

Brezkontaktno merjenje frekvence srčnega utripa ter spremenljivosti frekvence srčnega utripa

Jure Kranjec, Samo Beguš, Gregor Geršak, Janko Drnovšek

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, Tržaška 25, 1000 Ljubljana, Slovenija
E-pošta: jure.kranjec@fe.uni-lj.si

Povzetek. Spremenljivost frekvence srčnega utripa je izmerljiva na podlagi meritev frekvence srčnega utripa ter velja za enega izmed najobetavnejših kazalcev aktivnosti avtonomnega živčnega sistema. Za potrebe pridobivanja parametra se trenutno uporabljata konvencionalni kontaktni metodi (elektrokardiogram ter optična pletizmografija). Metodi sta zanesljivi, vendar omejeni s potrebo po stalnem fizičnem kontaktu med merilno elektrodo in kožo merjenca. V literaturi so objavljene obetavne rešitve za brezkontakten pristop k merjenju. Temeljijo na merjenju parametrov, ki so posredno ali neposredno odvisni od delovanja srca. Merilne metode merijo glasnost bitja srca z mikrofonom, miniaturne premike na površini prsnega koša zaradi bitja srca z radarjem, spremembe temperature v bližini večje površinske žile zaradi pretoka krvi s toplotno kamero, volumetrične spremembe žil zaradi pretoka krvi prek odboja ambientalne svetlobe z RGB-kamero ter spremembe v električnem polju v bližini opazovane osebe zaradi elektromagnetne aktivnosti srca s pomočjo kapacitivnega senzorja. Izbrali smo štiri metode, za katere smo izdelali senzorje, jih sočasno preizkusili na enaki razdalji ter primerjali z referenčno kontaktno metodo. Namen članka so opisati glavne značilnosti omenjenih metod, kratka predstavitev izvedenih sočasnih meritev z narejenimi senzorji ter njihova analiza.

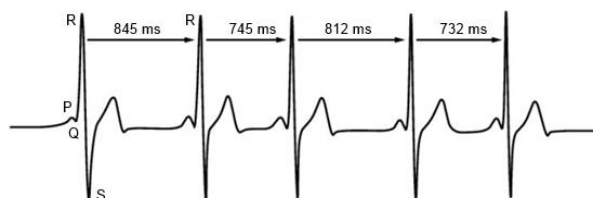
Ključne besede: brezkontaktno merjenje, spremenljivost frekvence srčnega utripa, Dopplerjev pojav, radar, mikrofoni

Non-contact measurement of the heart rate and the heart rate variability

The heart-rate variability (HRV) is determined by measuring the heart rate (HR). HR is the basic physiological parameter measured in the clinical practice and the HRV has been recognized as a promising quantitative marker of the autonomic activity. Currently, the parameters are obtained by the two conventional measuring methods, i.e. electrocardiography and optical plethysmography. The two methods are considered to be reliable but limited by the need of the constant physical contact between the measuring electrodes and the skin. The literature provides examples of the non-contact measurement of HR and HRV based on measuring different phenomena, such as the sound of the heart with a microphone, minute displacement of the chest due to the heartbeat with a radar, changes in temperature in proximity of superficial arteries due to the blood flow with a thermal camera, absorbance of light due to the volumetric changes in the vessels during the blood flow with an RGB camera and changes in the electromagnetic field in the proximity of the subject with a capacitance-based sensor. Four methods are observed for which the measuring sensors are assembled and used simultaneously. The paper presents the main characteristics of the methods and results of measuring the above phenomena.

1 UVOD

Srčni utrip je posledica ritmičnega krčenja in sproščanja srčne mišice in je od osebe do osebe različen. Tipično ga izrazimo s frekvenco srčnega utripa (HR), tj. v številu utripov na minuto, spreminja pa se s potrebo telesa po absorbiranju kisika ter izločanju ogljikovega dioksida. Odvisen je od številnih dejavnikov, kot so temperatura okolice, telesne aktivnosti, zgradbe telesa, uporaba zdravil itd. [1]. Delovanje srčne mišice je pod nenehnim nadzorom avtonomnega živčnega sistema. HR se spreminja z vsakim utripom, tudi med mirovanjem. Pojavu pravimo spremenljivost frekvence srčnega utripa (HRV), tj. je sprememba v intervalih med posameznimi utripi srca, poznanimi tudi kot R-R intervali (slika 1).



Slika 1: Spremenljivost frekvence srčnega utripa med posameznimi »R-R intervali«

HRV je kazalec delovanja avtonomnega živčevja, saj je večja spremenljivost HR posledica njegovega dobrega delovanja in posledično sposobnost doseganja homeostaze, medtem ko zmanjšana ali celo odsotna spremenljivost parametra nakazuje motnje v njegovem delovanju [2]. Za pridobivanje parametra HR in posledično HRV se v kliničnih aplikacijah najpogosteje uporabljata dve konvencionalni kontaktni metodi, in sicer elektrokardiografija (EKG) in optična pletizmografija. EKG je najbolj uveljavljena, referenčna ter preprosta klinična preiskava, s pomočjo katere prek nastavljenih elektrod na površini telesa merimo šibke električne impulze srca, ki se sprožijo med procesom depolarizacije vsakega srčnega cikla [3]. Optična pletizmografija na drugi strani temelji na principu presvetljevanja tkiva s svetlobnim izvorom ustrezne valovne dolžine in zaznavanju prepuščene svetlobe ter posledičnem ugotavljanju volumna krvi, obogatene s kisikom v okončinah, najpogosteje na konicah prstov ter ušesnih mešičkih [4].

Obe metodi sta v največji meri omejeni s potrebo po stalnem fizičnem kontaktu, zato nista primerni za uporabo na določenih skupinah bolnikov (npr. bolniki z opeklinami, novorojenčki itd.). Poleg omenjenega so pomanjkljivosti metod tudi dovzetnost do premikanja, verjetnost povzročitve alergijske reakcije (EKG-gel), neprijetnost zaradi bolečine merilne sčipalke (optična pletizmografija) itd. [5, 6]. V želji po odpravi naštetih ovir se je začelo iskanje inovativnih možnosti zanesljivega in brezkontaktnega merjenja fizioloških parametrov, iz katerih bi bilo mogoče pridobivati HRV. Številne raziskave po vsem svetu so nakazale, da tovrstno merjenje je mogoče. Po našem mnenju najobetavnejše metode so predstavljene v nadaljevanju, podprte pa so s preliminarnimi izsledki raziskav, izvedenih v laboratoriju za metrologijo in kakovost (LMK).

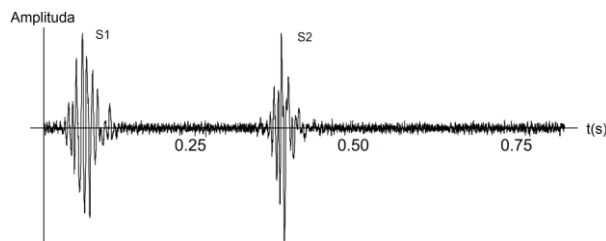
2 PREDSTAVITEV BREZKONTAKTNIH METOD ZA MERJENJE KARDIOVASKULARNIH PARAMETROV

Srčna mišica ob vsakem srčnem ciklu v prostor oddaja mešanico električnih, mehanskih in akustičnih signalov. Zato je kardiovaskularne parametre mogoče posredno ali neposredno ovrednotiti z inovativnimi brezkontaktnimi metodami z različnih vidikov. Pri načrtovanju merilnega sistema in pri izvajanju samih meritev je treba upoštevati, da so biološki procesi nestacionarne narave, zato se lahko pomembni indikatorji pojavijo ob poljubnem trenutku v času. V želji po učinkoviti diagnostiki je treba torej signal spremljati v daljšem časovnem obdobju.

2.1 Kondenzatorski mikrofoni

Srce med svojim delovanjem oddaja značilne zvoke (slika 2), ki nastanejo ob kontrakciji in relaksaciji atrijev in ventriklov. Od srčnih zvokov sta najbolj distinktivna

in najbolj slišna v srčnem ciklu prvi srčni zvok (S1) ter drugi srčni zvok (S2). Zvoke delovanja srčne mišice lahko zaznamo s poslušanjem prek ustreznega pripomočka. Metoda se imenuje avskultacija srca in se izvaja v kontaktnem načinu [7].

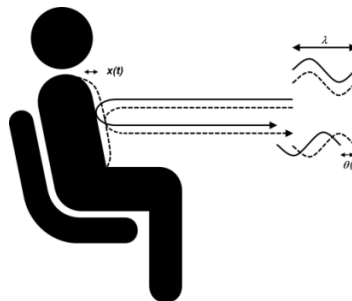


Slika 3: Primer zvočnega zapisa normalnega utripa srca

Pojav se sicer da spremljati tudi na brezkontaktn način (ki ga pri pregledu literature nismo zasledili) s pomočjo kondenzatorskega mikrofona, postavljenega v neposredno bližino prsnega koša, kar potrjujemo z rezultati izvedenih meritev v LMK, predstavljenimi v naslednjem poglavju. Zvok na kondenzatorskem mikrofONU povzroči nihanje kovinske membrane, ki je ene od elektrod kondenzatorja. Posledično se spreminjata razdalja in kapacitivnost kondenzatorja. Ob ustreznem filtriranju lahko iz pridobljenega signala izluščimo zvok bitja srca. Izvedena mora biti še podrobnejša študija zanesljivosti metode. V tem prispevku zgolj nakazujemo, da je v laboratorijskem okolju brez odvečnega glasovnega šuma HR lahko pridobljiv s to metodo.

2.2 Radar in Dopplerjev pojav

Med oskrbovanjem kardiovaskularnega sistema s krvjo je srce izpostavljeno volumetričnim spremembam v vsakem srčnem ciklu. Te spremembe se odražajo tudi s sorazmernimi premiki na prsnem košu osebe, in sicer v rangu raztezka od 0,2 mm do 0,5 mm. Premike v navedenem velikostnem razredu znamo izmeriti s senzorji z ustrežno resolucijo, ki navadno temeljijo na Dopplerjevem pojavu (slika 3).



Slika 3: Uporaba Dopplerjevega pojava za merjenje HR; Ob predpostavki, da vhodni val izvira iz ene točke prsnega koša in da so premiki površine majhni v primerjavi z valovno dolžino signala, potem je fazna sprememba $\Delta\theta(t)$ odbojnega signala proporcionalna premiku prsnega koša ter skalirana z valovno dolžino signala: $\Delta\theta(t) = 4\pi\Delta x(t)/\lambda$, kjer je $\Delta x(t)$ premik prsnega koša, λ pa valovna dolžina merjenega signala.

Tovrstne majhne premike se da izmeriti z radarskimi senzorji, ki delujejo na različnih frekvencah (mikrovalovni radar npr.: 2,4 GHz, ultrazvočni radar npr.: 40 kHz) in različnih izhodnih močeh. Omenjeni veličini sta neposredno povezani z občutljivostjo merilnega sistema. Metoda je predstavljena v številnih študijah [8-13], poleg sposobnosti zaznavanja majhnih premikov pa jo odlikuje tudi sposobnost, da se signal prenaša prek večine snovi, razen vode in kovine. Zato so metode primerne za spremljanje osnovnih življenjskih parametrov skozi oblačila, posteljnino itd. Ker metoda temelji na merjenju odboja elektromagnetnega sevanja, velja za aktivno metodo, ki ima lahko ob čezmerni moči negativne vplive na biološko tkivo. Metoda je zaradi visoke ločljivosti izredno občutljiva na premike. Hkrati pa so rezultati meritev (amplituda signala) odvisni od konstitucije posameznika.

2.3 Slikanje s termovizijsko in RGB-kamero

Vsaka površina s temperaturo nad 0K oddaja elektromagnetno (EM) sevanje, katerega veličina je odvisna od temperature in emisivnosti telesa. Človeška koža pri povprečni temperaturi telesa 300 K oddaja energijo v IR-rangu EM-spektra, kar lahko izkoristimo za brezkontaktno merjenje HR s pomočjo opazovanja ustreznega predela telesa s toplotno kamero. Metoda temelji na dejstvu, da je temperatura kože v neposredni bližini površinskih žil povezana s pretokom krvi. Pri tem se je treba zavedati, da je pridobljena oblika v primerjavi z dejanskim pulzom zglajena, zamaknjena ter da vsebuje šum. Meritev se torej izvede posredno, z opazovanjem časovno spremenljivih toplotnih vzorcev, ki dajejo informacije o srčnem ciklu. Rezultati meritev po omenjeni metodi so objavljeni v številnih študijah [14–16]. Prednost metode je, da je pasivna, torej ne oddaja sevanja, omejitve pa so nepredvideni gibi, toplotne spremembe v prostoru, pretok zraka itd.

Pri pretoku krvi skozi telo se žilne stene periodično raztezajo in krčijo. Volumetrične spremembe zaradi nihanja količine krvi se da s pomočjo prepuščene svetlobe ali njenega odboja od kože izmeriti s pomočjo optične pletizmografije, pri čemer je merilno mesto osvetljeno z umetnim virom svetlobe. Nedavno je bilo ugotovljeno, da je mogoče informacijo o HR pridobiti iz posnetka človeškega obraza s pomočjo digitalne RGB-kamere pri snemanju z ambientalno svetlobo. RGB-senzor kamere je namreč sposoben posneti mešanico odbojnih pletizmografskih signalov, ki vsebujejo informacijo o kardiovaskularnih dogodkih, do katerih pridemo z uporabo ustreznih matematičnih algoritmov. Rezultati študij so obetavni [17, 18], vendar namigujejo na določene pomanjkljivosti metode, kot npr. potreba po enakomerni osvetlitvi interesne regije na obrazu, potreba po prisotnosti subjekta znotraj snemalnega okvirja skozi periodo snemanja itd.

2.4 Frekvence srčnega utripa iz govora

Govor je osnovni način komuniciranja med ljudmi. Poleg osnovnih govornih informacij, ki jih nosi, pa je manj znano, da zvok vsebuje tudi skrite biološke podatke, med katere je vkomponirana tudi komponenta HR. Slednja komponenta je povezana z glasilkami prek grla, ki je neposredno povezano z obtočnim sistemom. Zato je s pomočjo ekstrakcije ustreznih frekvenčnih karakteristik iz človeškega glasu mogoče pridobiti informacijo o trenutni srčni aktivnosti osebe [19]. Metoda se je glede na predstavljene rezultate [19] med drugim izkazala za robustno tudi v hrupnejšem okolju, glavna težava pa so v eksperimentu bile osebe, ki jim ni uspelo držati enakomernega tona med celotnim trajanjem posnetka.

2.5 Kapacitivne elektrode

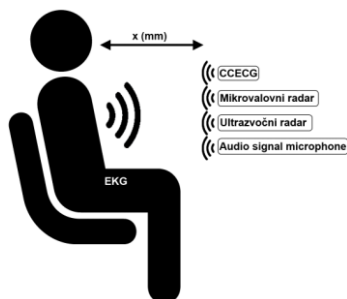
Zaradi svoje tipične amplitude (od 0.1 mV do 5 mV) in pasovne širine (od 0,5 Hz do 100 Hz) je EKG-signal relativno lahko izmerljiv v primerjavi z drugimi biopotenciali. Kot je bilo že omenjeno, je glavna slabost metode potreba po stalnem galvanskem stiku elektronskega senzorja s površino kože. Za odpravo potrebe po fizičnem kontaktu je bilo vložena veliko truda v iskanje alternativne rešitve. Za eno od rešitev brezkontaktnega merjenja električnega signala srčne aktivnosti je uporaba kapacitivnih elektrod (CCECG), ki so sposobne zaznavanja biopotenciala ob eksplicitnem razmiku med senzorjem naprave in človeškim telesom, tudi v primeru morebitnih vmesnih ovir (lasje, obleka). V primerjavi z navadnimi elektrodami prevodnega tipa je površina teh električno izolirana in tako ostaja stabilna tudi v dolgotrajnejših aplikacijah. Tovrstno brezkontaktno merjenje poteka prek kapacitivnega sklopa med elektrodo senzorja in površino telesa, ki tako tvori kapacitivnost C

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{d}, \quad (1)$$

kjer je A površina elektrode, d razdalja med elektrodo in telesom, ε_0 in ε_r pa sta dielektrični konstanti. Kapacitivne elektrode zaznavajo izpodrivni tok (angl. *displacement current*), ki je sorazmeren s stopnjo spremembe električnega polja na površini telesa, ta pa je povezan z EKG-signalom [20–23]. Metoda je dovzetna na elektromagnetne motnje v okolju, kot so statična elektrika, omrežna napetost itd.

3 IZDELAVA IN PREIZKUS NAJOBETAVNEJŠIH BREZKONTAKTNIH METOD ZA MERJENJE HR

Po pregledu literature smo vzporedno preizkusili štiri po lastni presoji najobetavnejše brezkontaktno metode za merjenje HR(V) parametra (slika 4) ter jih hkrati primerjali z referenčno kontaktno EKG-metodo.



Slika 4: Preizkus je bil izveden v nezaščitenem okolju in v neposredni bližini več virov elektromagnetnih motenj. Senzorji štirih brezkontaktnih merilnih metod so bili postavljeni na enako razdaljo od telesa.

Eksperiment je bil opravljen na enem izmed avtorjev prispevka. Oblečen je bil v bombažno majico s kratkimi rokavi, med izvajanjem meritev pa je ob minimalnem gibanju ob sproščnem dihanju ter brez govorjenja sedel na pisarniškem stolu s plastičnim okvirjem ter bombažnim sedalom in naslonjalom. Posamezna meritev je trajala 70 sekund.

Ob spremljavi referenčne EKG-metode in eksperimentalne kontaktne metode s sluškami so bile izbrane brezkontaktno metode: 1) CCECG, 2) mikrovalovni radar, 3) ultrazvočni radar in 4) kondenzatorski mikrofoni. Izhodne signale iz vseh merilnih naprav smo zaznavali s sistemom za zajemanje podatkov (DAQ – *Data acquisition system*) UEI Logger 600 in DNA AI -217 AD. Vse signale smo vzorčili simultano s 24-bitnim AD-pretvornikom in frekvenco vzorčenja 2 kHz.

3.1 Procesiranje signalov

Informacije o delovanju srca se lahko nahajajo v različnih območjih spektra, to je odvisno od uporabljene merilne metode. Za pridobivanje optimalnega signala smo uporabili različne filtre za različne merilne metode (tabela 1). Po procesu demodulacije in filtriranja signala v primeru radarskih merilnih naprav ter filtriranja po meri pri drugih metodah z namenom odstranjevanja nepotrebne šuma iz biomedicinskega signala smo določili lokalne vrhove s pomočjo avtokorelacijske metode, na podlagi katere smo določili HR. Avtokorelacijska metoda je bila izvedena s pomočjo implementiranih funkcijskih blokov znotraj namenskih PC-programov Matlab ter LabView.

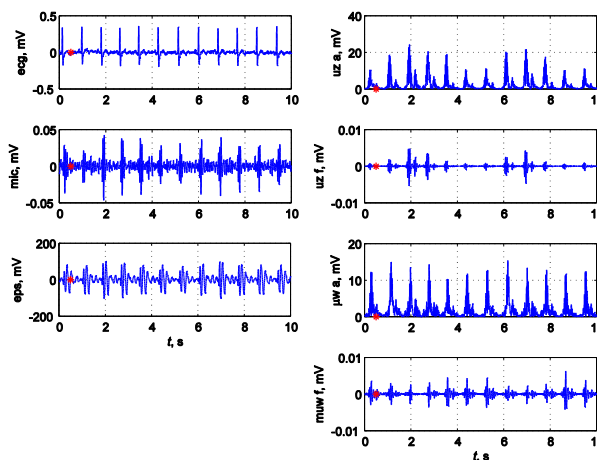
Tabela 1: Optimalne nastavitve filtrov za posamezne merilne metode

	Nizko pasovni filter	Notch filter	Visoko pasovni filter
Amplitudna demodulacija mikrovalovnega radarja	80 Hz	50 Hz	15 Hz
Frekvenčna demodulacija mikrovalovnega radarja	80 Hz	50 Hz	15 Hz
Amplitudna demodulacija ultrazvočnega radarja	80 Hz	50 Hz	15 Hz

ultrazvočnega radarja			
Frekvenčna demodulacija ultrazvočnega radarja	80 Hz	50 Hz	15 Hz
Kapacitivna elektroda	35 Hz	50 Hz	5 Hz
Mikrofon	35 Hz	50 Hz	10 Hz
Referenčna kontaktna metoda	35 Hz	50 Hz	5 Hz

3.2 Rezultati

Na sliki 5 so predstavljeni rezultati meritev vseh omenjenih metod, opravljenih na skupni razdalji merilnih senzorjev od telesa 10 cm. Krivulje na grafih temeljijo na isti časovni osnovi, iz česar je razvidna majhna časovna zakasnitev rezultatov, pridobljenih z brezkontaktnimi merilnimi metodami v primerjavi z referenčno EKG-metodo. Majhen doprinos k omenjeni zamudi imajo različni filtri za posamezne metode. K zamudi sicer v veliki meri prispeva multipolarna narava dinamike električnega polja srca na eni strani ter tranzitni čas pulza na drugi strani, kar povzroča časovno in prostorsko odvisnost izmerjenega signala. Zamik izmerjenih signalov v primerjavi z referenčnim signalom je sicer konstanten skozi merilno periodo, iz česar sledi, da ne vplivajo na izračun HR in posledično na izračun HRV.



Slika 5: Izmerjeni signali z različnimi brezkontaktnimi merilnimi metodami na razdalji 10 cm med senzorjem in površino telesa ("μw"/"us", "f"/"a" – mikrovalovni/ultrazvočni radar z amplitudno/frekvenčno demodulacijo signala; "eps" – CCECG; "mic" – mikrofoni, "ecg" – referenčna EKG metoda).

Ob podrobnejšem pregledu izmerjenih signalov opazimo, da je le-ta sestavljen iz dveh superponiranih fizioloških parametrov, in sicer: a) iz respiracijskega signala (nižja frekvenca) in b) iz signala srčnega utripa (višja frekvenca). Signala bi lahko ločili z uporabo ustreznega filtra.

4 SKLEP

V članku so predstavljene inovativne brezkontaktno metode za merjenje fizioloških parametrov, iz katerih je

posredno ali neposredno mogoče izluščiti frekvenco srčnega utripa ter posledično spremenljivost frekvence srčnega utripa. Iz omenjenih metod smo izbrali štiri, ki so bile po našem mnenju najobetavnejše, sestavili merilna vezja ter jih vzporedno preizkusili ob sočasnem izvajanju brezkontaktnih meritev.

Ugotovili in pokazali smo, da je pridobivanje frekvence srčnega utripa ter posledično spremenljivost frekvence srčnega utripa mogoče meriti z več brezkontaktnimi metodami hkrati, pri čemer smo merili različne količine. Pri posameznih metodah sicer prihaja do določenega časovnega zamika med signali, vendar so ti zamiki konstantni za posamezno metodo in kot taki ne vplivajo na izračun frekvence srčnega utripa in spremenljivosti frekvence srčnega utripa.

Pri vseh metodah je poleg frekvence signala srčnega utripa mogoče opaziti tudi respiracijski signal, ki ima nižjo frekvenco kot prvi. Signala sta superponirana. Sposobnost brezkontaktnega merjenja fizioloških parametrov bi lahko sicer imelo velik pomen za izvajanje meritev in interpretiranje njihovih rezultatov v bližnji prihodnosti, saj odpravlja nekatere vplivne veličine na negotovost merilnega rezultata, kot na primer negotovost zaradi merilne anksioznosti. Slednja lahko v različni meri vpliva na rezultate merjenja, kar je odvisno od tega, kako velikim odzivom pojavu je podvržen posameznik zaradi samega zavedanja o poteku meritve. Ena glavnih prednosti izvajanja psihofizioloških meritev v brezkontaktnem načinu je torej nezavedanje bolnika o poteku meritev.

V prvem delu našega raziskovalnega dela sta bila v ospredju analiza objavljenih metod in njihov preizkus oz. izvedljivost v največji mogoči meri, manj pa smo se osredinili na metrološke lastnosti sestavljenih naprav. Zato bodo te imele prednost pri našem nadaljnjem delu, ki bo torej osredinjeno na nadaljnje procesiranje zajetih signalov, ovrednotenje merilne negotovosti merjenja in točnosti rezultatov ter robustnost meritev v danih razmerah.

LITERATURA

- [1] »American Heart Association« na spletu, »All about heart rate (pulse)«, <http://www.heart.org> (15.10.2012).
- [2] Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology *Circulation*. 1996;93:1043–1065.
- [3] Gorgels APM (2007). *Chapter 3 Electrocardiography*. In: Willerson JT, Cohn JN, Wellens HJJ, Holmes DR Jr, eds. *Cardiovascular Medicine*, 3d ed. Springer, London, UK.
- [4] J. N. Lygouras, P. G. Tsalides, "Optical-Fiber Finger Photo-Plethysmograph Using Digital Techniques," *IEEE Sensors Journal*, Vol. 2, No. 1, February 2002.
- [5] A. Aleksandrowicz, S. Leonhardt, "Wireless and Non-Contact ECG Measurement System – the "Aachen SmartChair"," *Acta Polytechnica*, Vol. 47, No. 4-5/2007.
- [6] S. Suzuki, T. Matsui, H. Imuta, M. Uenoyama, H. Yura, M. Ishihara, M. Kawakami, "A novel autonomic activation measurement method for stress monitoring: non-contact measurement of heart rate variability using a compact microwave radar," *Med. Biol. Eng. Comput.* (2008) 46: 709–714.
- [7] T. R. Reed, N. E. Reed, P. Fritson, "Heart sound analysis for symptom detection and computer-aided diagnosis," *Simulation Modelling Practice and Theory* 12 (2004), 129–146.
- [8] Suzuki S., Matsui T., Imuta H., Uenoyama M., Yura H., Ishihara M. and Kawakami M. 2008. A novel autonomic activation measurement method for stress monitoring: a non-contact measurement of heart rate variability using a compact microwave radar *Medical & Biological Engineering & Computing* 46 709–714.
- [9] Obeid D., Sadek S., Zaharia G. and El Zein G. 2010 Multitunable microwave system for touchless heartbeat detection and heart rate variability extraction *Microwave and optical technology letters* 52 192–198.
- [10] Boric-Lubecke O., Lubecke V. M., Mostafanezhad I., Park B. K., Massagram W. and Jokanovic B. 2009 Doppler Radar Architectures and Signal Processing for Heart Rate Extraction *Mikrotalasna revija* December 2009 12–17.
- [11] Varanini M., Berardi P. C., Conforti F., Micalizzi M., Neglia D. and Macerata A. 2008 Cardiac and respiratory monitoring through non-invasive and contactless radar technique *Computers in Cardiology* 35 149–152.
- [12] Lu G., Yang F., Tian Y., Jing X. and Wang J. 2009. Contact free measurement of heart rate variability via a microwave sensor *Sensors* 9 9572–9581.
- [13] Massagram W., Lubecke V. M., Høst-Madsen A. and Boris-Lubecke 2009. Assessment of heart rate variability and respiratory sinus arrhythmia via Doppler radar *IEEE Transactions on microwave theory and techniques* 57 2542–2549.
- [14] S. Y. Chekmenev, H. Rara, A. A. Farag, "Non-contact, wavelet-based measurement of Vital signs using thermal imaging," *ICGST international journal on Graphics, Vision and Image processing (GVIP)*, Vol. 6, special issue "Applicable Image Processing Techniques," page 25–30.
- [15] Chekmenev, S.Y.; Farag, A.A.; Essock, E.A., "Multiresolution Approach for Non-Contact Measurements of Arterial Pulse using Thermal Imaging," *Computer Vision and Pattern Recognition Workshop, 2006. CVPRW '06. Conference on*, vol., no., pp.129,129, 17–22 June 2006.
- [16] N. Sun, M. Garbey, A. Merla and I. Pavlidis, "Imaging the cardiovascular pulse," *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, San Diego, CA, June 20–25, 2005.
- [17] M. Z. Poh, D. J. McDuff, R. W. Picard, "Non-contact, automated cardiac pulse measurement using video imaging and blind source separation," *Optics Express*, Vol. 18, Issue 10, pp. 10762–10774 (2010).
- [18] Ming-Zher Poh; McDuff, D. J.; Picard, R.W., "Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol.58, no.1, pp.7,11, Jan. 2011.
- [19] A. Mesleh, D. Skopin, S. Baglikov, A. Quteisah, "Heart rate extraction from vowel speech signals," *Journal of computer science and technology*, Vol. 27, Issue 6, pp 1243–1251.
- [20] Mahdi A. E. and Faggion L 2011 Non-contact biopotential sensor for remote human detection *Journal of Physics: Conference series* 307.
- [21] Prance R. J., Debray A., Clark T. D., Prance H., Nock M., Harland C. J. and Clippingdale A. J. 2000 An ultra-low-noise electrical-potential probe for human-body scanning *Meas. Sci. Technol.* 11 291–297.
- [22] Prance H., Watson P., Beardmore-Rust S. T., Harland C. J. and Prance R. J. 2009. Measurement of physiological parameters using ultra-high impedance electric potential sensors *MINET conference: Measurement, sensation and cognition, Measuring the impossible* p.144.
- [23] Ottenbacher J and Heuer S 2009 Motion artefacts in capacitively coupled ECG electrodes *IFMBE Proceedings* 25/IV 1059–1062.

Jure Kranjec je diplomiral leta 2009 na Fakulteti za elektrotehniko v Ljubljani. V naslednjem šolskem letu se je vpisal na podiplomski študij, trenutno pa končuje zadnji letnik omenjenega programa. Ob rednem delu v gospodarski panogi izvaja tudi raziskovalne aktivnosti na Fakulteti za elektrotehniko. Osredinja se na brezkontaktno merjenje fizioloških parametrov.

Samo Beguš je leta 2001 diplomiral, leta 2004 magistriral in leta 2007 doktoriral s področja elektrotehnike na Univerzi v Ljubljani, kjer je tudi zaposlen. Njegovo področje raziskovanja obsega področja meritev, preciznega merjenja gostote magnetnega pretoka, področja merilnih sistemov, senzorjev, procesiranje avdiosignalov ter meritve v avdiotehniki in ultrazvoku.

Gregor Geršak je doktoriral leta 2003 na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Njegovo raziskovalno področje obsega teorijo merjenja, precizijsko merjenje gostote magnetnega pretoka, tlaka in termometrije. V zadnjih letih se osredinja na meroslovje biomedicinske instrumentacije s poudarkom na napravah za neinvazivno merjenje krvnega tlaka in na psihofiziološka merjenja.

Janko Drnovšek je prejel naziv magister znanosti leta 1979 na univerzi »Imperial College of Science and Technology of London« in naziv doktorja znanosti leta 1986 na Univerzi v Ljubljani. Trenutno je vodja laboratorija za metrologijo in kakovost (LMK) in redni profesor na Fakulteti za elektrotehniko. Fakulteti za elektrotehniko se je pridružil leta 1980.