

Nemoteče spremljanje človekovih vitalnih funkcij s pomočjo optičnega interferometra

Sebastijan Šprager¹, Denis Đonlagić², Damjan Zazula¹

Univerza v Mariboru, Fakulteta za elektrotehniko, računalništvo in informatiko, Smetanova ulica 17, 2000 Maribor

¹Laboratorij za sistemsko programsko opremo

²Laboratorij za elektro-optične in senzorske sisteme

E-pošta: sebastijan.sprager@uni-mb.si

Heartbeat detection by using an optical interferometer

In this paper, several methods for monitoring human vital functions using an optical interferometer are presented. When a person is in a physical contact with an optical fibre, e.g. used as bed or body sensor, the interferometer responds to small changes in fibre length induced by vital functions. This allows for completely unobtrusive monitoring of the person's heartbeat and respiration. Different detection approaches based on the interferometric signals have been introduced in experiments and validated by using referential medical devices. All the proposed approaches show the high sensitivity and precision (about 97%) and high accuracy (about 60 ms variability of the delays between referential and the detected heartbeats) when detecting heartbeats, and acceptable sensitivity and precision (about 95%) when detecting respiration.

1 Uvod

Nemoteče spremljanje človekovih življenjskih funkcij odpira zadnje čase novo področje poglobljenih raziskav. Z razvojem novih senzorskih tehnologij je mogoče življenjske znake, kot so srčni utrip, dihanje ali gibanje, spremljati, ne da bi bili senzorji nameščeni neposredno na telesu, ampak so lahko z njim le v posrednem stiku (npr. vgrajeni v vzmetnico ali všiti v obleko). S takim načinom spremljanja srčnega utripa se izognemo številnim elektrodam in žičnim povezavam, ki so pri standardnih pristopih (npr. pri snemanju EKG) pritrjene na človeka. Obstajajo številni senzorji, ki omogočajo nemoteče spremljanje človekovih življenjskih znakov – krajši pregled takih senzorjev in pripadajočih metod za razpoznavanje najdemo v [2].

V laboratoriju za sistemsko programsko opremo v Mariboru preučujemo nov nemoteč način spremljanja življenjskih funkcij, in sicer s pomočjo optičnega senzorja (interferometra), ki je v prednosti pred do sedaj uporabljenimi senzorji zaradi svojih pozitivnih lastnosti, kot sta visoka senzitivnost in neobčutljivost na elektromagnetno valovanje. Eksperimentalno smo preverjali, ali en sam interferenčni signal, izmerjen z optičnim interferometrom, zadostuje za izdvajanje informacij o dveh življenjskih funkcijah, tj. o srčnem utripu in dihanju.

V tem članku predstavljamo izsledke naših raziskav, ki kažejo na možnost uporabe optičnega interferometra za nemoteče spremljanje človekovih življenjskih znakov. V drugem poglavju na kratko razložimo nekaj uspešnih metod, v tretjem preletimo združene rezultate, razpravo in zaključne misli pa strnemo v četrtem poglavju.

2 Metodologija

Pri raziskavah smo uporabili Michelsonov optični interferometer. Princip delovanja senzorja je razložen v [1]. Na tem mestu zgolj omenimo, da je izhod iz tega senzorja enodimenzionalni interferenčni signal (slika 1.a), ki je zaradi različnih človekovih aktivnosti – npr. mehanske in zvočne aktivnosti srčne mišice, dihanja itd. – sestavljen iz različnih komponent. Izdvajanje posameznih komponent iz takih signalov je zahtevno opravilo, zato smo razvili več postopkov, s katerimi lahko tudi v oteženih razmerah razgradimo interferenčni signal tako, da razpoznamo prispevke življenjskih funkcij.

Ti postopki v splošnem sestojijo iz naslednjih treh korakov:

- fazna demodulacija in odvijanje faze (slika 1.b),
- filtriranje (slika 1.c),
- izdvajanje značilnic in določanje časovnih trenutkov, ko se pojavijo posamezni življenjski znaki (slika 1.d).

Prvi korak, fazna demodulacija in odvijanje faze, je enak pri vseh pristopih. Pri optičnem interferometru se namreč trenutne spremembe v dolžini vlakna frekvenčno modulirajo. Dobljeni interferenčni signal vsebuje iskane življenjske funkcije $s(n)$ in vse ostale vplive $\varphi(n)$, kot so šum iz okolice, temperaturno lezenje itd. Celoten interferenčni signal $x(n)$ zato modeliramo kot:

$$x(n) = A(n)\cos[s(n) + \varphi(n)], \quad (1)$$

pri čemer $A(n)$ pomeni amplitudo. Analitično predstavitev takega signala dosežemo s pomočjo Hilbertove transformacije H :

$$\begin{aligned} y(n) &= x(n) + j \cdot H[x(n)] = \\ &= A(n) \{ \cos[s(n) + \varphi(n)] + j \cdot \sin[s(n) + \varphi(n)] \}. \end{aligned} \quad (2)$$

Iz enačbe (2) izrazimo

$$\operatorname{tg} \phi(n) = \frac{\sin[s(n) + \varphi(n)]}{\cos[s(n) + \varphi(n)]} = \operatorname{tg}[s(n) + \varphi(n)] \quad (3)$$

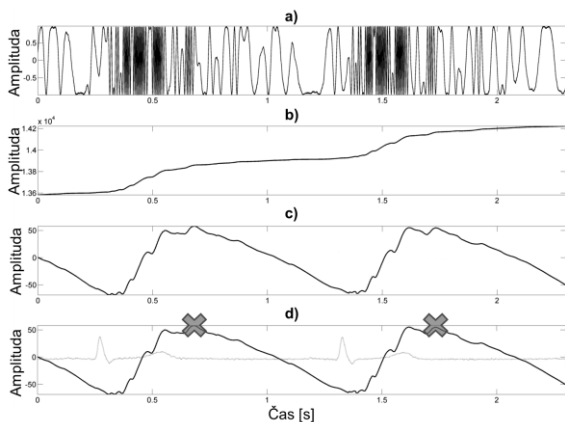
in iz tega fazo:

$$\phi(n) = s(n) + \varphi(n) = \operatorname{arctg}[y(n)]. \quad (4)$$

Predpostavljamo, da so prispevki motečih vplivov $\varphi(n)$ minimalni, zato lahko pričakujemo:

$$\phi(n) \approx s(n). \quad (5)$$

Superponirane prispevke življenjskih funkcij $s(n)$ torej dobimo z izračunom $\operatorname{arctg}[y(n)]$, če fazo $\phi(n)$ odvijemo (slika 1.b). Funkcija arctg namreč posreduje fazo vedno le na intervalu $\pm \frac{\pi}{2}$, za nadaljnjo analizo pa potrebujemo celotno, odvito fazo.



Slika 1. Postopek izdvajanja srčnih utripov iz signala optičnega interferometra: (a) surov optični signal, (b) odvita faza interferenčnega signala, dobljena s pomočjo Hilbertove transformacije; (c) filtriranje odvite faze; (d) določanje srčnih utripov z iskanjem značilnic za srčne utripe.

S pomočjo drugega koraka, filtriranja, v odviti fazi, ki ustreza sestavljenemu signalu življenjskih funkcij, poudarimo različno frekvenčno vsebino. Izbira filtra je odvisna od iskanega pojava. Z visokim sitom lahko pri nizki lomni frekvenci odstranimo trend, ki ga dobimo pri odvijanju faze. Lahko se osredotočimo na mehansko aktivnost srčne mišice (balistokardiogram – BCG), pri čemer spremljamo frekvenčno vsebino na območju okoli osnovne srčne frekvence (0,7-3,5 Hz) itd. S pomočjo interferometra pa lahko spremljamo tudi akustično aktivnost srčne mišice (fonokardiogram – PCG), pri čemer se osredotočimo na frekvenčno vsebino med 20 Hz in 40 Hz za prvi srčni zvok (S1) in med 40 Hz in 100 Hz za drugi srčni zvok (S2). S filtri lahko izluščimo tudi dihalno krivuljo, tako da osredotočimo na razpon dihalnih frekvenc, lahko pa dihanje zaznamo tudi iz amplitudne modulacije srčnih utripov.

Tretji, najpomembnejši korak predstavlja iskanje značilnic in določanje časovnih trenutkov spremljanih človekovih življenjskih funkcij. V [7] smo opravili pregled nekaj različnih možnih za razpoznavanje srčnih utripov, ki temeljijo na uporabi skupin filtrov, Wigner-Villeove časovno-frekvenčne analize, indeksa

aktivnosti, nevronske mreže in optimizacije pozicioniranja srčnih utripov, dodajamo pa še nova pristopa, ki temeljita na časovno-merilni predstavitvi demoduliranega interferenčnega signala in večmetodnem pristopu.

Pristop s skupinami filtrov [2] analizira balistografske komponente interferenčnega signala. Uporabljamo filtre, ki izločajo osnovne frekvence srčnega ritma med 36 in 210 utripi na minuto. Uvedli smo skupino pasovno prepustnih filtrov s pasovno širino 0,5 Hz in središčnimi frekvencami med 0,625 Hz in 3,475 Hz. Središčne frekvence filtrov so razmaknjene za 0,3 Hz. Ti filtri poudarijo časovne trenutke srčnih utripov z več zaporednimi lokalnimi maksimumi v filtriranih signalih. Trenutke srčnih utripov opredelimo z oknom, ki se prestavlja za polovico svoje širine in znotraj katerega akumuliramo število zaznanih lokalnih maksimumov. Če želimo razpoznati dihanje, postopamo analogno, le da upoštevamo osnovno človekovo dihalno frekvenco.

Drugi pristop za razpoznavanje srčnih utripov [3] temelji na časovno-frekvenčni analizi interferenčnega signala $x(n)$ s pomočjo glajene pseudo Wigner-Villeove transformacije. Iz dobljene časovno-frekvenčne predstavitve signala izdvojimo sled trenutne frekvence, predstavljeno kot enodimenzionalni signal, ki ga zgladimo. Izstopajoči vrhovi takega signala ustrezajo časovnim trenutkom srčnih utripov.

Tretji pristop [4] išče srčne utripe s pomočjo indeksa aktivnosti. Ta pristop se je izkazal za zelo učinkovitega, če sestavljeni signal želimo razcepiti na njegove komponente. Indeks aktivnosti indicira nivo aktivnosti signalnih izvorov in poudarja posamezne signalne komponente. Metoda je razvita za večdimenzionalne signale, zato moramo $s(n)$, ki je enodimenzionalen, nelinearno razširiti. Aktivnost srca opredelimo kot enega od signalnih izvorov, srčni utripi pa predstavljajo signalne komponente tega izvora v interferenčnem signalu. Zato jih opredelimo kot lokalne maksimume v indeksu aktivnosti.

Četrti pristop [5] išče prve srčne zvoke s pomočjo nevronske mreže. Učne signale razdelimo s pomočjo referenčnega EKG-signalna na pozitivne primeri – signalne odseke, kjer pričakujemo prisotnost prvega srčnega tona (10 ms zakasnitve za referenčnim R-valom, dolžina 200 ms). Kot negativne primere smo vzeli signalne odseke, ki z enako dolžino nastopajo za pozitivnimi primeri. Učili smo nevronske mreže s 5 skritimi nivoji in z vzratnim določanjem uteži. Faza razpoznavanja utripov je v testnih signalih potekala s pomočjo pomičnega okna s prekrivanjem četrtine njihove dolžine. Za vsak signalni odsek, ki ga pošljemo v nevronske mreže, dobimo vrednost, ki ustreza verjetnosti, da je na danem mestu prisoten srčni utrip. Ko te vrednosti zgladimo, se pojavijo lokalni maksimumi, ki ustrezajo časovnim trenutkom razpoznanih srčnih utripov.

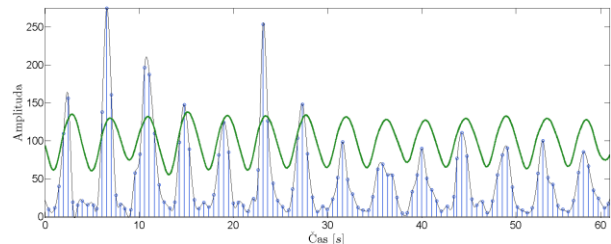
Dodajmo še dva postopka za razpoznavanje srčnega utripa in dihanja. Prvi izmed njiju [8] proučuje možnost spremljanja življenjskih funkcij s pomočjo časovno-

frekvenčne analize interferenčnega signala. Tega transformiramo s Haarovim prototipnim valčkom v časovno-merilno predstavitev. Merila določimo glede na pričakovane frekvence srčnega utripa in dihanja. Izhajamo iz predpostavke, da so frekvence življenjskih funkcij pasovno omejene, zato lahko časovno-merilno predstavitev razdelimo na dve regiji. Obravnavamo ju ločeno z enakim postopkom. Vsako najprej amplitudno normaliziramo s pomočjo sigmoidne funkcije, da bi izenačili prispevke individualnih dogodkov. Ti se v regiji kažejo kot izolirani grebeni, ki tečejo skozi merila skoraj pravokotno na časovno os. Časovne trenutke individualnih dogodkov določimo s pomočjo sledenja grebenom po verigi lokalnih maksimumov.

Razvili smo tudi izpopolnjen postopek [9], ki razpozna srčni utrip in dihanje z večmetodnim pristopom. Ta kombinira različne metode, ki zaznavajo različne frekvenčne prispevke v srčnih utripih (BCG, PCG itd.). S pomočjo učnega nabora interferenčnih signalov določimo tri najboljše metode, ki jih uporabimo za razpoznavanje srčnih utripov. Časovne trenutke utripov določimo z enostavnim zlivanjem trenutkov, v katerih te tri metode odkrijejo srčne utripe. Dihanje amplitudno modulira odzive srčnih utripov, zato je izdvajanje dihalne krivulje vezano na zaporedne maksimume srčnih utripov (slika 2).

Problem obravnavanih pristopov je natančnost lociranja srčnih utripov, katero je še posebej težko doseči v oteženih razmerah, npr. pri variabilnem srčnem ritmu. Predlagani večmetodni pristop smo optimizirali z zlivanjem trenutkov srčnih utripov. Razvit je bil nov pristop [6], ki kombinira metode, temelječe na različnih frekvenčnih vsebinah obdelovanih signalov. Pri tem pristopu opazujemo vezano porazdelitev časovnih trenutkov za zaznane srčne utripe in časovnih razdalj med sosednjimi utripi. Srčni utripi se v tem primeru kažejo kot gručice točk v ravnini. Za natančno določanje

časovnih trenutkov opazujemo gostoto točk v takih gručah. Gostoto izračunamo s pomočjo zglajenega dvodimenzionalnega histograma. S projekcijo lokalnih maksimumov na časovno os histograma določimo trenutke srčnih utripov.



Slika 2. Učinek dihanja na višino amplitud v prispevkih srčnih utripov: točke določajo razpoznane srčne utripe, referenčna krivulja pa je predstavljena z debelejšo krivuljo.

3 Rezultati

Uspešnost predlaganih metod smo preverili z eksperimentalnim protokolom, ki je natančno opisan v [1]. Signale smo zajemali v dveh razmerah, in sicer v mirovanju, kjer smo merili 1 minuto dolge signale, ter po vadbi na ergometru, ko smo signale zajemali 5 minut. Slednje je vodilo k spremenljivemu srčnemu ritmu in bolj motenim signalom, s čimer smo vzpostavili težje razmere za odkrivanje dogodkov, povezanih z življenjskimi funkcijami.

Učinkovitost razpoznavanja smo za srčni utrip skušali oceniti glede na posamezni R-val v referenčnem signalu EKG. Zaradi zakasnitve mehanske oz. akustične aktivnosti srčne mišice glede na EKG so zaznani srčni utripi zakasneni glede na pripadajoči R-val, vendar pa se morajo zanesljivo pojaviti med dvema zaporednima R-valoma.

Tabela 1. Rezultati razpoznavanja vitalnih funkcij pri različnih pristopih.

Metoda izvajanja značilnic	Frekvenčna vsebina (lomna frekvenca, red filtra)	Vzorčevalna frekvenca [Hz]	Število subjektov v eksperimentu	Tip eksperimenta	Dolžina zajetih signalov [min]	Srčni utrip		Povprečna zakasnitev zaznanih utripov proti ref. utripom [ms]	Dihanje	
						Povpr. senzitivnost [%]	Povpr. preciznost [%]		Povpr. senzitivnost [%]	Povpr. preciznost [%]
Skupine filtrov	Skupine pasovno prepustnih filtrov med 36 in 210 u./min.	500	5	Mirovanje	1	97,94±2,85	96,30±3,42	29±19	94,16±7,18	100,00
Wigner-Ville	Nizko sito (500 Hz, 5. red)	5000	6	Mirovanje	1	97,27±3,89	99,49±1,23	236±50	/	/
Indeks aktivnosti	BCG (0,5-20 Hz, 2. red)	500	16	Mirovanje	1	98,03±2,78	97,62±2,43	431±104	/	/
Nevronske mreže	PCG S1 (25-35 Hz, 2. red)	2000	8	Ergometer	5	94,50±3,06	92,99±3,09	416±87	/	/
Časovno-merilna analiza	Osn. srčna frekv. (0,6-3,5 Hz)	500	20	Mirovanje/ Ergometer	5	99,46±1,11	99,60±1,05	586±87	97,64±7,28	99,38±2,80
						96,22±2,96	95,35±3,03	364±103	92,05±6,10	93,45±3,08
Večmetodni pristop	Vezana na skupine metod	500	20	Ergometer	5	98,18±1,40	97,04±4,95	124±59	90,06±7,49	94,21±3,70
Optim. srč. utr.	-/-	500	7	Ergometer	5	97,13±2,00	97,82±2,09	110±55	/	/

Pri ocenjevanju, kako učinkovito smo razpoznavali dihanje, smo si pomagali s signalom nosnega termalnega senzorja, ki meri spremembe v temperaturi zračnega toka skozi nos.

V idealnem primeru se torej med zaporednima R-valoma nahaja natanko en zaznan srčni utrip. Na ta način lahko vse zaznane srčne utripe razdelimo v tri skupine:

- pravilno razpoznani (*TP*) – število prvih zaznanih utripov v intervalu R-R (če obstajajo),
- napačno razpoznani (*FP*) – število vseh napačno razpoznanih utripov znotraj intervala R-R,
- nerazpoznani (*FN*) – število nerazpoznanih utripov znotraj intervalov R-R.

S temi razredi uvedemo naslednji dve metriki učinkovitosti:

- senzitivnost: $\frac{TP}{TP + FN}$,
- natančnost: $\frac{TP}{TP + FP}$.

Stabilna zakasnitev med referenčnimi in zaznanimi utripi je ena najpomembnejših lastnosti pri oceni regularnosti srčnega utripa. Pričakujemo namreč, da pri mehanski in akustični aktivnosti srčne mišice prihaja do zaznave utripov s konstantno zakasnitvijo glede na električno aktivnost srčne mišice. Stabilnost teh zakasnitev lahko ocenimo s pomočjo njihove variabilnosti. Z enakimi metrikami ocenimo učinkovitost pri razpoznavanju dihanja, pri čemer se osredotočimo na referenčne in razpoznane trenutke vdihov. Zaradi fizioloških značilnosti dihanja metrika natančnosti, ki izhaja iz razlik med referenčnimi in razpoznanimi vdih, ni smiselna.

Rezultati učinkovitosti in natančnosti pri razpoznavanju s pomočjo predstavljenih postopkov so prikazani v tabeli 1.

4 Zaključek

V članku smo predstavili metode za nemoteče spremljanje človekovih življenjskih funkcij s pomočjo optičnega interferometra. Iz tabele 1 je razvidno, da dobljeni rezultati kažejo visoko stopnjo učinkovitosti (senzitivnost in natančnost okoli 97%) in stabilnosti pri lociranju srčnih utripov (variabilnost zakasnitve med referenčnimi in zaznanimi srčnimi utripi okoli 60 ms), prav tako pa tudi dihanja (senzitivnost in natančnost okoli 95%), in to tudi v nekoliko oteženih razmerah, v katerih smo izvedli poskuse po obremenitvah na ergometru.

Raziskave nadaljujemo z vrednotenjem postopkov za zaznavanje življenjskih znakov v kliničnih razmerah.

Zahvala

Raziskavo je podprla Javna agencija za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije (št. pogodbe 1000-08-310100). Eksperimente je odobrila Komisija Republike Slovenije za medicinsko etiko (št. 81/10/10).

Literatura

- [1] S. Šprager, B. Cigale, D. Đonlagić, D. Zazula, "Zajemanje in predobdelava multimodalnih biomedicinskih signalov za nadzor človekovih vitalnih funkcij", ERK 2010, Portorož, Slovenija, str. 299-302, 2010.
- [2] S. Šprager, D. Đonlagić, D. Zazula, "Monitoring of Basic Human Vital Functions Using Optical Interferometer", IEEE 10th International Conference on Signal Processing ICSP 2010, Peking, Kitajska, zv. 2, str. 1738-1741, 2010.
- [3] S. Šprager, D. Đonlagić, D. Zazula, "Heart Beat Monitoring Using Optical Interferometric Signal and Pseudo Wigner-Ville Distribution", The 7th International Conference on Information Technology and Applications ICITA 2011, Sydney, Avstralija, str. 271-275, 2011.
- [4] S. Šprager, D. Đonlagić, D. Zazula, "Heartbeat Detection Applying Activity Index on Optical Interferometric Signal", Proceedings of the WSEAS Int. Conference on Instrumentation, measurement, circuits and systems, Rovaniemi, Finska, str. 77-82, 2012.
- [5] D. Zazula, S. Šprager: "Detection of the First Heart Sound Using Fibre-Optic Interferometric Measurements and Neural Networks", poslano na konferenco NEUREL 2012, Beograd, september 2012.
- [6] S. Šprager, D. Zazula, "Optimization of Heartbeat Positions Based on Clusters of Detected Heartbeats Obtained by Multimethod Approach", 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society EMBC 2012, San Diego, ZDA, str. 5-8, 2012.
- [7] S. Šprager, D. Đonlagić, D. Zazula, "Razpoznavanje srčnega utripa s pomočjo optičnega interferometra", ERK 2012, Portorož, Slovenija, str. 199-202, 2012.
- [8] S. Šprager, D. Zazula: "Detection of heartbeat and respiration from optical interferometric signal by using wavelet transform", Computer Methods and Programs in Biomedicine, v recenziji, 2012.
- [9] S. Šprager, D. Zazula: "Heartbeat and respiration detection from optical interferometric signals by using a multimethod approach", IEEE Trans. Biomed. Eng., zv. 59, št. 10, str. 2922-2929, 2012.