

Avaliação Automática da Relação Escavação/Disco Para Detecção do Glaucoma.

André F. C. Pinheiro¹, João D. S. Almeida¹, Geraldo B. Junior¹

¹ Universidade Federal do Maranhão (UFMA)

Caixa Postal 65.085-580 – São Luís – MA – Brasil

andre.carvalho94@gmail.com, joao.dallyson@ufma.br, geraldo@deinf.ufma.br

Abstract. *Glaucoma is the second leading cause of blindness in the world. The current estimate of the World Health Organization is that it affects about 70 million people worldwide, ie 2 to 3 % of the world population and that by 2020 this number will grow to 80 million. The causes are not fully known, but the main factor for the development of this pathology is high intraocular pressure which may be caused primarily by damage to the retina as a result of diabetes or high age. One way to make a diagnosis of glaucoma is through the fundus, which is the examination performed to analyze structures of the retina and the macula, the fovea, blood vessels and the optical disc (OD). Currently, an important indicator of glaucoma is the CDRs (cup-to-disc ratio), defined as the ratio of the vertical height from the optical excavation by the vertical height of the OD. The field involves the use of computational tools to aid medical diagnosis or monitoring of the ophthalmic retina by digital imaging can provide information about pathological changes. The detection and early treatment of various types of retinopathy are crucial to prevent loss of vision. Aware of this problem, this study aims to develop a computational method for automatically segmenting the OD and the CDO in fundus images for later diagnosis of glaucoma through the CDR. Therefore, the proposed methodology uses image processing techniques such as Hough transform, SLIC and K-means. The method was validated in 50 retinas images, getting 100 % accuracy in the location of the region and average accuracy of 94.43 % in the circular approach of contour, 67.97 % in targeting the CDO, a CDR standard deviation from 0.085 provided by experts and hit 68 % in the detection of glaucoma. The results show that the CDR calculation done automatically approached the results obtained by ophthalmologists, and allows incorporation into a tool for the medical field that can serve to conduct screening computer-assisted, helping health professionals to identify glaucoma early.*

Resumo. *O glaucoma é a segunda maior causa de cegueira no mundo. A estimativa atual da Organização Mundial de Saúde é de que ele atinge cerca de 70 milhões de pessoas em todo o mundo, isto é, de 2 a 3% da população mundial e que em 2020 esse número cresça para 80 milhões. As causas ainda não são totalmente conhecidas, mas o principal fator para o desenvolvimento desta patologia é a alta pressão intraocular que pode ser causada principalmente por lesões na retina por consequência do diabetes ou da idade elevada. Uma das maneiras de realizar o diagnóstico do glaucoma é através da retinografia, que*

é o exame feito da retina para analisar estruturas como a mácula, fóvea, vasos sanguíneos e o Disco Óptico (DO).

Atualmente, um indicador importante do glaucoma é o CDR (cup-to-disc ratio), definido como a razão entre a altura vertical da escavação óptica pela a altura vertical do DO. O campo que envolve o uso de ferramentas computacionais para auxílio ou acompanhamento do diagnóstico médico na oftalmologia por meio de imagens digitais de retina podem prover informações sobre mudanças patológicas. A detecção e o tratamento precoce dos vários tipos de retinopatias são cruciais para evitar perda da visão. Atentos a esta problemática, este estudo visa desenvolver um método computacional para segmentar automaticamente o DO e a CDO em imagens de retinografia para o posterior diagnóstico do glaucoma através do CDR. Para tanto, a metodologia proposta utiliza técnicas de processamento de imagens como transformada de Hough, SLIC e K-means. O método foi validado em 50 imagens de retinas, obtendo 100% de acurácia na localização da região do DO e acurácia média de 94,43% na aproximação circular do contorno do DO, 67,97% na segmentação da CDO, um desvio padrão de 0,085 do CDR em relação ao fornecido pelos especialistas e acerto de 68% na detecção do glaucoma. Os resultados obtidos demonstram que o cálculo do CDR feito automaticamente aproximou-se dos resultados obtidos pelos oftalmologistas, além de permitir a incorporação em uma ferramenta para a área médica que possa servir para realização de triagem assistida por computador, auxiliando o profissional da saúde a identificar o glaucoma precocemente.

Palavras-chaves: *Deteção, Glaucoma, Retinografia, CDR.*

1. Introdução

O glaucoma é a segunda maior causa de cegueira no mundo. A estimativa atual é de que ele atinge cerca de 70 milhões de pessoas em todo o mundo, isto é, de 2 a 3% da população mundial e que em 2020 esse número cresça para 80 milhões [Gonçalves et al. 2013]. As causas ainda não são totalmente conhecidas, mas o principal fator para o desenvolvimento desta patologia é a alta pressão intraocular que pode ser causada principalmente por lesões na retina por consequência da diabetes ou da idade.

Faz-se necessário realizar exames periódicos, por ser uma doença silenciosa e de danos irreversíveis pois em cerca de 80% dos casos no tipo mais comum da doença, não apresentam sintomas [ABRAG 2014], no entanto se detectada precocemente os danos causados pela doença podem ser controlados.

Esta patologia pode desenvolver-se de quatro maneiras, nas menos comuns pode dar-se de forma congênita, quando a criança herda o glaucoma ainda na fase de gestação. Na forma secundária, desenvolve-se devido a outras doenças que causam o aumento da pressão intraocular tal como a catarata em estado avançado. O glaucoma agudo é considerado o tipo mais perigoso da doença que ocorre quando a saída do humor aquoso é repentinamente bloqueada, gerando aumento rápido da pressão intraocular causando crises de dor intensa, náuseas e vômito na pessoa, essa forma da doença é tão perigosa que pode levar a cegueira total em apenas um ou dois dias mas pode ser contida, apesar de ter danos irreversíveis.

Na forma mais comum da doença, o glaucoma de ângulo aberto, ocorre principal-

mente nos indivíduos com idade acima de 40 anos e geralmente é hereditário, também é a forma mais silenciosa da doença pois a pressão intraocular é elevada lentamente com o passar do tempo e a perda da visão só começa a acontecer nos últimos estágios quando já não há muito que se possa fazer.

Nas imagens de fundo de olho, o diagnóstico do glaucoma é realizado através da análise do Disco Óptico (DO), que possui normalmente formato oval e diâmetro médio de 1,5 mm, podendo variar de acordo com a população e o eixo vertical tende a ser entre 5 a 10% maior que o horizontal. Já a cavidade do Disco Óptico (CDO) localiza-se centralmente dentro do DO e também tem forma arredondada e o maior eixo horizontal. A razão entre os diâmetros verticais da CDO e do DO (CDR) é usada para indicar um fator de risco glaucomatoso. Um olho normal possui CDR igual ou inferior a 0,5, qualquer valor superior a esse já pode ser considerado como forte indicio de glaucoma, pois menos de 7% dos olhos normais possuem essa característica [Paranhos-Junior et al. 2009], como o da Figura 1.

Este estudo propõe um método automático para a detecção do Glaucoma através da segmentação do DO e posteriormente da CDO para o cálculo do CDR. A Seção 3 descreve todos os passos realizados para a realização do objetivo proposto.

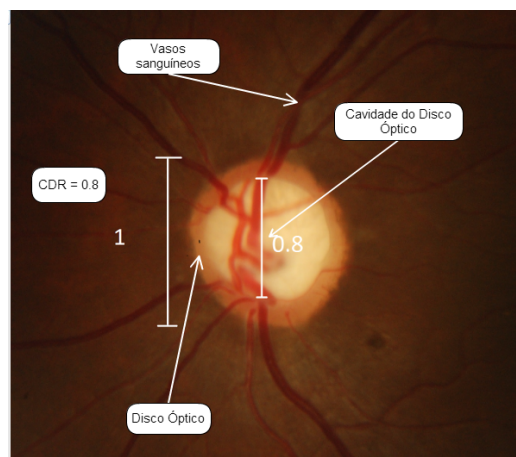


Figura 1. Retinografia de um olho Glaucomatoso

2. Objetivos

2.1. Objetivos Gerais

Desenvolver um método computacional para detecção automática do glaucoma em imagens de fundo de olho.

2.2. Objetivos Específicos

No sentido de alcançar o objetivo geral pretendido, buscar-se-á atingir os seguintes objetivos específicos:

- *Desenvolver algoritmo localizar e segmentar o disco óptico.*
- *Desenvolver algoritmo para segmentação da cavidade do disco óptico.*
- *Calcular o CDR (cup-to-disc ratio).*

3. Metodologia

Nesta seção são definidas as etapas do método proposto para a segmentação da CDO, do DO e posterior cálculo do CDR assim como as técnicas de processamento de imagens utilizadas em cada etapa.

O primeiro passo na segmentação do DO e da CDO subdivide-se nas etapas a seguir descritas: (1) ajustes de tamanho e bordas e (2) localização da ROI.

3.1. Ajustes de Tamanho e Borda na Imagem

As bases públicas de imagens de retinografias não apresentam um padrão quanto a resolução de aquisição das imagens. No intuito de reduzir o custo computacional e processar imagens de resolução relativamente próximas, a imagem de entrada tem a altura redimensionada para 700 *pixels* e sua largura é redimensionada proporcionalmente a variação de tamanho que a altura obteve.

Em algumas imagens, o fundo preto ocupa uma grande área da imagem. Portanto faz-se um corte dessa região baseado em um limiar de intensidade de nível de cinza inferior a 15, definido empiricamente, então busca-se nas partes laterais, superior e inferior da imagem um pixel maior ou igual ao valor do limiar, de maneira que as bordas da retina fiquem próximas das extremidades da imagem.

A etapa da localização da região do objeto de interesse (ROI) busca por *pixels* de maior intensidade na imagem, no entanto algumas imagens podem ser adquiridas com erro. Para contornar esse problema, realiza-se um corte de 35% das extremidades da imagem, como o DO é centrado nas imagens para diagnóstico do glaucoma, esse corte não afeta sua segmentação e não resulta em perdas de informação.

3.2. Localização da Região de Interesse

Na maior parte das retinografias a região de maior intensidade de nível de cinza está associada a CDO. A fim de reduzir a possibilidade de localizar-se uma ROI que não corresponda a região do DO, ao invés de buscar-se um único *pixel* para definir como centro da ROI, busca-se a região que tenha a maior média de intensidade na imagem.

Na etapa da localização da ROI utiliza-se uma máscara de tamanho 60×60 *pixels* para percorrer a imagem e selecionar 3 regiões com a maior média de intensidade e a uma distância mínima de 250 *pixels* entre si, no canal verde da imagem. O tamanho da máscara foi escolhido com base no tamanho aproximado da maioria das CDOs encontradas e por ser maior do que a maioria das lesões que também possuem um nível de intensidade mais elevado.

Após achadas as 3 regiões candidatas a ROI com maior média de intensidade, escolhe-se a ROI que tiver maior proximidade do centro da imagem. Após determinar a melhor candidata a ROI, ela é definida como centro de uma ROI de tamanho 240×240 *pixels* como ilustrado na Figura 2.

3.3. Segmentação do Disco Óptico

O primeiro passo foi separar o canal vermelho da imagem RGB obtida no processo de localização da ROI, pois este oferece um melhor contraste entre o DO e outras estruturas da retina. A presença dos vasos sanguíneos influencia negativamente na segmentação

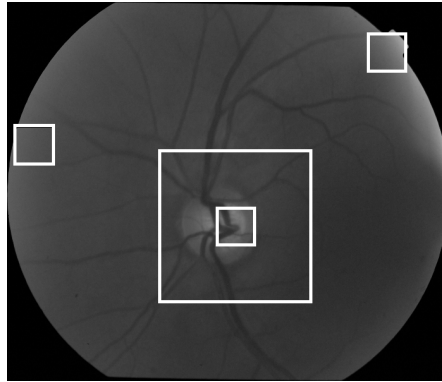


Figura 2. Candidata a ROI escolhida.

do DO, pois nos algoritmos de detecção de bordas seus contornos podem ser confundidos com os do DO. Para reduzir a influência dos vasos sanguíneos na segmentação, utilizou-se a operação morfológica [Von Wangenheim 2005] de fechamento com elemento estruturante elíptico de tamanho $15 \times 15 \text{ pixels}$. O resultado é a acentuação de regiões claras na imagem e o afinamento do contorno dos vasos sanguíneos, como visto na Figura 3-A.

Para detectar as bordas iniciais do DO aplica-se uma limiarização de Otsu [Otsu 1979] (Figura 3-B) e são detectados os contornos das regiões presentes na imagem, então aplica-se a técnica de encaixe de elipse [Fitzgibbon et al. 1996] (3-C) para definir uma aproximação do contorno do DO. Caso o eixo maior da elipse resultante seja superior a 170 opta-se por fazer a aproximação do DO pela transformada de Hough, pois em poucos casos o DO tem tamanho superior a esse, fato observado empiricamente. Para tanto, é feita uma estimativa do raio do DO através dos passos que seguem (volta-se a utilizar a imagem gerada pelo fechamento morfológico):

- *Definição de um valor limiar: $l = \frac{max+min}{2}$*
- *Aonde max é o maior e min o menor valor de intensidade encontrados na ROI.*
- *Busca-se a partir do centroide dos pixels de maior intensidade na região de 60×60 encontrada na etapa de localização da ROI na imagem resultante do fechamento morfológico, valores de intensidade maiores do que o limiar definido, nas direções de: 0° , 90° , 180° e 270° .*
- *Com os pixels encontrados nas direções de 90° e 270° estima-se o diâmetro vertical e nas direções de 0° e 180° estima-se o diâmetro horizontal (Figura 3-D).*
- *O raio mínimo é definido como a metade do menor diâmetro encontrado (horizontal ou vertical) e o raio máximo é definido como raio mínimo mais 6.*
- *Caso o raio mínimo seja inferior a 50 ou o raio máximo seja superior a 85, os valores de raio mínimo e máximo são alterados para 50 e 85, respectivamente. Os valores foram definidos empiricamente através de observação do tamanho médio do DO para imagens com essas dimensões. Aplica-se a transformada de Hough [Davies 1986] configurada com os raios mínimo e máximo encontrados nos passos anteriores (Figura 3-E).*

A escolha de optar-se por duas técnicas para segmentação do DO deu-se pelo fato de que nem sempre a imagem gerada através da limiarização de Otsu fornece um bom resultado para identificação do DO no encaixe de elipse e nesses casos a transformada de

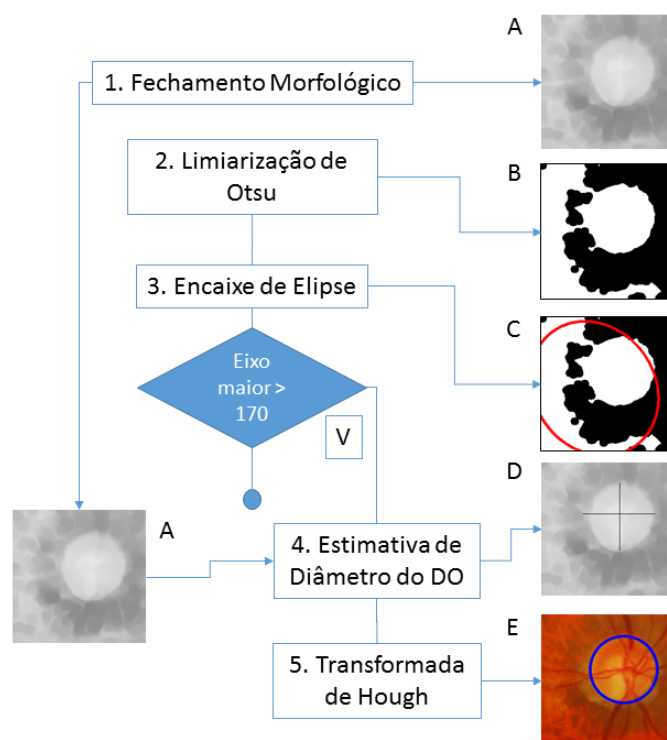


Figura 3. Passos da segmentação do DO.

Hough mostrou-se eficaz o suficiente para definir uma aproximação circular do DO como visto na Figura 3 onde foi escolhida a transformada de Hough.

3.4. Segmentação da CDO

Para obter-se a segmentação da CDO utilizou-se como imagem de entrada uma máscara com a segmentação do DO adquirida nas etapas anteriores (Figura 4). O primeiro passo para segmentar o DO foi a utilização de uma equalização de histograma [Gonzalez 2009], primeiro convertendo a imagem em RGB para escala de cores em HSV, equalizando-se cada canal separadamente, após o processo a imagem é convertida novamente para escala RGB. O resultado é indicado na Figura 5. Como pode-se observar, a região da CDO fica mais nítida, facilitando assim sua segmentação.



Figura 4. Imagem de entrada para segmentação da CDO.

Para fazer a segmentação utilizou-se dois algoritmos de clusterização bastante difundidos na literatura, tais processos serão descritos nesta Seção.

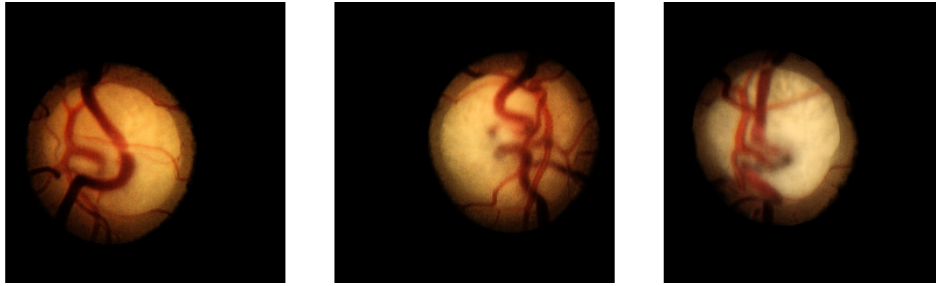


Figura 5. Imagens após aplicada a Equalização.

3.4.1. Aplicação do SLIC

Primeiramente utiliza-se a clusterização [Radhakrishna et al. 2010], o algoritmo é baseado no K-means [Hartigan and Wong 1979] só que com espaço de busca em uma região reduzida, experimentalmente verificou-se que a quantidade de 100 Superpixels é suficiente para produzir os resultados desejados. O parâmetro m também foi definido experimentalmente como 12, indicando o nível de convexidade de cada Superpixel, quando mais próximo de 0 o parâmetro m , menos convexo é o Superpixel, o valor definido mostrou-se suficiente em resultados experimentais.

Ao computar-se todos os superpixels, define-se um nível de cinza para cada um através da média de intensidade de cada cluster, então cada *pixel* pertencente a determinado cluster tem seu valor modificado para essa média, como ilustrado na Figura 6.

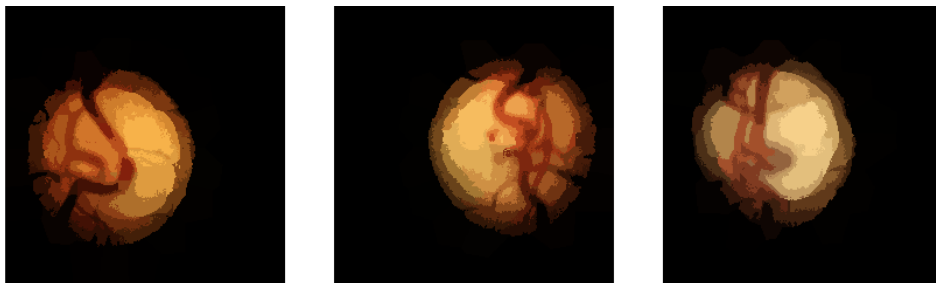


Figura 6. Imagens após aplicado SLIC.

3.4.2. Aplicação do K-means

A aplicação do SLIC fornece uma melhor visualização da região que delimita a CDO, só que não é suficiente para definir toda sua região. Para tanto utilizou-se a clusterização do K-means [Hartigan and Wong 1979], dividindo a imagem em três clusters: CDO, anel retinal, vasos e resto da imagem, os centroides iniciais foram definidos randomicamente.

3.4.3. Estimação do CDR

Após computados os clusters através do K-means, define-se como CDO os *pixels* que estiverem no cluster de maior nível de cinza, entretanto a região dos vasos fica entre

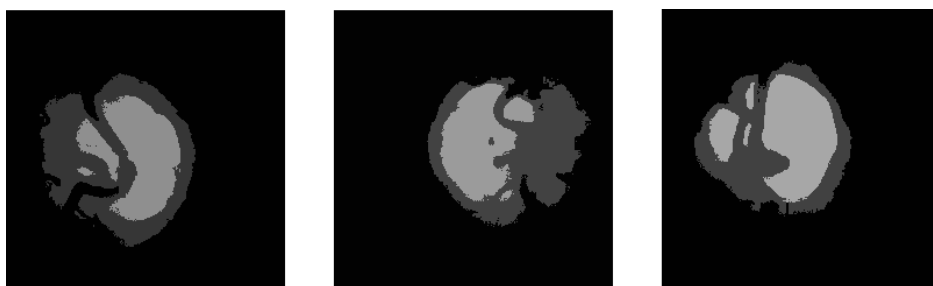


Figura 7. Imagens após aplicado K-means.

a CDO (Figura 8, dividindo-a em duas ou mais regiões, para preencher esses espaços utiliza-se a técnica de fechamento morfológico binário [Facon 1996], após o fechamento a região coberta da CDO tende a ficar maior, aumentando a sensibilidade da segmentação (Figura 9).



Figura 8. CDO segmentada através do K-means.



Figura 9. CDO após fechamento morfológico.

Após definir o contorno da CDO, computa-se seu tamanho vertical, o CDR então é calculado pela razão entre os tamanhos verticais da CDO e do DO. A partir daí é possível indicar o risco do paciente ser portador do glaucoma.

4. Resultados

Para validar os resultados obtidos pelo método proposto, utilizou-se a base de imagens Drishti-GS [Sivaswamy et al. 2014], composta por 101 imagens adquiridas no Aravind Eye Hospital de Madurai, na Índia. Desta base estão sendo utilizadas 50 imagens que possuem marcações do DO e da CDO realizadas por 4 oftalmologistas com diferentes níveis de experiência clínica. Todas as imagens foram adquiridas com DO centrado, com campo de visão de 30 graus e resolução máxima de 2896×1944 pixels.

Para validar a segmentação da CDO utilizou-se a medida F-score que é sugerida por [Sivaswamy et al. 2014]. Seu cálculo é feito como segue:

$$F = 2 \frac{Precision * Recall}{Precision + Recall}$$

$$Precision = \frac{tp}{tp + fp}$$

$$Recall = \frac{tp}{tp + fn}$$

Onde tp = contador de verdadeiros positivos, fp = contador de falsos positivos e fn = contador de falsos negativos.

Utilizou-se uma imagem com a marcação da CDO feita por cada um dos oftalmologistas e comparou-se os pixels da aproximação circular com pixels da CDO definidos pela marcação dos oftalmologistas.

Quando encontrado um *pixel* da CDO na marcação do oftalmologista e verifica-se que este ponto faz parte da aproximação definida pela metodologia, incrementa-se o contador de verdadeiros positivos, caso o *pixel* não faça parte da aproximação circular, incrementa-se o contador de falso negativo, caso o *pixel* não pertença a marcação do oftalmologista mas esteja dentro da aproximação da metodologia, então incrementa-se o contador de falsos positivos.

A média do F-score de todas as imagens obtida foi de 94,43% para segmentação do DO, já para segmentação da CDO esse valor foi de 67,97%. A figura 10 mostra uma comparação entre a segmentação feita pela metodologia (traçada em vermelho) e a do especialista (traçada em preto).

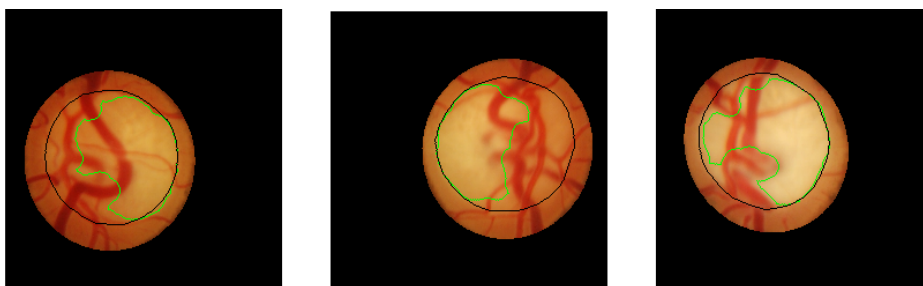


Figura 10. Comaparação entre segmentação do método e do especialista.

A Tabela 2 mostra a compração entre a estimativa do CDR feita pelo método proposto e o CDR calculado de acordo com as marcações feitas pelos especialistas, além do diagnóstico fornecido pelo especialista mais experiente. Para avaliar o quão precisa foi a estimativa do CDR feita pela metodologia calculou-se o módulo da diferença entre o CDR da mesma e de cada oftalmologista separadamente, após calculadas todas as diferenças, obteve-se um desvio padrão de 0,085 entre a o CDR calculado pela metodologia e o CDR calculado por cada especialista.

A Tabela 1 mostra o desvio padrão do módulo da diferença entre o CDR de cada especialista individualmente em relação aos outros três para todas as imagens. Ao analisar

os dados resultantes é possível constatar que o desvio padrão entre os CDRs calculados pela metodologia e dos especialistas se aproximou do desvio padrão dos próprios especialistas, apesar de demonstrar um pequeno aumento.

Especialista 1	Especialista 2	Especialista 3	Especialista 4
0,071	0,074	0,067	0,060

Tabela 1. Desvio padrão dos CDRs entre os especialistas.

Na Figura 11 o gráfico também mostra uma comparação entre o CDR obtido pela metodologia e pelos especialistas.

Para avaliar um DO como glaucomatoso considerou-se um CDR maior ou igual a 0,5. Levando tal fato em consideração e comparando o diagnóstico da metodologia com a do especialista, obteve-se uma análise correta em 68% dos casos. Em algumas imagens apesar de o CDR calculado pela metodologia ter se aproximado ao dado pelos especialistas, os diagnósticos divergiram, a exemplo das imagens 018, 033, 035, 036, 037, 041 e 042 que obtiverem diagnóstico diferente dos relatados pelos especialistas, apesar do CDR próximo, o que contribuiu para a baixa acurácia dos diagnósticos.

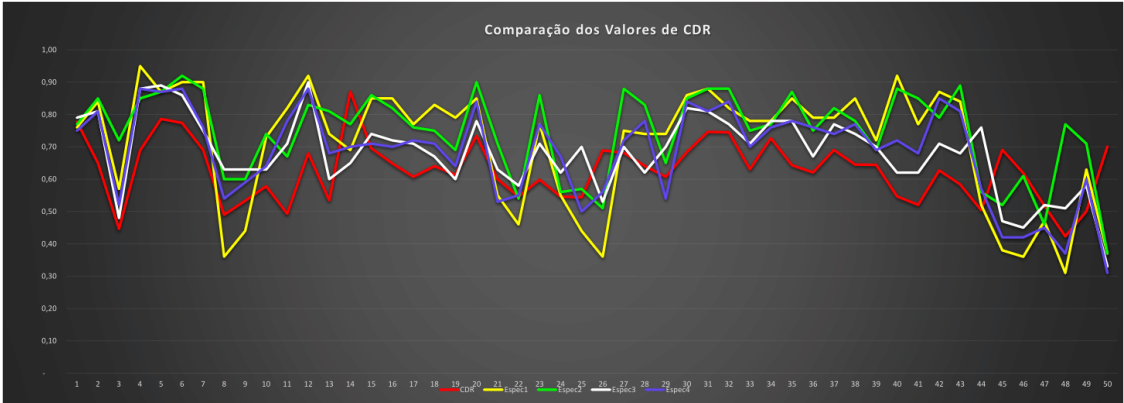


Figura 11. Destacado em vermelho o CDR estimado pela metodologia.

Rótulo da imagem	Met.	Espec. 1	Espec. 2	Espec. 3	Espec. 4	Diagnostico
drishtiGS 002.png	0,78	0,76	0,77	0,79	0,75	G
drishtiGS 004.png	0,65	0,84	0,85	0,81	0,81	G
drishtiGS 008.png	0,45	0,57	0,72	0,48	0,52	N
drishtiGS 010.png	0,69	0,95	0,85	0,88	0,88	G
drishtiGS 012.png	0,79	0,87	0,87	0,89	0,87	G
drishtiGS 015.png	0,77	0,90	0,92	0,86	0,88	G
drishtiGS 016.png	0,69	0,90	0,88	0,75	0,76	G
drishtiGS 017.png	0,49	0,36	0,60	0,63	0,54	N
drishtiGS 018.png	0,53	0,44	0,60	0,63	0,59	N
drishtiGS 022.png	0,58	0,73	0,74	0,63	0,64	G
drishtiGS 024.png	0,49	0,82	0,67	0,71	0,78	G
drishtiGS 026.png	0,68	0,92	0,83	0,90	0,88	G
drishtiGS 031.png	0,53	0,74	0,81	0,60	0,68	G
drishtiGS 032.png	0,87	0,69	0,77	0,65	0,70	G
drishtiGS 033.png	0,70	0,85	0,86	0,74	0,71	N
drishtiGS 035.png	0,65	0,85	0,82	0,72	0,70	N
drishtiGS 036.png	0,61	0,77	0,76	0,71	0,72	N
drishtiGS 037.png	0,64	0,83	0,75	0,67	0,71	N
drishtiGS 038.png	0,61	0,79	0,69	0,60	0,64	G
drishtiGS 040.png	0,73	0,85	0,90	0,78	0,84	G
drishtiGS 041.png	0,60	0,55	0,71	0,63	0,53	N
drishtiGS 042.png	0,55	0,46	0,54	0,58	0,55	N
drishtiGS 044.png	0,60	0,77	0,86	0,71	0,77	G
drishtiGS 045.png	0,55	0,55	0,56	0,62	0,67	G
drishtiGS 046.png	0,54	0,44	0,57	0,70	0,50	N
drishtiGS 047.png	0,69	0,36	0,51	0,53	0,56	N
drishtiGS 049.png	0,68	0,75	0,88	0,70	0,72	G
drishtiGS 051.png	0,64	0,74	0,83	0,62	0,78	G
drishtiGS 057.png	0,61	0,74	0,65	0,70	0,54	N
drishtiGS 058.png	0,68	0,86	0,85	0,82	0,84	G
drishtiGS 060.png	0,75	0,88	0,88	0,81	0,81	G
drishtiGS 061.png	0,75	0,82	0,88	0,77	0,84	G
drishtiGS 062.png	0,63	0,78	0,75	0,71	0,70	G
drishtiGS 063.png	0,73	0,78	0,77	0,78	0,76	G
drishtiGS 064.png	0,64	0,85	0,87	0,78	0,78	G
drishtiGS 066.png	0,62	0,79	0,75	0,67	0,76	G
drishtiGS 068.png	0,69	0,79	0,82	0,77	0,74	G
drishtiGS 069.png	0,65	0,85	0,78	0,74	0,77	G
drishtiGS 075.png	0,64	0,72	0,69	0,70	0,69	G
drishtiGS 076.png	0,55	0,92	0,88	0,62	0,72	G
drishtiGS 080.png	0,52	0,77	0,85	0,62	0,68	G
drishtiGS 081.png	0,63	0,87	0,79	0,71	0,85	G
drishtiGS 084.png	0,58	0,84	0,89	0,68	0,81	G
drishtiGS 088.png	0,50	0,52	0,56	0,76	0,57	G
drishtiGS 089.png	0,69	0,38	0,52	0,47	0,42	N
drishtiGS 090.png	0,62	0,36	0,61	0,45	0,42	N
drishtiGS 092.png	0,52	0,47	0,46	0,52	0,45	N
drishtiGS 094.png	0,42	0,31	0,77	0,51	0,37	N
drishtiGS 098.png	0,50	0,63	0,71	0,58	0,60	N
drishtiGS 101.png	0,70	0,37	0,37	0,33	0,31	N

Tabela 2. Tabela de comparação de resultados.

5. Conclusões

Os resultados da segmentação do DO são promissores, no entanto para segmentação da CDO os resultados não foram satisfatórios necessitando pesquisar novas técnicas e abordagens além de ser necessário ampliar os testes para uma quantidade maior de imagens de pacientes, portador ou não de glaucoma, para que seja possível comprovar a eficiência do método computacional proposto.

Para as próximas etapas será realizada um trabalho em parceria com o Hospital Universitário (HU - UFMA) para construção de uma base de imagens de retinografia afim de validar o método com uma quantidade maior de pacientes. A qualidade dos resultados

obtidos após estas etapas oferecerá subsídios para ampliação futura da metodologia para detectar outras estruturas na retina e diagnosticar possíveis alterações, permitindo, assim, a incorporação em uma ferramenta para a área médica que possa servir para realização de triagem assistida por computador, auxiliando o profissional da saúde a identificar pessoas que necessitem de tratamento com maior urgência.

Referências

- ABRAG (2014). Glaucoma crônico de Ângulo aberto. Acessado em 05 de Agosto de 2015.
- Davies, E. (1986). Image space transforms for detecting straight edges in industrial images. *Pattern Recognition Letters*, 4(3):185–192.
- Facon, J. (1996). *Morfologia Matemática: teoria e exemplos*. Editora Universitária Champagnat da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.
- Fitzgibbon, A. W., Fisher, R. B., et al. (1996). A buyer's guide to conic fitting. *DAI Research paper*.
- Gonçalves, M. R., Guedes, M. d. M. R., Chaves, M. A. P. D., de Lima Pereira, C. C., and Otton, R. (2013). Análise dos fatores de risco e epidemiologia em campanha de prevenção da cegueira pelo glaucoma em João Pessoa, Paraíba. *Rev Bras Oftalmol*, 72(6):396–9.
- Gonzalez, R. C. (2009). *Digital image processing*. Pearson Education India.
- Hartigan, J. A. and Wong, M. A. (1979). Algorithm as 136: A k-means clustering algorithm. *Applied statistics*, pages 100–108.
- Otsu, N. (1979). A threshold selection method from gray scale histograms. *IEEE Trans. Syst., Man. & Cybern*, 9(1):62–66.
- Paranhos-Junior, A., Omi, C., and Prata-Junior, J. (2009). Sociedade brasileira de glaucoma: Iii consenso brasileiro de glaucoma primário de ângulo aberto. *Sao Paulo: BestPoint*, pages 77–96.
- Radhakrishna, A., Shaji, A., Smith, K., Lucchi, A., Fua, P., and Susstrunk, S. (2010). Slic superpixels. *Dept. School Comput. Commun. Sci., EPFL, Lausanne, Switzerland, Tech. Rep*, 149300.
- Sivaswamy, J., Krishnadas, S., Datt Joshi, G., Jain, M., Tabish, S., and Ujjwaft, A. (2014). Drishti-gs: Retinal image dataset for optic nerve head (onh) segmentation. In *Biomedical Imaging (ISBI), 2014 IEEE 11th International Symposium on*, pages 53–56. IEEE.
- Von Wangenheim, A. (2005). *Morfologia matemática*. page 24.