

Kraujagyslių tinklo optiniuose akies dugno vaizduose trasavimo algoritmas

M. Grušeckij, V. Marozas, D. Jegelevičius

Biomedicininės inžinerijos institutas, Kauno technologijos universitetas,
Studentų g. 65, LT-51369 Kaunas, Lietuva, tel. +370 37 407119, el. p. Ž.vaidotas.marozas@ktu.lt,
darius.jegelevicius@ktu.lt

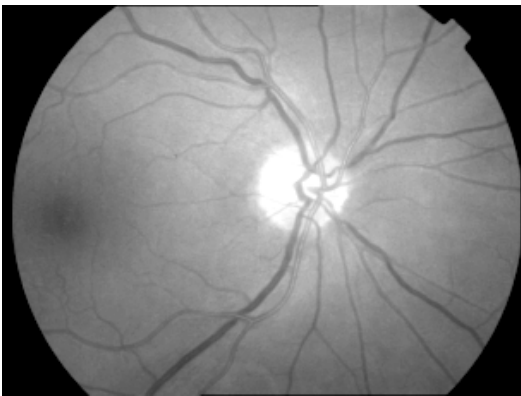
R. Ulickienė

Oftalmologijos laboratorija, Biomedicininų tyrimų institutas, Kauno medicinos universitetas,
Eivenių g. 4, LT-5000 Kaunas, Lietuva, tel. +370 37 338049, el. p. rutuli@takas.lt

Ivadas

Daugiausiai informacijos oftalmologas gauna iš akies dugno vaizdo (1 pav.). Kasdienėje klinikinėje praktikoje akių gydytojas pamatyta akies dugną aprašo arba piešia. Taip gaunamas subjektyvus akies dugno vaizdas. Akies dugno fotografija yra objektyvus akies dugno vaizdas, kurį galima analizuoti rankiniu būdu, – tai fotogrammetrija. Šiuo metu akies dugno fotografijas jau galima kaupti skaitmeniniu pavidalu. Gavus skaitmeninį akies dugno vaizdą, atsiranda galimybė jį analizuoti automatiškai bei objektyviai. Sukaupus daug tokių vaizdų, galima jų duomenų statistinę analizę.

Oftalmologas vertina šias akies dugno anatomines struktūras: 1) regos nervo diską; 2) akies dugno kraujagysles, kurios visos yra centrinės tinklainės arterijos bei venos šakos; 3) tinklainėje esančius patologinius židinius. Vertinant kraujagysles, svarbu: 1) arterijų įėjimo ir venų išėjimo vieta – regos nervo disko centras (vertingas kriterijus, naudingas regos nervo diskui automatiškai rasti); 2) kraujagyslių skersmuo; 3) skersmens tolygumas; 4) kraujagyslių vingiuotumas; 5) kraujagyslių sanklotos vietos; 6) arterijos ir venos skersmens santykis.



1 pav. Akies dugno vaizdo pavyzdys

Automatinei akies dugno kraujagyslių medžio analizei pagal anksčiau nurodytus kriterijus pirmiausiai reikia išskirti patį kraujagyslių tinklą, t. y. rasti kraujagyslių centrinių taškų koordinates ir kraujagyslių skersmenis kiekviename centro taške. Turint šią informaciją, būtų galima apskaičiuoti diagnostinę vertę turinčius jau minėtus parametrus.

Literatūros analizė rodo, kad automatinio kraujagyslių tinklo išskyrimo problemos buvo sprendžiamos keliais būdais, naudojant įvairius algoritmus. Vienuose algoritmuose naudojami specialiai parinkti dvimačiai filtrai ir gautų vaizdų taškai klasifikuojami kaip priklausantys arba nepriklausantys kraujagyslių tinklui [1], [2], [3]. Taikant tokius metodus, skaičiavimai ilgai trunka ir yra priklausomi nuo analizuojamo vaizdo mastelio. Kiti metodai remiasi neurotinklų panaudojimu [4], [5]. Šių metodų pranašumas – darbo rezultatų nepriklausymas nuo vaizdo mastelio. Trūkumas – reikalingas neurotinklų apmokymas.

Šiame straipsnyje pristatomas paprastas ir spartus algoritmas, kurio nereikia apmokyti. Taip pat pristatomi trasavimo algoritmo darbo rezultatų įvertinimo rodikliai.

Kraujagyslių tinklo išskyrimo akies dugno vaizduose algoritmas

Spalvotą skaitmeninį vaizdą sudaro trys dedamosios: R , G ir B (žalia, mėlyna ir raudona). Matematiškai skaitmeninį spalvotą vaizdą, susidedantį iš $(N \times M)$ taškų galime užrašyti trimate matrica:

$$I(x, y, z) = R(x, y, 1) + G(x, y, 2) + B(x, y, 3); \quad (1)$$

čia $x = 1, \dots, N$; $y = 1, \dots, M$; $z = 1, \dots, 3$.

Pradiniai tyrimai parodė, kad žalios spalvos kanale gaunamas didžiausias kontrastas, todėl duomenų pertekliškumui sumažinti buvo nuspręsta naudoti tik žalios spalvos vaizdo dedamąją G :

$$I(x, y) = G(x, y) \quad (2)$$

Kraujagyslių tinklo išskyrimo algoritmą sudaro šios sudedamosios dalys: 1) vaizdo pirminis apdorojimas; 2) šviesumo gradiento modulių ir orientacijos matricių skaičiavimas; 3) šviesumo gradientų grupavimas pagal kryptį ir grupių maksimumų išskyrimas; 4) kraujagyslių skersmens skaičiavimas ir centrinių taškų nustatymas.

1. Akies dugno vaizdo pirminis apdorojimas

Vaizdą registruojanti fotokamera pasižymi savais vidiniais triukšmais, kurie gali išryškėti ja užfiksuotame vaizde ir klaidinti atpažinimo algoritmą. Impulsiniams triukšmams sumažinti naudojamas netiesinis dvimatis medianinis filtras [6]:

$$I'(x, y) = \underset{(x_1, y_1) \in W}{\text{med}} (I(x + x_1, y + y_1)), \quad (3)$$

čia I – vaizdas iki filtravimo; I' – vaizdas po filtravimo; W – dvimatis filtravimo langas.

Filtravimo lango matmenys 3×3 . Šis filtras pašalina tik labai staigius šviesumo šuolius.

Aukštojo dažnio triukšmams ir smulkioms detalėms pašalinti naudojamas tiesinis Gauso žemųjų dažnių filtras [6]:

$$I''(x, y) = \sum_{(x_1, y_1) \in W} I'(x - x_1, y - y_1) h(x_1, y_1); \quad (4)$$

čia $h(x_1, y_1)$ – filtro impulsinė charakteristika, kurios koeficientai pasiskirstę pagal Gauso dėsnį, kai standartinė deviacija $\sigma = 2$. Filtravimo lango matmenys 7×7 .

Pirminiam vaizdo apdorojimo etapui taip pat priskiriamas „interesų zonos“ vaizde apibrėžimas. Tai irgi padeda minimizuoti pradinis duomenis, o kartu ir skaičiavimų apimtį. Interesų zona nustatoma ją pažymint ranka arba automatiškai.

2. Šviesumo gradiento modulio ir orientacijos matricių skaičiavimas

Po pirminio vaizdo apdorojimo atliekamas kiekvieno vaizdo elemento šviesumo gradientų modulių ir šviesumo gradientų fazių matricių skaičiavimas. Gradientų modulių vertės:

$$g(x, y) = \sqrt{X^2 + Y^2}, \quad (5)$$

fazių vertės:

$$\phi(x, y) = \arctan(Y / X); \quad (6)$$

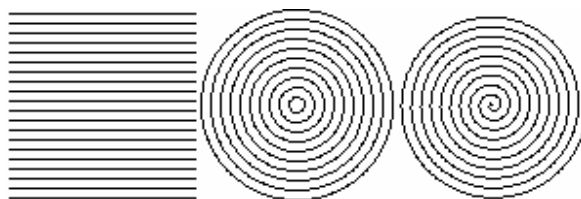
Čia

$$\begin{aligned} X &= -(c + (b + d) * \sin(\pi / 4)), \\ Y &= a + (b - d) * \sin(\pi / 4), \\ a &= I''(x + 1, y) - I''(x - 1, y), \\ b &= I''(x + 1, y - 1) - I''(x - 1, y + 1), \\ c &= I''(x, y - 1) - I''(x, y + 1), \\ d &= I''(x - 1, y - 1) - I''(x + 1, y + 1), \\ (x, y) &\in I''. \end{aligned}$$

3. Šviesumo gradientų modulių grupavimas pagal kryptį ir grupių maksimumų išskyrimas

Šiame etape nustatomi taškai, kurie gali priklausyti kraujagyslių medžiui. Visi fazių matricios taškai grupuojami pagal kryptį, su sąlyga, kad jie priklausytų vienai tiesei ir tarp jų nebūtų kitų verčių taškų. Po to modulių matricioje išrenkami tie elementai, kurie atitinka jau išrinktus fazių matricios taškus. Tarp jų surandamas maksimumas ir kraujagyslių tinklo koordinatinių matricioje pažymimas taškas, kuris gali priklausyti kraujagyslės sienelei. Į matricią neįtraukiami izoliuoti taškai (aplink kuriuos yra visi nuliai arba aplink nėra taip pat orientuotų vektorių).

Kitame etape ištirti šie maksimumų matricios nuskaitymo būdai (3 pav.): eilutėmis, apskritimais ir spirale.

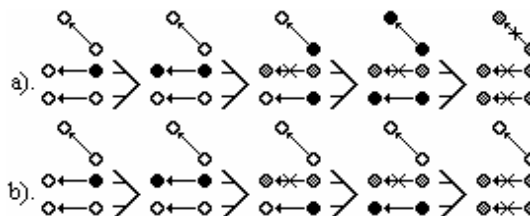


3 pav. Maksimumų matricios nuskaitymo trajektorijos (eilutėmis / apskritimais / spirale)

Kadangi optinio disko vaizdas yra centruotas (visos kraujagyslės išeina iš vienos vietos į skirtingas puses), informacija iš matricių buvo nuskaityta panaudojant koncentrinis apskritimus arba spirales. Nuskaityti buvo pradama nuo periferijos, kur daugiau kraujagyslių šakų.

4. Kraujagyslių skersmens skaičiavimas, centrinių taškų nustatymas

Kraujagyslės centrinės linijos taškas fiksuojamas tik tada, kai pavyksta nustatyti atstumą tarp priešingų kraujagyslių sienelių (kraujagyslės skersmenį). Trasavimo procesas prasideda nuo atraminio taško maksimumų matricioje koordinatinių nuskaitymo (vienu iš anksčiau nurodytų būdų). Trasavimo procesas vyksta atpažįstant gretimis kraujagyslės sienelių taškais. Trasavimo proceso iliustracija pateikta 4 paveiksle. Čia rodyklėmis pažymėta gradiento vektoriaus kryptis, juodas taškas – šiuo metu analizuojamas algoritmu, pilkas – jau išanalizuotas, kryžiuokais pažymėti surasti centriniai taškai.

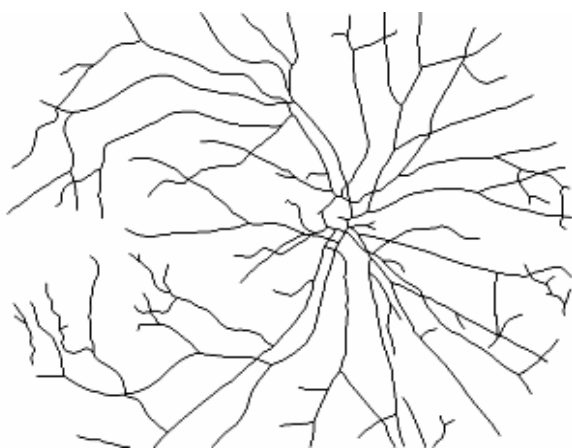


4 pav. Kraujagyslės skersmens ir centrinių taškų nustatymas: a – gretimi taškai nuskaitymi dviem kryptimis; b – gretimi taškai nuskaitymi viena kryptimi

Eksperimentinių tyrimų medžiaga

Eksperimentams naudojami vaizdai buvo užregistruoti Kauno medicinos universiteto Biomedicininio tyrimų instituto Oftalmologijos laboratorijoje Topcon TRC-50IX fundus kamera. Duomenų bazę sudarė aštuoni 768x576 vaizdo elementų dydžio akies dugno vaizdai.

Sukurto algoritmo darbui įvertinti buvo naudojami vaizdai, kuriuose didžioji dalis kraujagyslių medžio buvo pažymėta rankomis. Vaizdo pavyzdys su rankomis pažymėtu kraujagyslių medžiu parodytas 5 paveiksle. Kraujagyslių medis buvo žymimas surandant centrinis kraujagyslių taškus, kraujagyslių sienelių taškus ir sujungiant juos tiesėmis. Rankiniam kraujagyslių medžio žymėjimui reikia labai daug laiko ir kantrybės. Vieno vaizdo kraujagyslių žymėjimas užtruko nuo 7 iki 14 valandų nepertraukiamo darbo.



5 pav. Rankomis sužymėtas kraujagyslių tinklas 1 paveiksle parodytame akies dugno vaizde

Algoritmo darbo kiekybinio įvertinimo rodikliai

Kraujagyslių medžio trasavimo algoritmo darbui kiekybiškai įvertinti buvo įvesti keturi rodikliai.

Pirmasis rodiklis parodo, kiek procentų algoritmo surastų taškų priklauso rankomis nustatytam kraujagyslių tinklui:

$$R1 = \frac{\#(J \cap K)}{\#J} * 100\%; \quad (7)$$

čia J – automatiškai surastų kraujagyslių medžio taškų aibė; K – rankomis pažymėtų taškų aibė.

Antrasis rodiklis parodo, kiek procentų rankomis nustatyto kraujagyslių tinklo taškų surado algoritmas:

$$R2 = \frac{\#(J \cap K)}{\#K} * 100\%. \quad (8)$$

Rodiklių $R3$ ir $R4$ atveju sušvelninama griežta surastų taškų sutapimo su rankomis pažymėtais taškais sąlyga – automatiškai surastas taškas gali būti nutolęs nuo pažymėto medžio ne daugiau kaip per vieną tašką:

$$R3 = \frac{\#(J(x,y) \cap K(x \pm 1, y \pm 1))}{\#J(x,y)} * 100\% \quad (9)$$

(čia x ir y – surastų arba pažymėtų kraujagyslių medžio taškų aibėse koordinatės);

$$R4 = \frac{\#(J(x,y) \cap K(x \pm 1, y \pm 1))}{\#K(x,y)} * 100\%. \quad (10)$$

Rezultatai

Tolesni tyrimai buvo atlikti siekiant įvertinti algoritmo etapų ir skirtingų parametrų įtaką algoritmo darbo efektyvumui.

Ištirtos KT trasavimo rezultatų priklausomybės nuo: a) Gauso ŽD filtro panaudojimo; b) grupių maksimumų matricos taškų atmetimo; c) grupių maksimumų matricos nuskaitymo būdo (eilutėmis, apskritimais ir spirale); d) nuskaitymo žingsnio; e) kraujagyslių segmentų taškų paieškos būdo (viena ar dviem kryptimis nuo atraminio taško); f) polinomų panaudojimo interpoliaciniuose skaičiavimuose; minimalaus kraujagyslės segmento ilgio.

Optimalias rodiklių $R1 - R4$ vertes gavome, kai: naudojome Gauso filtrą, atmetėme maksimumų matricos taškus, kurių vertės mažesnės negu visos matricos vidurkis, grupių maksimumų matricos taškus nuskaitėme apskritimais su dvių vaizdo elementų žingsniu, segmentus sekėme dviem kryptimis, nenaudojome polinomų ir minimalus segmento ilgis buvo 2 vaizdo elementai.

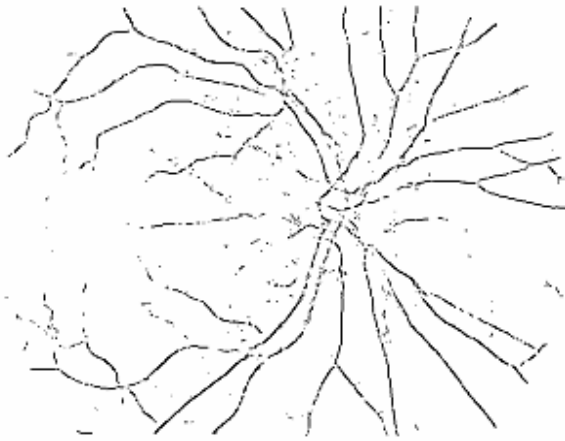
Rodiklių vertės, gautos esant optimalioms algoritmo darbą nusakančių parametrų vertėms pateiktos 1 lentelėje.

1 lentelė. Rodiklių vertės esant optimalioms algoritmo parametrų vertėms

Vaizdo eil. Nr.	R1, %	R2, %	R3, %	R4, %
1	42,75	32,16	88,69	66,73
2	42,60	30,79	90,59	65,49
3	45,08	32,67	92,18	66,81
4	43,68	28,75	90,58	59,62
5	40,78	30,14	89,71	66,30
6	38,51	30,55	87,25	69,21
7	35,83	28,39	79,90	63,32
8	45,21	37,77	91,43	76,38
Min.	35,83	28,39	79,90	59,62
Maks.	45,21	37,77	92,18	76,38
Vidurkis	41,81	31,40	88,79	66,73
Mediana	42,67	30,67	90,15	66,51

Rezultatai rodo, kad automatinis kraujagyslių medžio išskyrimo algoritmas, naudojant optimalius algoritmo parametrus, leidžia tiksliai atpažinti vidutiniškai 31% kraujagyslių medžio, jei atpažinimo sąlyga yra griežta (taškai sutampa taškas į tašką). Jei ši sąlyga sušvelninama (automatiškai surastam taškui leidžiama nutolti nuo rankomis pažymėto taško ne daugiau kaip per vieną tašką) algoritmas tiksliai atpažįsta vidutiniškai 66,73 % kraujagyslių tinklo, o tai sudaro 88,79 % bendro automatiškai aptiktų centrinių taškų skaičiaus.

Šeštame paveiksle pateiktas 1 pav. parodyto akies dugno vaizdo optimizuotu automatiniu algoritmu išskirtas kraujagyslių tinklas.



6 pav. Automatiškai iš 1 pav. parodyto akies dugno vaizdo išskirtas kraujagyslių medis

Išvados

Darbe pasiūlytas kraujagyslių tinklo trasavimo akies dugno vaizduose algoritmas. Algoritme įvestas naujumo elementas – trasavimui panaudojami ne tik šviesumo gradiento moduliai, bet ir fazės. Pasiūlyti algoritmo darbo efektyvumo kiekybinio įvertinimo rodikliai rodo, kad vidutiniškai realiuose akies dugno vaizduose pavyksta atpažinti 67 % viso tinklo. Tai yra patenkinamas rezultatas, turint omenyje, kad neatpažintą tinklo dalį sudaro smulkios kraujagyslės.

Tolesnės darbo kryptys: 1) kraujagyslių tinklą įvertinančių parametrų (kraujagyslių skersmens, jo tolygumo, kreivumo indekso ir kt.) paieška panaudojant jau surastą kraujagyslių tinklo koordinacių matricą; 2) arterijos ir venos atpažinimas ir iš to išplaukiantys parametrai (arterijos ir venos parametrų santykis, arterijos ir venos sanklotos vietos analizė); 3) regos nervo disko ribų automatinis nustatymas pagal kraujagyslių išėjimo vietą ir tolesnę eigą.

Algoritmas taip pat gali būti adaptuotas kitų vaizdų (pvz., pirštų atspaudų) analizei, kur reikia aptikti panašias į kraujagysles struktūras.

Padėka

Šią studiją finansavo Lietuvos valstybinis mokslo ir studijų fondas.

Literatūra

1. **Jegelevičius D.** Oftalmologinių diagnostinių signalų apdorojimas telemedicinos sistemose: Daktaro disertacijos santrauka. Technologijos mokslai, elektros ir elektronikos inžinerija. – Kaunas: Technologija. – 2002. – 29 p.
2. **Hoover A., Kouznetsova V., Goldbaum M.** Locating blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response // IEEE Transactions On Medical Imaging. – 2000. – Vol. 19, No. 3. – P. 203 – 212.
3. **Li H., Chutatape O.** Fundus image features extraction // IEEE Proceedings Of The 22nd Annual Embs International Conference. – 2000. – P. 3071 – 3073.
4. **Can A., Shen H., Turner J.N., Tanenbaum H. L. and Roysam B.** Rapid automated tracing and feature extraction from retinal fundus images using direct exploratory algorithms // IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine. – 1999. – Vol. 3, No. 2. – P. 125 – 138.
5. **Chutatape O., Zheng L. and Krishnan S.M.** Retinal blood vessel detection and tracking by matched Gaussian and Kalman filters // Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. – 1998. – Vol. 20, No 6. – P.3144 – 3149.
6. **Сойфер В.А.** Компьютерная обработка изображений. Часть 2. Методы и алгоритмы // Соросовский Образовательный Журнал. – 1996, No 2. Pateiktas internete: http://www.issep.rssi.ru/pdf/9602_118.pdf. Paskutinio jungimosi data: 2004 10 25.

Pateikta spaudai 2004 11 25

M. Gruščekij, V. Marozas, R. Ulickienė, D. Jegelevičius. Kraujagyslių tinklo optiniuose akies dugno vaizduose trasavimo algoritmas // Elektronika ir elektrotechnika. – Kaunas: Technologija, 2005. – Nr. 2(58). – P. 83–87.

Pasiūlytas algoritmas trasuoja kraujagysles ir nustato jų skersmenį kiekviename atpažinto kraujagyslių tinklo taške. Algoritme taikomas priešingų (lygiagrečių) kraujagyslės sienelių trasavimo metodas. Įvestas naujumo elementas – kraujagyslių sienelių padėčiai nustatyti ir kraujagyslių medžiui trasuoti naudojamos šviesumo gradiento fazių vertės. Be to, pasiūlyti algoritmo darbo efektyvumo kiekybinio įvertinimo rodikliai. Pirmasis rodiklis parodo, kiek procentų automatiškai surastų taškų priklauso kraujagyslių tinklui. Atėmus jo vertę iš 100 %, gaunamas klaidų skaičius. Antrasis rodiklis parodo, kiek procentų kraujagyslių tinklo taškų surado algoritmas. Šitie rodikliai nustatomi su griežta atpažinimo sąlyga: automatiškai aptikti taškai turi sutapti su rankomis pažymėtomis kraujagyslėmis realiuose testiniuose vaizduose (naudojami 8 vaizdai). Kiti du rodikliai nustatomi taip pat, tik sušvelninus sąlygas (automatiškai surastas taškas gali nutolti nuo rankomis pažymėto ne daugiau kaip per vieną tašką). Naudojant pasiūlytą rodiklių sistemą, algoritmas buvo optimizuotas ir gauti tokie rezultatai: surasta vidutiniškai 66,7 % viso kraujagyslių tinklo su vidutiniškai 11,21 % klaidų, esant sušvelnintoms sąlygoms. Il. 6, bibl. 6 (lietuvių kalba; santraukos lietuvių, anglų ir rusų k.).

M. Grušeckij, V. Marozas, R. Ulickienė, D. Jegelevičius. Extraction of Network of Blood Vessels in Fundus Images // Electronics and Electrical Engineering. – Kaunas: Technologija, 2005. –No. 2(58). – P. 83–87.

Proposed algorithm tracks network of blood vessels and evaluates diameter of vessel in each point of extracted network. Algorithm utilizes opposite-parallel vessel tracking method (tracking the points of opposite blood vessel edges). Introduced novelty in the algorithm: edges of blood vessels were found using also gradient vector phase matrix, calculated for entire image. In addition, quantitative measures were introduced in order to evaluate the performance of the algorithm to detect vascular network. The first measure shows percentage of correctly detected points by the algorithm. If we subtract the value of this measure from 100 % we receive an error rate. The second measure shows percentage of automatically detected vascular network. This measure could be used as detection rate. These two measures correspond to the strongest condition: the detected points by the algorithm must coincide with the manually labeled vascular network in the real test images (8 images were used). Other two measures were obtained when coincidence condition was relaxed: the detected points must refer into either exactly to labeled points or to neighboring points (± 1 pixel) of test images. By using these measures we optimized the algorithm and received the following results: 66,7 % average detection rate and 11,21 % average error rate, with relaxed conditions. Ill. 6, bibl. 6 (in Lithuanian; summaries in Lithuanian, English and Russian).

М. Грушецкий, В. Марозас, Р. Улицкене, Д. Ягялявичюс. Параметризация изображения сети кровеносных сосудов дна глаза // Электроника и электротехника. - Каунас: Технология, 2005. - № 2(58). – С. 83–87.

Предложенный алгоритм трассирует сеть кровеносных сосудов и находит диаметр сосуда в каждой точке этой сети дна глаза. В алгоритме использован опозитно-параллельный метод трассирования кровеносных сосудов (отслеживание точек противоположных стенок сосуда). Элементом новизны является использование значений фаз градиента яркости в процессе трассирования. Также предложены количественные показатели для оценки результатов распознавания. Первый показатель выражает в процентах количество правильно распознанных точек. Отняв значение данного показателя от 100 %, получим значение ошибки. Второй показатель выражает в процентах степень распознавания. Оба показателя рассчитываются с условием полного совпадения с тестовыми изображениями, полученными при ручной разметке (использовано 8 изображений). Другие два показателя рассчитываются с возможным отклонением на одну точку. Используя перечисленные показатели, алгоритм был оптимизирован и получены следующие результаты (смягчённые условия совпадения): 66,7 % – средняя степень распознавания и 11,21 % – средняя ошибка. Ил. 6, библи. 6 (на литовском языке; рефераты на литовском, английском и русском яз.).