

Iteracinis optimizavimu pagrįsto akies dugno kraujagyslių trasavimo metodo variantas

Martynas Patašius

Kauno technologijos universiteto
Biomedicininės inžinerijos instituto doktorantas
Kaunas University of Technology, Doctoral
student
Studentų g. 65, Kaunas
Tel. (8 37) 407 118
El. paštas: Martynas.Patasius@ktu.lt

Vaidotas Marozas

Kauno technologijos universiteto
Signalų apdorojimo katedros docentas, daktaras
Kaunas University of Technology, Associate
profesor
Studentų g. 50, Kaunas
Tel. (8 37) 407 118
El. paštas: Vaidotas.Marozas@ktu.lt

Darius Jegelevičius

Kauno technologijos universiteto
Biomedicininės inžinerijos instituto mokslinis
darbuotojas, daktaras
Kaunas University of Technology, Associate
profesor
Studentų g. 65, Kaunas
Tel. (8 37) 407 118
El. paštas: Darius.Jegelevicius@ktu.lt

Arūnas Lukoševičius

Kauno technologijos universiteto
Biomedicininės inžinerijos instituto direktorius,
profesorius, habilituotas daktaras
Kaunas University of Technology, Professor
Studentų g. 65, Kaunas
Tel. (8 37) 407 118
El. paštas: Arunas.Lukosevicius@ktu.lt

Akies dugne matomos smulkios žmogaus kraujagyslės. Iš jų pakitimų galima diagnozuoti įvairias sisteminių ligų komplikacijas. Dėl to daug dėmesio skiriama automatiniams kraujagyslių stebėjimo akies dugno vaizduose algoritams. Daugelis esamų kraujagyslių trasavimo metodų pradeda trasavimą arba nuo daugelio automatiškai rastų taškų, arba nuo vartotojo interaktyviai pažymėtų taškų. Šiame darbe buvo siekiama plačiau išnagrinėti galimybę pradėti trasavimą nuo vieno automatiškai gauto taško, kurio priklausymo kraujagyslei tikimybė labai didelė. Naudojant straipsnyje aprašytą algoritmą trasavimas pradedamas randant pradinį tašką pagal skirtumo tarp skaitmeninio vaizdo raudono ir žalio RGB komponentų reikšmes. Kraujagyslės trasuojamos keliomis kryptimis nuo pradinio taško. Tolesni kraujagyslės taškai randami ieškant didžiausios tikslo funkcijos reikšmės. Tyrimas leido įsitikinti, kad pradedant kraujagyslių trasavimą nuo vieno taško, galima pasiekti kokybę, palyginamą su kitų kraujagyslių radimo metodų kokybe.

Įvadas

Akies dugne matomos smulkios žmogaus kraujagyslės. Iš jų pakitimų galima diagnozuoti įvairias cukrinio diabeto, aterosklerozės, arterinės hipertenzijos komplikacijas. Dėl to nemažai dėmesio skiriama automatiniam akies dugno kraujagyslių radimui, t. y. segmentavimui arba trasavimui.

Dauguma esamų kraujagyslių trasavimo metodų pradeda trasavimą arba nuo daugelio automatiškai rastų taškų (Oloumi et al., 2007), arba nuo vartotojo interaktyviai pažymėtų taškų (Patton et al., 2006). Trasavimui naudojamos įvairios priemonės, pavyzdžiui, Gaboro filtrai (Oloumi et al., 2007) ar vektoriniai operatoriai (Lam ir Yan, 2008). Pažymėtina, kad kraujagyslėms rasti paprastai naudojamas žalias RGB

komponentas (Chanwinmaluang et al., 2007; Sofka ir Stewart, 2006) arba šviesumas (Oloumi et al., 2007; Treigys et al., 2008), nors rasta spalvų derinių, dar palengvinančių aptikti kraujagysles (Patašius et al., 2008; Patašius et al., 2009).

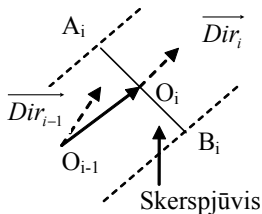
Šiame darbe buvo siekiama plačiau išnagrinėti galimybę pradėti trasavimą nuo vieno automatiškai gauto taško, kurio priklausymo kraujagyslei tikimybė yra didelė.

Metodai

Trasavimas pradedamas randant pradinį tašką pagal skirtumo tarp raudono ir žalio RGB komponentų reikšmes (Patašius et al., 2008).

Kraujagyslės trasuojamos keliomis kryptimis nuo pradinio taško. Jei pradinis trasavimas baigiasi nesėkmingai, jis išbandomas esant didesniam žingsnio ilgiui.

Trasuojant kiekvienas naujas kraujagyslės skerspjūvis randamas iš ankstesnio skerspjūvio vidurio taško (O_{i-1}) ir ankstesnio skerspjūvio krypties (vektorius Dir_{i-1}). Naujas skerspjūvis nusakomas kraštiniais taškais A_i ir B_i (1 pav.). Naujasis vidurio taškas (O_i) randamas kaip atkarpos $A_i B_i$ vidurio taškas. Naujojo pjūvio krypties parenkama statmena atkarpai $A_i B_i$.



1 pav. Kraujagyslės automatinio trasavimo iteracija

Kiekvienas naujas kraujagyslės skerspjūvis randamas maksimizuojant tikslo funkciją F , susidedančią iš keleto dauginamųjų:

$$F(x_A, y_A, x_B, y_B) = g \cdot s \cdot d \cdot e \cdot l \cdot w. \quad (1)$$

Jei kuris nors dauginamasis (išskyrus g) yra neigiamas, funkcija įgauna reikšmę $-\infty$.

Dauginamasis g randamas kaip g_A ir g_B sandauga:

$$g = g_A \cdot g_B. \quad (2)$$

Be to, jei ir g_A , ir g_B yra neigiami, tai ši sandauga dar dauginama iš minus vieneto. Dėl to sandaugos (2) rezultatas bus teigiamas tik kai spalvų derinių gradientai abiejuose kraštiniuose taškuose bus nukreipti į išorę.

Dauginamasis g_A yra spalvų derinių (cc_j) gradientų skaliarinių sandaugų su normalizuotu vektoriumi, nukreiptu nuo vidurio taško į išorę, svorinė suma, kai svoriai yra c_j :

$$g_A = \sum_j \left(c_j \cdot \left(\nabla cc_j(A_i) \cdot \overline{O_i A_i} \right) \right). \quad (3)$$

Be to, g_A yra dauginamas iš minus vieneto, jei žalios spalvos gradiento skaliarinė sandauga su vektoriumi, nukreiptu į išorę, yra neigiama.

Dauginamasis g_B randamas analogiškai g_A :

$$g_B = \sum_j \left(c_j \cdot \left(\nabla cc_j(B_i) \cdot \overline{O_i B_i} \right) \right). \quad (4)$$

Dauginamasis s priklauso nuo skirtumo tarp numatytojo (St) ir tikrojo žingsnio:

$$s = \left(\sqrt{1 + \left(St - |O_{i-1} O_i| \right)^2} \right)^{-1}. \quad (5)$$

Jį naudojant galima išlaikyti gana pastovų trasavimo žingsnį.

Dauginamasis d gaunamas iš normalizuotų naujojo ir senojo skerspjūvio krypties vektorių skaliarinės sandaugos:

$$d = \left(\overline{Dir_i} \cdot \overline{Dir_{i-1}} \right)^3. \quad (6)$$

Dauginamasis e priklauso nuo ankstesnio skerspjūvio krypties vektoriaus ir normalizuoto vektoriaus, jungiančio naujojo skerspjūvio kraštinius taškus:

$$e = 1 - \left(\overline{A_i B_i} \cdot \overline{Dir_{i-1}} \right)^2. \quad (7)$$

Dauginamasis e yra atvirkščiai proporcingas naujojo kraujagyslės skerspjūvio pločiui:

$$l = \left| \overline{A_i B_i} \right|^{-1}. \quad (8)$$

Dauginamasis w nusako skirtumą tarp prognozuojamo skerspjūvio pločio (EW) ir tikrojo naujojo skerspjūvio pločio:

$$w = \left(\sqrt{1 + \left(EW - |A_i B_i| \right)^2} \right)^{-0,25}. \quad (9)$$

Pradinis naujojo pjūvio vidurio taškas gaunamas paslinkus ankstesnio pjūvio vidurio tašką ankstesnio pjūvio kryptimi per vieną žingsnį. Pradiniai kraštiniai taškai randami nutolę nuo vidurio taško kryptimis, statmenomis ankstesnio pjūvio kryptčiai, per pusę numatomo kraujagyslės pločio. Suapvalinus jų koordinates patikslinama vidurio taško vieta.

Optimizavimo metu nauja kraštinio taško vieta randama naudojant visišką kaimyninių pikselių perrinkimą laikant, kad kito kraštinio taško vieta yra pastovi. Tada ieškoma naujosios antrojo kraštinio taško vietos. Procesas kartojamas, kol abiejų taškų padėtis nustoja kisti.

Trasavimas nutraukiamas, kai:

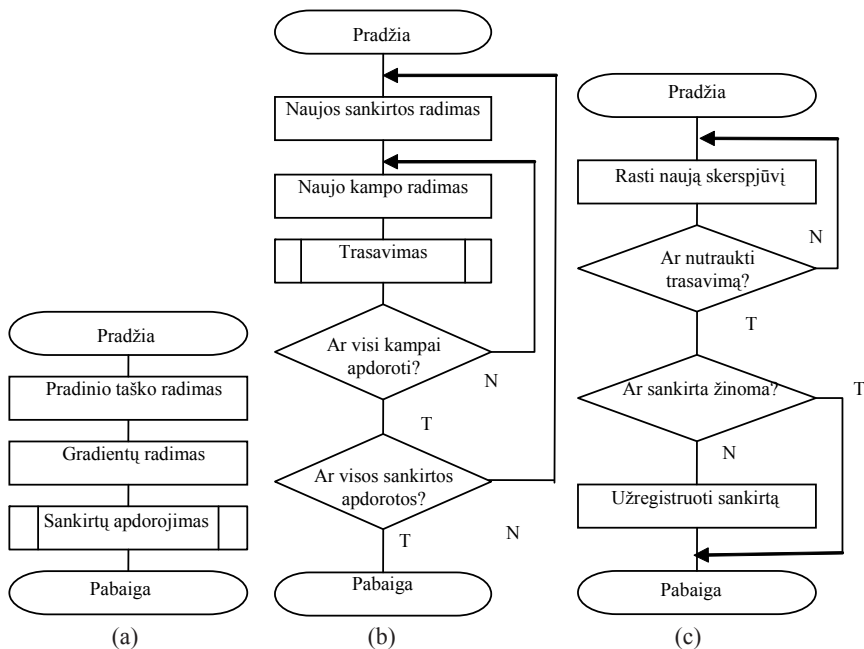
- tikslo funkcijos reikšmė naujam pjūviui neviršija nustatyto slenksčio,
- tikslo funkcijos reikšmė labai sumažėja, palyginti su analogiška reikšme ankstesniam pjūviui,
- naujasis pjūvis išeina už vaizdo ribų.

Trasavimo nutūkimo vieta laikoma galimu sankirtos tašku ir apdorojama kaip pradinis taškas.

Nagrinėjant tokio algoritmo veikimą kraujagyslių tinklą verta modeliuoti grafu. Šiuo atveju grafo viršūnės atitiks kraujagyslių sankirtas, išsišakojimus ar kitus taškus, kuriuose reikia nutraukti trasavimą. Grafo briaunos atitiks kraujagyslių atkarpas.

Teorema. Turime neorientuotą jungųjį grafą G . Viena iš viršūnių (v_{pr}) rašoma į eilę $V_{pereitos}$. Paskui, kol eilė neištuštėja, iš jos vis imama viršūnė, jai incidentiškos briaunos įrašomos į masyvą $E_{pereitos}$, o jai gretimos dar neperžiūrėtos viršūnės dedamos į eilę. Tokio proceso pabaigoje visos grafo G briaunos, išskyrus kilpas, bus užrašytos į masyvą $E_{pereitos}$ po du kartus.

Irodymas. Viršūnių perėjimo tvarka naudojant tokį procesą sutampa su viršūnių perėjimo tvarka naudojant paiešką į plotį, tad visos viršūnės, esančios tame pačiame jungumo komponente kaip ir v_{pr} , bus pereitos po vieną ir tik vieną kartą. Kadangi grafas yra jungusis ir turi tik vieną jungumo komponentą, visos grafo viršūnės pateks į eilę po vieną kartą. Kadangi kiekviena briauna, išskyrus kilpas, yra incidentiška dviem viršūnėms, ji į masyvą $E_{pereitos}$ bus įrašyta



2 pav. Supaprastinta iteracinio kraujagyslių trasavimo algoritmo blokinė schema: a) bendras algoritmas, b) sankirtų apdorojimas, c) trasavimas

po vieną kartą kiekvienai iš incidentiškų viršūnių, t. y. du kartus. Tai ir reikėjo įrodyti.

Iš to galima spręsti, kad analogišku metodu galima rasti visas vaizde esančias kraujagysles, jei jas atitinkantis grafas yra jungusis ir randamos visos kraujagyslės, susietos su kiekviena sankirta. Be to, tai reiškia, kad reikia išvengti pakartotinio kraujagyslių trasavimo. Tam apdorojant sankirtas iškart atmetamos kraujagyslių kryptys, kurios nuo anksčiau naudotų krypčių skiriasi mažiau nei per pasirinktą slenkstį. Taip pat nutraukiamas kraujagyslės trasavimas, jei pirmasis jos pjūvis randamas tokia kryptimi.

Supaprastinta algoritmo blokinė schema pateikiama 2 paveiksle.

Kraujagyslių atpažinimo metodo kokybės įvertinimui buvo panaudota viešai prieinama akių dugno vaizdų duomenų bazė DRIVE (Staal et al., 2004), kurioje pateikta 40 akies dugno vaizdų su oftalmologų sužymėtomis kraujagyslėmis.

Rezultatai

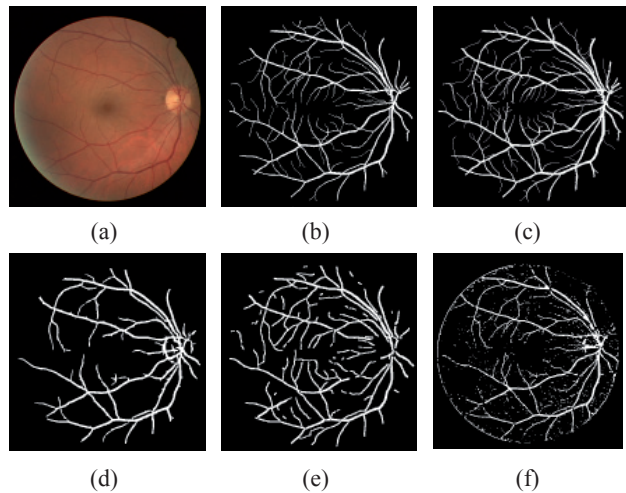
Eksperimentai buvo atliekami naudojant tikslo funkcijos slenkstį 0,00275, kampo žingsnį $\pi/48$, kampo slenkstį grįžimui nustatyti $\pi/48$, tikslo funkcijos mažėjimo slenkstį 0,65, dviejų pikselių žingsnį, keturių pikselių pradinį numatomą plotį, penkių pikselių sankirtos spindulį, maksimalų sankirtų skaičių 4000 ir maksimalų pjūvių skaičių 4000. Koeficientų vertės (3) ir (4) formulėse buvo: 1/100 žaliai spalvai, 1/50 „globaliam“ ir „superglobaliam“ spalvų deriniui ir 1/150 „lokaliame“ spalvų deriniui (Patašius et al., 2009). Kraujagyslių radimo rezultatai vienam akies dugno vaizdui palyginami 3 paveiksle.

Su tokiais parametrais DRIVE bazės testinei imčiai vidutinis jautrumas gautas 63,19 %, o specifškumas – 96,74 %. Palyginimui naudojant entropija paremtą metodą

(Chanwimaluang et al., 2007) vidutinis jautrumas buvo 63,26 % ir specifškumas – 97,20 % (Patašius et al., 2009), o naudojant daugiamasteliniais suderintais filtrais pagrįstą metodą (Sofka ir Stewart, 2006) – vidutinis jautrumas 69,77 % ir vidutinis specifškumas 95,21 % (Patašius et al., 2009). Tad galima teigti, kad siūlomu metodu įmanoma pasiekti kraujagyslių radimo kokybę, artimą gaunamai kitais žinomais metodais.

Išvados

Įsitikinta, kad pradedant kraujagyslių trasavimą nuo vieno taško, galima pasiekti kraujagyslių radimo kokybę, palyginamą su kitais kraujagyslių radimo metodais gaunama kokybe. Manome, kad automatinio kraujagyslių trasavimo rezultatus galima dar pagerinti papildomai apdorojant kraujagyslių sankirtų taškus ir išvengiant klaidingo kraujagyslių radimo ties akies dugno riba. Tikėtina, kad pastarąjį tikslą galima pasiekti atpažinus šią ribą ir užjuodinus visus vaizdo taškus už jos (taip bus išvengta suspaudimo artefaktų).



3 pav. Kraujagyslių radimo algoritmų rezultatai su devynioliktu DRIVE bazės testinės imties vaizdu: (a) akies dugno vaizdas, (b) pirmo oftalmologo pažymėtos kraujagyslės, (c) antro oftalmologo pažymėtos kraujagyslės, (d) kraujagyslės, rastos Chanwimaluang et al. aprašytu metodu, (e) kraujagyslės, rastos Sofka ir Stewart aprašytu metodu, (f) kraujagyslės, rastos siūlomu metodu

LITERATŪRA

- CHANWIMALUANG, Thitiporn; FAN, Guoliang; FRANSEN, Stephen R. (2007). Correction to "Hybrid Retinal Image Registration". *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, no. 11, p. 110–110.
- LAM, Benson Shu Yan; YAN, Hong (2008). A Novel Vessel Segmentation Algorithm for Pathological Retina Images Based on the Divergence of Vector Fields. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 27, no. 2, p. 237–246.
- OLOUMI, Faraz; RANGAYYAN, Rangaraj M.; OLOUMI, Foad; ESHGHZADEH-ZANJANI, Peyman; AYRES, Fábio J. (2007). Detection of Blood Vessels in Fundus Images of the Retina using Gabor Wavelets. Iš: *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2007*, p. 6452–6455.
- PATAŠIUS, Martynas; MAROZAS, Vaidotas; JEJELEVIČIUS, Darius; LUKOŠEVIČIUS, Arūnas (2008). Ranking of color space components for detection of blood vessels in eye fundus images. Iš: *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, Antwerp (Belgium)*. Springer, vol. 22, p. 464–467.
- PATAŠIUS, Martynas; MAROZAS, Vaidotas; JEJELEVIČIUS, Darius; LUKOŠEVIČIUS, Arūnas (2009). Optimal Combinations of Color Space Components for Detection of Blood Vessels in Eye Fundus Images. *Elektronika ir elektrotechnika*, Nr. 3(91), p. 53–56.
- PATTON, Niall; ASLAM, Tariq M.; MACGILLIVRAY, Thomas; DEARY, Ian J.; DHILLON, Baljean; EIKELBOOM, Robert H.; YOGESAN, Kanagasam; CONSTABLE, Ian J. (2006). Retinal image analysis: concepts, applications and potential. *Progress in Retinal and Eye Research*, no. 25, p. 99–127.
- SOFKA, Michal; STEWART, Charles V. (2006). Retinal Vessel Extraction Using Multiscale Matched Filters, Confidence and Edge Measures. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 25, no. 12, p. 1531–1546.
- STAAL, Joes; ABRÀMOFF, Michael D.; NIE-MEIJER, Meindert; VIERGEVER, Max A.; VAN GINNEKEN, Bram (2004). Ridge based vessel segmentation in color images of the retina. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 23, no. 4, p. 501–509.
- TREIGYS, Povilas; DZEMYDA, Gintautas; BARZDŽIUKAS, Valerijus (2008). Automated Positioning of Overlapping Eye Fundus Images. *ICCS*, vol. 1, p. 770–779.

ITERATIVE VARIANT OF THE OPTIMISATION-BASED EYE FUNDUS BLOOD VESSEL TRACKING METHOD

Martynas Patašius, Vaidotas Marozas, Darius Jegelevičius, Arūnas Lukoševičius

Summary

Eye fundus is the place where human microvasculature can be observed directly. The vascular changes that can be detected there make it possible to diagnose complications of various systemic diseases. Thus a lot of attention is paid to blood vessel detection in eye fundus images.

Most of the currently used blood vessels tracking methods start the tracking either from a set of automatically generated seed points, or from the manually marked seed points. In this study, we tried to explore the possibility to start the tracing from one point that belongs to the blood vessel with a high probability.

Using the method described here blood vessel tracking starts from finding a seed point according to the difference of red and green RGB components. The next points of the blood vessel are found by searching for the maximal values of the goal function.

The study has corroborated that it is possible to achieve a blood vessel detection quality comparable to the quality achieved by other blood vessel detection methods by starting blood vessel tracking from a single point according to the described method.