

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 principalmente 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.

2 Justificativa

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. 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.

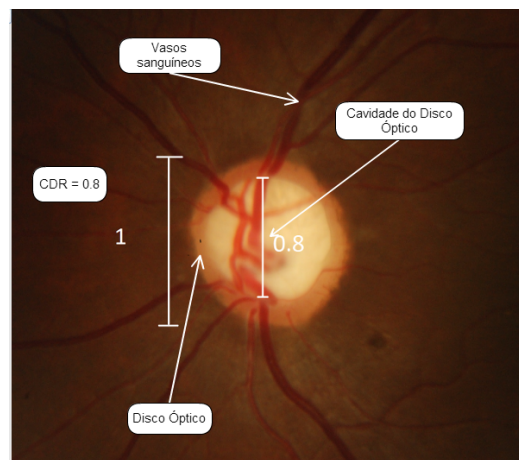


Figura 1 – Retinografia de um olho Glaucomatoso

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.

3 Metodologia

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

O primeiro passo na segmentação da CDO é obter-se a segmentação do DO, o qual foi objetivo estudado por outros autores e apresentados na seção de trabalhos relacionados. O mesmo subdivide-se nas etapas a seguir descritas: (1) ajustes de tamanho e bordas, (2) localização da ROI e (3) aproximação circular do DO.

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-A.

3.3 Dilatação Morfológica com Elemento Estrutural Elíptico

Esta etapa da metodologia visa definir uma aproximação do contorno do DO através de técnicas de pré-processamento para segmentação e realce de características.

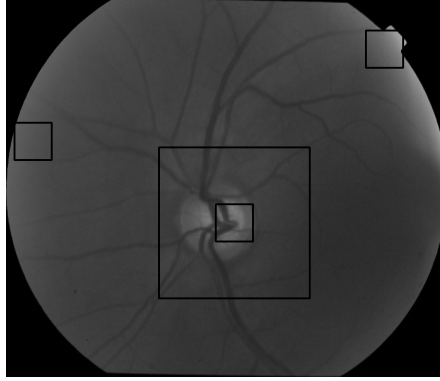


Figura 2 – Candidata a ROI escolhida.

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 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 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.

3.4 Segmentação do Disco Óptico

Para detectar as bordas iniciais do DO aplica-se uma limiarização (Figura 3-B) e são detectados os contornos das regiões presentes na imagem, então aplica-se a técnica de encaixe de elipse (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 configurada com os raios mínimo e máximo encontrados nos passos anteriores (Figura 3-E).

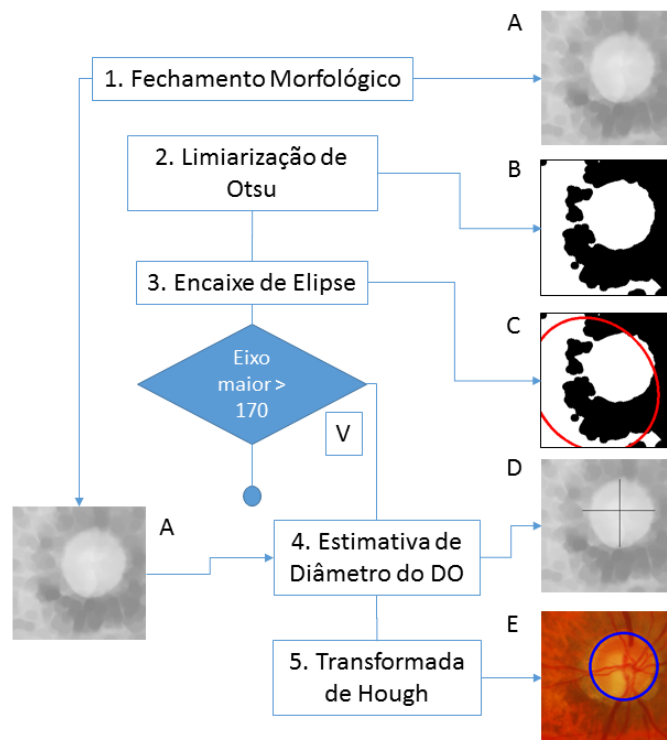


Figura 3 – Passos da segmentação do DO.

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 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.

3.5 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.

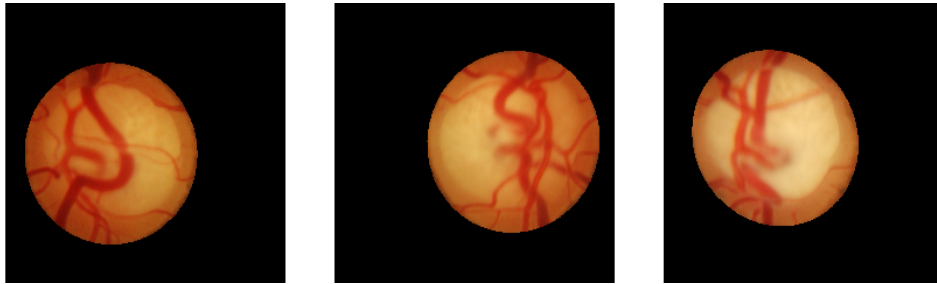


Figura 4 – Imagem de entrada para segmentação da CDO.

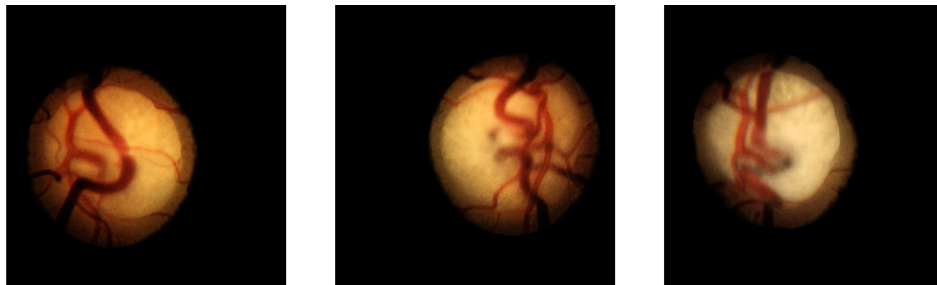


Figura 5 – Imagens após aplicada a Equalização.

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

3.5.1 Aplicação do SLIC

Primeiramente utiliza-se a clusterização ([RADHAKRISHNA et al., 2010](#)), o algoritmo é baseado no K-means ([HARTIGAN; 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.

3.5.2 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; WONG, 1979](#)), dividindo a imagem em três clusters:

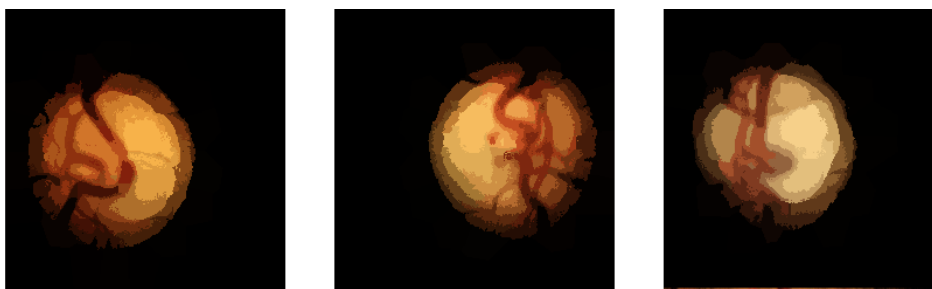


Figura 6 – Imagens após aplicado SLIC.

CDO, anel retinal, vasos e resto da imagem, os centroides iniciais foram definidos randomicamente.

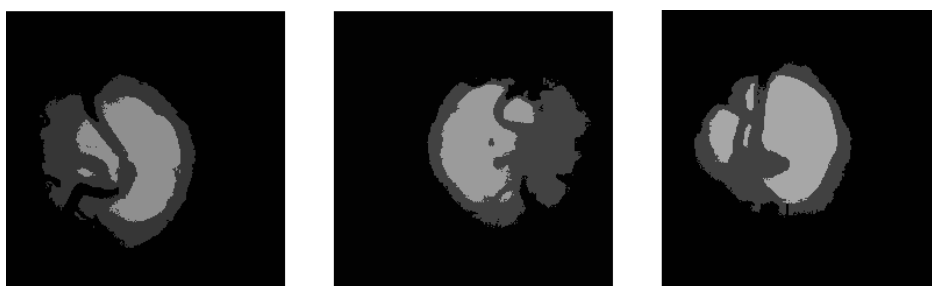


Figura 7 – Imagens após aplicado K-means.

3.5.3 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 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), como descrito na Seção (WANGENHEIM, 2005), 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.

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.



Figura 9 – CDO após fechamento morfológico.

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).

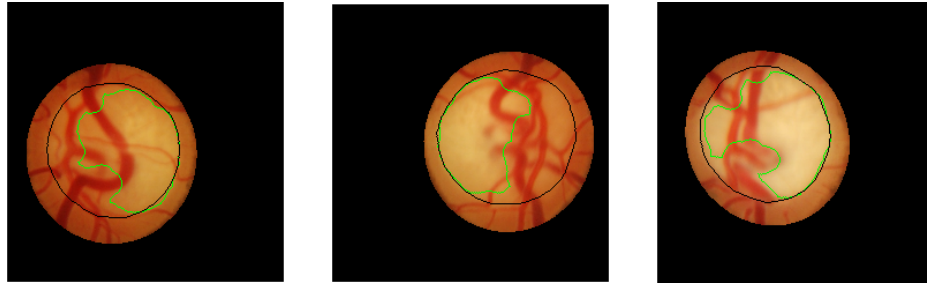


Figura 10 – Comaparação entre segmentação do método e do especialista.

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.

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.

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.

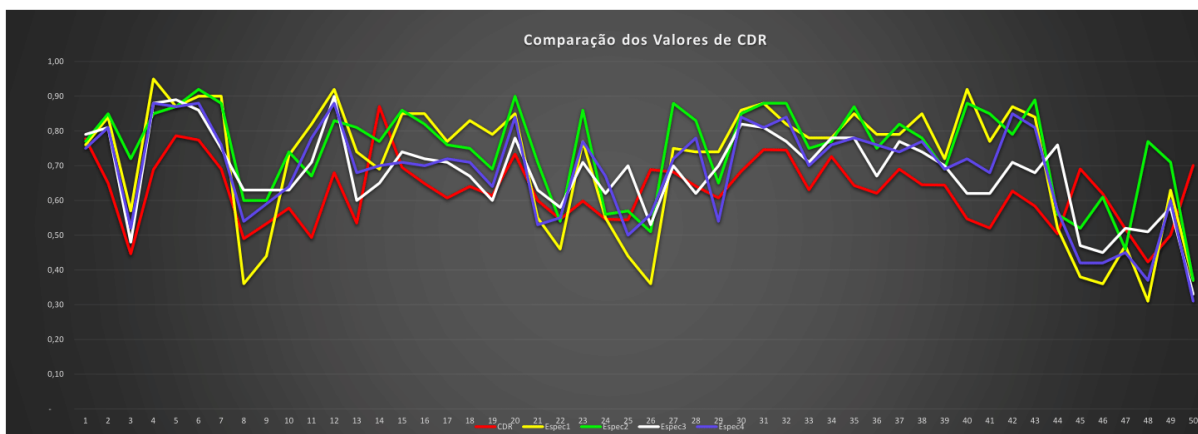


Figura 11 – Destacado em vermelho o CDR estimado pela metodologia.

Referências

- ABRAG. *Glaucoma Crônico de Ângulo Aberto*. 2014. Acessado em 05 de Agosto de 2015. Disponível em: <http://www.abrag.org.br/tipos_glaucoma.php>. Citado na página 1.
- FACON, J. *Morfologia Matemática: teoria e exemplos*. [S.l.]: Editora Universitária Champagnat da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 1996. Citado na página 7.
- GONÇALVES, M. R. et al. Análise dos fatores de risco e epidemiologia em campanha de prevenção da cegueira pelo glaucoma em João Pessoa, Paraíba. *Rev Bras Oftalmol*, SciELO Brasil, v. 72, n. 6, p. 396–9, 2013. Citado na página 1.
- GONZALEZ, R. C. *Digital image processing*. [S.l.]: Pearson Education India, 2009. Citado na página 5.
- HARTIGAN, J. A.; WONG, M. A. Algorithm as 136: A k-means clustering algorithm. *Applied statistics*, JSTOR, p. 100–108, 1979. Citado na página 6.
- RADHAKRISHNA, A. et al. Slic superpixels. *Dept. School Comput. Commun. Sci., EPFL, Lausanne, Switzerland, Tech. Rep*, v. 149300, 2010. Citado na página 6.
- SIVASWAMY, J. et al. Drishti-gs: Retinal image dataset for optic nerve head (onh) segmentation. In: IEEE. *Biomedical Imaging (ISBI), 2014 IEEE 11th International Symposium on*. [S.l.], 2014. p. 53–56. Citado na página 8.
- WANGENHEIM, A. V. *Morfologia matemática*. p. 24, 2005. Citado na página 7.