar a tonalidade padrão da sombra. De posse da tonalidade é realizada a normalização da imagem e

posterior conversão para RGB. A Figura 9 demonstra as etapas de pré-processamento utilizadas por Cavalcanti e Sharcanski (2011) e o resultado atingido.

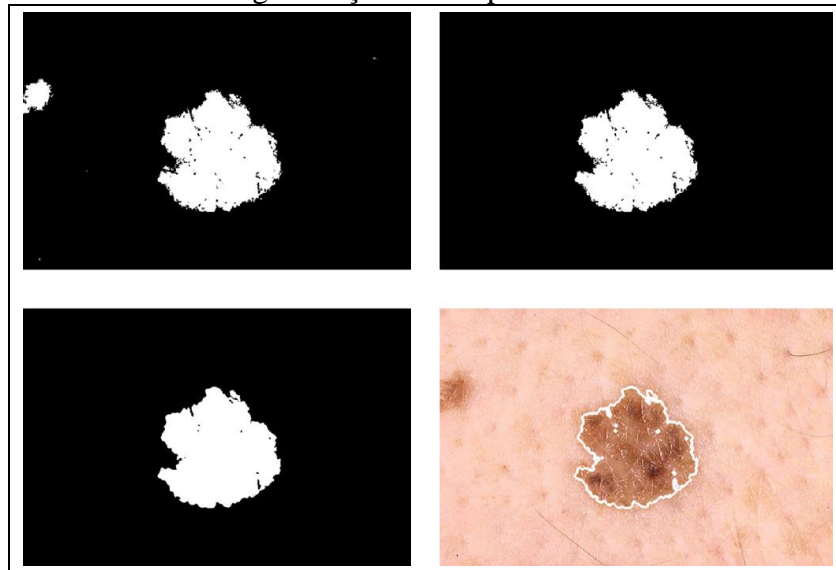
Figura 9 - Ilustração do método de pré-processamento



Fonte: Cavalcanti e Sharcanski (2011).

Para realizar a segmentação das imagens, Cavalcanti e Sharcanski (2011), propõem partir do centro da imagem e buscar os limites onde ocorre o maior desvio padrão, considerando que a cor da pele saudável é sempre mais clara que a cor da pele com a lesão. É tomado como premissa que a lesão sempre estará no centro da imagem. Por fim é realizada a abertura da imagem para eliminar ruídos. A Figura 10 apresenta o resultado do processo de segmentação realizado por Cavalcanti e Sharcanski (2011).

Figura 10 - Resultado da segmentação obtida por Cavalcanti e Sharcanski (2011)



Fonte: Cavalcanti e Sharcanski (2011).

Os resultados obtidos por Cavalcanti e Sharcanski (2011) chegaram a uma acurácia de 96,71%. Para a amostragem de 220 imagens 94,54% foram classificadas corretamente, com sensibilidade de 96,37% e especificidade de 91,46%.

### 2.3.3 Automatic imaging system with decision support for inspection of pigmented skin lesions and melanoma diagnosis

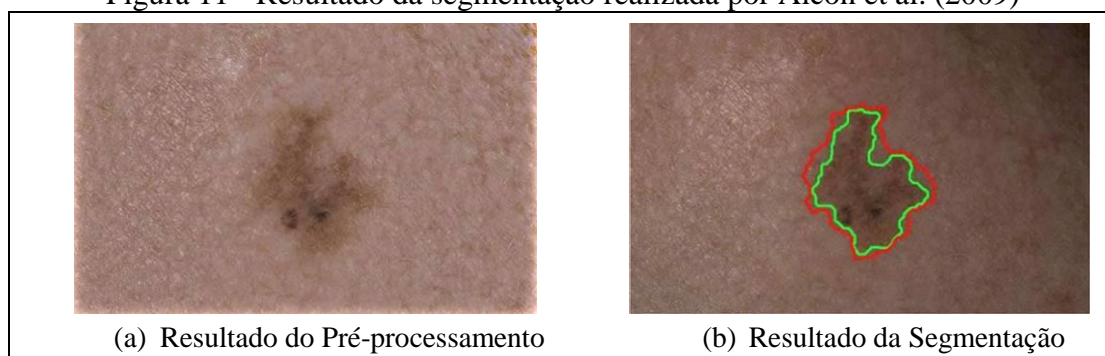
O trabalho de Alcon et al (2009) teve como objetivo apresentar um método de análise de lesões cutâneas e diagnóstico de melanoma, com suporte a imagens capturas com câmeras digitais padrões. O sistema deveria dar suporte a um sistema de decisão, que compare o resultado do diagnóstico da imagem com os demais dados do histórico e perfil do paciente. Desta forma, além das características obtidas do processamento da imagem, também são considerados o tipo da pele, a idade e o gênero do paciente, e localização da lesão.

Para atingir os seus objetivos, Alcon et al. (2009) trataram primeiramente a iluminação desparelha nas imagens. Para isso, se baseou no histograma do plano de fundo da imagem. Os sombreamentos são identificados como sendo os valores que ocorrem com menor frequência. Em seguida é realizada a segmentação da imagem. Para distinguir a lesão cutânea do restante da pele, Alcon et al. (2009) utilizaram o desvio padrão da tonalidade como parâmetro. Considerando que quando ocorre um maior desvio, trata-se da lesão e em um menor desvio trata-se da pele sem lesão. Depois de segmentada a imagem, são extraídas as características importantes para a classificação da lesão, considerando-se as regras de classificação ABCD. Depois de obtido o diagnóstico, ele é disponibilizado para que uma ferramenta utilize a base de conhecimentos e compare o perfil do paciente e o diagnóstico obtido. Nesta etapa, são



eliminados alguns falso-positivos por não se tratar de um grupo de risco por exemplo. A Figura 11a demonstra o resultado obtido por Alcon et al. (2009) no processo de pré-processamento da imagem, removendo o sombreamento do fundo da imagem. A Figura 11b demonstra o resultado do processo de segmentação realizado, sendo que o traçado verde é o que representa a região segmentada.

Figura 11 - Resultado da segmentação realizada por Alcon et al. (2009)



Fonte: Alcon et al. (2009).

Os resultados obtidos alcançaram uma assertividade de 86% com 94% de sensibilidade e 68% de especificidade. A associação do diagnóstico da imagem a uma base de conhecimentos foi considerada por Alcon et al. (2009) como importante para evitar falsos positivos.

#### 2.3.4 Comparativo entre as características dos trabalhos correlatos

A partir das informações obtidas com os trabalhos correlatos, foi montado o Quadro 2 com as principais características dos mesmos.

Quadro 2 - Características dos trabalhos correlatos

Características / trabalhos relacionados	Pradi (2012)	Cavalcanti e Sharcanski (2011)	Alcon et al (2009)
Pré-Processamento	Limiar de tonalidades que se destacam no histograma do canal azul. Abertura da imagem para suavizar.	Atenuar sombras com normalização buscando tonalidade padrão da sombra nos cantos.	Normalização da imagem utilizando o a tonalidade predominante no histograma cinza.
Método de Segmentação	Método <i>findContours</i> da biblioteca OpenCV para localizar contornos.	Busca do maior desvio de tonalidade partindo do centro da imagem para localizar limites da lesão.	Busca por regiões com maior desvio de tonalidade.
Assertividade	90%	96,71%	86%
Sensibilidade	93,02%	96,37%	94%
Especificidade	86,95%	91,46%	68%

Fonte: elaborado pelo autor.

A partir do Quadro 2, conclui-se que o método aplicado por Cavalcanti e Sharcanski (2011) alcançou melhores resultados em assertividade, sensibilidade e especificidade. Os três autores se preocuparam com a redução de ruídos causados pela iluminação irregular. O método de pré-processamento proposto por Cavalcanti e Sharcanski (2011) se mostra mais eficiente na tratativa da iluminação, pois gera um modelo da iluminação com base em uma amostra da imagem em que não há interferência da lesão.

O método de segmentação apresentado por Pradi (2012) se mostrou eficiente, porém, ela depende fortemente da representação da lesão no canal de cor azul. O sombreamento nas imagens afeta diretamente o resultado da segmentação e conseqüentemente o restante do diagnóstico.

O ponto forte do método proposto por Alcon et al (2009) é o uso de uma rede neural para realizar uma avaliação após o diagnóstico da imagem. Com esta abordagem são eliminados falso-positivos e o resultado de sensibilidade ficou consideravelmente melhorado.

### 3 DESENVOLVIMENTO

Neste capítulo são demonstradas as etapas do desenvolvimento do método proposto. Na seção 3.1 são apresentados os principais requisitos. A seção 3.2 demonstra a especificação do método. A seção 3.3 apresenta de forma detalhada a implementação do método. Por fim, a seção 3.4 apresenta os resultados dos testes realizados e melhorias possíveis.

#### 3.1 REQUISITOS DO MÉTODO

Os Requisitos Funcionais (RF) e Requisitos Não Funcionais (RNF) do aplicativo são:

- a) permitir o cadastro de pacientes (RF);
- b) permitir ao usuário tirar fotos do corpo a partir da câmera de um dispositivo móvel (RF);
- c) permitir ao usuário visualizar o resultado do método de normalização da iluminação (RF);
- d) permitir ao usuário visualizar o resultado do método de segmentação, destacando as lesões cutâneas (RF);
- e) ser desenvolvido para a plataforma Windows 10 (RNF);
- f) ser desenvolvido utilizando a biblioteca OpenCV (RNF);
- g) ser implementado utilizando a linguagem de programação C# (RNF).

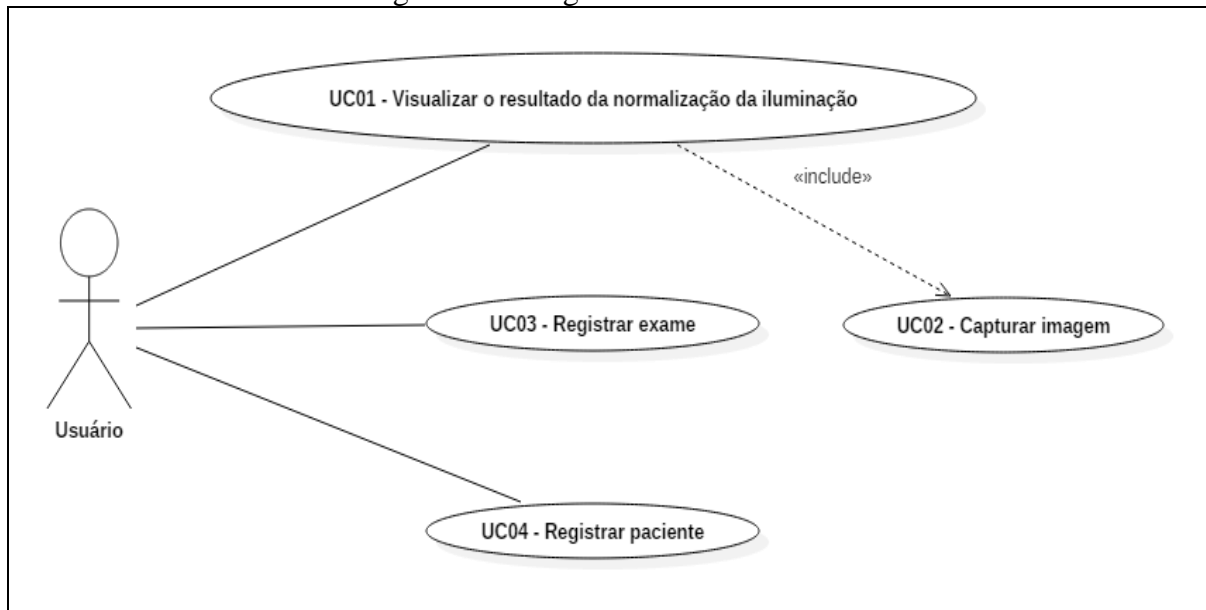
#### 3.2 ESPECIFICAÇÃO

A especificação do protótipo foi representada através da Unified Modeling Language (UML), utilizando a ferramenta Star UML. Neste trabalho foram desenvolvidos os diagramas de casos de uso e de atividades.

##### 3.2.1 Diagrama de casos de uso

Nesta seção é apresentado o diagrama de casos de uso, exibido na Figura 12. Identificou-se apenas um ator, denominado *Usuário*, o qual utiliza todas as funcionalidades.

Figura 12 - Diagrama de casos de uso



Fonte: elaborado pelo autor.

O caso de uso UC01 - Visualizar o resultado da normalização da iluminação diz respeito ao comportamento de visualizar o resultado da imagem após a etapa de normalização da iluminação e segmentação da lesão cutânea. A imagem capturada é submetida ao método de normalização da iluminação e o resultado da normalização é apresentado em tela para o usuário.

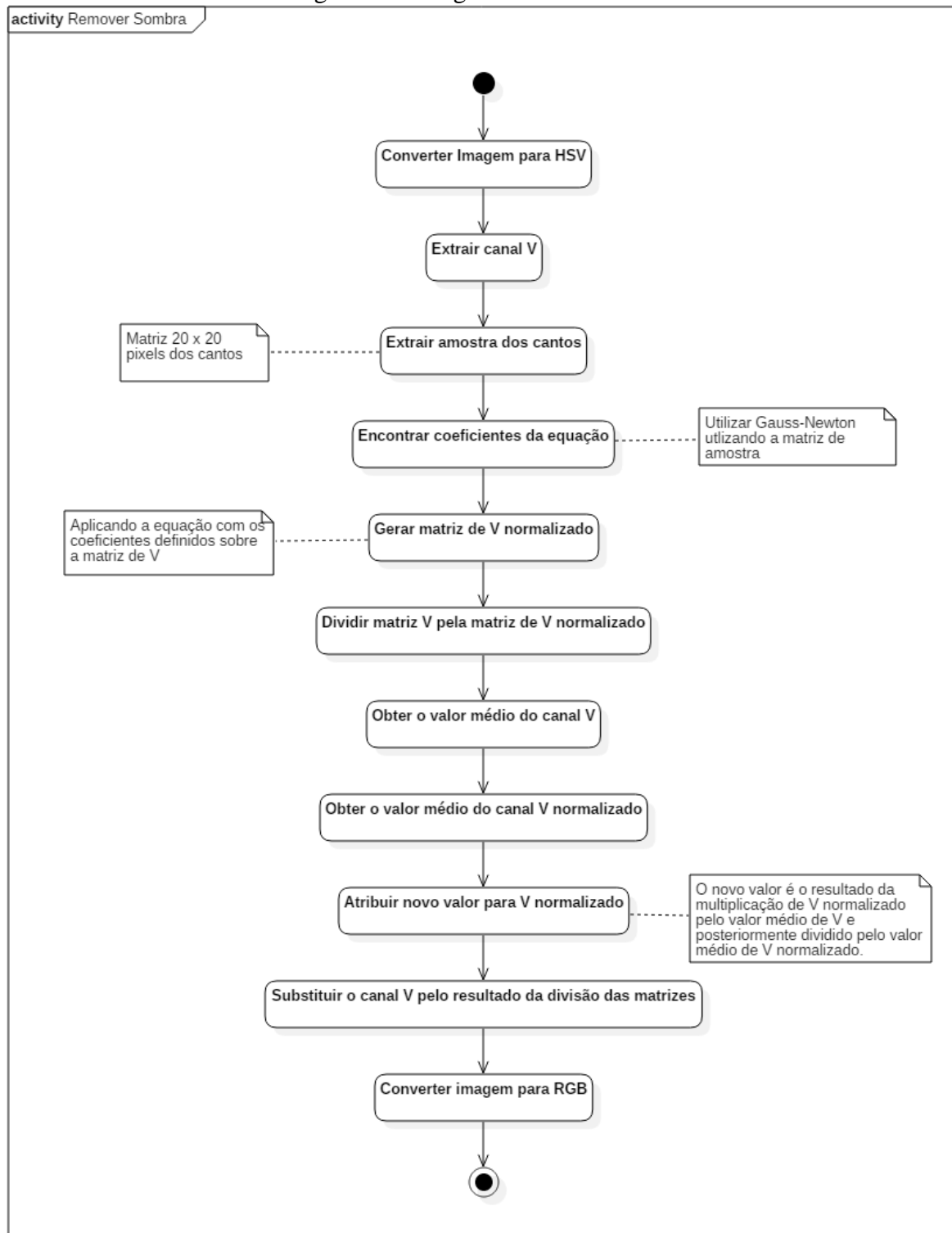
O caso de uso UC02 - Capturar imagem diz respeito a funcionalidade de capturar uma imagem para o processamento através da galeria de imagens ou da câmera do dispositivo. A aplicação solicita ao usuário qual é a opção de captura pretendida e apresenta a interface correspondente. A imagem capturada é associada ao exame. O registro do exame é representado pelo caso de uso UC03 - Registrar exame, que diz respeito a funcionalidade de realizar o registro de um novo exame.

O cadastro do paciente está representado no caso de uso UC04 - Registrar paciente. Trata-se da funcionalidade de cadastrar o paciente associando os dados cadastrais do mesmo. Os exames são associados ao perfil do paciente cadastrado neste caso de uso.

### 3.2.2 Diagrama de atividades

O diagrama de atividades demonstra o fluxo dos processos realizados pelo método para normalizar a luminosidade na imagem. A Figura 13 apresenta o diagrama com as atividades que o método realiza a partir de uma imagem de entrada.

Figura 13 - Diagrama de atividades



Fonte: elaborado pelo autor.

Conforme apresentado na Figura 13, a primeira tarefa a ser executada é a conversão da imagem do sistema de cores RGB para o sistema HSV. Com a imagem convertida, são separados os canais de cor. No algoritmo desenvolvido é utilizado apenas o canal de cor V, pois ele contém a maior representatividade da iluminação da imagem. Do canal de cor V são extraídas quatro matrizes de 20 por 20 pixel. Espera-se que esta amostra de 1600 pixel

contenha apenas a pele. A etapa seguinte se trata do balanceamento da equação que representa o sombreamento padrão da imagem. Para realizar o balanceamento é utilizado o método matemático Gauss-Newton utilizando a matriz de amostra para realização das iterações e verificação do erro mínimo.

Com a equação devidamente balanceada é gerada uma nova matriz do mesmo tamanho da matriz do canal V. Os valores desta matriz são os valores resultantes da aplicação da equação balanceada na etapa anterior. Desta forma, tem-se uma matriz que representa o valor do sombreamento natural da imagem, sem o efeito da lesão cutânea.

A etapa seguinte consiste na divisão dos valores do canal V original pelos valores do canal V normalizado. Desta forma, obtém-se o valor do canal V sem o efeito do sombreamento natural.

Como efeito colateral da etapa anterior ocorre um desvio da coloração original da imagem. Para corrigi-lo, são realizados três passos. Primeiramente, se obtém o valor médio do canal V e do canal V normalizado. De posse destes valores, o canal V normalizado recebe um novo valor. Este valor é resultado da multiplicação do valor atual pelo valor médio do canal V original e posterior divisão pelo valor médio de V normalizado.

Finalmente, realiza-se a substituição do valor do canal V pelo valor do canal V normalizado. Desta forma, obtém-se a imagem sem o efeito do sombreamento e com a coloração mais próxima à original. A imagem é convertida do sistema de cor HSV para o sistema de cor RGB.

### 3.3 IMPLEMENTAÇÃO

A seguir são apresentadas as técnicas, ferramentas utilizadas e operacionalidade da implementação. A seção 3.3.1 descreve de forma detalhada as técnicas e ferramentas utilizadas. A seção 3.3.2 mostra a operacionalidade da implementação.

#### 3.3.1 Técnicas e ferramentas utilizadas

Para o desenvolvimento do método foi utilizado o ambiente de desenvolvimento Microsoft Visual Studio 2015. Foram utilizadas as linguagens de programação C# (C-Sharp), para interface do usuário e captura de imagem e C++ (C-Plus Plus), para o processamento da imagem. Abaixo estão listadas as tecnologias utilizadas:

- a) OpenCV: É uma biblioteca de visão computacional para linguagem C++. A biblioteca contém uma série de algoritmos e estruturas para o processamento de imagem. Neste projeto foram utilizados algoritmos para conversão do sistema de

cor, separação dos canais, operações morfológicas entre outros presentes na versão 3.1.0 desta biblioteca;

- b) Universal Windows Platform (UWP): Plataforma da Microsoft construída sobre o framework .Net. A plataforma é utilizada para o desenvolvimento de interfaces para aplicativos Windows 10. A plataforma foi utilizada neste projeto para concepção da interface, tendo como plataforma de destino a build 10586 do Windows 10;
- c) SQLite: Biblioteca aberta que implementa um banco de dados relacional. É amplamente utilizada como solução de banco de dados em dispositivos móveis, por ser facilmente configurada e armazenar os dados em um único arquivo no espaço de armazenamento local da aplicação;
- d) Entity Framework 7: É um framework voltado para a plataforma .Net que faz o mapeamento dos objetos para as tabelas do banco de dados relacional. Desta forma não é necessário gerar código específico para o acesso aos dados, ficando esta responsabilidade por conta do framework. O framework foi utilizado neste projeto para armazenar e gerenciar os exames e dados associados a ele.

As próximas seções detalham as etapas realizadas pelo método para normalizar a iluminação em imagens de lesões cutâneas conforme representado no diagrama de atividades apresentado na Figura 13. Entretanto, no Apêndice A está descrito um método alternativo, que foi implementado, porém, não apresentou bons resultados em relação à normalização da iluminação.

### 3.3.1.1 Conversão do sistema de cor para HSV e extração do canal de cor V

Para normalizar a iluminação da imagem é necessário obter a melhor representação da intensidade da iluminação na imagem. A iluminação é melhor representada no sistema de cor HSV onde o canal V corresponde à intensidade da cor. Antes de realizar a conversão é realizada uma cópia em memória da imagem original, conforme pode ser visto no Quadro 3 na linha 01. Esta cópia será utilizada para realização das transformações no decorrer do algoritmo. A conversão do sistema de cor é realizada através da função `cvtColor`. A conversão do sistema de cor foi implementada conforme demonstrado na linha 02 do Quadro 3.

**Quadro 3 - Código responsável pela conversão do sistema de cor para HSV**

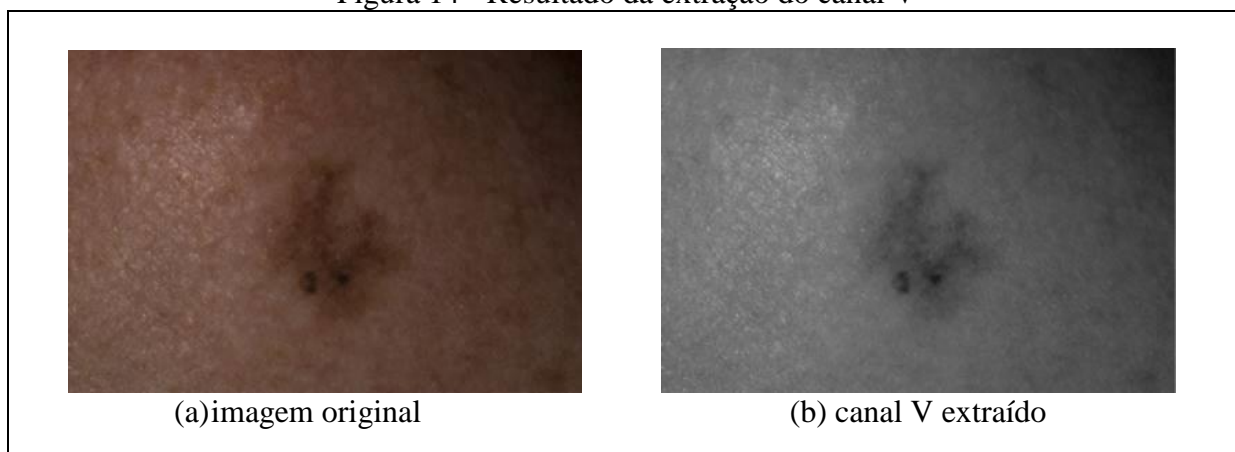
01.	<code>//Guardará a imagem com a remoção da sombra, porém, sem a correção da cor. Imagem com maior contraste entre pele e lesão. highContrast = originalImage.clone();</code>
02.	<code>//Converte o sistema de cor de RGB para HSV cv::cvtColor(highContrast, highContrast, CV_BGR2HSV);</code>
03.	<code>//Separar o canal de cor V std::vector&lt;cv::Mat&gt; planes;</code>
04.	<code>cv::split(highContrast, planes);</code>
05.	<code>cv::Mat v_channel = planes[2].clone();</code>

Fonte: elaborado pelo autor.

Para separar os canais de cor foi utilizada a função `split`. O canal V é o canal de índice 2. Por fim, o canal é armazenado na variável `v_channel`, conforme pode ser visto na linha 05 do Quadro 3.

O resultado da extração do canal V pode ser visto na Figura 14, onde a imagem original é representada pela Figura 14a e o canal de cor V pode ser visualizado na Figura 14b.

**Figura 14 - Resultado da extração do canal V**



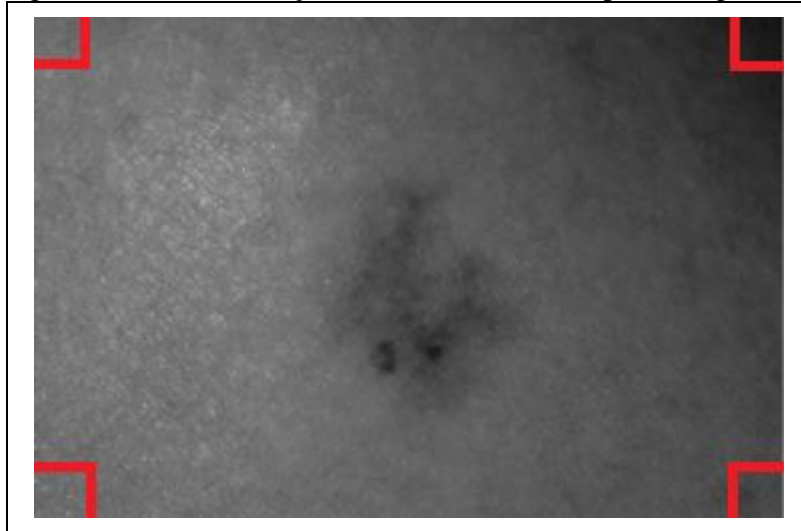
Fonte: elaborado pelo autor.

### 3.3.1.2 Extraindo a matriz de amostra

O algoritmo espera que as 4 extremidades da imagem contenham uma amostra da pele com incidência do sombreamento natural e sem a distorção realizada pela lesão cutânea. Sendo assim, são extraídas 4 amostras de 20 por 20 pixel das extremidades. O algoritmo considera somente os valores do canal V para obtenção desta amostra. A Figura 15 apresenta de forma gráfica quais são as regiões de interesse para obtenção da amostra.



Figura 15 - Demonstração da amostra extraída para o algoritmo



Fonte: elaborado pelo autor.

Para facilitar a utilização da amostra na etapa seguinte, a extração desta matriz é feita para preencher duas matrizes, conforme demonstrado no Quadro 4. A primeira matriz é representada pela variável `inputs` e recebe os valores das coordenadas do pixel. A segunda matriz é representada pela variável `outputs` e recebe o valor de `V` na posição correspondente às coordenadas.

Quadro 4 - Código responsável pela extração da matriz de amostra

```

01. //Contador para quantidade de outputs
    int total_data = 0;

    //valores de x e y para a função
02. cv::Mat inputs(1600, 2, CV_64F);
    //valor do canal V
03. cv::Mat outputs(1600, 1, CV_64F);

    //Separa matriz de 20x20 dos 4 cantos da imagem. Atribuindo inputs e
    outputs
04. for (int x = 0; x < 20; x++) {
05.     for (int y = 0; y < 20; y++) {
06.         inputs.at<double>(total_data, 0) = x;
07.         inputs.at<double>(total_data, 1) = y;
08.         outputs.at<double>(total_data, 0) =
                                highContrast.at<cv::Vec3b>(x, y)[2];
09.         total_data++;
10.     }
11. }

```

Fonte: elaborado pelo autor.

Nas linhas de 04 a 11 do Quadro 4 existe um laço que percorre um dos quatro cantos atribuindo as informações das coordenadas `x` e `y` à matriz `inputs` e o valor de `V` à matriz `outputs`. As matrizes `inputs` e `outputs` serão utilizadas na etapa seguinte para o balanceamento dos coeficientes da equação.

### 3.3.1.3 Encontrar os coeficientes da equação

Esta é a etapa fundamental do algoritmo. A matriz de amostra é utilizada para balancear os coeficientes da equação que servirá de modelo matemático para a iluminação da imagem. No Quadro 5 é apresentada a implementação da função.

**Quadro 5 - Código que implementa a equação modelo da iluminação**

	<code>//Função utilizada para gerar o modelo da iluminação da imagem</code>
01.	<code>double Func(const cv::Mat &amp;input, const cv::Mat &amp;params)</code>
02.	<code>{</code>
03.	<code>    double A = params.at&lt;double&gt;(0, 0);</code>
04.	<code>    double B = params.at&lt;double&gt;(1, 0);</code>
05.	<code>    double C = params.at&lt;double&gt;(2, 0);</code>
06.	<code>    double D = params.at&lt;double&gt;(3, 0);</code>
07.	<code>    double E = params.at&lt;double&gt;(4, 0);</code>
08.	<code>    double F = params.at&lt;double&gt;(5, 0);</code>
09.	
10.	<code>    double x = input.at&lt;double&gt;(0, 0);</code>
11.	<code>    double y = input.at&lt;double&gt;(0, 1);</code>
12.	
13.	<code>    return A*pow(x, 2) + B*pow(y, 2) + C*x*y + D*x + E*y + F;</code>
14.	<code>}</code>

Fonte: elaborado pelo autor.

Para realizar o balanceamento dos coeficientes A, B, C, D, E e F foi implementado o método iterativo Gauss-Newton. A chamada para o método é apresentada no Quadro 6, na linha 09.

**Quadro 6 - Código responsável pela chamada do método Gauss-Newton**

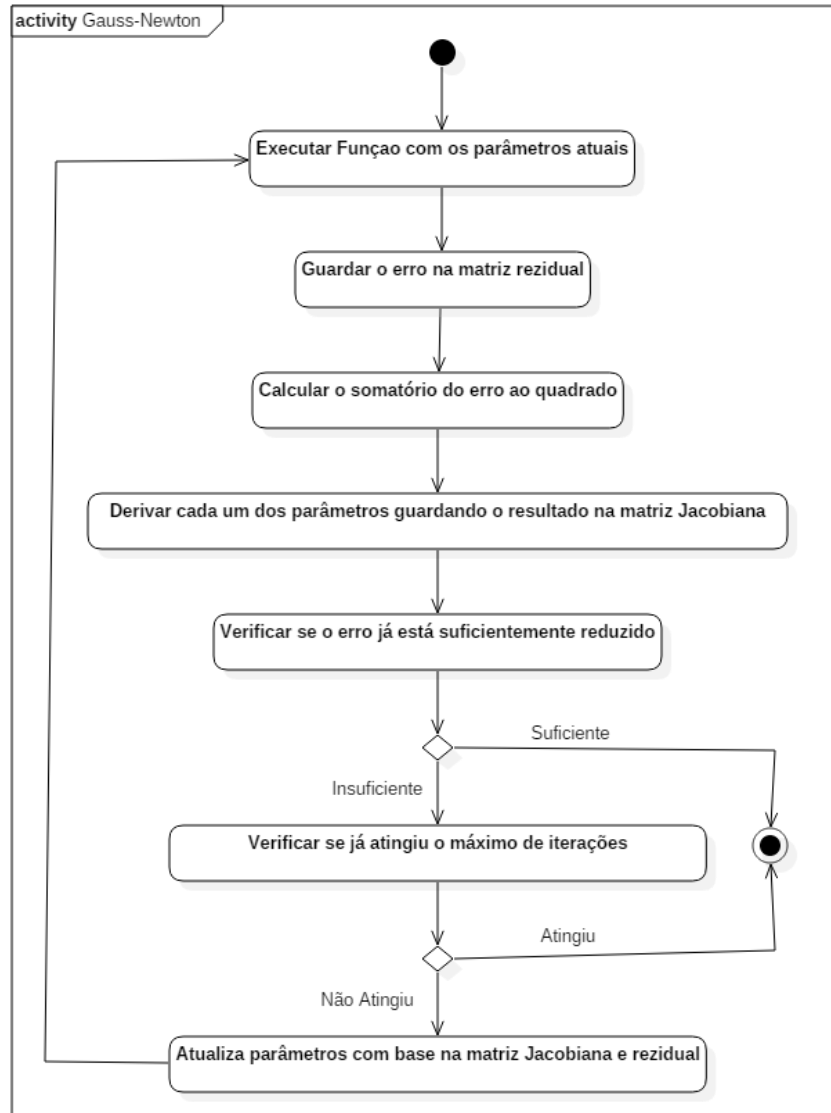
	<code>//São definidos os 6 parâmetros com um chute inicial</code>
01.	<code>cv::Mat params(6, 1, CV_64F);</code>
02.	<code>params.at&lt;double&gt;(0, 0) = 1;</code>
03.	<code>params.at&lt;double&gt;(1, 0) = 1;</code>
04.	<code>params.at&lt;double&gt;(2, 0) = 1;</code>
05.	<code>params.at&lt;double&gt;(3, 0) = 1;</code>
06.	<code>params.at&lt;double&gt;(4, 0) = 1;</code>
07.	<code>params.at&lt;double&gt;(5, 0) = 1;</code>
	<code>//Chamada da função GaussNewton para balanceamento dos 6 parâmetros</code>
08.	<code>DermanosticImage::MathHelper *mathHelper = new MathHelper();</code>
09.	<code>mathHelper-&gt;GaussNewton(Func, inputs, outputs, params);</code>

Fonte: elaborado pelo autor.

Para o método Gauss-Newton são passados como parâmetro as matrizes input e output que foram carregadas anteriormente, a função que deverá ser balanceada e uma nova matriz que contém os coeficientes. Esta matriz ficará armazenada na variável params, conforme definido na linha 01 do Quadro 6. Como pode ser observado no Quadro 6, os parâmetros são inicializados com o valor 1, sendo este o primeiro palpite que o método verificará.

O método de Gauss-Newton é um método iterativo para encontrar o mínimo quadrado de funções não-lineares. O diagrama de atividades apresentado na Figura 16 mostra de maneira macro as iterações deste método.

Figura 16 - Diagrama de atividades do método de Gauss-Newton



Fonte: elaborado pelo autor.

Como etapa inicial, o método executa a função com os parâmetros estabelecidos. O resultado da função é então comparado com o resultado esperado e o erro armazenado na matriz residual. No Quadro 7 é apresentada a implementação destas etapas. Também é mostrado o cálculo do somatório do quadrado dos erros encontrados e armazenado na variável mse.

Quadro 7 - Código responsável pelo cálculo do desvio da função

01.	<code>cv::Mat r(m, 1, CV_64F);</code>
02.	<code>...</code>
03.	<code>r.at&lt;double&gt;(j, 0) = outputs.at&lt;double&gt;(j, 0) - Func(input, params);</code>
04.	<code>mse += r.at&lt;double&gt;(j, 0)*r.at&lt;double&gt;(j, 0);</code>

Fonte: adaptado de Ho (2011).

Na sequência o algoritmo deriva os parâmetros da função e guarda o resultado na matriz Jacobiana. No Quadro 8 é apresentado o código que itera sobre os parâmetros guardando o resultado da derivação na matriz `jacobiana`. No Quadro 9 está a transcrição do código que realiza a derivação.

Quadro 8 - Código que deriva os parâmetros e armazena na matriz `jacobiana`

```
01. for (int k = 0; k < num_params; k++) {
02.     Jf.at<double>(j, k) = Deriv(Func, input, params, k);
03. }
```

Fonte: adaptado de Ho (2011).

Quadro 9 - Código que deriva os parâmetros

```
01. cv::Mat params1 = params.clone();
02. cv::Mat params2 = params.clone();
03.
04. params1.at<double>(n, 0) -= DERIV_STEP;
05. params2.at<double>(n, 0) += DERIV_STEP;
06.
07. double p1 = Func(input, params1);
08. double p2 = Func(input, params2);
09.
10. double d = (p2 - p1) / (2 * DERIV_STEP);
11.
12. return d;
```

Fonte: adaptado de Ho (2011).

A próxima etapa executada pelo algoritmo é verificar se a rotina já chegou a um erro mínimo aceitável. Se a rotina já atingiu o valor aceitável para o erro então ela se encerra. Caso contrário, novos valores são atribuídos aos parâmetros com base nos valores da matriz residual e da matriz jacobiana. A Figura 17 apresenta a fórmula utilizada para atualização dos parâmetros, onde  $J_f$  é a matriz jacobiana,  $r$  é a matriz residual,  $T$  é a transposta e  $-1$  é a inversa.

Figura 17 - Fórmula para cálculo da matriz delta

$$\Delta = (J_f^T J_f)^{-1} J_f^T r$$

Fonte: Ho (2011).

No Quadro 10 constam as linhas de 01 a 04 que demonstram o teste do erro aceitável para o fim da rotina. Nas linhas 05 a 06 está a implementação responsável pela atualização dos parâmetros. Para tal é utilizada a matriz armazenada na variável `delta`. Por fim, a matriz `delta` é somada a matriz com os parâmetros atuais.

**Quadro 10 - Código responsável por atualizar os parâmetros**

```

01.  if (fabs(mse - last_mse) < 1e-8) {
02.      success = true;
03.      break;
04.  }

05.  cv::Mat delta = ((Jf.t()*Jf)).inv() * Jf.t()*r;
06.  params += delta;

```

Fonte: adaptado de Ho (2011).

### 3.3.1.4 Gerar matriz da iluminação normal

Depois de definir os coeficientes A, B, C, D, E e F para a função modelo, é criada uma nova matriz com as mesmas dimensões do canal V. Os valores desta matriz serão os valores resultantes da aplicação da equação para as coordenadas  $x$  e  $y$ .

No Quadro 11 está transcrita a implementação que recupera os valores dos coeficientes balanceados e utiliza a função para atribuir os valores resultantes na variável `normalized_HSV`.

**Quadro 11 - Código responsável pela criação da matriz com os valores da iluminação padrão**

```

//Recuperando os valores obtidos para os parâmetros
01.  double A = params.at<double>(0, 0);
02.  double B = params.at<double>(1, 0);
03.  double C = params.at<double>(2, 0);
04.  double D = params.at<double>(3, 0);
05.  double E = params.at<double>(4, 0);
06.  double F = params.at<double>(5, 0);

//Criada nova matriz com os valores resultantes da aplicação da
função com os valores balanceados
07.  cv::Mat normalized_HSV = highContrast.clone();

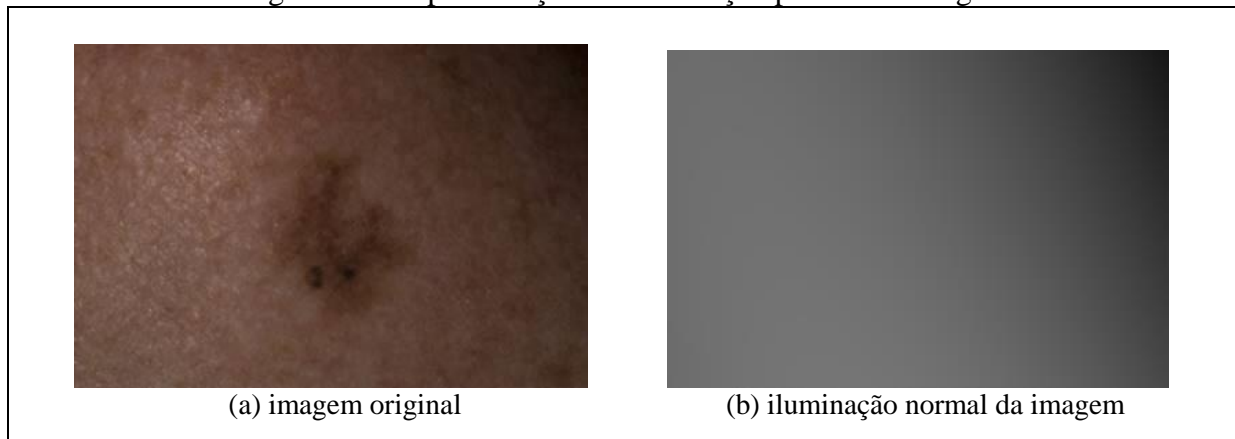
08.  for (int x = 0; x < normalized_HSV.rows - 1; x++) {
09.      for (int y = 0; y < normalized_HSV.cols - 1; y++) {
10.          double value = normalized_HSV.at<cv::Vec3b>(x, y)[2];
11.          double normalizedValue = (A*pow(x, 2) + B*pow(y, 2) +
C*x*y + D*x + E*y + F);
12.          normalized_HSV.at<cv::Vec3b>(x, y)[2] = normalizedValue;
13.      }
14.  }

```

Fonte: elaborado pelo autor.

O resultado obtido através do algoritmo implementado no Quadro 11 é apresentado na Figura 18b. Este resultado é obtido através do processamento da imagem apresentada na Figura 18a.

Figura 18 - Representação da iluminação padrão da imagem



Fonte: elaborado pelo autor.

### 3.3.1.5 Removendo o efeito da sombra na imagem

Com a matriz que representa a iluminação padrão da imagem é possível anular o efeito do sombreado na imagem original. Isto é feito dividindo a matriz que possui os valores originais de V pela matriz que possui os valores de V normalizados. A implementação desta etapa é apresentada no Quadro 12.

Quadro 12 - Código responsável pela normalização da iluminação na imagem

```

01. cv::split(normalized_HSV, planes);
02. cv::Mat v_normalized = planes[2].clone();

//Realizada divisão do valor de V pelo valor de V normalizado
03. cv::divide(v_channel, v_normalized, highContrast, 256.0,
              planes[2].depth());

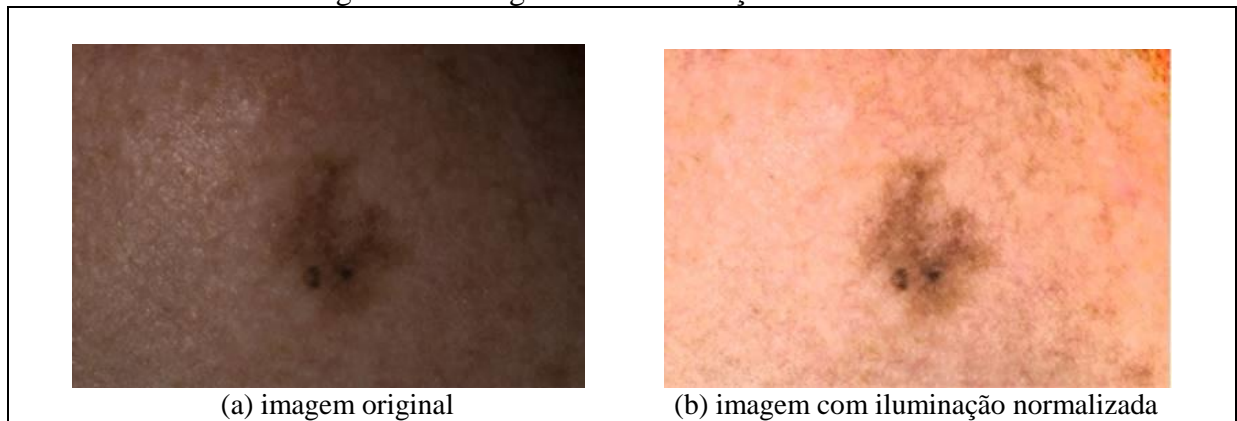
//A imagem é atribuída ao atributo highContrast pois já é a imagem
sem a sombra, porém, sem ter a cor corrigida. Esta imagem apresenta
maior contraste entre a lesão e a pele
04. planes[2] = highContrast;
05. cv::merge(planes, highContrast);
06. cv::cvtColor(highContrast, highContrast, CV_HSV2BGR);

```

Fonte: elaborado pelo autor.

A imagem resultante é armazenada na variável `highContrast` e convertida novamente para RGB. Esta imagem está livre do sombreado e apresenta maior contraste entre a lesão e a pele. Ocorre, porém, que a imagem apresenta distorção nas cores, conforme pode ser observado na Figura 19b. A Figura 19b representa o resultado do algoritmo para a imagem de entrada apresentada na Figura 19a.

Figura 19 - Imagem com iluminação normalizada



Fonte: elaborado pelo autor.

Para corrigir a cor da imagem o algoritmo realiza mais três etapas. A obtenção do valor médio dos canais V original, a obtenção do valor médio de V normalizado e a obtenção do novo valor de V normalizado. O novo valor de V normalizado é obtido através da multiplicação do valor de V normalizado pela média de V original. O valor resultante é dividido pelo valor médio de V normalizado. No Quadro 13 está a implementação do código que realiza esta operação. Nas linhas 05 e 06 são obtidos os valores médios utilizando a função `mean`. Nas linhas de 09 a 14 o novo valor de V normalizado é atribuído.

Quadro 13 - Código responsável pela correção da cor

```

01. //Etapa para normalizar a cor após remoção da sombra
02. shadingAttenuated = highContrast.clone();
03. cv::cvtColor(shadingAttenuated, shadingAttenuated, CV_BGR2HSV);
03. cv::split(shadingAttenuated, planes);

04. v_normalized = planes[2];

//Buscar o valor médio do canal V original e do canal V normalizado
05. cv::Scalar normalizedMean = cv::mean(v_normalized);
06. float normalizedMeanFloat = normalizedMean.val[0];

07. cv::Scalar originalMean = cv::mean(v_channel);
08. float originalMeanFloat = originalMean.val[0];

//Calcula no novo valor de V normalizado ((V normalizado)* (média de
//V original))/(média de V normalizado)
09. for (int x = 0; x < shadingAttenuated.rows - 1; x++) {
10.     for (int y = 0; y < shadingAttenuated.cols - 1; y++) {
11.         double value = shadingAttenuated.at<cv::Vec3b>(x, y)[2];
12.         shadingAttenuated.at<cv::Vec3b>(x, y)[2] =
13.             ((value*originalMeanFloat) / normalizedMeanFloat);
14.     }
14. }

```

Fonte: elaborado pelo autor.

A etapa final do algoritmo é retornar a imagem ao seu sistema de cor original. A imagem fica armazenada em memória na variável `shadingAttenuated`, conforme pode ser visto no Quadro 14.

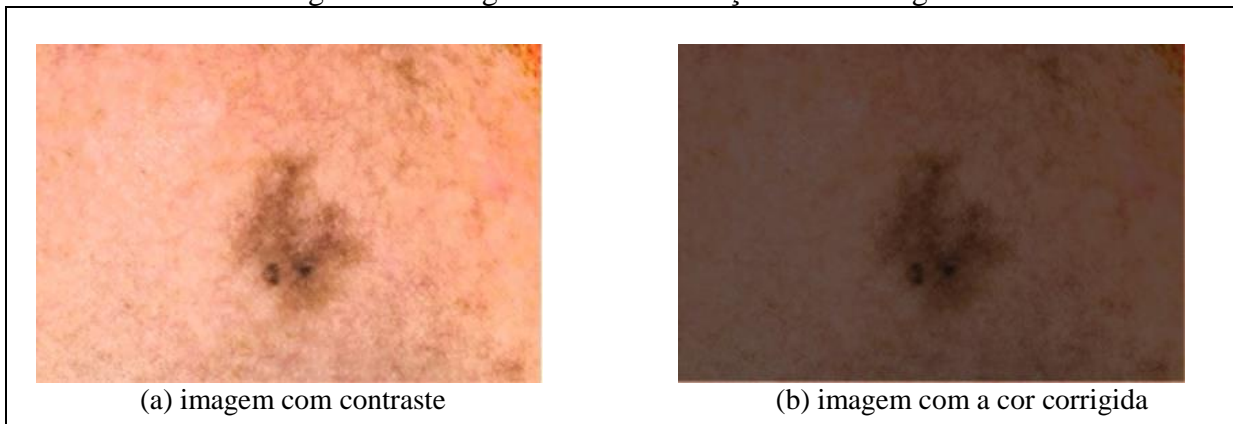
Quadro 14 - Código responsável por converter o sistema de cor de HSV para RGB

01.	<pre>//Converte sistema de cor de HSV para RGB cv::cvtColor(shadingAttenuated, shadingAttenuated, CV_HSV2BGR);</pre>
-----	--

Fonte: elaborado pelo autor.

As imagens com iluminação ficam disponíveis através dos métodos `getHighContrast` e `getShadingAttenuated`. Desta forma, poderá ser utilizada a imagem com maior contraste para realização da segmentação e a imagem com a cor corrigida para análise das características. Na Figura 20 é apresentada uma comparação entre a imagem com contraste, Figura 20a e a imagem com a cor corrigida, Figura 20b.

Figura 20 - Imagem com a iluminação e cor corrigida



Fonte: elaborado pelo autor.

### 3.3.2 Operacionalidade da implementação

Visto que o projeto desenvolvido neste trabalho é um método, as telas destinadas ao usuário têm o único propósito de testar o mesmo. A aplicação apresenta a mesma interface em dispositivos móveis e em computadores pessoais. Por este motivo, as telas são simplificadas e preparadas para funcionar através do toque na tela.

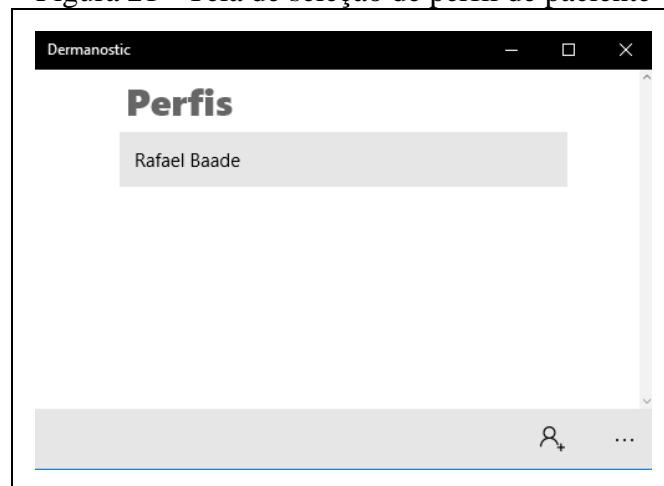
A aplicação permite ao usuário realizar o cadastro de perfis de pacientes e a realização de exames. Os exames são realizados com a captura de uma imagem através da câmera ou da galeria de imagens do dispositivo. Como resultado, são apresentadas para o usuário duas imagens: a imagem original e a imagem com a iluminação normalizada e lesão segmentada. As seções a seguir demonstram as operacionalidades de tais funcionalidades.

#### 3.3.2.1 Cadastro do perfil do paciente

A primeira tela apresentada é a tela de seleção do perfil do paciente. Nela, é possível selecionar um perfil cadastrado anteriormente ou iniciar o cadastro de um novo perfil. A Figura 21 apresenta a tela de seleção de perfil. Para criar um novo perfil, o usuário precisa clicar na opção correspondente na barra inferior.



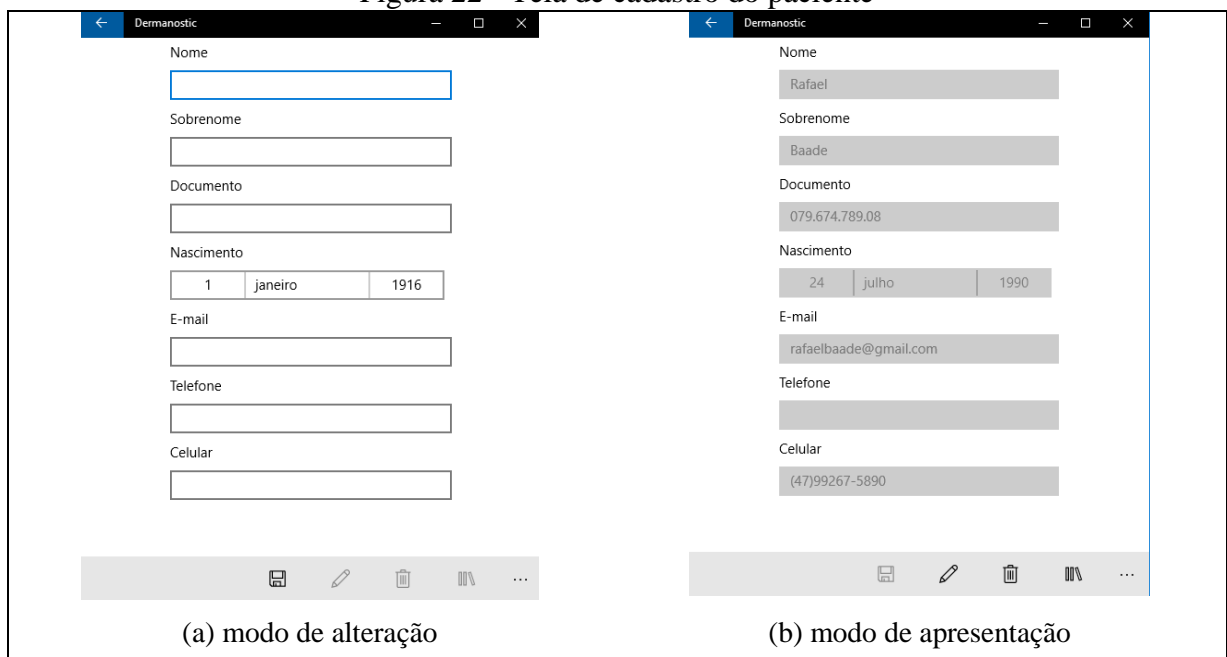
Figura 21 - Tela de seleção de perfil de paciente



Fonte: elaborado pelo autor.

A tela de cadastro do paciente permite cadastrar dados de contato do mesmo. A Figura 22a apresenta a tela de cadastro em modo de edição. A Figura 22b exibe a tela em modo de apresentação, onde a edição dos campos listados na tela fica bloqueada.

Figura 22 - Tela de cadastro do paciente



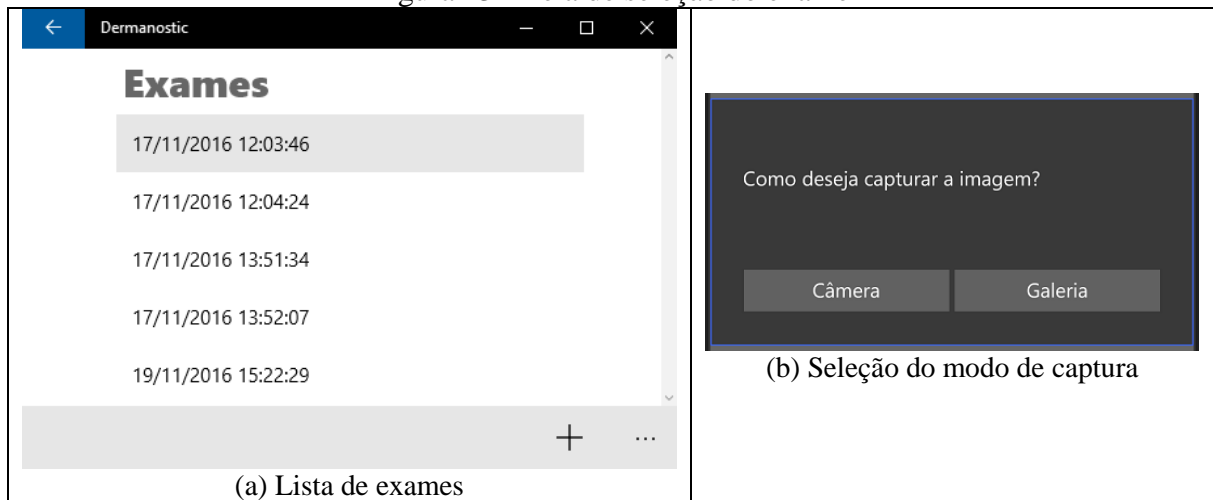
Fonte: elaborado pelo autor.

### 3.3.2.2 Cadastro dos exames

De forma semelhante a tela de seleção de perfil do paciente, há também a tela de seleção do exame. Nela, são exibidos apenas os exames relacionados ao paciente selecionado na tela anterior. É possível selecionar um exame previamente realizado ou incluir um novo exame através do botão na barra de comandos na parte inferior da tela. A Figura 23a apresenta a visão geral da tela de seleção do exame.

Ao utilizar a ação para incluir um novo exame, será apresentado um questionamento ao usuário quanto a origem da imagem que será utilizada no exame, conforme apresentado na Figura 23b. Caso a opção selecionada seja “galeria”, o usuário será direcionado ao seletor de arquivos para que selecione a imagem desejada. Caso a opção selecionada seja “câmera”, o usuário será direcionado à interface de captura da câmera.

Figura 23 - Tela de seleção do exame



Fonte: elaborado pelo autor.

A Figura 24a apresenta a interface disponibilizada para que o usuário utilize a câmera para capturar a imagem. Já a Figura 24b apresenta a interface disponibilizada para o usuário selecionar a imagem através do seletor de arquivos.

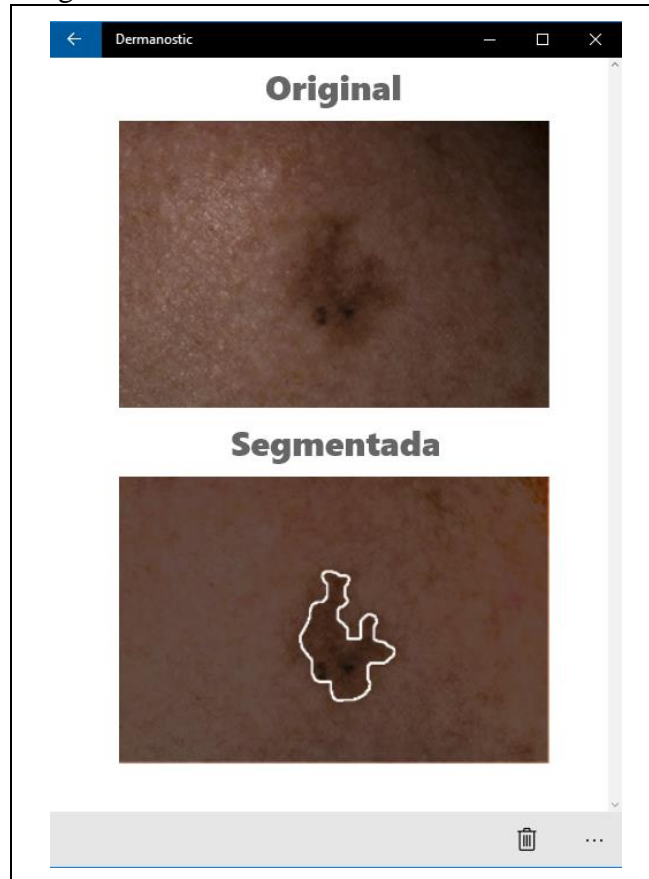
Figura 24 - Interface da captura de imagem



Fonte: elaborado pelo autor.

Depois de carregar a imagem, seja pela captura ou pelo seletor de arquivo, o usuário será direcionado à tela em que o resultado do exame é apresentado. A Figura 25 apresenta a interface com o resultado do exame.

Figura 25 - Interface com o resultado do exame



Fonte: elaborado pelo autor.

Na parte superior é apresentada a imagem original e na parte inferior é apresentada a imagem com a iluminação normalizada e com o contorno da lesão desenhado. O contorno é o resultado do método de segmentação de Pradi (2012) com uso da imagem com iluminação normalizada.

### 3.4 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Para validar o método desenvolvido, foram realizados testes sobre uma base de imagens disponibilizadas em Baade (2016). A seção 3.4.1 apresenta a forma como a base de imagens utilizadas no teste foi construída. A seção 3.4.2 apresenta os resultados obtidos quanto a normalização da iluminação. A seção 3.4.3 compara os resultados do método de segmentação utilizado por Pradi (2012) com a normalização da iluminação proposta neste trabalho e sem a normalização. A seção 3.4.4 apresenta os testes realizados com imagens capturadas a partir da câmera do dispositivo.







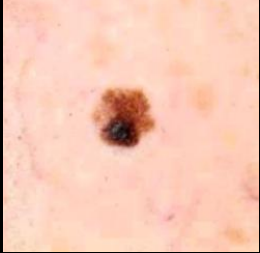


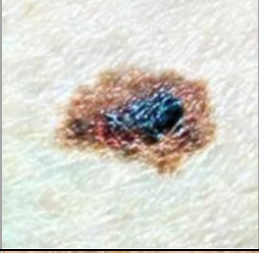
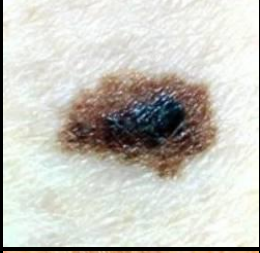
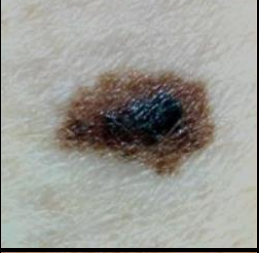












#### 3.4.1 Construção da base de imagens para realização dos testes

Para realização dos testes foi adotada como base a mesma base utilizada por Pradi (2012). A base conta com imagens previamente classificadas por especialistas como benignas e malignas. A base conta com um total de 63 imagens que foram utilizadas para comparação apresentada na seção 3.4.3. A base utilizada está disponível em Baade (2016). Para realização dos testes de normalização da iluminação foram selecionadas 8 das imagens que apresentavam maior variação da iluminação, tendo como objetivo deixar mais visível o resultado do método implementado.

#### 3.4.2 Validação da normalização da iluminação

Da amostragem inicial, 6 imagens tiveram a iluminação corrigida com sucesso e 2 apresentaram anomalias após a correção. Os resultados que tiveram a correção da iluminação realizada com sucesso estão apresentados no Quadro 15. Onde, na primeira coluna estão as imagens originais. A segunda coluna apresenta o resultado da remoção do sombreamento utilizando o modelo gerado através da operação morfológica de fechamento, conforme método descrito no Apêndice A. Na terceira coluna estão as imagens depois do processo de normalização da imagem e, na quarta, as imagens com a iluminação normalizada e a cor corrigida.

Quadro 15 - Validação do método de normalização da iluminação

Imagem Original	Imagem Normalizada (Operação Morfológica)	Imagem Normalizada (método proposto)	Imagem normalizada com correção da cor
			
			
			
			
			
			

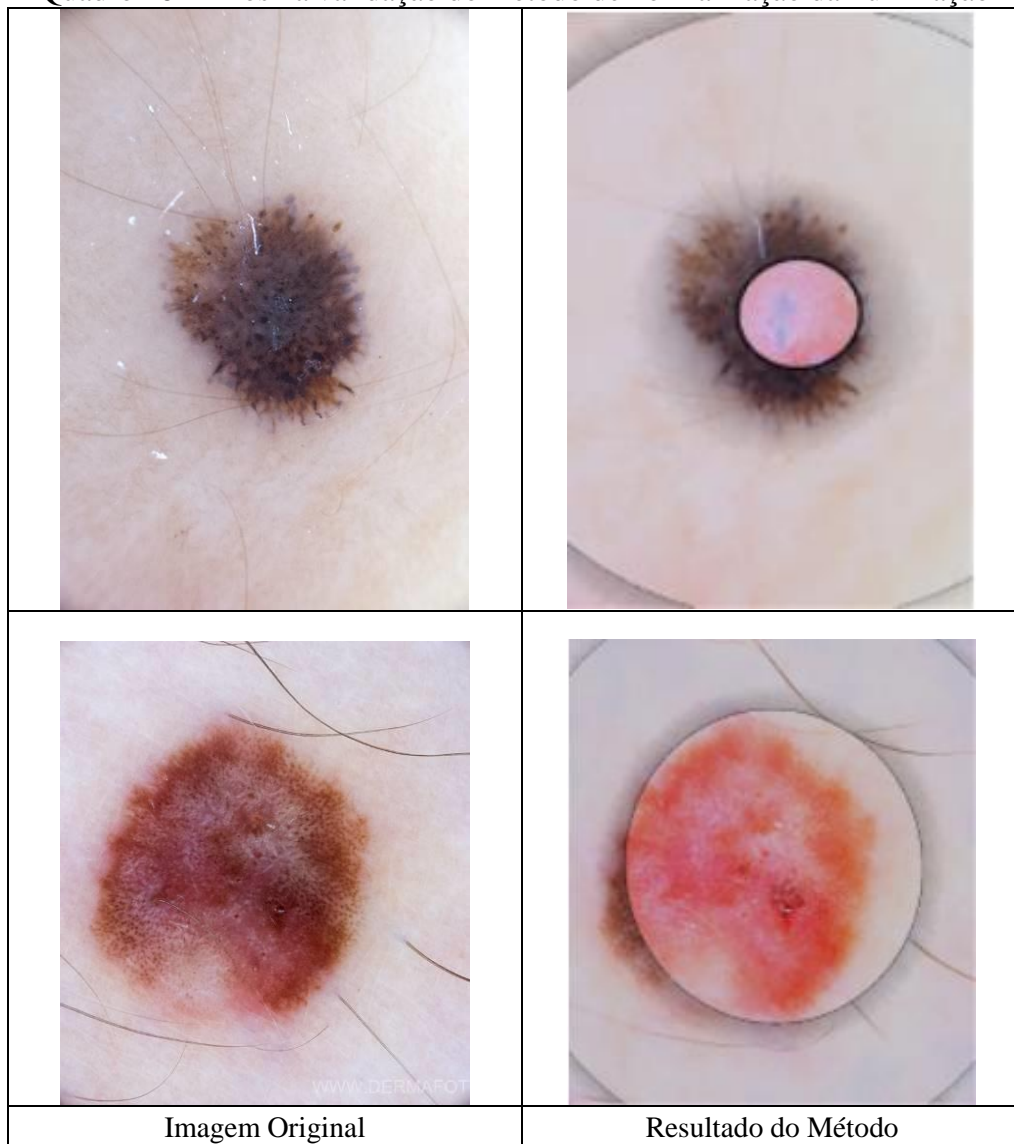
Fonte: elaborado pelo autor.

Através do Quadro 15 é possível observar que a normalização da iluminação com uso de um modelo matemático é mais adequada do que a normalização utilizando operação

morfológica. A imagem normalizada através de operação morfológica apresenta regiões escurecidas onde a imagem original é clara, além de alteração na coloração da lesão cutânea.

O Quadro 16 apresenta as imagens para as quais a aplicação do método de normalização de iluminação resultou em anomalias. Estes erros podem ocorrer, pois para o balanceamento é necessário um chute inicial, que pode levar a um balanceamento incorreto. Além disso, o método apresenta dificuldades quando a iluminação é pontual. O primeiro exemplo apresenta uma imagem com incidência de iluminação pontual. O segundo exemplo apresenta uma imagem com incidência de iluminação pontual e pelos na amostra utilizada para o balanceamento do modelo da iluminação.

Quadro 16 - Erros na validação do método de normalização da iluminação



Fonte: elaborado pelo autor.

Através da análise dos resultados apresentados no Quadro 15 pode-se concluir que o método de normalização da iluminação apresentou resultado satisfatório, com uma redução

considerável do sombreamento. Já o Quadro 16 apresenta as dificuldades que o método pode apresentar, ressaltando a importância da matriz de amostra utilizada no balanceamento.

### 3.4.3 Validação do resultado da segmentação utilizada por Pradi (2012)

Para validar o efeito do método de normalização da iluminação sobre o método de segmentação implementado por Pradi (2012) foi utilizada a base com 63 imagens disponíveis em Baade (2016). Foram avaliados os resultados da segmentação com e sem a normalização da iluminação. A Tabela 1 consolida os resultados obtidos com a análise das 63 imagens.

Tabela 1 - Efeito da normalização da iluminação sobre o método de segmentação



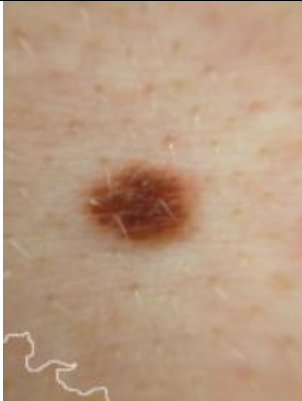
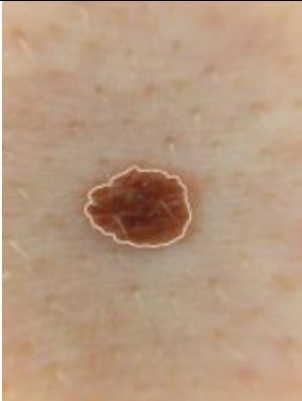




Pré-processamento	Acertos	Percentual de Acertos
Sem normalização da iluminação	35	55,55
Com normalização da iluminação	40	63,48
<b>Melhora no resultado</b>	<b>5</b>	<b>7,93%</b>

Fonte: elaborado pelo autor.

Considerando os resultados apresentados na Tabela 1, pode-se observar que o método de segmentação desenvolvido por Pradi (2012) teve uma melhora de 7,93% nos resultados, com o uso do método de normalização da iluminação desenvolvido neste trabalho.

O Quadro 17 apresenta os quatro casos em que a melhora no resultado foi mais significativa. Na primeira coluna se encontra o resultado da segmentação sem a normalização da iluminação e na segunda coluna está o resultado com a realização da normalização da iluminação.

Quadro 17 - Comparação do resultado da segmentação

Segmentação sem normalização da iluminação	Segmentação com normalização da iluminação
	
	
	
	

Fonte: elaborado pelo autor.





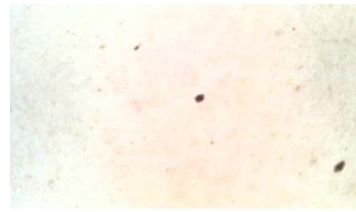













Os resultados apresentados na Tabela 1 e no Quadro 17 demonstram que o método de normalização da iluminação afetou de forma positiva o algoritmo de segmentação utilizado por Pradi (2012).



#### 3.4.4 Validação dos resultados com imagens capturadas através da câmera

Para testar o resultado da normalização com imagens obtidas através de dispositivo móvel, foram capturadas 6 imagens. As imagens foram capturadas sem preocupação com a iluminação ambiente ou uso de flash. A imagem não sofreu nenhum tipo de melhoria na iluminação antes de ser submetida ao algoritmo. O Quadro 18 apresenta as imagens capturadas na primeira coluna, o resultado da normalização da iluminação na segunda coluna e a imagem segmentada e com a cor corrigida na terceira coluna.

Quadro 18 - Imagens capturadas através de dispositivo móvel

Imagem original	Imagem com a normalização da iluminação	Imagem segmentada
		
		
		
		
		
		

Fonte: elaborado pelo autor.

Conforme pode ser visto no Quadro 18, o algoritmo conseguiu normalizar a iluminação corretamente e a segmentação foi realizada com sucesso. A correção da cor também foi realizada de forma a não apresentar grande distorção da cor da imagem original para a imagem resultante.

## 4 CONCLUSÕES

É fundamental para o sucesso do tratamento do melanoma que o diagnóstico seja precoce. Normalmente este diagnóstico é realizado por um especialista com uso de um dermatoscópio. A necessidade de um especialista e de equipamento específico dificulta a acessibilidade a um diagnóstico. Dado este cenário, torna-se de grande interesse a criação de ferramentas que permitam a realização do diagnóstico através de imagens obtidas a partir de câmeras comuns.

Ao trabalhar com imagens obtidas por câmeras comuns um dos principais fatores que dificultam o diagnóstico assertivo é a iluminação irregular. Sombreamentos são confundidos com a lesão na realização da segmentação. Na classificação da lesão o sombreamento interfere na classificação por alterar a coloração da lesão. Tendo em vista esta dificuldade é de grande valia o desenvolvimento de métodos para a normalização da iluminação em imagens de lesões cutâneas obtidas por câmera comum.

Este trabalho propôs o desenvolvimento de um método para normalização da iluminação em imagens de lesões cutâneas obtidas por câmera comum. O trabalho objetivou desenvolver um aplicativo móvel que permita capturar imagens de lesões cutâneas utilizando a câmera do dispositivo, apresentar o resultado da normalização da iluminação e confrontá-lo com a imagem original e verificar o impacto da normalização da iluminação no resultado da segmentação utilizado por Pradi (2012).

O método foi desenvolvido utilizando o ambiente de desenvolvimento Visual Studio 2015. Foram utilizadas as linguagens de programação C# para o desenvolvimento da interface do usuário e a linguagem C++ para o desenvolvimento do processamento da imagem. Para desenvolvimento da interface do usuário foi utilizada a plataforma Universal Windows Platform (UWP), pois ela permite atingir dispositivos móveis e *desktops* com um mesmo projeto. Para o processamento da imagem foi utilizada a biblioteca de visão computacional OpenCV em sua versão 3.1.0. Para o armazenamento das informações foi utilizado a biblioteca Entity Framework 7 com uso do banco de dados SQLite. As bibliotecas OpenCV e Entity Framework para plataforma UWP estão em versões de teste, tendo sido este um dos desafios enfrentados no desenvolvimento deste trabalho.

Os resultados obtidos nos testes realizados com o método de normalização da iluminação se mostraram satisfatórios. O método realiza a normalização da iluminação corretamente e apresentou uma melhora de 7,93% no resultado da segmentação através do método de segmentação implementado por Pradi (2012).

Por fim, conclui-se que o método desenvolvido poderá ser utilizado como base para outros trabalhos que tenham como foco a análise de lesões cutâneas tendo como entrada as imagens de lesões cutâneas obtidas através de câmeras comuns.

#### 4.1 LIMITAÇÕES

O método apresentou limitações na normalização de imagens que apresentem iluminação pontual. Nestes casos o modelo da iluminação é gerado de forma a causar anomalias na imagem, conforme é apresentado na Figura 26.

Figura 26 - Imagem com iluminação pontual

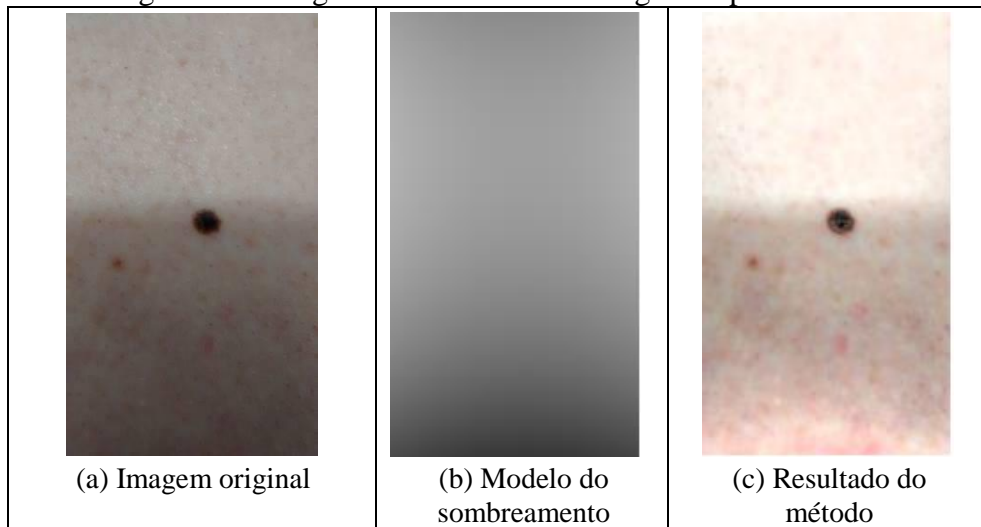


Fonte: elaborado pelo autor.

Outra limitação do método é a dependência dele com a amostragem extraída dos cantos da imagem. Quando a amostragem não representa a iluminação normal da imagem, sem interferência de elementos, como pelos, o modelo é gerado de forma incorreta.

O algoritmo não consegue estimar sombreamentos gerados por elementos externos, como no caso da imagem apresentada na Figura 27a. O sombreamento não é o sombreamento naturalmente causado pela curvatura do membro, mas sim pela câmera obstruindo a passagem da luz. O método estima a iluminação considerando apenas a curvatura do membro. O sombreamento gerado pela curvatura do membro é gradual, conforme apresenta a figura Figura 27b, que é o modelo do sombreamento gerado pela Figura 27a. Já o sombreamento gerado pela interferência de elementos externos termina de forma mais abrupta. A Figura 27c apresenta o resultado da aplicação do método. Observa-se que o sombreamento não é removido por completo.

Figura 27 - Imagem com sombreamento gerado pela câmera



Fonte: elaborado pelo autor.

## 4.2 EXTENSÕES

Como sugestões de extensões para o trabalho propõem-se:

- a) corrigir corretamente a iluminação quando se tratar de iluminação pontual;
- b) corrigir o sombreamento gerado por objetos externos;
- c) transformar o método para que seja possível utilizar em outras plataformas móveis;
- d) tratar ruídos como pelos na amostra utilizada para gerar o modelo da iluminação;
- e) permitir que o usuário visualize o resultado da normalização da iluminação em tempo real;
- f) analisar o impacto da normalização em outros métodos de segmentação;
- g) analisar o impacto da normalização da iluminação no resultado final do diagnóstico.

## REFERÊNCIAS

- ALCON J. F. et al. Automatic imaging system with decision support for inspection of pigmented skin lesions. **IEEE Journal Of Selected Topics In Signal Processing**, Lisboa, v. 3, n. 1, fev. 2009. Disponível em:  
<[http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=4786529&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs\\_all.jsp%3Farnumber%3D4786529](http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=4786529&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D4786529)>. Acesso em: 20 mar. 2016.
- BAADE, Rafael W. **Base de imagens para teste do método**, Blumenau, 2016 Disponível em:< <https://drive.google.com/drive/folders/0Bxxyl-9XzShN1BpVjYtcjF6V00?usp=sharing>>. Acesso em: 24 nov. 2016.
- CAVALCANTI, Pablo G. **Automated prescreening of melanocytic skin lesions using standard camera images**. 2013. 108 f. Tese (Doutorado em Ciências da Computação) – Programa de Pós-Graduação em Computação, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre. Disponível em:  
<<http://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/72926/000891180.pdf?sequence=1>>. Acesso em: 20 fev. 2016.
- CAVALCANTI, Pablo G.; SHARCANSKI Jacob.; LOPES, Carlos B. Automated prescreening of pigmented skin lesions using standard cameras. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 35, n. 1, set. 2011. P. 481-91 Disponível em:  
<<http://dx.doi.org/10.1016/j.compmedimag.2011.02.007>>. Acesso em: 18 mar. 2016.
- CAVALCANTI, Pablo G.; SHARCANSKI Jacob. Shading attenuation in human skin color images. **Advances in Visual Computing**, v. 6453, nov. 2010. P. 190-198 Disponível em: <<https://www.researchgate.net/publication/220844868>>. Acesso em: 30 mar. 2016.
- HO, Nghia K. **Gauss Newton algorithm**. [S.l.], 2011. Disponível em:  
<[http://nghiaho.com/?page\\_id=355](http://nghiaho.com/?page_id=355)>. Acesso em: 15 out. 2016.
- INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. **O que é câncer**. [S.l.], 2016a. Disponível em:  
<[http://www1.inca.gov.br/conteudo\\_view.asp?id=322](http://www1.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322)>. Acesso em: 23 mar. 2016.
- \_\_\_\_\_. **Pele não melanoma**. [S.l.], 2016b. Disponível em:  
<[http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/pele\\_ao\\_melanoma](http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/pele_ao_melanoma)> Acesso em: 23 mar. 2016.
- \_\_\_\_\_. **Pele melanoma**. [S.l.], 2016c. Disponível em:  
<[http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/pele\\_melanoma](http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/pele_melanoma)>. Acesso em: 23 mar. 2016.
- NACHBAR, Franz et al. **The ABCD rule of dermatoscopy: high prospective value in the diagnosis of doubtful melanocytic skin lesions**. Mainz, 1994. Disponível em:  
<<http://epub.uniregensburg.de/8519/1/Vogt-B21.pdf>>. Acesso em: 20 mar. 2016.
- PRADI, Thiago. **Software para detecção de melanoma para iOS**. 2012. 63 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Ciências da Computação) – Centro de Ciências Exatas e Naturais, Universidade Regional de Blumenau, Blumenau. Disponível em:  
<<http://dsc.inf.furb.br/arquivos/tccs/monografias/TCC2012-2-26-VF-ThiagoPradi.pdf>>. Acesso em: 20 fev. 2016.

RAIMUNDO A. F. et al. **Classification of skin lesions in dermoscopy imagens**. Lisboa - Portugal, 2012. Disponível em: < <https://nebm.ist.utl.pt/repositorio/download/2587/0>>. Acesso em: 20 abr. 2016.

SHAPIRO, Linda; STOCKMAN, George. **Computer vision**, Prentice Hall, mar. 2000.

SASSE, André. **Melanoma**, [S.l.], 2009. Disponível em: < <http://andre.sasse.com/melanoma.htm> > Acesso em: 10 nov. 2016.

SILVEIRA M. et al. Comparison of segmentation methods for melanoma diagnosis in dermoscopy images. **IEEE Journal Of Selected Topics In Signal Processing**, Lisboa, v. 3, n. 1, fev. 2009. Disponível em: <<https://pdfs.semanticscholar.org/8471/c8f8a5f16896b7494c8cb8b053d5298b71e9.pdf>>. Acesso em: 20 mar. 2016.

SOILLE, P. Morphological operators. **Handbook of Computer Vision and Applications**, São Diego, v. 2, Academic Press, 1999, P. 627-682.

## APÊNDICE A – Método de remoção do sombreamento com uso de operações morfológicas

Soille (1999) propõem que é possível reduzir o efeito do sombreamento em imagens em escala de cinza. Esta redução no sombreamento é realizada através da operação apresentada na Figura 28. Na expressão apresentada  $I$  representa a imagem em escala de cinza,  $M$  representa  $I$  após realizada a operação de fechamento com um elemento estruturante. Na expressão  $(x, y)$  representam as coordenadas do pixel.

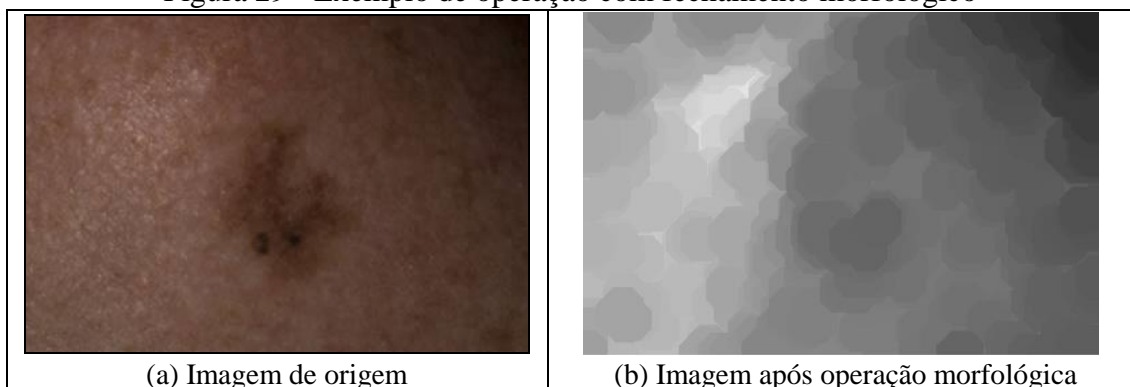
Figura 28 - Equação para redução do sombreamento com operador morfológico

$$R(x, y) = I(x, y) / M(x, y)$$

Fonte: Soille (1999).

A Figura 29a representa a imagem original, que na expressão apresentada na Figura 28 é representada por  $I$ . A Figura 29b é a imagem após a realização da operação de fechamento morfológico, que na expressão apresentada na Figura 28 é representada por  $M$ .

Figura 29 - Exemplo de operação com fechamento morfológico



Fonte: elaborado pelo autor

O Quadro 19 apresenta o código responsável pela operação morfológica utilizada para gerar o modelo disposto na Figura 29b. Para realização desta operação é utilizada a funcionalidade `morphologyEx` disponibilizada pela biblioteca OpenCV.

Quadro 19 - Código responsável pela operação morfológica

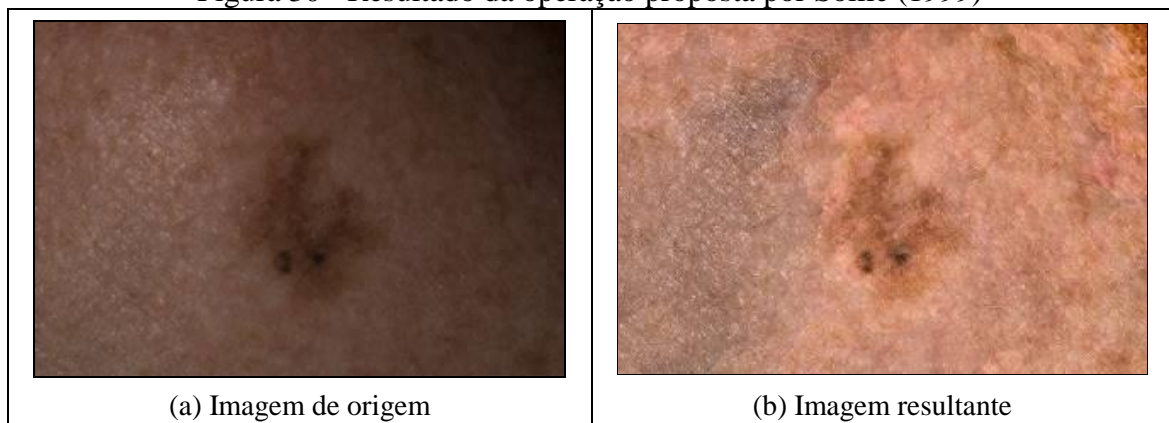
```
01. cv::split(normalized_HSV, planes);
02. cv::Mat v_normalized = planes[2].clone();
02.
03. cv::Mat element = cv::getStructuringElement(cv::MORPH_ELLIPSE,
03. cv::Size(2 * 13 + 1, 2 * 13 + 1), cv::Point(13, 13));
04. morphologyEx(v_channel, v_normalized, cv::MORPH_CLOSE, element);
```

Fonte: elaborado pelo autor

Para remover o sombreamento, é realizada a divisão da matriz do canal de cor V pela matriz gerada através da operação morfológica. A Figura 30 apresenta o resultado da operação proposta.



Figura 30 - Resultado da operação proposta por Soille (1999)



Fonte: elaborado pelo autor

A partir da Figura 30, pode se observar que permanecem regiões escuras. Onde, na imagem original era clara, além de uma alteração na coloração da lesão cutânea. Para realizar a remoção do sombreamento de forma adequada, foi necessário gerar um modelo mais apurado do sombreamento. Este modelo é descrito na seção 2.2.