

Merjenje želodčne aktivnosti s preprostim in laboratorijskim merilnim sistemom

Timotej Gruden, Grega Jakus, Tomaž Jarm

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

Povzetek. V prispevku predstavljamo trenutno stanje na področju elektrogastrografije (EGG) – merjenja želodčne mioelektrične aktivnosti – in postopek izdelave preproste in poceni naprave za merjenje signalov EGG, katere delovanje smo primerjali z laboratorijskim merilnim sistemom Biopac. EGG temelji na neinvazivnem merjenju električne aktivnosti gladkega mišičja v steni želodca oziroma t. i. *počasnih valov*, ki jih merimo prek elektrod, nameščenih v predelu trebuha. Tako zajeti električni signal ima pri ljudeh v normalnih razmarah prevladujočo frekvenčno komponento pri okoli treh ciklih na minuto (cpm) oziroma pri 0,05 Hz. Naš trikanalni sistem za merjenje signalov EGG sestavljajo po en nizkošumni ojačevalnik ter visoko- in nizkoprepustno sito za vsak kanal. Pilotno meritev smo izvedli na treh prostovoljcih pred zaužitjem kontroliranega obroka in po njem. Sistem Biopac je, najverjetneje zaradi prehajanja visokoprepustnega sita v zaporno območje, na istem merilnem mestu prikazoval manjšo moč v frekvenčnih območjih pod 2 cpm kot naš ojačevalnik. Prednost uporabe našega večkanalnega ojačevalnika se je izkazala v možnosti izbire kanala z najverodostojnejšim signalom želodčne aktivnosti. Potrdili smo, da je želodčna aktivnost po obroku izrazitejša, saj z vnosom hrane spodbudimo delovanje želodca.

Ključne besede: elektrogastrografija (EGG), ojačevalnik elektrofizioloških signalov, frekvenčna analiza

Gastric-activity measurement using a simple measurement system

The paper overviews the state-of-the-art in electrogastrography (EGG), i.e. the measurement of the gastric myoelectric activity, and presents our simple and low-cost device for measuring the EGG signals. The device performance is compared to a Biopac laboratory EGG measurement system. EGG is a noninvasive measurement of the gastric electric activity, the so-called "slow waves", using electrodes placed over a human abdominal area. The predominant frequency component of thus captured electric signal is about three cycles per minute (cpm) or 0.05 Hz. Our three-channel EGG amplifier consists of a low-noise amplifier and a high- and low-pass filter per channel. The pilot measurement is performed on three volunteers before and after a controlled meal intake. The signal of the Biopac EGG system using a high-pass filter with a cutoff frequency of 3 cpm is lower in the frequency range below 2 cpm compared to our EGG system. The main advantage of its ability of using the multi-channel EGG amplifier is its ability of selecting the channel offering the most reliable gastric-activity signal. We show that the gastric activity is higher after a meal, since the food intake stimulates the gastric function.

Keywords: electrogastrography (EGG), electrophysiological amplifier, frequency analysis

1 UVOD

Elektrogastrografija (EGG) je proces merjenja želodčne mioelektrične aktivnosti oz. natančneje proces merjenja nadzornega dela električne aktivnosti gladkih mišic v steni želodca, t. i. *počasnih valov* (angl. *slow waves*) [1]. Uporabna vrednost elektrogastrografije se kaže na najrazličnejših področjih. Zdravniki lahko iz signala EGG sklepajo o pravilnosti delovanja pacientovega želodca in iz spektralnih komponent zaznajo pojav tahigastrije ter bradigastrije (previsoko in prenizko frekvenco krčenja želodca) [2]. EGG se prav tako uporablja za ugotavljanje prepočasnega praznjenja želodca, zaznavanje funkcionalne dispepsije, diabetične gastropareze itd. [3]. Z izboljšanjem metodologije in poglobljenimi raziskavami bi lahko pripomogli k zaznavi še več različnih vrst želodčnih bolezni.

Poleg velikega zanimanja za EGG v medicini se elektrogastrografi uporabljajo tudi na drugih raziskovalnih področjih. Patentirali so detektor laži, ki deluje na podlagi EGG [4]. Načrtovalci različnih aplikacij navidezne oz. nadgrajene resničnosti se pogosto srečujejo s problematiko slabosti uporabnikov, ki se kaže v spremembi želodčne aktivnosti [5]. Meritve EGG so lahko koristne pri načrtovanju uporabniških vmesnikov, meritve z analizo v realnem času pa celo pri načrtovanju adaptivnih vmesnikov. EGG je uporabna tudi pri avtonomni vožnji, ki prinaša novo vozno okolje, v

katerem tudi voznik postane le še potnik v vozilu, s tem pa se poveča možnost za pojav slabosti med vožnjo. Z merjenjem značilnih vrednosti signala EGG si obetamo objektivno zaznati slabost potnikov v vozilu [6] in morda nekoč celo napovedati pojav slabosti še pred njenim nastopom.

Tipične vrednosti značilnic signala EGG se lahko spreminjajo tudi glede na stanje in okoliščine posameznika. Aktivnost želodca se namreč razlikuje glede na to, ali je ta lačen ali sit, zaspan ali buden, pod stresom ali sproščen. Analiza in razumevanje vpliva različnih stanj merjene osebe na signal EGG sta torej pred aplikativno uporabo (npr. v avtomobilu) nujna. Poleg vpliva stanja osebe na fiziološko delovanje želodca je treba upoštevati še okoliščine meritve – ali meritev poteka v sedečem ali stoječem položaju, med gibanjem ali mirovanjem ipd. Za izvajanje meritev torej potrebujemo nadzorovano okolje.

2 ŽELODČNA AKTIVNOST IN ELEKTROGASTROGRAFIJA (EGG)

Delovanje človeškega želodca dandanes še ni povsem raziskano. Večina študij se kljub nekaterim razlikam v primerjavi z delovanjem človeškega želodca opira na raziskave na želodcu živali (npr. pri psih, morskih prašičkih ali miših) [1]. Rhee idr. po opravljenih študijah omenjajo celo potrebo po popravku trenutno uveljavljene metodologije in ponovnem tehtnem premisleku glede znanja o delovanju človeškega želodca [7].

2.1 Želodčna aktivnost

Alvarez je že leta 1922 opazoval krčenje in raztezanje želodca [8]. Ob delovanju želodca lahko opazujemo mioelektrično aktivnost oz. električno aktivnost kot posledico delovanja gladkih želodčnih mišic. To lahko razdelimo na dve vrsti aktivnosti: na počasne valove (angl. *slow waves*) in koničaste potenciale (angl. *spike potentials*) [1].

Počasne valove pogosto imenujemo tudi električna nadzorna aktivnost. Ti naj bi namreč nadzorovali fizično krčenje želodca. Biološki povzročitelji počasnih valov naj bi bile intersticijske celice Cajala (angl. *interstitial cells of Cajal* – ICC). To so posebne (nemišične) celice, ki ležijo med celicami gladkih mišic želodca in so z njimi električno povezane. [9]. Pretok Ca^{2+} ionov prek membran celic ICC in želodčnih mišičnih celic dejansko pomeni električni tok [10]. Riezzo idr. so pokazali tudi, da po odstranitvi celic ICC iz želodčnega tkiva počasni valovi izginejo [11]. Frekvenca počasnih valov tako narekuje tudi najvišjo mogočo frekvenco krčenja želodca. Ta se med živalskimi vrstami razlikuje in znaša pri ljudeh v normalnih razmerah približno 3 (oz. med 2 in 4) cikle na minuto (cpm) oz. 0,05 Hz. Vemo tudi, da vsakemu počasnemu valu ne sledi nujno krčenje želodca, a je ob krčenju želodca počasni val vsakič prisoten [1].

Koničasti potenciali so v nasprotju s počasnimi valovi veliko slabše raziskani. Ti naj bi pomenili akcijske odgovore oz. dejansko aktivnost kot odgovor na nadzorni signal – počasne valove. Fizično krčenje želodca torej po trenutno uveljavljeni teoriji nastane, ko amplituda počasnih valov doseže določen prag in se pojavijo še koničasti potenciali [12]. Nekateri raziskave kljub vsemu kažejo na možnosti krčenja želodca brez prisotnosti koničastih potencialov.

Glede območij prisotnosti električne aktivnosti v želodcu trenutno poznamo naslednja dejstva [7]:

- električna aktivnost ni opazna v predelu želodca, ki je najbolj oddaljen od črevesja (Fundus),
- prisotnost počasnih valov z dominantno frekvenco okrog 3 cpm (0,05 Hz) po vsem želodcu,
- frekvenca počasnih valov je prostorsko spremenljiva, pri čemer je v predelu bližje črevesja (Antrum) opazna višja frekvenca.

Pri merjenju električne aktivnosti z gosto postavitvijo elektrod oz. visoko resolucijo (7,6 mm razdalje med elektrodami) so O'Grady idr. ugotovili celo, da se sočasno skozi želodec na različnih območjih širi več (3–4) front počasnih valov v različne smeri. Najmočnejša fronta naj bi bila prisotna v sredinskem-zgornjem delu telesa želodca [13].

Chen in drugi so s študijo pokazali, da želodčne električne aktivnosti pri novorojenčkih (do četrtega leta starosti) ni, med električno aktivnostjo pri otrocih in pri odraslih pa ni bilo opaznih razlik. Tako so povzeli, da starost ne vpliva na EGG [14].

Počasne valove lažje zajamemo kot koničaste potenciale, saj jih lahko merimo na površini telesa z elektrogastrografom (EGG) [15]. Koničaste potenciale zaradi višje frekvence delovanja (57–70 cpm oz. 0,96–1,17 Hz) in nižje amplitude človeško tkivo zaduši, preglasi jih tudi električna aktivnost srca in jih zato s površinskimi tehnikami ni mogoče neposredno meriti [16]. Obstajajo le predlogi, kako z rekonstrukcijo iz signala EGG pridobiti tako počasne valove kot tudi koničaste potenciale.

2.2 Naprave za merjenje EGG

Večina naprav za merjenje EGG, ki se uporabljajo v raziskavah, je namensko izdelanih za uporabo v dotičnih študijah [15], [17]–[20]. Popović idr. so za ocenjevanje gibljivosti želodca izdelali 3-kanalno merilno napravo, ki vključuje po en ojačevalnik in analogno pasovno-prepusno sito z mejnima frekvencama 0,85 cpm in 290 cpm (0,014 Hz in 4,82 Hz) za vsak kanal [15]. Analogno-digitalno (A/D) pretvorbo so opravili s 16-bitnim pretvornikom in vzorčevalno frekvenco 2 Hz.

Lin in Chen sta za zaznavanje nenormalnih počasnih valov pri pacientih z motnjami v delovanju želodca uporabila 4-kanalno napravo z ojačevalniki in mejnima frekvencama analognih sit 1,8 cpm (0,03 Hz) in 16 cpm (0,267 Hz), 12-bitni A/D pretvornik ter vzorčevalno frekvenco 4 Hz [17].

Kaiho idr. so uporabili šest elektrod za 4-kanalno merjenje, mejne frekvence analognih sit 2,1 cpm (0,035 Hz) in 5,4 cpm (0,09 Hz), 13-bitni A/D pretvornik in vzorčevalno frekvenco 1 Hz [18]. V zajetem EGG so proučevali tako prispevke aktivnosti želodca kot drugih tkiv in organov. Modernejša izvedba poleg instrumentacijskih ojačevalnikov, pasovnoprepustnih sit z mejnima frekvencama 1,8 cpm (0,03 Hz) in 16 cpm (0,267 Hz) ter 10-bitnega A/D pretvornika s frekvenco vzorčenja 1 Hz vsebuje tudi mikrokrmilnik z brezžično (bluetooth) povezljivostjo [20].

Na trgu je kot alternativa tem unikatnim napravam na voljo nekaj naprav za merjenje EGG, a te niso zelo razširjene. Precioso idr., Kim idr., ter Gürlich idr. so uporabili prenosno snemalno napravo MicroDigitrapper (Synectics Medical, Velika Britanija) z mejnima frekvencama 1 cpm in 18 cpm ter frekvenco vzorčenja 4 Hz [21]–[23]. Ojačevalnik, prilagojen za merjenje EGG, ponuja tudi Biopac Systems, ZDA.

2.3 Raziskovalno vprašanje

Namena tega dela sta predvsem predstavitev izdelave in preizkusa uporabnosti preproste in poceni naprave za merjenje signalov EGG ter zajem in ugotavljanje osnovnih lastnosti normalnega signala EGG. Natančneje, prispevek se osredinja na raziskovalni vprašanji:

Ali so rezultati preproste, poceni naprave in merilnega sistema Biopac z modulom ECG100C medsebojno primerljivi? Ali lahko potrdimo rezultate iz literature, še zlasti da osnovna frekvenca normalnega signala EGG znaša približno 3 cpm (0,05 Hz)?

Dodatno smo želeli preveriti še vpliv obroka na izmerjene signale. Chang in sod. so že leta 1996 predstavili napravo, s katero so merili vpliv lažjega obroka (energijska vrednost 1,45 kJ) na EGG [19]. S takratno opremo so zaznali zelo majhno, a statistično pomembno povišanje dominantne frekvence v EGG po obroku. Prav tako so takoj po obroku zaznali povečanje moči počasnih valov.

V naslednjem poglavju najprej predstavljamo izdelano napravo, njene lastnosti in način delovanja ter merilni sistem Biopac. Sledi poglavje s predstavitvijo metodologije, ki smo jo uporabili za preizkus, ter rezultatov preizkusa s kratko razpravo.

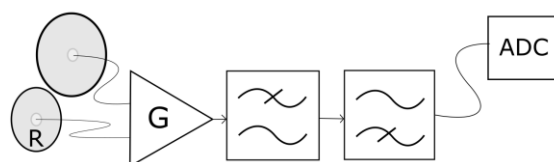
3 UPORABLJENE NAPRAVE

3.1 Ojačevalnik signala EGG

Izdelave lastnega ojačevalnika signala EGG smo se lotili po navdihu srbske raziskovalne skupine, ki je pokazala, da je s podobnim pristopom mogoče že s krajšimi meritvami oceniti želodčno aktivnost [15]. Nastavitve in izboljšave naprave smo izvedli skladno z dostopnimi priporočili in veljavno metodologijo [1], [11].

Ker je amplituda neobdelanega signala EGG, zajetega s površine telesa, v območju 50–500 μV , je treba signal pred nadaljnjo obdelavo ojačiti. Uporabno fiziološko

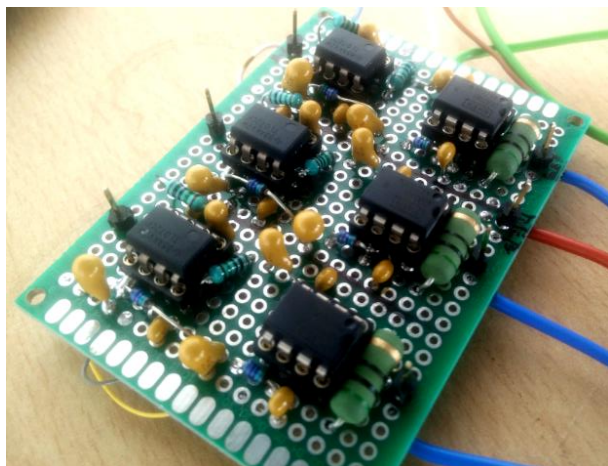
frekvenčno območje signala EGG se giblje v območju 0,5–9 cpm (0,0083–0,15 Hz). Za verodostojno zaznavo je priporočeno območje snemanja signala EGG 0,5–60 cpm (0,0083–1 Hz). Primeri dobre prakse pravijo, da je surovi signal treba najprej presejati (filtrirati) in ga šele nato ojačiti. Pri signalu EGG je namreč jasno razvidno, da z elektrodami zajamemo tudi velik prispevek srčne aktivnosti (elektrokardiogram – EKG). Amplituda slednje je lahko nekajkrat višja kot amplituda signala EGG in lahko pri nepazljivi izbiri ojačenja ojačevalnik pripelje v nasičenje. Kljub temu zaradi tehnoloških ovir signala EGG ne moremo najprej presejati in šele nato ojačiti, saj bi sito prineslo preveč popačenja v že tako šibak signal. Potrebujemo torej nizkošumni instrumentacijski ojačevalnik z dinamičnim območjem, večjim od dinamičnega območja surovega signala. Potek analogne obdelave zajetega signala je prikazan na sliki 1.



Slika 1: Shematični diagram ojačevalnika signala EGG. Razliko v el. potencialu med merilno in referenčno elektrodo (levo) najprej močno ojačimo (G), nato peljemo skozi nizko- ter visokoprepustno sito in na koncu vzorčimo (ADC).

Uporabili smo instrumentacijski ojačevalnik INA118 in nastavili ojačenje na 1000 (60 dB). Nizko- in visokoprepustno sito smo izvedli z uporabo čipa TL072CP (vsebuje dva operacijska ojačevalnika) v obliki Sallen-Key aktivnega sita prvega reda). Nastavljena mejna frekvenca nizkoprepustnega sita je 300 cpm (5 Hz) in s tem pogojuje najnižjo vzorčevalno frekvenco 10 Hz pri vzorčenju brez protiprekrivnega (aniti-aliasing) sita. Za odstranjevanje frekvenčnega območja med 60 cpm in 300 cpm (1 Hz in 5 Hz) je priporočena uporaba digitalnih sit, saj bi bila izvedba dovolj strmih in zaprtih analognih sit veliko težja. Naloga visokoprepustnega sita v vezju je predvsem odstranjevanje enosmerne komponente. Nastavljena mejna frekvenca tega sita je 0,9 cpm (0,015 Hz).

Ojačevalnik vsebuje tri enake in neodvisne merilne kanale (slika 2). Prednost večkanalnih sistemov EGG se poleg možnosti spremljanja električnega dogajanja na različnih območjih kaže še v možnosti izbire najprimernejšega izmed kanalov, saj je kakovost zajetega signala lahko odvisna od položaja zajema (kot je opisano v drugem poglavju). Ljudje smo različni, zato lahko relativna lega in velikost želodca glede na anatomsko postavitev elektrod na površini trebuha pri posamezniku do neke mere odstopata od pričakovanih.



Slika 2: Izdelani 3-kanalni ojačevalnik signala EGG. Na desni strani so trije vhodi v ojačevalnik iz elektrod (modri kabli) in referenčni vhod oz. skupna elektroda (rdeči kabel), na levi so trije priključki za povezavo z A/D pretvornikom, zgoraj je povezava z ozemljitvijo (zeleni kabel) in napajanje +/- 5 V (tanjša modri in rjavi kabel).

Napajalni del mora za dovolj veliko dinamično območje zagotavljati napajalni napetosti +5 V in -5 V. Sestavili smo ga iz napetostnega regulatorja s 5 V izhodom (MAX667CPA) in napetostnega pretvornika (LT1054), ki poskrbi še za napajalno napetost -5 V.

3.2 Biopac MP150

MP150 je modularni sistem za zajem različnih signalov proizvajalca Biopac Systems, Inc. (Goleta, ZDA). Izdelovalec ponuja vrsto razširitvenih modulov s predojačevalniki in siti za različne namene uporabe (npr. za merjenje EKG, EEG, EMG itd.). Na trgu je sicer dostopen tudi namenski modul za zajem EGG, ki ni bil na voljo in smo ga zasilno nadomestili z njemu dovolj podobnim EKG-modulom.

3.2.1 ECG100C

Razširitveni modul ECG100C za sistem MP150 je sicer namenjen meritvam električne aktivnosti srca (EKG), a smo ga zaradi priročnosti in možnosti dovolj nizkega visokoprepustnega sita vseeno uporabili za zajem signalov EGG. Modul vsebuje naslednje možnosti nastavitvev:

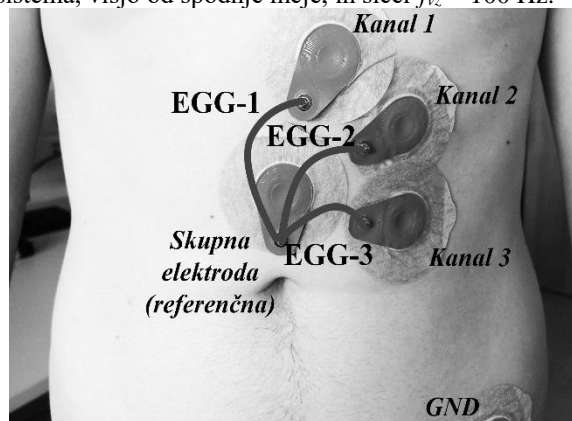
- ojačevalnik (za faktor 500, 1000, 2000 ali 5000),
- ojačevalnik R-vala (vklop / izklop),
- 35 Hz nizkoprepustno (LPN) sito (vklop / izklop),
- visokoprepustno sito: 30 ali 3 cpm (0,5 ali 0,05 Hz).

4 METODOLOGIJA

4.1 Tehnična postavitvev

Skladno s priporočili in predlagano metodologijo [1] smo za 3-kanalno merjenje signala EGG z ojačevalnikom uporabili postavitev elektrod, ki je razvidna iz slike 3.

Signal smo na obeh napravah (preprostemu ojačevalniku in modulu ECG100C) zajemali z istimi elektrodami (Ag/AgCl, 3M Red Dot). Vse tri izhode izdelanega ojačevalnika smo priključili na analogne vhode sistema Biopac. Z dvema moduloma ECG100C smo na Biopac MP150 priključili le dva kanala (Kanal 2 in Kanal 3 s slike 3) ter ozemljitev. Modula ECG100C smo nastavili na 5000-kratno ojačenje, ojačevalnik R-vala smo izključili, nizkoprepustno sito (35 Hz) smo vključili, visokoprepustno sito pa smo nastavili na 3 cpm (0,05 Hz). S frekvenco nizkoprepustnega sita je določena najnižja meja za vzorčevalno frekvenco (70 Hz). Uporabili smo prvo mogočo vzorčevalno frekvenco sistema, višjo od spodnje meje, in sicer $f_{vz} = 100$ Hz.



Slika 3: Položaj elektrod za 3-kanalno merjenje EGG. Skupna elektroda pribl. 5 cm nad popkom, 1., 2. in 3. elektroda zgoraj levo od skupne elektrode oddaljene pribl. 5 cm s kotom pribl. 45° med njimi.

4.2 Pilotne meritve

Obe napravi smo primerjali s tremi zdravimi prostovoljci moškega spola, starimi 24 let.

4.2.1 Faze merjenja

Meritvev na vsakem prostovoljcu je bila sestavljena iz dveh 30 minut trajajočih faz glede na čas zaužitja obroka:

1. »Pred« – Meritev v mirovanju s praznim želodcem. Prostovoljci vsaj šest ur pred meritvijo niso jedli in dve uri pred meritvijo niso pili [1]. Zato smo meritve izvajali zjutraj, pred zajtrkom.
2. »Po« – Po prvi meritvi so prostovoljci zaužili poln obrok. Takoj za njim je sledila druga meritev, saj se tekoči del obroka začne prebavljati že takoj (1–4 min) po vnosu hrane [19], [24].

Obrok je bil za vse prostovoljce enak. Sestavljen je bil iz maslene štručke (2531 kJ/601 kcal), lešnikovega kakavovega namaza (1013 kJ/243 kcal) in čokoladnega mleka (1068 kJ/252 kcal). Skupna energijska vrednost obroka je tako znašala 4612 kJ oz. 1096 kcal.

4.2.2 Izračunane značilnosti signalov

Obravnavana neodvisna spremenljivka je faza meritve, ki lahko zavzema vrednosti »pred« in »po«.

Obravnavane značilnosti signalov (odvisne spremenljivke) so:

- dominantna frekvenca (DF) signala EGG,
- močnostna gostota dominantne frekvence,
- deleži moči posameznih frekvenčnih območij (bradigastrija: ≤ 2 cpm (0,033 Hz); normalno: 2–4 cpm (0,033–0,067 Hz); tahigastrija: 4–9 cpm (0,067–0,15 Hz)) glede na celotno moč (0–9 cpm) signala,
- delež normalnih (2–4 cpm, 0,033–0,067 Hz) DF počasnih valov znotraj 2-minutnih intervalov, na katere smo razdelili zajete signale.

4.2.3 Merilni postopek

V tabeli 1 je opisan postopek izvajanja meritev.

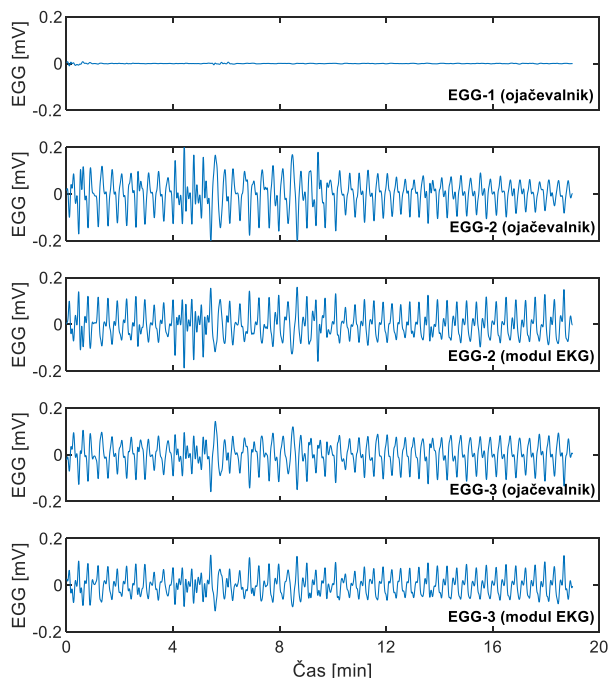
Tabela 1: Postopek izvajanja pilotnih meritev z navedenimi trajanji posameznih delov

Trajanje	Opis
PREDPRIPRAVA	
1 min	Priprava kože – čiščenje, drgnjenje odmrlega sloja
2 min	Nanašanje prevodnega gela in namestitve elektrod
1 min	Preizkus medsebojne upornosti med elektrodami (v razredu nekaj 10 k Ω), sicer ponovna namestitvev
1 min	Dodatna navodila merjeni osebi: <ul style="list-style-type: none"> - prepovedano govorjenje med meritvijo - zaželeno čim manj premikanja med meritvijo - namestite se v udoben sedeč položaj
MERITEV 1	
5 min	Umirjanje, čakanje na sprostitev merjenca in impedančno prilagoditev elektrod na kožo
25 min	Meritev 1. faze (pred obrokom)
OBROK	
15 min	Testni obrok
MERITEV 2	
5 min	Umirjanje, čakanje na sprostitev merjenca
25 min	Meritev 2. faze (po obroku)
SKUPAJ: 80 min	

4.3 Obdelava signalov

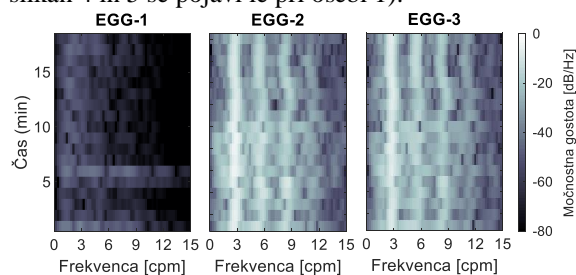
Zajete signale smo najprej vizualno pregledali in izločili dele, ki jih je izvajalec meritve označil kot kontaminirane z motnjami premikanja oz. drugimi neželenimi pojavi.

Po pregledu smo signale prevzorčili na frekvenco $f_{vz} = 10$ Hz in jih s tem v grobem spektralno omejili. Signal smo nato peljali skozi digitalno Butterworthovo pasovno prepustno sito 12. reda z mejnima frekvencama 1 cpm (0,0167 Hz) in 10 cpm (0,167 Hz). Primeri signalov z obeh naprav osebe 1 v fazi pred obrokom so prikazani na sliki 4.



Slika 4: Prikaz zajetih signalov osebe 1 po predobdelavi za fazo pred obrokom. Kanala EGG-2 in EGG-3 sta zajeta z obema napravama, na kanalu EGG-1 je videti le šum.

Za vsako osebo smo z namenom preverjanja stacionarnosti signalov nato izračunali spektrograme (s pomičnim časovnim oknom dolžine 1 min, prekrivanje za polovico okna) vsakega od treh kanalov meritve pred obrokom. Primeri spektrogramov osebe 1 so prikazani na sliki 5. Kanal EGG-1 smo izločili iz nadaljnje obravnave, ker ni bil zajet z obema napravama (šum tega kanala na slikah 4 in 5 se pojavi le pri osebi 1).



Slika 5: Spektrogrami vseh treh kanalov osebe 1 v fazi pred obrokom, zajeti s preprostim ojačevalnikom

5 REZULTATI IN RAZPRAVA

Izračunane vrednosti odvisnih spremenljivk z obeh kanalov pri vseh prostovoljcih so prikazane v tabeli 2.

Želeli smo primerjati rezultate našega preprostega sistema za EGG in merilnega sistema Biopac z modulom ECG100C z rezultati iz literature. Pri tem smo ugotovili:

- Rezultati z obeh naprav (ista faza, isti kanal) se ujemajo v vseh primerih, razen ko je v katerem od signalov prisotnega preveč šuma.

- Izmerjena močnostna gostota DF je pri uporabi modula EKG vsakič manjša od tiste izmerjene z ojačevalnikom EGG. Prav tako je v signalih, merjenih z modulom EKG, manj moči v bradigastričnem območju (pod 2 cpm) kot v signalih, merjenih z ojačevalnikom EGG. Pojav je najverjetneje posledica uporabe neprilagojenega modula EKG kot nadomestka za EGG oz. visokoprepustnega sita, ki že prehaja v zaporno območje (mejna frekvenca 3 cpm (0,05 Hz)).
 - Opazimo tudi, da se dominantna frekvenca signalov nahaja v normalnem območju (2–4 cpm oz. 0,033–0,067 Hz) pri vseh, razen pri osebi 3 v fazi po obroku na kanalu EGG-2. Dominantna frekvenca sicer izločenega kanala EGG-1 je pri tej osebi tudi v fazi po obroku v normalnem območju. Večkanalno merjenje
 - EGG signalov lahko torej zaradi možnosti merjenja na več različnih mestih in možnosti izbire najprimernejšega kanala pripomore k verodostojnejšim rezultatom, kot so predlagali že Kim idr. [22].
- Poleg primerjave naprav smo o vplivu obroka na signal EGG ugotovili naslednje:
- DF se je po obroku pri osebi 3 (EGG-2) znižala, pri osebi 2 (EGG-3) povešala, v preostalih primerih pa ostala enaka. Moč DF se je po obroku povečala pri osebah 1 (EGG-3) in 2 (EGG-2), v preostalih primerih pa zmanjšala. Pri meritvah z več prostovoljci bi verjetno dobili podobne rezultate kot Chang idr., ki so po obroku poleg povečanja moči DF zaznali tudi povišanje DF [19].

Tabela 2: Rezultati s kanalov EGG-2 (leva stran) in EGG-3 (desna stran). Z rdečo barvo so označene vrednosti, izračunane iz signalov z zelo nizko amplitudo (pribl. 20 dB nižjo od preostalih signalov pri isti osebi) in posledično vsebujejo prevelik prispevek šuma za verodostojno obdelavo. Prazna polja so pri vrednostih s kanalov, kjer nismo mogli zajeti signala (le šum), podobno kot pri kanalu EGG-1 na sliki 4.

Os.	Faza	Naprava	EGG-2				EGG-3			
			DF [cpm]	Gostota moči DF [dB/Hz]	Delež moči po frekvenčnih območjih [%]	Delež normalnih p. valov [%]	DF [cpm]	Gostota moči DF [dB/Hz]	Delež moči po frekvenčnih območjih [%]	Delež normalnih p. valov [%]
1	Pred obr.	ojačevalnik EGG	2,93	-5,17	≤ 2 cpm: 3,25 2-4 cpm: 72,46 4-9 cpm: 24,30	100	2,93	-6,80	≤ 2 cpm: 3,27 2-4 cpm: 76,12 4-9 cpm: 20,61	100
		modul ECG100C	2,93	-7,04	≤ 2 cpm: 1,95 2-4 cpm: 67,21 4-9 cpm: 30,84	100	2,93	-9,18	≤ 2 cpm: 2,16 2-4 cpm: 70,75 4-9 cpm: 27,09	100
	Po obr.	ojačevalnik EGG	2,93	-7,99	≤ 2 cpm: 14,96 2-4 cpm: 51,62 4-9 cpm: 33,42	66,66	2,93	-3,26	≤ 2 cpm: 7,29 2-4 cpm: 69,09 4-9 cpm: 23,63	91,66
		modul ECG100C	2,93	-9,76	≤ 2 cpm: 9,86 2-4 cpm: 48,35 4-9 cpm: 41,80	58,33	2,93	-4,94	≤ 2 cpm: 4,36 2-4 cpm: 65,60 4-9 cpm: 30,04	91,66
2	Pred obr.	ojačevalnik EGG	1,76	-41,18	≤ 2 cpm: 29,97 2-4 cpm: 27,32 4-9 cpm: 42,71	60	1,76	-37,91	≤ 2 cpm: 61,41 2-4 cpm: 26,53 4-9 cpm: 12,06	53,33
		modul ECG100C	3,52	-29,59	≤ 2 cpm: 22,85 2-4 cpm: 26,37 4-9 cpm: 50,78	60	2,34	-20,19	≤ 2 cpm: 28,97 2-4 cpm: 49,63 4-9 cpm: 21,40	73,33
	Po obr.	ojačevalnik EGG	3,52	-22,16	≤ 2 cpm: 28,32 2-4 cpm: 45,67 4-9 cpm: 26,01	100	3,52	-20,95	≤ 2 cpm: 21,36 2-4 cpm: 51,57 4-9 cpm: 27,08	100
		modul ECG100C	3,52	-23,77	≤ 2 cpm: 18,06 2-4 cpm: 48,30 4-9 cpm: 33,64	92,85	3,52	-22,72	≤ 2 cpm: 12,43 2-4 cpm: 52,19 4-9 cpm: 35,39	100
3	Pred obr.	ojačevalnik EGG	2,93	-14,88	≤ 2 cpm: 30,36 2-4 cpm: 48,91 4-9 cpm: 20,74	66,66				
		modul ECG100C	2,93	-17,00	≤ 2 cpm: 20,55 2-4 cpm: 49,62 4-9 cpm: 29,83	66,66	2,93	-17,29	≤ 2 cpm: 14,82 2-4 cpm: 36,52 4-9 cpm: 48,66	40
	Po obr.	ojačevalnik EGG	1,76	-17,90	≤ 2 cpm: 38,27 2-4 cpm: 30,67 4-9 cpm: 31,07	86,66				
		modul ECG100C	1,76	-20,33	≤ 2 cpm: 25,39 2-4 cpm: 33,85 4-9 cpm: 40,75	93,33	2,93	-20,46	≤ 2 cpm: 23,07 2-4 cpm: 37,74 4-9 cpm: 39,19	93,33

- Normalni počasni valovi naj bi bili pri zdravem človeku prisotni vsaj 70% časa [1]. Iz tabele 2 vidimo, da je odstotek počasnih valov večji od 70% pri osebi 1 na kanalu EGG-3 (ne pa tudi na kanalu EGG-2 po zaužitem obroku) ter pri osebah 2 in 3 vsakič po zaužitem obroku, ne pa tudi pred njim (oz. je vrednost na meji). Vzrok pri osebah 2 in 3 je najverjetneje prazen želodec pred meritvijo. Pri popolnoma praznem želodcu namreč lahko pride do prekinitev želodčne mioelektrične aktivnosti, saj je telo ne potrebuje. Iz deležev moči posameznih frekvenčnih območij osebe 1 (EGG-2) po obroku opazimo, da je tahigastrični (4-9 cpm) prispevek k celotni moči večji, kot je bil pri isti osebi pred obrokom, kar se ujema z omenjenimi ugotovitvami Changa in sodelavcev [19]. Odstotek normalnih počasnih valov je verjetno ravno zaradi tahigastričnega prispevka manjši od pričakovanega.
- Deleži moči frekvenčnih komponent, omenjeni v tabeli 2, so se pri vseh prostovoljcih v meritvi po obroku malce bolj enakomerno porazdelili (manjše prevladovanje posameznih območij nad preostalimi), kot so bili porazdeljeni v meritvi pred obrokom.
- Pomembnejših razlik v obliki signalov, posnetih pred obrokom in po njem, s prostim očesom ni bilo moč opaziti.

Lahko torej povzamemo, da smo signal EGG uspešno izmerili z obema napravama, tako s preprostim in poceni ojačevalnikom, kot z modulom EKG. Pri tem se rezultati dovolj dobro ujemajo z do zdaj uveljavljenimi teorijami. Prednosti uporabljenega namenskega ojačevalnika signalov EGG se poleg nižje cene kažeta predvsem v možnosti zaznave bradigastrije (frekvenčnih območij pod 2 cpm (0,03 Hz)) in v večkanalnem merjenju. Pri tem velja poudariti še ugotovitev, da je želodčna aktivnost izrazitejša po nadzorovanem obroku, saj sprožitev želodčnega prebavljanja zagotavlja, da je aktivnost prisotna. Razlike v deležu normalnih počasnih valov med signali EGG pred obrokom in po njem bolj kot samemu obroku torej lahko pripisujemo delovanju in mirovanju želodca. Vsekakor pa so rezultati pokazali, da se po obroku deleži moči med frekvenčnimi območji porazdelijo bolj enakomerno kot pred obrokom. Za merjenje normalnega signala EGG, npr. kot verifikacijo pred nadaljnimi meritvami, lahko torej priporočimo zmeren obrok pred meritvijo, da z njim zagotovimo izhodiščno želodčno aktivnost.

ZAHVALA

Raziskavo je delno financirala ARRS v okviru raziskovalnega programa ICT4QoL – Informacijsko komunikacijske tehnologije za kakovostno življenje (P2-0246) in projekta Nevrofiziološko in kognitivno profiliranje voznških sposobnosti (L2-8178).

LITERATURA

- [1] J. Yin in J. D. Z. Chen, „Electrogastrography: Methodology, Validation and Applications“, *J. Neurogastroenterol. Motil.*, let. 19, št. 1, str. 5–17, jan. 2013.
- [2] H. P. Parkman, W. L. Hasler, J. L. Barnett, in E. Y. Eaker, „Electrogastrography: a document prepared by the gastric section of the American Motility Society Clinical GI Motility Testing Task Force“, *Neurogastroenterol. Motil.*, let. 15, št. 2, str. 89–102, 2003.
- [3] S. Oh, E.-K. Kim, in J. Neu, „Chapter 21 - Technologies for the Evaluation of Enteral Feeding Readiness in Premature Infants“, v *Gastroenterology and Nutrition: Neonatology Questions and Controversies (Second Edition)*, J. Neu, Ur. Philadelphia: W.B. Saunders, 2012, str. 339–347.
- [4] J. Chen, P. J. Pasricha, in T. Pasricha, „Lie detection via electrogastrography“, US7967750B2, 28-jun-2011.
- [5] M. S. Dennison, A. Z. Wisti, in M. D’Zmura, „Use of physiological signals to predict cybersickness“, *Displays*, let. 44, str. 42–52, sep. 2016.
- [6] R. M. Stern, K. L. Koch, W. R. Stewart, in I. M. Lindblad, „Spectral analysis of tachygastria recorded during motion sickness“, *Gastroenterology*, let. 92, št. 1, str. 92–97, jan. 1987.
- [7] P.-L. Rhee *idr.*, „Analysis of pacemaker activity in the human stomach: Pacemaker activity in the human stomach“, *J. Physiol.*, let. 589, št. 24, str. 6105–6118, dec. 2011.
- [8] W. C. ALVAREZ, „The electrogastrogram and what it shows“, *JAMA*, let. 78, str. 1116–1119, 1922.
- [9] K. M. Sanders, S. M. Ward, in S. D. Koh, „Interstitial Cells: Regulators of Smooth Muscle Function“, *Physiol. Rev.*, let. 94, št. 3, str. 859–907, jul. 2014.
- [10] K. M. Sanders, S. D. Koh, in S. M. Ward, „Interstitial cells of cajal as pacemakers in the gastrointestinal tract“, *Annu. Rev. Physiol.*, let. 68, št. 1, str. 307–343, jan. 2006.
- [11] G. Riezzo, F. Russo, in F. Indrio, „Electrogastrography in Adults and Children: The Strength, Pitfalls, and Clinical Significance of the Cutaneous Recording of the Gastric Electrical Activity“, *BioMed Res. Int.*, let. 2013, str. 1–14, 2013.
- [12] F. Mohr in R. Steffen, „5 - Physiology of Gastrointestinal Motility“, v *Pediatric Gastrointestinal and Liver Disease (Fourth Edition)*, R. Wyllie in J. S. Hyams, Ur. Saint Louis: W.B. Saunders, 2011, str. 39-49.e2.
- [13] G. O’Grady *idr.*, „Origin and propagation of human gastric slow-wave activity defined by high-resolution mapping“, *Am. J. Physiol.-Gastrointest. Liver Physiol.*, let. 299, št. 3, str. G585–G592, sep. 2010.
- [14] J. D. Chen *idr.*, „Patterns of gastric myoelectrical activity in human subjects of different ages“, *Am. J. Physiol.-Gastrointest. Liver Physiol.*, let. 272, št. 5, str. G1022–G1027, maj 1997.
- [15] N. B. Popović, N. Miljković, in M. B. Popović, „Single gastric motility assessment method with a single-channel electrogastrogram“, *Biomed. Eng. Biomed. Tech.*, let. 64, št. 2, str. 177–185, 2019.
- [16] S. Qin, W. Ding, L. Miao, N. Xi, H. Li, in C. Yang, „Signal reconstruction of the slow wave and spike potential from electrogastrogram“, *Biomed. Mater. Eng.*, let. 26 Suppl 1, str. S1515-1521, 2015.
- [17] X. Lin in J. Z. Chen, „Abnormal gastric slow waves in patients with functional dyspepsia assessed by multichannel electrogastrography“, *Am. J. Physiol.-Gastrointest. Liver Physiol.*, let. 280, št. 6, str. G1370–G1375, jun. 2001.
- [18] T. Kaiho, I. Shimoyama, Y. Nakajima, in T. Ochiai, „Gastric and non-gastric signals in electrogastrography“, *J. Auton. Nerv. Syst.*, let. 79, št. 1, str. 60–66, feb. 2000.
- [19] F.-Y. Chang, C.-T. Lee, S.-D. Lee, H.-C. Jang, D.-S. Tsai, in S.-E. Fu, „An assembled electrogastrographic device to examine the meal effect on gastric slow wave“, *J. Gastroenterol. Hepatol.*, let. 11, št. 5, str. 506–510, 1996.
- [20] S. Haddab in M. Laghrouche, „Microcontroller - Based System for Electrogastrography Monitoring Through Wireless Transmission“, *Meas. Sci. Rev.*, let. 9, št. 5, str. 122–126, jan. 2009.

- [21] A. R. Precioso, G. R. Pereira, in F. A. C. Vaz, „Gastric myoelectrical activity in neonates of different gestational ages by means of electrogastrography“, *Rev. Hosp. Clínicas*, let. 58, št. 2, str. 81–90, 2003.
- [22] D. W. Kim, C. Ryu, in S. In Lee, „Usefulness of a developed four-channel EGG system with running spectrum analysis“, *Yonsei Med. J.*, let. 41, str. 230–6, maj 2000.
- [23] R. Gürlich, P. Maruna, in R. Frasko, „Transcutaneous electrogastrography in the perioperative period in patients undergoing laparoscopic cholecystectomy and laparoscopic non-adjustable gastric banding“, *Obes. Surg.*, let. 13, št. 5, str. 714–720, okt. 2003.
- [24] L. A. Houghton *idr.*, „Relationship of the motor activity of the antrum, pylorus, and duodenum to gastric emptying of a solid-liquid mixed meal“, *Gastroenterology*, let. 94, št. 6, str. 1285–1291, jun. 1988.

Timotej Gruden je diplomiral leta 2016 in magistriral leta 2018 na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani, kjer je zaposlen kot asistent v Laboratoriju za informacijske tehnologije. Raziskovalno proučuje interakcijo med vozniki in informacijskimi sistemi v vozilih ter naprave in metodologijo za zajem in obdelavo fizioloških signalov voznikov.

Grega Jakus je diplomiral leta 2007 in doktoriral leta 2012 na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Leta 2013 je bil izvoljen v naziv docenta za področje elektrotehnike. Njegovo glavno raziskovalno področje zajema interakcijo med napravami in njenimi uporabniki, v zadnjem času pa se še posebej posveča interakciji med vozniki in deloma avtonomnimi vozili.

Tomaž Jarm je diplomiral leta 1993 in doktoriral leta 1999 na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani, kjer je kot član Laboratorija za biokibernetiko zaposlen kot redni profesor. Poleg poučevanja se na področju biomedicinske tehnike raziskovalno ukvarja predvsem z zajemom in obdelavo različnih biomedicinskih signalov.