

# Lokalisasi *Optic disc* Menggunakan Filter Pembuluh Darah Vertikal

Tiper K. M. Uniplaita<sup>1</sup>, Theresia Wuri O.<sup>2\*</sup>, Suparno<sup>3</sup>, Handoko<sup>4</sup>, Johanis Aryo P. B. Bay<sup>5</sup>, Rosalina N Revassy<sup>6</sup>

<sup>1,2,3,4,5</sup> Jurusan Teknik Elektro FT UNCEN

Jl. Kampwolker, Kelurahan Yabansai, Distrik Heram, Jayapura-Papua INDONESIA

tiperuniplaita68@gmail.com<sup>1</sup>, theresiawuri@gmail.com<sup>2\*</sup>, suparnonoks@gmail.com<sup>3</sup>, handoko2@gmail.com<sup>4</sup>, johanisbay@gmail.com<sup>5</sup>, rosalina.natalya@gmail.com<sup>6</sup>

**Intisari**—Tulisan ini menjelaskan metode untuk melakukan lokalisasi *optic disc*. Metode yang digunakan untuk melokalisasi *optic disc* ditentukan oleh keberadaan pembuluh darah vertikal dan daerah paling terang pada citra retina. Pengujian metode menggunakan 56 citra fundus retina dengan resolusi spasial sebesar 605x700. Hasil pengujian menunjukkan tingkat keberhasilan lokalisasi *optic disc* sebesar 96%. Terdapat juga perbandingan hasil lokalisasi *optic disc*, antara metode deteksi pembuluh darah vertikal yang dikembangkan pada penelitian ini, dengan metode *fuzzy convergence* pada penelitian terdahulu. Pengujian menggunakan 56 citra fundus retina yang sama. Hasil perbandingan menunjukkan selisih deteksi *optic disc* antara kedua metode adalah sebesar 25 piksel.

**Keywords**— *Optic disc*, pembuluh darah, mata, citra fundus.

## I. PENDAHULUAN

*Optic disc* berguna bagi manusia, yaitu sebagai tempat lewatnya pembuluh darah vena dan arteri untuk menyuplai darah ke retina. *Optic disc* kepala saraf optik juga berfungsi untuk melewati informasi yang diterima mata ke otak. Kerusakan disekitar area *optic disc* menyebabkan gangguan pada indra penglihatan [1]. Dalam dunia medis, informasi tentang *optic disc* dapat digunakan untuk menentukan posisi mata kanan dan mata kiri pada hasil foto retina [2], dan diagnosis penyakit gangguan penglihatan seperti *diabetic retinopathy* [3]. Hal ini menunjukkan bahwa *optic disc* sangat vital bagi manusia. Khusus dalam dunia medis, lokalisasi *optic disc* pada gambar fundus, lewat pengolahan citra atau *image processing*, dapat mempercepat waktu analisis gejala penyakit, seperti *diabetic retinopathy* [4] dan *glaucoma* [5].

Proses lokalisasi *optic disc* menjadi sulit ketika kualitas citra retina berkurang. Tampilan citra menjadi kurang kontras dan *blur* [6]. Masalah lain datang dari fisik retina itu sendiri. Identifikasi *optic disc* tidak bisa bergantung hanya dari ciri warna dan kecerahan citra. Pada kasus tertentu, area piksel paling terang pada citra retina bukanlah *optic disc* [7] [8].

Satu metode yang dikembangkan untuk mengidentifikasi *optic disc* adalah deteksi tingkat kecerahan [9]. Deteksi tingkat kecerahan dilakukan dengan menggunakan nilai *threshold* yang dijadikan batas untuk mengubah citra retina menjadi citra biner. Jika piksel pada citra retina memiliki nilai intensitas yang kurang atau lebih dari nilai *threshold* maka nilai intensitas citra tersebut diganti dengan nilai intensitas 0 atau 255. Nilai *threshold* dihitung menggunakan dua prinsip. Pertama, tingkat kecerahan *optic disc* adalah intensitas dengan

nilai tertinggi. Kedua, *threshold* intensitas *optic disc* adalah nilai tengah dari *range* intensitas pada histogram dengan frekuensi piksel minimum.

Sistem [10] juga menggunakan perbandingan intensitas untuk menentukan perkiraan area yang mengandung *optic disc*. Kemudian, dilakukan klasifikasi menggunakan *verification model*. Sedangkan, sistem [11] menggunakan perbandingan intensitas pada histogram untuk menentukan *optic disc*. Identifikasi *optic disc* menggunakan tingkat kecerahan [9] [10] [11] memiliki kelemahan dalam hal penyebaran kecerahan pada citra retina. Jika area *optic disc* memiliki kecerahan yang sama atau kurang dari area lain, maka dapat terjadi kesalahan lokalisasi atau identifikasi *optic disc*.

Metode lain yang digunakan untuk mengidentifikasi *optic disc* adalah transformasi *hough* [12] [13] [14]. Ketiga sistem mengekstraksi bentuk lingkaran pada citra, dan menentukannya sebagai *optic disc*. Transformasi *hough* memberikan informasi tentang derajat bentuk lingkaran dari berbagai objek yang terdapat pada citra retina. Namun, tidak semua gambar *optic disc* dalam kondisi sempurna. Hal ini terjadi saat *optic disc* sudah mengalami kerusakan akibat penyakit tertentu, sehingga mengurangi akurasi deteksi *optic disc*.

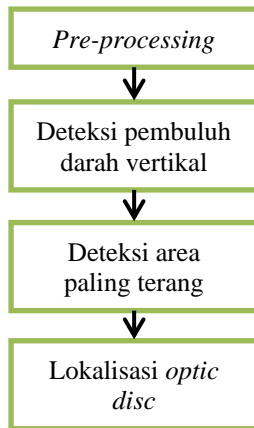
Sistem [15] menggunakan dua tahap pengolahan, yaitu *processing* dan segmentasi, untuk mendeteksi *optic disc*. Citra RGB dirubah menjadi citra abu-abu lewat ekstraksi fitur. Setelah itu, menghilangkan pembuluh darah dengan *Morphology Operator*. Tahapan ini merupakan proses *processing*. Disisi lain, metode *Maximum Entropy* digunakan untuk tahapan segmentasi. Kelemahan sistem [15] adalah pengujian tidak dilakukan untuk kondisi *optic disc* yang mengalami kerusakan. Proses pengujian sistem [15] juga hanya menggunakan 10 citra *optic disc* normal.

Berbeda dengan sistem sebelumnya yang bergantung pada intensitas dan bentuk *optic disc*, sistem [16] memanfaatkan kumpulan pembuluh darah mata yang berpola konvergen (*Fuzzy Convergence*) untuk menentukan letak *optic disc*. Metode *Fuzzy Convergence* mengenali *optic disc* sebagai titik akhir pembuluh darah retina. Sehingga, sistem harus melakukan pemetaan seluruh pembuluh darah. Sistem ini menghasilkan 89% akurasi.

Berdasarkan kekurangan dari metode-metode sebelumnya, penelitian ini bertujuan untuk menentukan posisi *optic disc*, tanpa melakukan pemetaan seluruh pembuluh darah retina.

Sistem hanya akan berfokus pada pembuluh darah arah vertikal. Hipotesa awal dari pengamatan citra fundus menunjukkan, koordinat *optic disc* pada sumbu-x citra fundus, selalu berada pada area dengan konsentrasi pembuluh darah vertikal terbanyak.

## II. METODE



Gbr. 2 Alur kerja untuk melokalisasi *optic disc* pada citra retina

Data yang digunakan proses pangujian adalah 56 gambar fundus retina dengan resolusi spasial 605x700 dan berformat *tiff*. Kondisi *optic disc* pada kumpulan gambar tersebut cukup variatif, dari normal atau sehat hingga rusak. Hal ini dimaksudkan untuk menguji kehandalan metode pada berbagai jenis kondisi *optic disc*.

Metode yang digunakan untuk melakukan lokalisasi *optic disc* ditunjukkan pada Gambar. 2. Proses diawali dengan *pre-processing*, hasil *pre-processing* digunakan untuk mendeteksi pembuluh darah vertikal. Deteksi pembuluh darah vertikal menghasilkan profil pembuluh darah vertikal dan batas-batas area *optic disc* pada arah vertikal. Deteksi daerah paling terang pada citra retina dibatasi pada batas-batas tersebut dan menghasilkan batas-batas *optic disc* pada arah horisontal. Keluaran dua proses tersebut digunakan untuk menentukan lokasi dari *optic disc* arah vertikal (sumbu-x) dan horisontal (sumbu-y).

Pada bagian ini dijelaskan metode-metode yang digunakan untuk melokalisasi *optic disc*. Pada bagian II.A, dijelaskan metode *pre-processing*, bagian II.B dijelaskan metode deteksi pembuluh darah vertikal, bagian II.C dijelaskan metode deteksi daerah paling terang pada citra retina dan bagian II.D dijelaskan metode deteksi *optic disc*.

### A. Pre-processing

*Pre-processing* bertujuan untuk menghasilkan citra dengan tingkat kontras dan kecerahan tertentu. Tingkat kontras dan kecerahan ini dibutuhkan oleh filter untuk mendeteksi pembuluh darah vertikal dengan benar. Hal ini, lebih lanjut dibahas pada bagian II.B.

Masukan proses *pre-processing* adalah citra retina yang mengandung tiga matriks RGB ( $M_{RGB}$ ), sedangkan keluarannya berupa matriks *gray image* (GI). Matriks *gray* dihasilkan dengan menjumlahkan matriks RGB. Sebelum dijumlahkan,

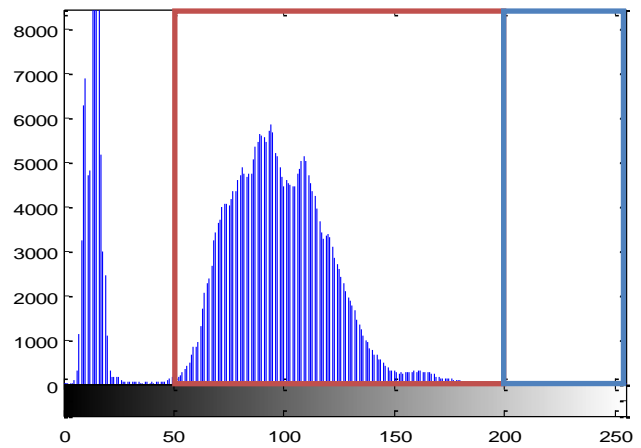
setiap matriks RGB dikalikan dengan koefisien matriks, seperti pada persamaan 1.

$$GI = r * M_R + g * M_G + b * M_B \dots\dots\dots(1)$$

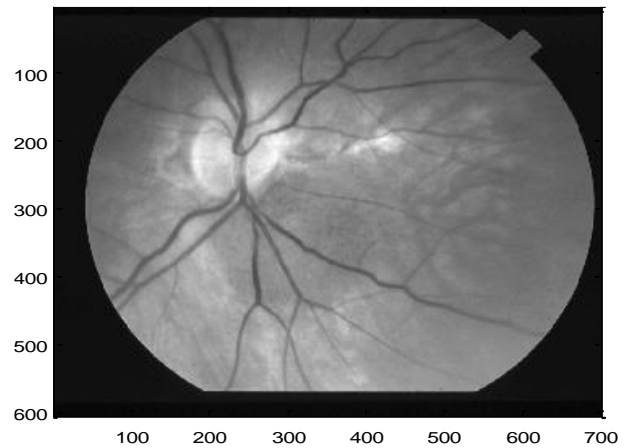
Koefisien setiap matriks RGB ditentukan berdasarkan empat kondisi. Empat kondisi ini dikelompokan berdasarkan nilai histogram matriks hijau-nya.

Jika citra memiliki banyak jumlah piksel pada intensitas 50–200 (*range* 0-255), maka citra tersebut dikategorikan kondisi pertama. Gambar. 3 menunjukkan histogram citra kondisi pertama, sedangkan Gambar. 4 menunjukkan bentuk citra kondisi pertama dengan warna keabuan yang dominan. Hal ini dirumuskan pada persamaan 2.

$$P_{I_{50-200}} > Batas_{max}(Kondisi\ pertama)\dots\dots\dots(2)$$



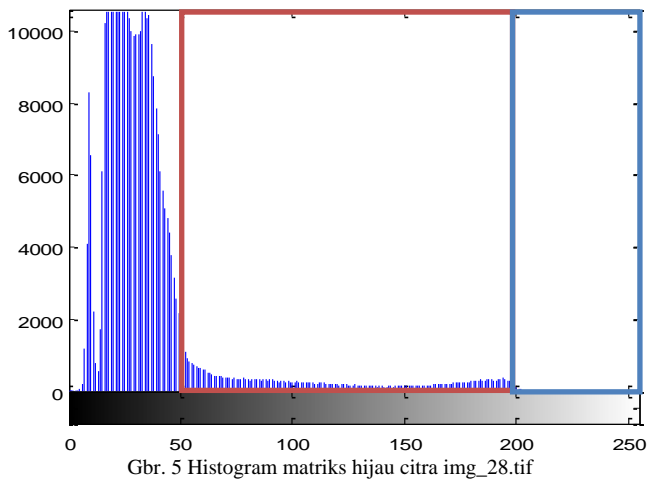
Gbr. 3 Histogram matriks hijau citra *img\_11.tif*



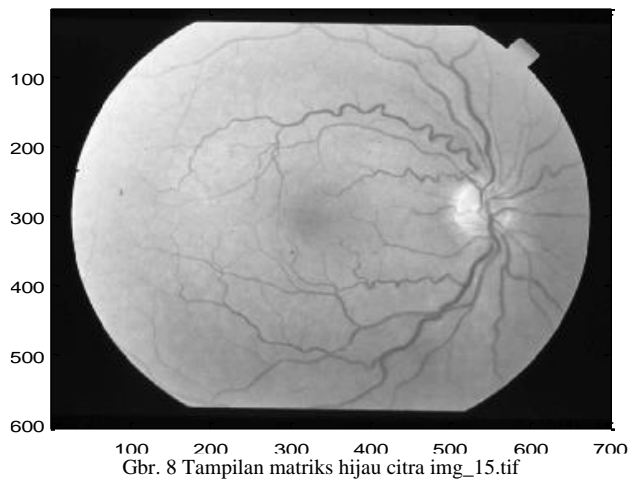
Gbr. 4 Tampilan matriks hijau citra *img\_11.tif*

Jika citra memiliki sedikit jumlah piksel pada intensitas 50-200, maka citra dikategorikan kondisi kedua. Gambar. 5 menunjukkan histogram citra kondisi kedua, sedangkan Gambar. 6 menunjukkan bentuk citra kondisi kedua dengan tampilan dominan warna hitam dan kontras yang rendah. Hal ini dirumuskan pada persamaan 3.

$$P_{I_{50-200}} < Batas_{min}(Kondisi\ kedua)\dots\dots\dots(3)$$

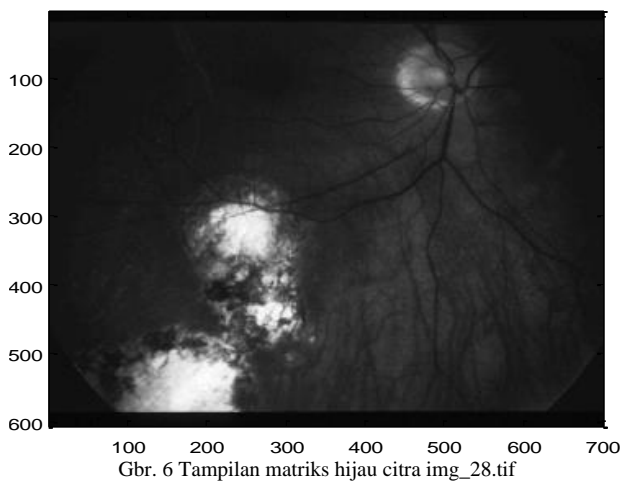


Gbr. 5 Histogram matriks hijau citra img\_28.tif



Gbr. 8 Tampilan matriks hijau citra img\_15.tif

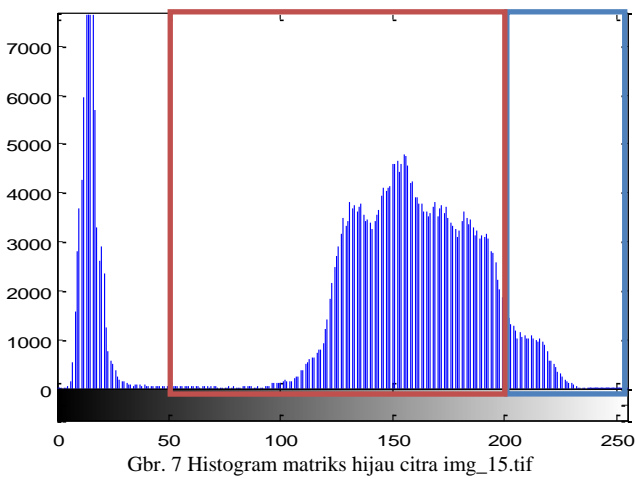
Jika citra memiliki perubahan jumlah piksel yang signifikan pada *range* nilai intensitas yang sempit maka citra dikategorikan kondisi empat. Gambar. 9 menunjukkan histogram citra kondisi keempat, sedangkan Gambar. 10 menunjukkan bentuk citra kondisi keempat.



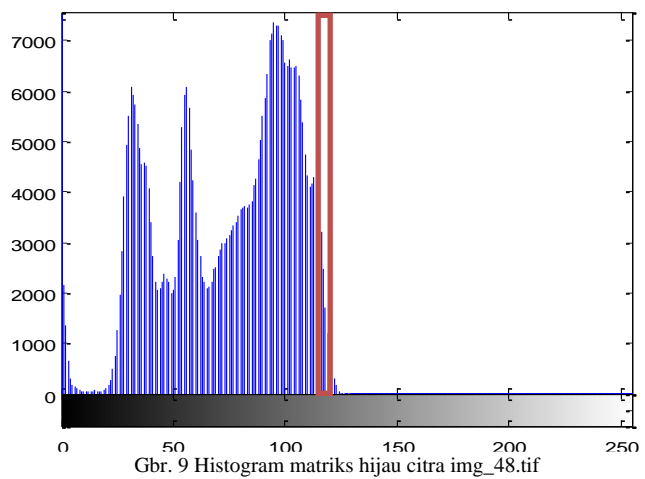
Gbr. 6 Tampilan matriks hijau citra img\_28.tif

Jika citra memiliki banyak jumlah piksel pada intensitas diatas 200, maka citra dikategorikan kondisi ketiga. Gambar. 7 menunjukkan histogram citra kondisi ketiga, sedangkan Gambar. 8 menunjukkan bentuk citra kondisi ketiga dengan tampilan yang didominasi oleh warna abu-abu dan putih. Hal ini dirumuskan pada persamaan 4.

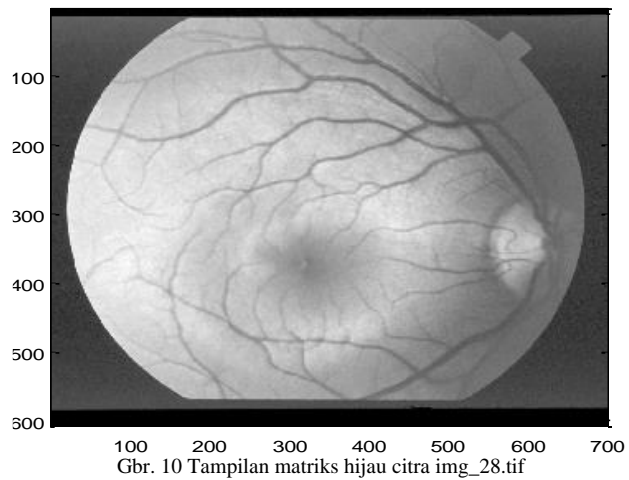
$$P_{I_{200-255}} > Batas_{max} \text{ (Kondisi ketiga)} \dots\dots\dots(4)$$



Gbr. 7 Histogram matriks hijau citra img\_15.tif



Gbr. 9 Histogram matriks hijau citra img\_48.tif



Gbr. 10 Tampilan matriks hijau citra img\_28.tif

Penentuan perubahan jumlah piksel yang signifikan dimulai dari pencarian nilai minimum pertama. Pencarian nilai

minimum pertama dilakukan dari arah kanan ke kiri pada data histogram (jumlah piksel pada intensitas 255 menuju intensitas 0). Pencarian nilai minimum berhenti setelah menemukan jumlah piksel yang masuk dalam katagori minimum. Nilai intensitas yang jumlah pikselnya minimum ( $I_{min}$ ) digunakan sebagai acuan.

Proses dilanjutkan dengan mencari selisih antara jumlah piksel pada  $I_{min}$  dan jumlah piksel pada intensitas ke-x setelah intensitas minimum. Hal ini dirumuskan dalam persamaan 5.

$$|P_{I_{min}} - P_{I_{min-x}}| > Batas_{maksimum}(Kondisi keempat)..(5)$$

Nilai x menentukan katagori sempit yang ingin diterapkan. Jika selisih lebih dari batas maksimum yang ditentukan maka citra dikategorikan kondisi keempat.

Pada proses *pre-processing* terdapat prioritas terhadap keempat kondisi. Urutan prioritas dimulai dari kondisi ketiga, kondisi keempat, kondisi kedua dan kondisi pertama. Seperti Gambar. 7, walaupun nilai histogram memenuhi kondisi pertama dan ketiga namun berdasarkan prioritas, kondisi yang dipenuhi adalah kondisi ketiga. Begitu juga dengan gambar yang berdasarkan prioritas memenuhi kondisi keempat.

Setiap kondisi menghasilkan nilai koefisien matriks yang berbeda. TABEL I menunjukkan nilai koefisien matriks yang diberikan sesuai kondisi yang dipenuhi oleh citra.

TABEL I  
NILAI KOEFISIEN Matriks RGB SETIAP KONDISI

No	Kondisi	Koefisien matriks		
		Merah (r)	Hijau (g)	Biru (b)
1	Pertama	0.1	0.9	0
2	Kedua	0	2	0
3	Ketiga	0	0	1
4	Keempat	0.9	0.1	0

Nilai koefisien matriks diatas diperoleh dari pengujian awal. Pada pengujian awal, nilai koefisien setiap kondisi diatur sehingga filter deteksi pembuluh darah vertikal menghasilkan profil pembuluh darah yang terfokus secara vertikal pada lokasi *optic disc*.

### B. Deteksi Pembuluh Darah Vertikal

Deteksi pembuluh darah vertikal bertujuan untuk menghasilkan profil pembuluh darah pada arah vertikal. Profil pembuluh darah digunakan sebagai acuan untuk membatasi lokasi pencarian *optic disc* pada arah vertikal.

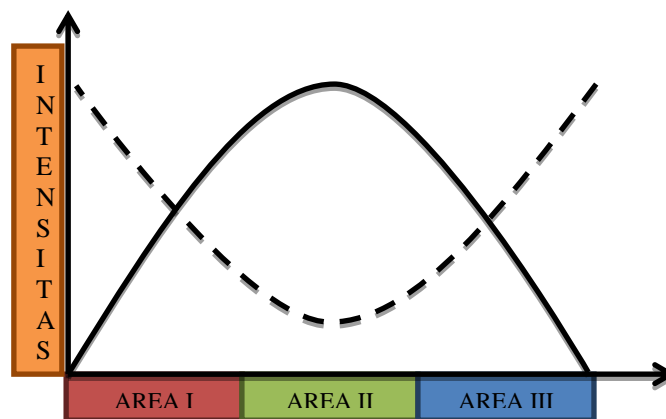
Pencarian pembuluh darah dilakukan dengan prinsip bahwa pembuluh darah dapat dideteksi berdasarkan perbedaan intensitas maksimum diantara tiga area. Tiga area ini terdiri dari beberapa piksel yang berjejer secara horisontal (baris pada matriks  $GI$ ) seperti yang ditunjukkan TABEL II.

TABEL II  
PEMBAGIAN AREA FILTER DETEKSI PEMBULUH DARAH ARAH VERTIKAL

$X_i \dots\dots\dots X_{i+n}$	$X_{i+n+1} \dots\dots\dots X_{i+2n+1}$	$X_{i+2n+2} \dots\dots\dots X_{i+3n+2}$
Area pertama	Area kedua	Area ketiga

$X$  merupakan koordinat baris dan kolom pada matriks  $GI$ . Area pertama terdiri dari  $n$  buah piksel pada baris yang sama dan kolom yang bersebelahan, begitu juga dengan area kedua dan ketiga. Metode ini menggunakan lima piksel untuk setiap area dengan kata lain filter deteksi pembuluh darah vertikal menggunakan *window* dengan ukuran  $1 \times 15$  untuk mendeteksi pembuluh darah vertikal.

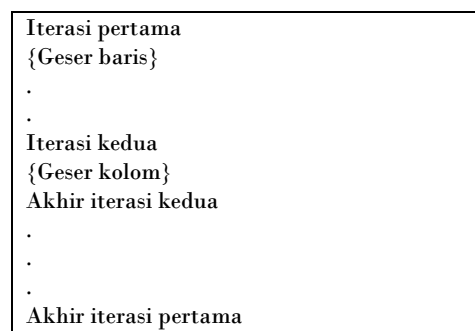
Gambar. 11 menunjukkan Ilustrasi defenisi pembuluh darah vertikal berdasarkan perbandingan intensitas maksimal area I, II dan III. Deteksi pembuluh darah vertikal dilakukan dengan membandingkan nilai intensitas maksimal dari area pertama, kedua dan ketiga. Jika area pertama dan ketiga memiliki nilai intensitas maksimal yang sama (atau dikategorikan sama) dan berbeda dengan intensitas maksimal area kedua pada selisih nilai tertentu maka area kedua didefenisikan sebagai pembuluh darah vertikal.



Gbr. 11 Ilustrasi defenisi pembuluh darah vertikal berdasarkan perbandingan intensitas maksimal area I, II dan III.

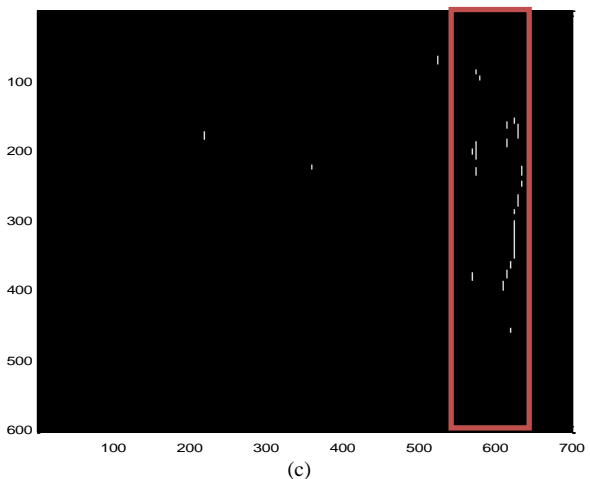
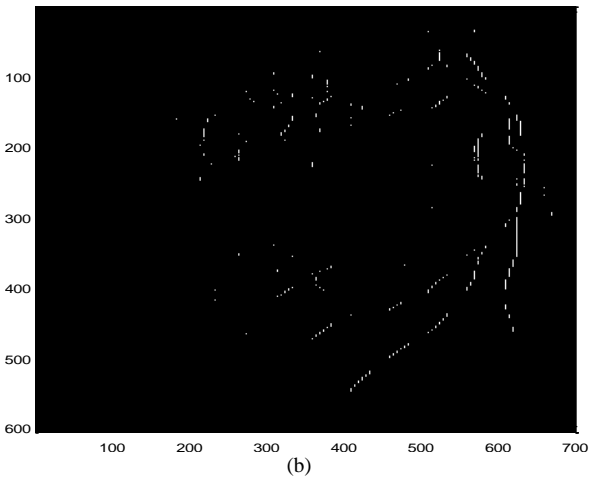
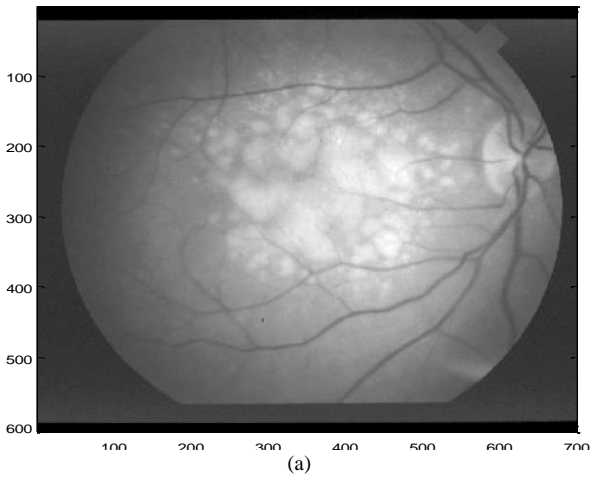
Kurva garis putus-putus menunjukkan defenisi pembuluh darah untuk kondisi nilai intensitas maksimum area kedua yang lebih kecil dari area pertama dan ketiga. Kurva garis normal menunjukkan defenisi pembuluh darah untuk kondisi nilai intensitas maksimum area kedua yang lebih besar dari area pertama dan ketiga.

Proses *scanning* area I, II dan III dilakukan dengan dua tingkat iterasi seperti ditunjukkan Gambar 12. Iterasi pertama untuk melakukan pergesaran *scanning* pada baris matriks  $GI$  sedangkan iterasi kedua untuk melakukan pergesaran pada kolom matriks  $GI$ .



Gbr. 12 Ilustrasi coding deteksi pembuluh darah vertikal

Setiap iterasi kedua, terjadi pergantian koordinat kolom dalam domain area I, II dan III. Metode ini menggunakan lima piksel pergeseran kolom setiap iterasi kedua dan satu piksel pergeseran baris setiap iterasi pertama.



Gbr 13. Hasil deteksi pembuluh darah vertikal. (a) tampilan matriks  $GI$ . (b) Profil hasil deteksi pembuluh darah vertikal. (c) Profil hasil deteksi pembuluh darah vertikal dengan ukuran tertentu dan  $window$  batas lokasi  $optic disc$  pada arah vertikal.

Gambar. 13(b) menunjukkan citra hasil deteksi pembuluh darah vertikal, yang terdiri dari berbagai ukuran profil. Pada metode ini, profil pembuluh darah dengan ukuran kecil dianggap sebagai *noise*, karena menurunkan akurasi deteksi batas *optic disc*. Sehingga, harus dihilangkan.

Pencarian *optic disc* hanya terfokus pada daerah dengan jumlah profil pembuluh darah paling besar pada arah vertikal. Metode ini menggunakan *window* dengan ukuran  $605 \times 100$  seperti yang ditunjukkan Gambar. 13(c), namun dapat disesuaikan secara otomatis dengan ukuran citra yang dideteksi. *Window* digeser sebesar setiap 50 piksel ke arah kanan (pergeseran kolom) dan melakukan perhitungan total intensitas pada area *window* tersebut. *Window* dengan jumlah intensitas paling besar digunakan sebagai batas pencarian lokasi *optic disc*.

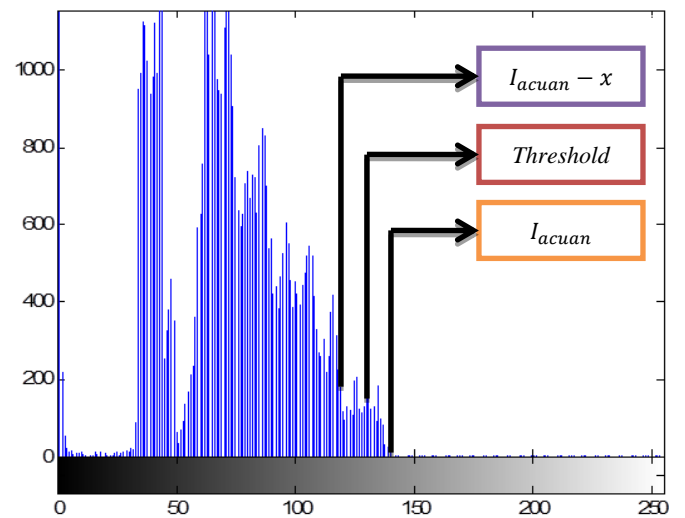
### C. Deteksi Kecerahan

Deteksi kecerahan dilakukan untuk mendeteksi *optic disc* pada arah horisontal. Lokasi deteksi kecerahan tidak dilakukan pada seluruh area citra namun hanya pada area *window*  $605 \times 100$  dengan jumlah intensitas terbesar. Metode ini menggunakan *threshold* untuk mendeteksi daerah paling terang pada *window*. Daerah paling terang yang memiliki intensitas diatas *threshold* diberikan nilai intensitas 255 sedangkan daerah dengan nilai intensitas dibawah *threshold* diberikan nilai intensitas 0.

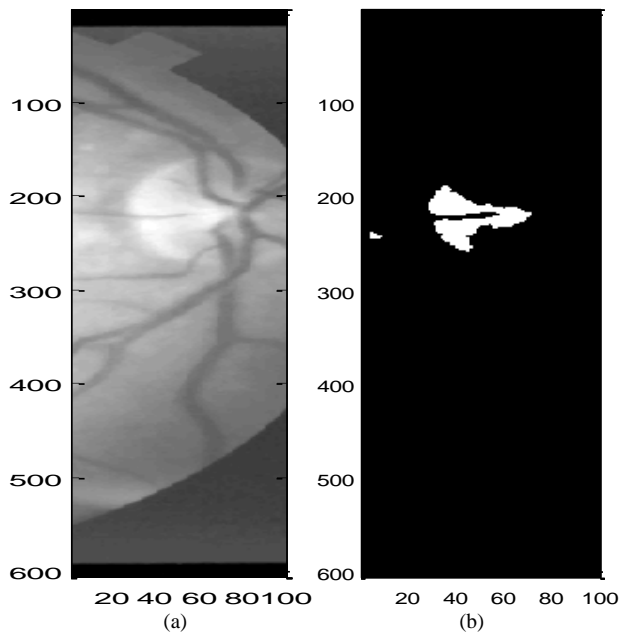
Pada perhitungan nilai *threshold*, dicari nilai intensitas dengan jumlah piksel diatas batas yang ditetapkan ( $I_{acuan}$ ). Proses *scanning* dimulai dari kanan data histogram. *Scanning* pada data histogram dilakukan hingga selisih jumlah piksel intensitas acuan ( $P_{I_{acuan}}$ ) dan jumlah piksel pada intensitas tertentu ( $P_{I_{acuan-x}}$ ) melebihi batas maksimum. Hal ini ditunjukkan pada persamaan 6 dan Gambar. 14.

$$P_{I_{acuan-x}} - P_{I_{acuan}} > \text{Batas maksimum} \dots \dots \dots (6)$$

Nilai *threshold* adalah nilai tengah antara nilai intensitas acuan ( $I_{acuan}$ ) dan intensitas titik akhir *scanning* ( $I_{acuan-x}$ ).



Gbr. 14 Histogram matriks *window* dengan nilai nilai intensitas acuan 140, intensitas titik akhir 118 dan *threshold* pada intensitas 129.

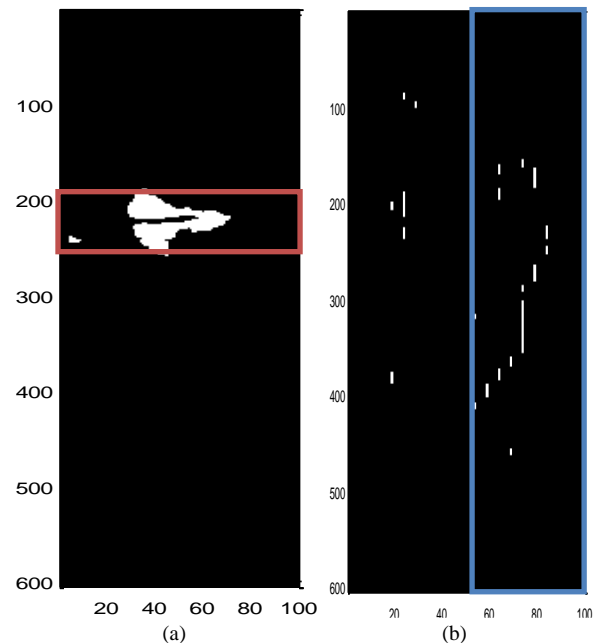


Gambar 15. Perbandingan deteksi kecerahan antara matriks *window* dan matriks *GI*. (a) tampilan citra matriks *window* (b) hasil deteksi kecerahan matriks *window* (c) hasil deteksi kecerahan pada seluruh area citra matriks *GI*

Tidak semua citra retina menunjukkan karakteristik bahwa daerah paling terang adalah *optic disc*, seperti yang ditunjukkan Gambar. 15(c), sehingga deteksi kecerahan dapat menghasilkan lokasi *optic disc* yang salah. Hasil lebih baik diperoleh jika proses deteksi kecerahan dilakukan setelah lokasi deteksi *optic disc* difokuskan dengan matriks *window* seperti yang ditunjukkan Gambar. 15(b).

#### D. Deteksi *Optic disc*

Deteksi *optic disc* bertujuan untuk menghitung koordinat *optic disc* berdasarkan matriks deteksi kecerahan dan deteksi pembuluh darah vertikal. Perhitungan koordinat *optic disc* hanya dilakukan pada matriks *window* yang adalah batas vertikal pada matriks *GI* dengan jumlah intensitas profil pembuluh darah vertikal terbesar seperti ditunjukkan pada Gambar. 16.



Gambar 16. Hasil deteksi kecerahan dan fokus hasil deteksi pembuluh darah vertikal. (a) hasil deteksi kecerahan (b) fokus hasil deteksi pembuluh darah vertikal

Koordinat sumbu-x dideteksi dengan memanfaatkan matriks hasil deteksi pembuluh darah vertikal. Lokalisasi dilakukan dengan memanfaatkan *window* 605x50 yang digeser setiap kolom sebesar satu piksel. *Window* dengan jumlah intensitas terbesar digunakan sebagai acuan koordinat sumbu-x. Koordinat sumbu-x adalah nilai tengah dari batas kolom terkecil dan terbesar *window* 605x50. Koordinat sumbu-x juga dapat dideteksi dengan memanfaatkan matriks hasil deteksi kecerahan dengan ukuran *window* dan pergseran yang sama. Koordinat sumbu-x pada metode ini adalah rata-rata kedua hasil deteksi diatas.

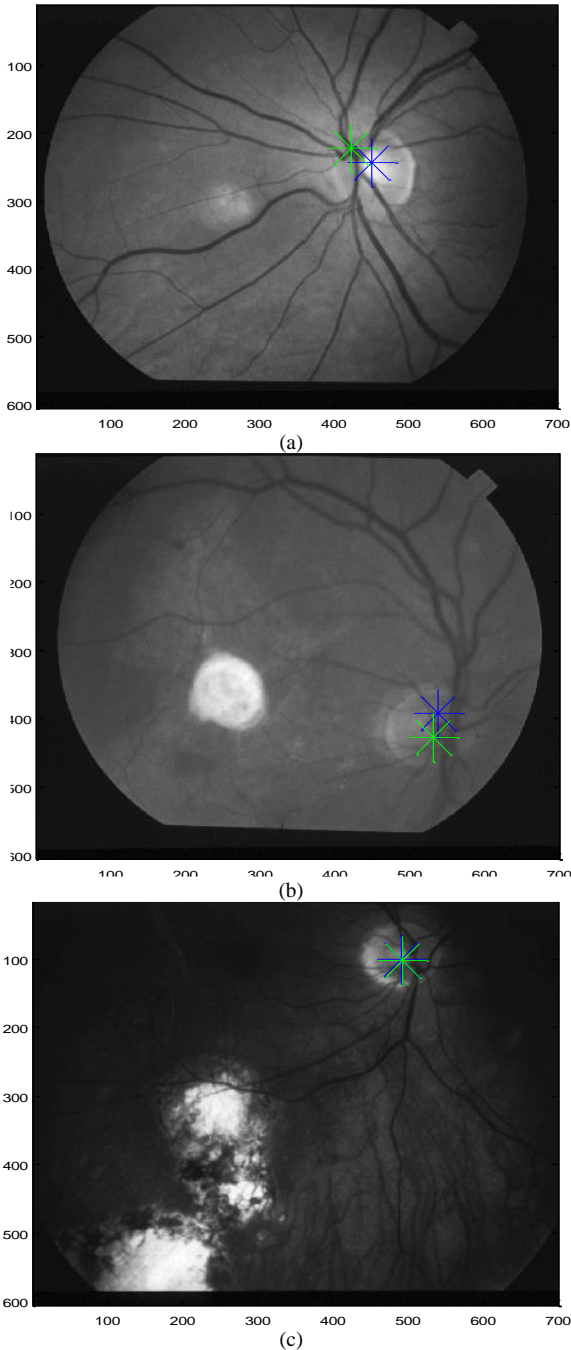
Koordinat sumbu-y dideteksi dengan memanfaatkan matriks hasil deteksi kecerahan. Lokalisasi dilakukan dengan memanfaatkan *window* 50x100 yang digeser setiap baris sebesar satu piksel. *Window* dengan jumlah intensitas terbesar digunakan sebagai acuan koordinat sumbu-y. Koordinat sumbu-y adalah nilai tengah dari batas baris terkecil dan terbesar *window*.

### III. HASIL PENGUJIAN

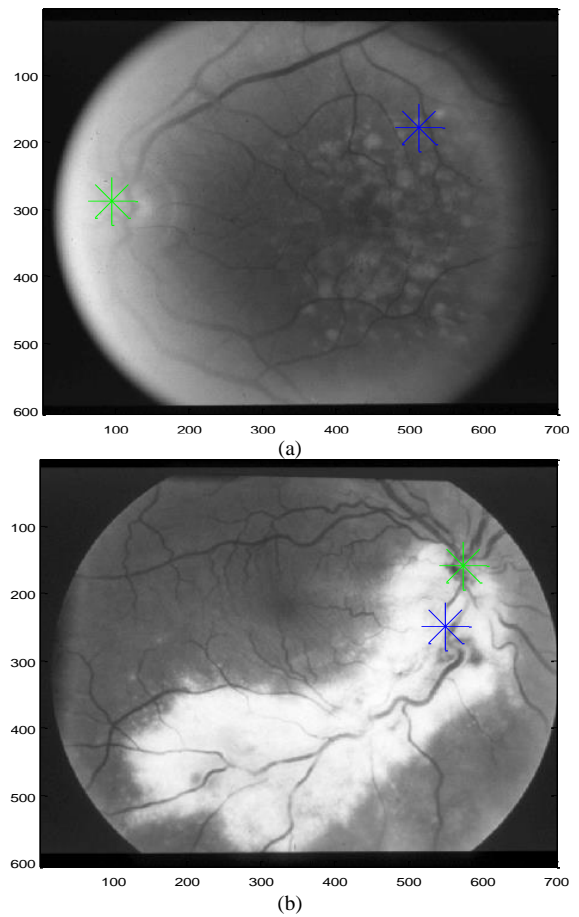
Pengujian dilakukan menggunakan 56 citra retina dengan resolusi *spasial* 605x700. Setiap citra retina dikenali lewat penomoran dari *img\_01* hingga *img\_56*. *Optic disc* pada citra retina memiliki ukuran, tingkat kecerahan dan lokasi yang berbeda-beda.

Keberhasilan metode deteksi pembuluh darah vertikal dalam melokalisasi *optic disc* ditentukan oleh dua faktor. Pertama, jarak antara koordinat hasil metode deteksi pembuluh darah vertikal (*metode pertama*) dengan koordinat hasil deteksi metode *fuzzy convergence*[1] (*metode kedua*). Faktor ini dibahas lebih lanjut pada Bagian V. Kedua, pengamatan terhadap koordinat hasil lokalisasi metode satu.

Pada pengamatan, setiap citra yang dideteksi dibedakan berdasarkan dua kondisi. Kondisi pertama, *optic disc* merupakan daerah paling terang pada citra. Kondisi kedua, *optic disc* bukan daerah paling terang pada citra. *Optic disc* pada kondisi kedua ditentukan lewat kumpulan pembuluh darah. Metode satu berhasil melakukan lokalisasi *optic disc* dengan benar pada 54 dari 56 citra retina (96%). Citra retina hasil lokalisasi ditunjukkan pada Gambar. 17. Titik biru merupakan koordinat hasil lokalisasi metode pertama sedangkan titik hijau merupakan koordinat hasil lokalisasi metode kedua.



Gbr. 17 Hasil kedua metode. (a) *Optic disc* merupakan daerah paling terang. (b)(c) *Optic disc* bukan daerah paling terang.



Gbr. 18 Kesalahan lokalisasi metode pertama (a) Kesalahan lokalisasi karena deteksi pembuluh darah arah vertikal. (b) kesalahan lokalisasi kerana deteksi kecerahan.

Kesalahan lokalisasi *optic disc* pada Gambar. 18(a) disebabkan oleh deteksi pembuluh darah vertikal. *Pre-processing* tidak menghasilkan citra matriks *GI* dengan kontras dan kecerahan yang sesuai filter deteksi pembuluh darah vertikal. Banyak pembuluh darah vertikal yang berada pada daerah dengan kontras yang rendah.

Kesalahan lokalisasi *optic disc* pada Gambar. 18(b) disebabkan oleh kesalahan deteksi kecerahan. Hasil deteksi kecerahan menjadi masukan untuk menentukan koordinat *optic disc* pada sumbu-y. Citra retina pada Gambar. 18(b) memiliki tingkat kecerahan yang sama sepanjang sumbu-y. hal ini menyebabkan deteksi kecerahan menjadi keliru dalam menentukan lokasi *optic disc*.

#### IV. ANALISIS

Analisis dilakukan dengan membandingkan koordinat hasil lokalisasi *optic disc* antara metode pertama dengan metode kedua. Perbandingan koordinat antara kedua metode dilakukan dengan melihat selisih koordinat kedua metode tersebut. Selisih dihitung menggunakan persamaan 7.

$$\text{selisih} = \sqrt{(X_1 - X_2)^2 + (Y_1 - Y_2)^2} \dots\dots\dots(7)$$

Keterangan :

- $X_1$  = Koordinat sumbu-x metode pertama
- $X_2$  = Koordinat sumbu-x metode kedua
- $Y_1$  = Koordinat sumbu-y metode pertama
- $Y_2$  = Koordinat sumbu-y metode kedua
- Metode pertama = Metode deteksi pembuluh darah arah vertikal
- Metode kedua = Metode fuzzy convergence

Nilai selisih koordinat merupakan jumlah piksel yang memisahkan koordinat *optic disc* metode pertama dan metode kedua. Nilai selisih yang kecil menunjukkan bahwa metode pertama dan kedua melokalisasi *optic disc* pada koordinat yang berdekatan, begitu juga sebaliknya. Jika berpatokan pada acuan bahwa diameter *optic disc* adalah 1/6 lebar spasial citra [1] dan koordinat hasil lokalisasi *optic disc* metode kedua adalah pusat *optic disc*, maka batas area *optic disc* terluar adalah 1/12 lebar spasial citra. Jika lebar spasial citra adalah ukuran diagonal citra, maka lebar citra untuk percobaan ini adalah 925 (*resolusi spasial* = 605x700). Dengan demikian, batas maksimum selisih koordinat antara metode pertama dan metode kedua untuk mengidentifikasi bahwa metode pertama berhasil melokalisasi *optic disc* adalah 77 piksel. Sedangkan, jika menggunakan data yang menyebutkan bahwa lebar *optic disc* adalah antara 80-100 piksel [7], maka batas maksimum selisih adalah 50 piksel.

TABEL III  
SELISIH KOORDINAT *OPTIC DISC* METODE PERTAMA DAN  
METODE KEDUA

N <sub>o</sub>	Selisih	N <sub>o</sub>	Selisih	N <sub>o</sub>	Selisih	N <sub>o</sub>	Selisih
1	22	15	10	29	18	43	16
2	23	16	29	30	93	44	41
3	5	17	13	31	29	45	29
4	22	18	33	32	17	46	13
5	21	19	8	33	24	47	45
6	30	20	39	34	35	48	9
7	13	21	14	35	18	49	26
8	16	22	33	36	42	50	24
9	33	23	28	37	34	51	46
10	432	24	35	38	20	52	22
11	54	25	34	39	44	53	27
12	16	26	21	40	40	54	21
13	27	27	33	41	45	55	13
14	12	28	2	42	20	56	23
Rata-rata selisih				25			

Bagian. IV membahas mengenai kesalahan lokalisasi *optic disc* oleh metode pertama pada citra retina *img\_10* dan *img\_30*. Hal ini didukung juga oleh nilai selisih antara koordinat hasil lokalisasi metode pertama dan metode kedua yang melebihi batas maksimum 50 piksel. Sedangkan lokalisasi *optic disc* 54 citra retina lainnya berhasil dilakukan dengan benar. Ukuran benar ini, didasarkan pada hasil pengamatan dan nilai selisih pada TABEL III.

Nilai rata-rata selisih pada TABEL III dihitung untuk melihat tingkat akurasi lokalisasi *optic disc* metode pertama terhadap metode kedua. Nilai akurasi ini dihitung untuk kondisi lokalisasi *optic disc* yang benar sehingga tidak

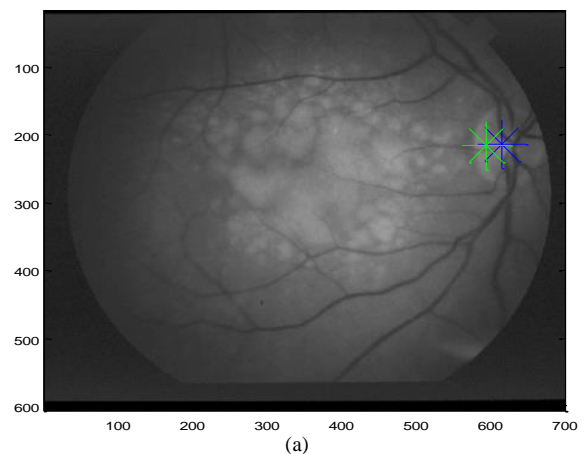
melibatkan hasil lokalisasi citra *img\_10* dan *img\_30*. Nilai rata-rata selisih sebesar 25 menunjukkan bahwa terdapat perbedaan lokalisasi *optic disc* sebesar 25 piksel antara metode pertama dan metode kedua. Walaupun terdapat selisih antara koordinat *optic disc* hasil deteksi metode pertama dan metode kedua pada 54 citra retina lainnya, namun berdasarkan pengamatan, koordinat tersebut masih berada pada lokasi *optic disc*. Faktor selisih yang besar pada 54 citra retina lainnya tidak dapat digunakan sebagai acuan tunggal untuk menentukan keberhasilan lokalisasi *optic disc* oleh metode pertama. Hal ini dikarenakan acuan koordinat metode kedua pada perhitungan nilai selisih merupakan pendekatan pada titik pusat *optic disc* sesungguhnya.

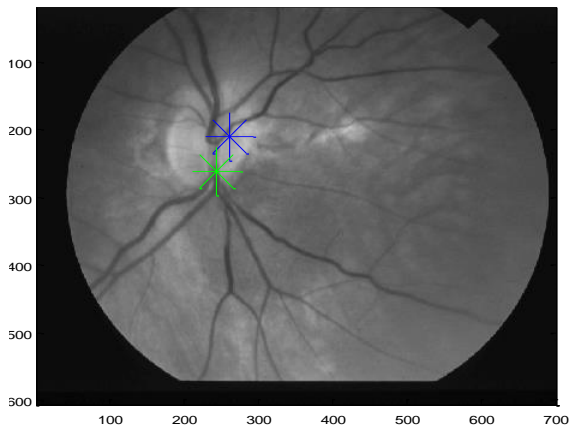
Terdapat kondisi dimana koordinat *optic disc* metode pertama lebih baik dari metode kedua, namun nilai selisih yang diabaikan cukup besar. Kondisi ini terdapat pada citra *img\_05*, *img\_11*, *img\_20*, *img\_36*, *img\_37* dan *img\_39*.

Kesalahan ini dikarenakan perbedaan prinsip kerja dari metode pertama dan metode kedua. Metode kedua mendeteksi *optic disc* dari keberadaan pusat pembuluh darah pada jaringan pembuluh darah (*Fuzzy Convergence*) atau daerah paling terang dari citra retina (*Illumination Equalization*). Metode kedua menggunakan *illumination equalization* jika hasil deteksi *fuzzy convergence* kurang dari nilai yang ditetapkan.

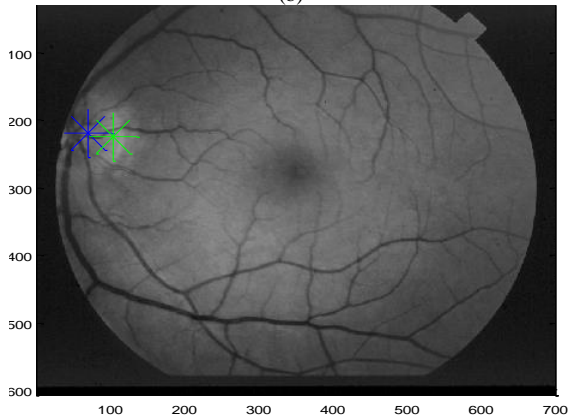
Gambar. 19 (a) dan (c) menunjukkan bahwa metode kedua melokalisasi *optic disc* sesuai *illumination equalization*, sedangkan Gambar. 19 (b) menggunakan *fuzzy convergence*. Pada Gambar. 19 (a) dan (c), pusat *optic disc* tidak berada pada area paling terang, sehingga lokalisasi *optic disc* oleh metode kedua menghasilkan kesalahan lokalisasi pada sumbu-x. Pada Gambar. 19 (b), pusat *optic disc* tidak terletak pada titik pusat pembuluh darah dari jaringan pembuluh darah sehingga lokalisasi *optic disc* metode kedua menghasilkan kesalahan lokalisasi pada sumbu-y.

Hal sebaliknya ditunjukkan oleh lokalisasi metode pertama. Pada Gambar. 19 (a), (b), dan (c), pembuluh darah paling banyak berada di pusat *optic disc* pada arah vertikal dan lokasi paling terang juga berada sejajar dengan pusat *optic disc* pada arah horisontal, sehingga lokalisasi koordinat *optic disc* sumbu-x dan sumbu-y oleh metode pertama dilakukan dengan benar.

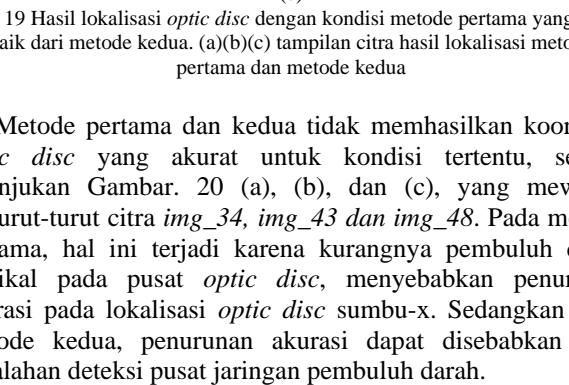




(a)



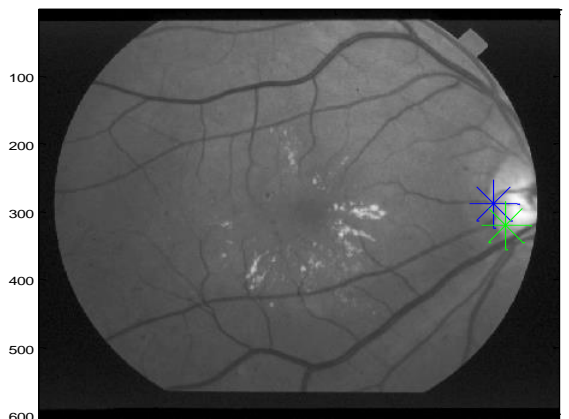
(b)



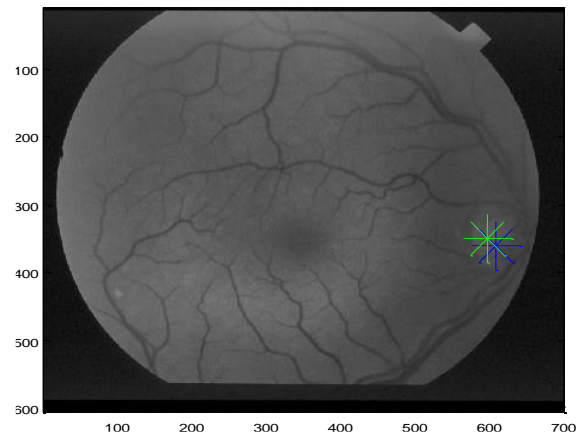
(c)

Gbr. 19 Hasil lokalisasi *optic disc* dengan kondisi metode pertama yang lebih baik dari metode kedua. (a)(b)(c) tampilan citra hasil lokalisasi metode pertama dan metode kedua

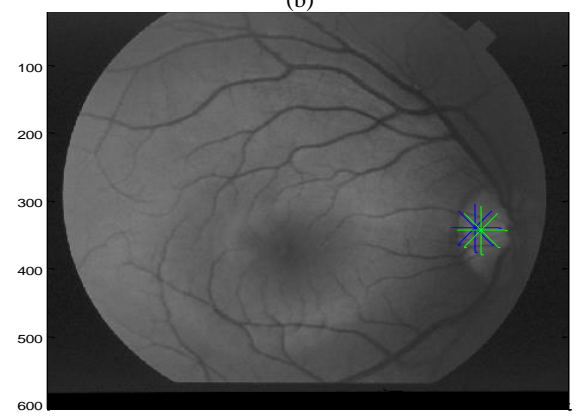
Metode pertama dan kedua tidak menghasilkan koordinat *optic disc* yang akurat untuk kondisi tertentu, seperti ditunjukkan Gambar. 20 (a), (b), dan (c), yang mewakili berturut-turut citra *img\_34*, *img\_43* dan *img\_48*. Pada metode pertama, hal ini terjadi karena kurangnya pembuluh darah vertikal pada pusat *optic disc*, menyebabkan penurunan akurasi pada lokalisasi *optic disc* sumbu-x. Sedangkan pada metode kedua, penurunan akurasi dapat disebabkan oleh kesalahan deteksi pusat jaringan pembuluh darah.



(a)



(b)



(c)

Gbr. 20 Hasil lokalisasi *optic disc* dengan kondisi metode pertama dan metode kedua tidak menghasilkan koordinat yang akurat terhadap titik pusat *optic disc*. (a)(b)(c) tampilan citra hasil lokalisasi metode pertama dan metode kedua.

## V. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil percobaan dan analisis, kesimpulan yang diperoleh adalah:

1. Tingkat keberhasilan lokalisasi *optic disc* dengan metode deteksi pembuluh darah vertikal adalah 96%.
2. Akurasi lokalisasi *optic disc* oleh metode deteksi pembuluh darah vertikal terhadap metode *fuzzy convergence* adalah 25 piksel.
3. Akurasi lokalisasi *optic disc* oleh metode deteksi pembuluh darah vertikal bergantung pada keberadaan pembuluh darah vertikal pada pusat *optic disc* dan daerah paling terang yang sejajar dengan *optic disc* pada arah horisontal dalam daerah yang telah dibatasi oleh matriks *window* dengan ukuran spasial 605x100.

## REFERENSI

- [1] Fuadah, Y. N., et. al., "Optimasi Convolutional Neural Network dan K-Fold Cross Validation pada Sistem Klasifikasi Glaukoma", ELKOMIKA: Jurnal Teknik Energi Elektrik, Teknik Telekomunikasi, & Teknik Elektronika, vol.10, 2022.
- [2] Sari, Y. P., "Penatalaksanaan glaukoma akut primer sudut terbuka", Jurnal Kedokteran Syiah Kuala, vol.18, pp. 172-175, Des. 2018.

- [3] Stalin, D. D., and Jose, A. A., “Retinal image classification system for diagnosis of diabetic retinopathy using SDCMethods”, *Artech J. Eff. Res. Eng. Technol*, vol. 1, pp. 87-93, 2020.
- [4] Victor, A. A., “Optic nerve changes in diabetic retinopathy”, *Optic Nerve. London*”, England: IntechOpen, pp. 85-103, 2018.
- [5] Myers, J. S., et. al., “Evolution of optic nerve photography for glaucoma screening: a review”, *Clinical & experimental ophthalmology*, vol. 46, pp. 169-176, 2018.
- [6] Madani, I., “Deteksi Optic Disk Pada Citra Fundus Dengan Ekstraksi Fitur Berbasis Principal Analysis (Pca), Morphology Operator Dan Maximum Entropy”. Diss. Universitas Muhammadiyah Gresik, 2019.
- [7] Ghassabi, Z., et.al., “A unified optic nerve head and optic cup segmentation using unsupervised neural networks for glaucoma screening”, In 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 5942-5945, 2018.
- [8] Bhatkalkar, B. J., et. al., “FundusPosNet: A deep learning driven heatmap regression model for the joint localization of optic disc and fovea centers in color fundus images”. *IEEE Access*, vol. 9, pp. 159071-159080, 2021.
- [9] Uribe, L. J., and Martínez, J. F., “Automated Optic disc region location from fundus images: Using local multi-level thresholding, best channel selection, and an Intensity Profile Model”, *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 51, pp. 148-161, 2019.
- [10] Zou, B., et.al. “Classified optic disc localization algorithm based on verification model”, *Computers & Graphics*, vol. 70, pp. 281-287, 2018.
- [11] Li, A., et.al., “Learning supervised descent directions for optic disc segmentation”, *Neurocomputing*, vol. 275, pp. 350-357, 2018.
- [12] Ünver, H. M., et al. "Statistical edge detection and circular hough transform for optic disk localization", *Applied Sciences*, vol.9, pp. 350-315, 2019.
- [13] Reza, M. N., “Automatic detection of optic disc in color fundus retinal images using circle operator”, *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 45, pp. 274-283, 2018.
- [14] Devasia, T., Jacob, P. and Thomas, T., “Automatic optic disc localization in color retinal fundus images”, *Adv. Comput. Sci. Technol*, vol. 11, pp. 1-13, 2018.
- [15] Madani, I., “Deteksi Optic Disk Pada Citra Fundus Dengan Ekstraksi Fitur Berbasis Principal Analysis (Pca), Morphology Operator Dan Maximum Entropy”, undergraduate thesis, Universitas Muhammadiyah Gresik, 2019.
- [16] Hoover, A. and Goldbaum, M., “Locating the optic nerve in retinal image using the fuzzy convergence of the blood vessels”, *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 22, pp. 951–958, Aug. 2003.