

BEKONTAKTINIS PULSO MATAVIMAS NAUDOJANT INTERNETINĘ VAIZDO KAMERĄ

Konstantin Seniut¹, dr. Lina Vasiliauskiene²

Vilniaus Gedimino technikos universitetas

El. paštas: ¹seniut.konstantin@gmail.com; ²lina.vasiliauskiene@vgtu.lt

Santrauka. Nagrinėjamas bekontaktinis pulso matavimo metodas. Pulso signalo gavimui naudojama internetinė vaizdo kamera. Rezultatai lyginami su įprastu pulso ir spaudimo matuokliu, kuris yra dedamas ant riešo. Bandymai buvo atliekami esant skirtingiems apšvietimo šaltiniams. Tiriamųjų žmonių amžius nuo 24 iki 55 metų. Pulsas buvo matuojamas tiek žmogui nejudant, tiek su judesiu. Vidutinis matavimo nuokrypis siekia 2,35 pulso dūžius per minutę.

Reikšminiai žodžiai: pletizmografinis signalas, pulsas, internetinė vaizdo kamera, aklas įėjties signalo atskyrimas, nepriklausomų komponentų analizė.

Įvadas

Šiuolaikinis žmogus labiau rūpinasi savo sveikata ir profilaktiškai eina pas gydytojus sveikatos patikrinimui. Taipogi dauguma žmonių namuose turi spaudimo matavimo aparatus, kurie taip pat matuoja ir pulsą. Pastovus aukštas spaudimas bei pulsas byloja apie širdies darbo sutrikimus.

Specialiosios tarnybos pulso matavimą taip pat naudoja melo atpažinimui. Žmogus, kuris nemoka kontroliuoti savo ramybės būsenos, dažniausiai turi padidintą pulsą. Taip pat atsakinėjant į klausimus žmogaus pulsas pakyla tada, kai jis nežino atsakymo arba nori sumeluoti.

Vilniaus Gedimino technikos universiteto (VGTU) intelektualųjų sistemų katedra atlieka tyrimus, kurių metu stebimi studentų bioparametrai. Vienas iš matuojamų rodiklių yra pulsas.

Kadangi žmonija sparčiai naudoja kompiuterines technologijas bei dažnai internetiniams pokalbiams naudoja internetines vaizdo kameras, mūsų nagrinėjamas metodas leis be jokios papildomos įrangos naudojant tik internetinę vaizdo kamerą stebėti savo pulsą.

Matavimo metodas

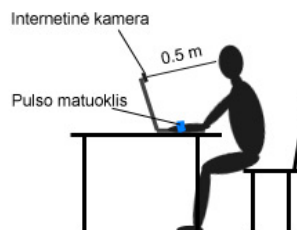
Tyrimo metu buvo naudota Logitech C310 internetinė vaizdo kamera. Įrašomo vaizdo dydis yra 640X480 pikselių. Filmavimo greitis – 15 kadrų per sekundę. Video įrašo ilgis – 30 sekundžių. Tiriamieji buvo filmuojami apie 0,5 m atstumu nuo kameros. Tiriamųjų amžius nuo 24 iki 55 metų. Video įrašymas buvo atliekamas naudojant skirtingus apšvietimus - tiek

dienos metu, tiek su skirtingo šviesumo lempomis. Rezultatų palyginimui panaudotasi ant riešo uždedamas pulso matavimo prietaisas ReliOn (1 pav), kurio veikimas pagrįstas pulsuojančio kraujo spaudimo kitimu kraujagyslėse. Visi gauti rezultatai palyginti su šito matuoklio parodymais. Eksperimentams atlikti buvo naudojama C# programavimo kalba ir Matlab 2008 skaičiavimo paketas.



1 pav. Spaudimo ir pulso matuoklis
Fig 1. Pulse measuring device

Matavimo vieta pavaizduota 2 paveiksliuke.



2 pav. Matavimo vietos įrengimas
Fig 2. Experimental setup

Tiriamieji žmonės filmavimo metu turėjo 30 sekundžių pasėdėti ramiai, nejudinant galvos. Kito bandymo metu tiriamojo buvo prašoma judinti galvą.

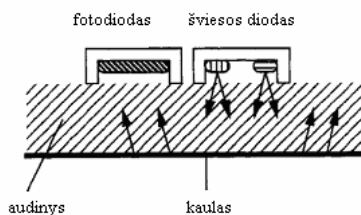
Pletizmografijos ir oksimetrijos principai

1991 metais buvo atlikti tyrimai, kurie patikslino ir parodė, kad kraujo hemoglobino šviesos sugėrimas skiriasi visame matomame šviesos bangos ilgio spektre ir infraraudonajame spektre [1].

Šiais tyrimais yra pagrįstas pletizmografijos principas (ang. plethysmography). Pletizmografija plačiai naudojama tiriant periferinę kraujotaką. Šis matavimo metodas yra pagrįstas skirtingomis audinio ir juo tekančio kraujo šviesos sugėrimo savybėmis. Pavyzdžiui, gyvas audinys yra palyginti skaidrus infraraudonai šviesai, tuo tarpu kraujas jai – palyginti neskaidrus.

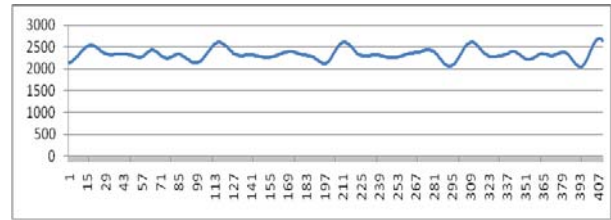
Fotopletizmografas (ang. photoplethysmograph) sutrumpintai PPG yra tūrinis (ang. volumetric) žmogaus organo matavimas. PPG dažnai išgaunamas naudojant oksimetrą, kuris apšviečia odą ir matuoja šviesos sugėrimo pakeitimus.

Oksimetrijos metodas nagrinėja šviesos sugėrimo laipsnį. Oksimetrijos principas yra pagrįstas deguonies koncentracijos kitimu kraujyje dėl pulsacijos kitimo kapiliaruose. Deguonies koncentracija keičiasi su kiekvienu širdies dūžiu ir tai keičia sugertos šviesos kiekį. Pats paprasčiausias būdas tokiu būdu pamatuoti žmogaus pulsą yra panaudoti infraraudonosios šviesos diodą ir fotodiodą.



3 pav. Pulso matavimas, panaudojant oksimetrijos principą
Fig. 3. Pulse oximeter's setup

Paveiksliukas 3 parodo bendrą oksimetro pulso matavimo įrenginį. Šviesos diodas skleidžia šviesą, kurią žmogaus audinys atspindi. Su kiekvienu širdies dūžiu sugeriamosios šviesos kiekis pasikeičia ir fotodiodas užfiksuoja tai. Rezultate gauname signalą, pavaizduotą 4 paveikslėlyje.



4 pav. Pulso stebėjimas, naudojant oksimetrijos principą
Fig. 4. Pulse signal using oximeter

Iš paveiksliuko 4 matome širdies dūžius ties maždaug 113, 211, 309 ir 409 gauto signalo reikšmėmis. Matuodami tokį signalą, panaudojame patį paprasčiausią pulso skaičiavimo metodą, tai yra suskaičiuojame dūžių skaičių per minutę.

Širdies ir kraujagyslių pulso signalas, sklindantis žmogaus kūne, yra siejamas su pletizmografija (graikiškai „Plethysmos“ reiškia augimas). Jau minėtas PPG, kuris buvo pristatytas 1930 metais, naudoja šviesos atspindį ir yra pigiausias metodas, su kurio pagalba galima pamatuoti žmogaus bioparametrus. PPG yra pagrįstas tuo, kad kraujas sugeria šviesą labiau, negu oda. Kadangi kraujas pulsuoja, tai kraujo tūrio kitimas yra fiksuojamas, fiksuojant sugertos šviesos pokyčius.

Kraujo tūris keičiasi su kiekvienu širdies dūžiu dėl to, kad širdis paduoda į kraujagyslės deguonies kiekį. Žinant šį faktą ir prieš tai pateiktus teiginius iš skirtingų mokslininkų tyrimų, galima teigti, kad PPG leidžia fiksuoti šiuos rodiklius:

- Deguonies kiekį kraujyje;
- Širdies pulso dažnį;
- Kvėpavimo dažnį;
- Kraujo spaudimą;

Šie rodikliai leidžia nustatyti kraujagyslių bei širdies sutrikimus.

Bekontaktinis pulso matavimas ir PPG vaizdavimas pradėti nagrinėti pakankamai neseniai, panaudojant įprastas vaizdo kameras [4]. PPG ir oksimetrijos principai, nors ir yra žinomi seniai, bet prieš tai atliekami bandymai buvo daromi naudojant brangias technologijas ir specifinius šviesos šaltinius (infraraudonojo, lazerio šviesos). Tyrimai, kuriems pradėta naudoti paprasta šviesa (pavyzdžiui dienos saulės apšvietimas), pradėti nagrinėti tik dabar [3][5].

Įrašomas signalas naudojant paprastą šviesą yra dažnai tapatinamas su triukšmu. Dėl šios priežasties ankstesni bandymai stokojo fiziologinių ir matematinių skaičiavimo modelių, greitai ir efektyviai apdorojančių signalą. Bandymai buvo paremti rankiniu segmentavimu ir euristiniu neapdorotų paveiksliukų interpretavimu. Tai lėmė mažą efektyvumo charakteristiką. Taip pat PPG yra jautrus judesiui, kuris iškreipia gaunamą signalą. Paskutinė problema buvo ir yra viena iš

sudėtingesnių uždavinių, kuriuos reikia išspręsti. Dažniausiai triukšmas patenka į tą pačią dažnių juostą kaip ir pletizmografijos signalas. Todėl įprastas linijinis filtravimas naudojant fiksuoto dažnio ribas (ang. cut-off) čia netinka. Tam, kad būtų sukurtas naudingas veikimo algoritmas medicinos tikslams, reikalingas papildomas signalo apdorojimas, kuris sumažintų judesio sukeltą triukšmą ir išgautų gryną signalą [5].

Pletizmografinio signalo fiksavimas

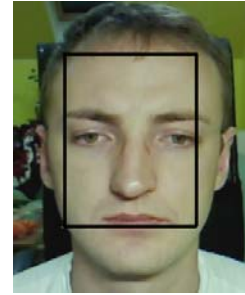
Anksčiau išvardinti metodai leidžia teigti, kad kiekvienas žmogaus audinio užfiksuotas kadras turi pletizmografinį signalą su mus dominančiu pulsu. Kadangi žmogaus veidas yra labiausiai matoma kūno dalis, pulso matavimas buvo atliekamas įrašant veido atvaizdą. Veido atvaizdų seka sudarė pletizmografinį signalą.

Vaizdo įrašymui buvo naudojama paprasta internetinė vaizdo kamera, kuri palaiko 640X480 pikselių raišką bei 15 kadrų per sekundę greitį.

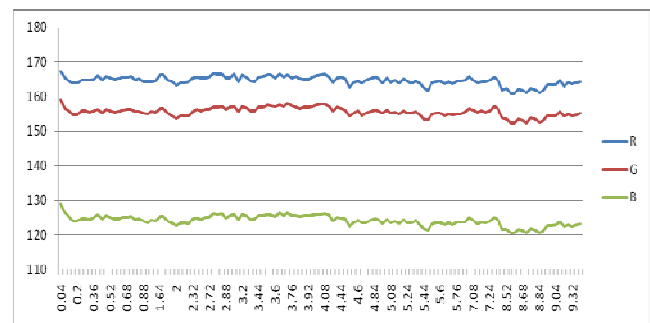
Veido sekimui naudojome EmguCV. Tai yra OpenCV paketas, pritaikytas C# programavimo kalbai. OpenCV šifruojasi kaip „open computer vision“ – atviras kompiuterio regėjimas. Tai yra nemokamas paketas, kurio pagalba galima vaizdo įrašė arba tiesiogiai gaunamam vaizdui iš internetinės vaizdo kameros sekti norimus objektus. EmguCV buvo panaudotas žmogaus veidui sekti.

Veido sekimui OpenCV naudoja 14 Haar-like skaitmeninio vaizdo savybių, kurios buvo gautos naudojant pozityvius ir negatyvius dominančio objekto atvaizdus. Programa gaunamą vaizdą klasifikuoja ir jei visos savybės buvo rastos, programa grąžina veido stačiakampio koordinatas. Mūsų algoritme naudojome apie 60% procentų gaunamo veido stačiakampio vaizdo tam, kad kuo mažiau būtų fiksuojamas pašalinis vaizdas. Jei kadre nebuvo rastas veidas, prieš tai rasto veido koordinatės buvo panaudojamos dar kartą. Tokiu būdu mes sumažiname nereikalingus gaunamo signalo iškreipimus. Paveiksliuke 5 pavaizduotas užfiksuotas veidas, panaudojus EmguCV paketą.

Kaip jau buvo minėta PPG yra labai veikiamas triukšmo. Norint sumažinti įrašomo vaizdo triukšmo lygį, pirmame žingsnyje mes apskaičiuojame kiekvieno kadro kiekvienos RGB komponentės vidurkį. Naudojant EmguCV gaunamą veido stačiakampį išskaidome į tris komponentes, tai yra raudonos, žalios ir mėlynos spalvų sudedamąsias dalis. Kiekvieną gaunamą kadrą vidurkiname kiekvienai komponentei ir gauname t laiko momentu įrašytos komponentės signalo reikšmę, kuri sudaro pletizmografinį signalą. Gaunamas signalas pavaizduotas paveikslyje 6.



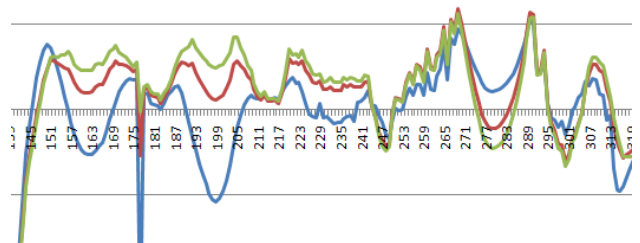
5 pav. Užfiksuotas veidas, panaudojus EmguCV paketą
Fig. 5. Face tracking using EmguCV



6 pav. Pletizmografinis signalas, gaunamas iš RGB komponentių.

Fig. 6. Plethysmographic signal of RGB components

6 paveiksliukas vaizduoja beveik idealų pletizmografinį signalą. Dėl judesių gaunamas signalas yra smarkiai iškreipomas. 7 paveiksliukas parodo signalą su triukšmu.



7 pav. Pletizmografinis signalas, gautas esant triukšmui

Fig. 7. Plethysmographic signal of RGB components with noise

Triukšmą gali sukelti tiek judesio faktorius, tiek ir šviesos ryškumo kitimas.

Signalų vidurkinimas

Po signalo įrašymo gaunamos reikšmės yra normalizuojamos aritmetiškai, tam kad būtų dar labiau sumažinta triukšmo įtaka grynajam signalui. Normalizavimui buvo naudojami 30 sekundžių duomenys, tai yra 450 kadrų. Normalizavimas buvo atliekamas pagal 1 formulę.

$$x'_i(t) = \frac{x_i(t) - \mu_i}{\sigma_i}, \quad (1)$$

čia: μ_i ir σ_i yra atitinkamai aritmetinis vidurkis ir standartinis nuokrypis signalo x_i . Po normalizavimo x_i yra nulinio vidurkio ir vienetinio nuokrypio.

ICA metodas

Kitame apdorojimo žingsnyje buvo naudojamas ICA (ang. independent component analysis). Tai yra naujausias aklo įėjties signalo atskyrimo metodas (ang. blind source separation – BSS). ICA yra metodas, pagrįstas statistika ir skaičiavimais, kuris leidžia atskleisti paslėptus faktorius, kuriais grindžiami signalo matavimai bei atsitiktiniai dydžiai.

ICA metodu atkurtų signalų skaičius negali viršyti paduodamų signalų skaičiaus. Todėl pagal ICA modelį, turėdami signalų seką $x_1(t)$, $x_2(t)$, $x_3(t)$ (atitinkamai tai būtų R, G ir B spalvų komponentių fiksuojami signalai) rezultate gausime $s_1(t)$, $s_2(t)$, $s_3(t)$. ICA priima, kad fiksuojami signalai yra linijiniai mišiniai signalo šaltinio kiekvienai komponentei (2).

$$x_i(t) = \sum_{j=1}^3 a_{ij} s_j(t), \quad (2)$$

Išreiškiant (2) formulę vektorine forma gauname (3)

$$X(t) = A s(t), \quad (3)$$

ICA metodo tikslas yra rasti skiriamąją matricą W , kuri yra lygi atvirkštinei matricai A pagal išraišką (4)

$$\hat{s}(t) = W X(t), \quad (4)$$

Bendru atveju BSS sprendžia lygtį (5)

$$x(t) = A s(t) + n(t), \quad (5)$$

čia: $x(t)$ yra stebimas signalas, $n(t)$ pridėtinis triukšmas, A maišymo matrica ir $s(t)$ ieškomas signalas [6].

Realiam pasaulyje duomenys priklauso ne tik nuo pastovių signalo reikšmių, bet ir nuo laiko. Spatiotemporal SOBI algoritmas yra pritaikytas signalo išskyrimui įvertinant ir laiką. Algoritmas naudojamas magnetinio rezonanso vaizdams apdoroti, pavyzdžiui smegenų veiklos signalų stebėjime. Algoritmo sprendžiama lygtis yra panaši į standartinę BSS lygtį, tik papildomai turi laiko faktorizavimą (6).

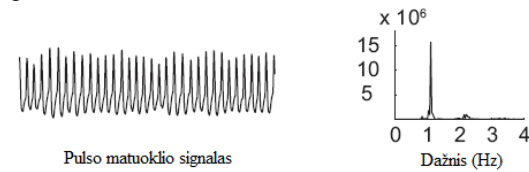
$$X^T = S^T A^T S, \quad (6)$$

Dagiau apie algoritmą galima rasti [6]. ICA veikimo principui suprasti galima pažiūrėti video iš <http://www.endolith.com/wordpress/2009/11/22/a-simple-fastica-example/>.

Bandymo metu signalui išgryninti buvo naudojamas Spatiotemporal SOBI algoritmas.

Pulso skaičiavimas

Pulso matuoklio gaunamas signalas pavaizduotas 8 paveiksliuke. Signalų stiprio amplitudinis spektras pavaizduotas šalia.



8 pav. Pulso matuoklio gaunamas signalas [5]

Fig. 8. Pulse signal got with pulse measuring device [5]

Dažnio intervalas nuo 0,75 Hz iki 4 yra pulso matavimo intervalas, kuris buvo gautas iš ankščiau atliktų tyrimų. Kaip jau buvo minėta, pletizmografinis signalas turi ne vieno bioparametro reikšmę. Pikas, kuris randasi nuo 0 iki 0,75 Hz yra kvėpavimo dažnio informacija, o pikas nuo 0,75 iki 4 Hz yra pulso signalas [3][4][5].

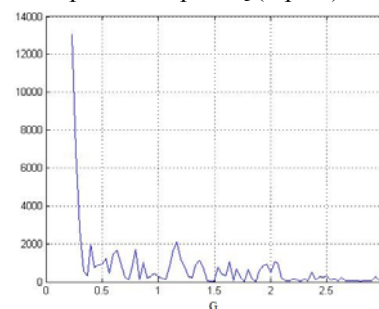
Žinant veikimo intervalą, iš gaunamo pletizmografinio signalo pagal koreliacinę išraišką (7) galime apskaičiuoti ieškomą pulsą.

$$y = (1-t)a + t(b), \quad (7)$$

kur y yra gauto signalo pikas, a yra veikimo dažnio intervalo pradžia, b yra intervalo pabaiga, o t yra koreliacijos koeficientas.

Apskaičiavus koreliacijos koeficientą t , galime atbuline tvarka apskaičiuoti pulsą dūžių per minutę pavidalu, panaudojant tą pačią koreliacijos formulę tik a ir b dabar yra intervalas nuo 0 iki 240 dūžių per minutę.

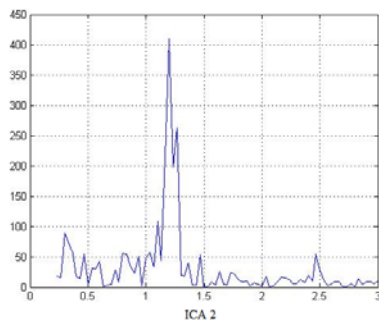
Pletizmografinis signalas, gautas tiesiogiai iš RGB komponentių rezultate dažnai parodo neaiškų pulso stiprio amplitudini spektrą (9 pav.).



9 pav. Žalios komponentės stiprio amplitudinis spektras

Fig 9. Green component power spectrum

9 paveiksliuke nėra aiškiai matomas pulso dažnio pikas intervale nuo 0,75 iki 4 Hz. Po ICA pritaikymo signalui, signalo stiprio amplitudinis spektras tampa aiškesnis (10 pav.).



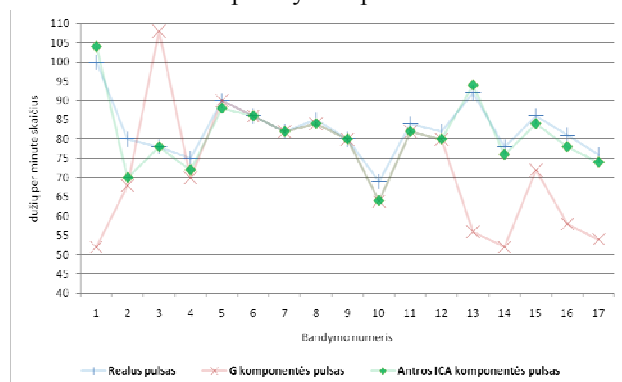
10 pav. ICA antros komponentės signalo stiprio amplitudinis spektras.

Fig. 10. Second component got from ICA

Pulso matavimo rezultatai parodė, kad dažniausiai iš RGB komponentių, žalia G komponentė savyje laiko stipriausią pulso signalą, o iš gaunamų ICA komponentių – antra ICA komponentė savyje turėjo stipriausią pulso signalą.

Matavimo rezultatai

Matavimo rezultatai parodyti 11 paveiksliuke.



11 pav. Pulso matavimo rezultatai

Fig. 11. Pulse measuring results

Matavimo rezultai rodo, kad siūlomas alternatyvus bekontakinis pulso matavimas naudojant internetinę vaizdo kamerą, leidžia pakankamai tiksliai pamatuoti žmogaus pulsą.

11 paveiksliuke paskutiniai 5 bandymai buvo atlikti su judesiais. Matome, kad matavimai vis tiek išliko pakankamai tikslūs, panaudojant Spatiotemporal SOBI algoritmą.

Verta pažymėti, kad pulso matuoklis, kuris yra uždedamas ant riešo, dažnai nematuodavo pulso, jeigu riešas buvo smarkiau judinamas.

Išvados

Iš gautų rezultatų matome, kad Spatiotemporal SOBI algoritmas pakankamai efektyviai atskiria realius signalus ir gaunami rezultatai palyginus su pulso matuoklio rodinimais reikšmėmis yra beveik vienodi.

Atsirandant filmuojamo objekto judesiams, paklaida didėja, bet lyginant paklaidą su ICA ir be jo, yra žymiai mažesnė, palyginus rezultatus su pulso matuoklio rezultatais. Pulso matuoklis gali rodyti netikslius matavimus dėl judėjimo, nes kraujas vis tiek pradedą kitaip pulsuoti.

Vidutinis matavimo nuokrypis siekia 2,35 pulso dūžių per minutę.

Naudojant bet kokį matavimo metodą, ar tai mūsų tyrinėtą metodą, ar tai būtų įprastas pulso matuoklis, ar pats tiksliausias EKG, žmogaus pulsas tiksliausiai matuojamas jam esant ramybės būsenoje.

Pasiekimai šioje srityje yra labai vertingi, nes sveikatos stebėjimas tampa vis lengvesnis. Kiekvienas žmogus galės namuose be jokios specialios įrangos kasdien tikrinti savo sveikatos būklę ir atitinkamai reaguoti į pokyčius.

Literatūra

1. W. G. Zijistra, A. Buursma, and W. P. Meeuwssen-van der Roest. 1991. *Absorption Spectra of Human Fetal and Adult Oxyhemoglobin, De-Oxyhemoglobin, Carboxyhemoglobin, and Methemoglobin*. Clin. Chem. Vol. 37 no. 9.
2. Marc Garbey, Nanfei Sun, Arcangelo Merla, and Ioannis Pavlidis. 2007. *Contact-Free Measurement of Cardiac Pulse Based on the Analysis of Thermal Imagery*. IEEE Transactions on biomedical engineering, vol. 54, no. 8,
3. Wim Verkruysse, Lars O Svaasand, and J Stuart Nelson. 2008. *Remote plethysmographic imaging using ambient light*. Optical Society of America. USA.
4. Chihiro Takano, Yuji Ohta. 2007. *Heart rate measurement based on a time-lapse image*. Medical Engineering & Physics 29.
5. Ming-Zher Poh, Daniel J. McDuff and Rosalind W. Picard. 2010. *Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation*. USA.
5. F. J. Theis, P. Gruber, I. R. Keck, A.M. Tome, E. W. Lang. 2005. *A spatiotemporal second-order algorithm for fmri data analysis*.
6. Hyonyoung Han, Min-Joon Kim, and Jung Kim. 2007. *Development of real-time motion artifact reduction algorithm for a wearable photoplethysmograph*. Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS. France

Non-contact cardiac pulse measurement using web camera

K. Seniut, L. Vasiliauskienė

Abstract

The paper describes the alternative approach of pulse measuring methods. Simple web camera is used as measuring device. Blind source separation method spatiotemporal Sobi enables efficiently to separate real plethysmographic signal from noise and obtain very good results of pulse measurement.

Presented results are very good and mean error did not exceed 2.35 bpm.

Keywords: plethysmographic signal, pulse, web camera kamera, blind source separation, independent component analysis.