

Enostavni nizkocenovni merilniki prevodnosti kože

Gregor Geršak

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

Povzetek. V delu so predstavljene osnove psihofizioloških merjenj s poudarkom na merjenju prevodnosti kože. Opisani so preprosti, nizkocenovni merilniki v prenosni in laboratorijski izvedbi, ki jih lahko uporabljamo pri psihofizioloških poskusih, pri katerih ugotavljamo odzive človeške fiziologije na psihološke dražljaje. Prikazani so primeri načrtovanja, izdelave in preskušanja nizkocenovnih merilnikov prevodnosti kože ter prikazane različne izvedenke merilnikov. Opisano je njihovo praktično vrednotenje in podano nekaj psiholoških dražljajev, primernih za preskušanje merilnika. Prikazana sta tudi statična kalibracija merilnika in dinamično ovrednotenje njegovega delovanja.

Ključne besede: psihofiziologija, prevodnost kože, merilna negotovost, pogrešek, ovrednotenje

Simple low-cost skin-conductance measuring devices

The paper provides the basics of psychophysiological measurements with a particular emphasis laid on skin conductance. Simple low-cost skin-conductance measuring devices are described and their design, construction and evaluation presented. Some psychological stimuli used in testing the skin-conductance monitors are outlined and some practical guidelines for static calibration and dynamic evaluation of the devices are given.

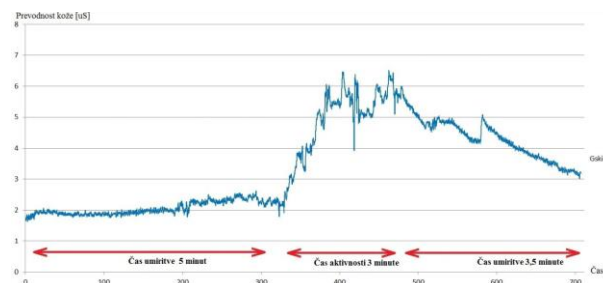
1 UVOD

V zadnjih letih se je število študij odziva človeka na psihološke dražljaje močno povečalo. Za optimalnejše odločanje, primernejše proizvode in personalizirane storitve industrija in znanost proučujeta spremembe fiziologije človeka, povzročene zaradi psiholoških vzrokov. Študij odziva avtonomnega živčevja omogoča ocenjevanje čustvenega stanja človeka, njegove mentalne obremenitve in druge psihološke značilnosti. Fiziološki parametri, kot so na primer frekvenca srčnega utripa, arterijski krvni tlak, temperatura kože, elektrodermalna aktivnost kože ali kožna mikrocirkulacija, so močno korelirani z aktivnostjo avtonomnega živčnega sistema, ki je odvisna od psihofiziološkega stanja opazovane osebe [1-7].

Zaradi velike variabilnosti fizioloških parametrov iste osebe ob različnih časovnih trenutkih in v različnih psiholoških stanjih se v psihofizioloških meritvah kot rezultat praviloma uporabljajo spremembe fizioloških parametrov proti stabilnemu začetnem stanju (slika 1).

Sprememba fiziološkega parametra je lahko izražena kot relativna sprememba proti osnovnemu stanju ali pa kot absolutna sprememba glede na osnovno stanje. Zaradi zadnje oblike je pomembna navezava

psihofizioloških meritev na SI-enote Mednarodnega sistema enot. Tako mora biti v okviru ovrednotenja naprav pomemben del aktivnosti namenjen navezavi na SI-enote s pomočjo kalibracije, ovrednotenja v statičnih razmerah in metrološkega ovrednotenja dinamike parametrov. Pripravljeni in izvedeni morata biti analiza in ocena prispevkov merilne negotovosti, kar omogoča zapis popolnega merilnega rezultata psihofizioloških parametrov.

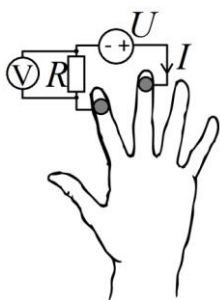


Slika 1: Prevodnost kože igralca šaha se med igro poveča. S puščicami so označeni čas umirjanja, čas aktivnosti (igranje šaha) in čas umirjanja po igranju šaha. Prevodnost je bila izmerjena s pomočjo računalniške miške z vgrajenimi suhimi elektrodami [8].

2 MERJENJE PREVODNOSTI KOŽE

Merjenje električne aktivnosti (prevodnosti) kože (tudi PGR – psihogalvanski refleks, SC - skin conductance, EDA - electrodermal activity, GSR – galvanic skin response) je ena najbolj splošno uporabljenih metod za opazovanje aktivnosti človeške kože in meri spremembo električnih lastnosti kože v obliki večje aktivnosti

znojnic [9, 11]. Klinično se uporablja v psihopatologiji, dermatologiji, nevrologiji za diagnoze in ovrednotenja terapij. Razvoj v kliničnem okolju poteka v smeri odkrivanja cistične fibroze, klasifikacij depresije, napovedovanja v shizofreniji, ugotavljanja razlik med zdravimi in psihotičnimi pacienti, zgodnjo detekcijo diabetičnih nevropatij, pri zdravljenju kronične hiperhidroze, epilepsije ... [12]. Z uporabo nizke enosmerne napetosti lahko merimo spremembo prevodnosti kože neinvazivno [13].



Slika 2: Osnovni princip merjenja prevodnosti kože. Med elektrodi (siva kroga) je vsiljena enosmerna napetost U . Posledično prek človeške kože teče tok I , ki ga posredno merimo z voltmetrom kot padelec napetosti prek upora R . Prevodnost kože izračunamo s pomočjo razmerja I in U .

Kot mesto merjenja se običajno uporabljajo zadnja členka kazalca in sredinca, dlan, zapestje ali drugi deli telesa (nadlaket, noga) [9, 10, 13, 14].

Osnovna načina merjenja električne aktivnosti kože oziroma t. i. elektrodermalne aktivnosti (EDA) sta merjenje z eksosomatsko in merjenje z endosomatsko metodo [13].

Endosomatska metoda je metoda, prvič opisana leta 1889, ki vključuje merjenje elektrodermalne aktivnosti na površini kože brez zunanjih vzbujalnih električnih tokov. Ta metoda meri napetostne potenciale na koži v mV. Merimo tako, da elektrode postavimo na določena mesta na koži, nanje pa priključimo občutljiv galvanometer. Merimo spremembo kožnega potenciala, ki je rezultat sprememb potencialov proizvedenega znoja. Kožni potencial se namreč spreminja z aktivnostjo žlez znojnic na koži [9, 10].

Eksosomatska metoda (1888) je metoda, ki vključuje merjenje elektrodermalne aktivnosti na površini kože z uporabo zunanjih vzbujalnih električnih tokov. S to metodo z uporabo enosmernega toka merimo vrednosti prevodnosti kože (SC) oz. njihove recipročne vrednosti, upornosti kože (SR). Pri izmeničnem toku merimo vrednosti admitance kože (SY) oz. impedance kože (SZ).

Na splošno velja, da sta tako prevodnost kože kot kožni potencial odseva istega fiziološkega procesa, delovanja žlez znojnic.

Po naših izkušnjah ima eksosomatska metoda več prednosti, saj je preprosta in uporabniku prijazna neinvazivna metoda. V znanstveni literaturi je široko

uporabljana in opisana ter omogoča preprostejšo analizo izmerjenih signalov. Na elektrodah zahteva konstantno enosmerno napetost do 0,7 V in uporabo nepolarizacijskih elektrod.

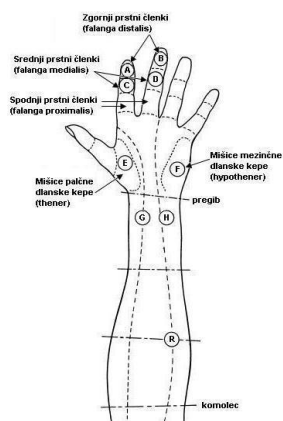
3 ZGRADBA IN IZVEDENKE MERILNIKOV PREVODNOSTI KOŽE

Preprosti merilnik prevodnosti kože, ki deluje na principu eksosomatske metode, je na splošno sestavljen iz naslednjih delov: elektrod, merilnega dela in končnega dela za shranjevanje, obdelavo izmerjenih vrednosti in prikaz. Osnovne zahteve, ki naj jim ustreza, so običajno fizična prenosnost in avtonomnost (baterijsko napajanje), ergonomičnost (ker se merilniki kože uporabljajo pri psihofizioloških poskusih, naj se uporabnik ne bi močno zavedal, da je merjen), stik s kožo (dober električni kontakt elektrod tudi na daljša časovna obdobja), zadostna spominska zmogljivost in točnost merjenja (v odvisnosti od zahtevnosti in podrobnosti analize signalov se odločamo za primerne AD-pretvornike, 10-bitni AD-pretvornik tipično zadostuje za preproste merilnike prevodnosti kože v psihofiziologiji).

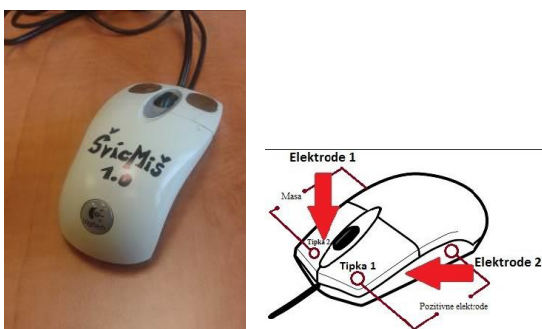
3.1.1 Elektrode

Osnovna značilnost elektrod je, da zagotovijo dober in zanesljiv električni kontakt s kožo preiskovanca. Običajno se za izboljšanje kontakta uporabljajo mokre elektrode iz srebra in srebrovega klorida (Ag/AgCl). Te so večinoma za enkratno uporabo in vsebujejo oz. potrebujejo prevodni elektrolitski gel [15]. Uporabi gela se preprostejše naprave izogibajo, saj poleg časovno potratne, nadležne in logistično zahtevnejše namestitve tudi ni najprimernejši za dolgotrajna merjenja (več ur ali dni), ker se gel izsuši. Tipično se za prenosne in preproste naprave tako uporabljajo sicer manj zanesljive in manj robustne suhe elektrode v obliki nerjavečega jekla ali drugega prevodnega materiala (tudi prevodne tkanine in gumijaste snovi), ki so le mehansko pritisnjene na kožo [16, 17].

Ena pomembnih odločitev v zvezi z elektrodami je tudi postavitvev elektrod na kožo oziroma mesto merjenja prevodnosti kože. Večina laboratorijskih poskusov meri prevodnost kože med zadnjimi členki kazalca in sredinca [9, 10, 13, 14]. Taka postavitvev je za prenosne sisteme, ki naj bi bili čim bolj ergonomsko oblikovani in s tem za uporabnika čim manj moteči, manj primerna, zato se elektrode nameščajo na druga mesta. Tipično se uporabljajo dlan, notranja stran zapestja in nadlaket (slika 3). Na sliki 4 sta prikazani računalniška miška in postavitvev dveh parov elektrod. Postavitvev je bila določena empirično, saj smo ugotovili, da taka postavitvev omogoča najbolj optimalen kontakt s kožo ob običajni uporabi računalniške miške [8].

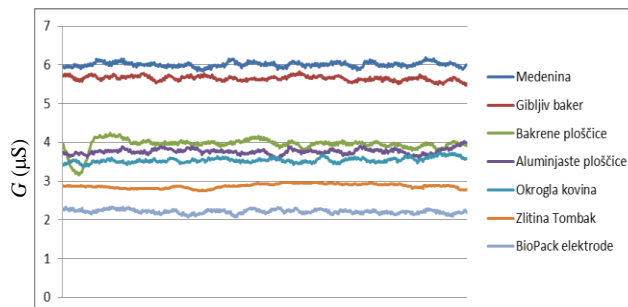


Slika 3: Priporočena merilna mesta na roki [9]



Slika 4: Postavitev elektrod na računalniško miško ŠvicMiš (merilni mesti prevodnosti kože sta označeni s puščicama) [8].

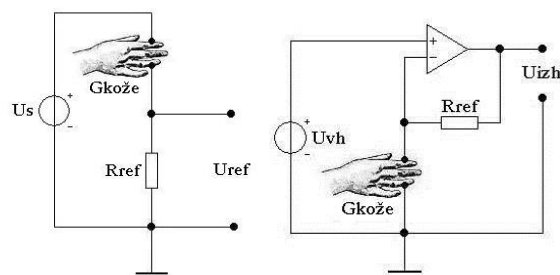
V okviru sestavljanja cenenega merilnika smo preizkusili več različnih prevodnih materialov in iskali primeren nadomestek za sicer zelo zanesljive in stabilne srebrne elektrode. Preskusili smo elektrode iz aluminija, medenine, nerjavečega jekla, bakra, elektrode iz ploščic za tiskana vezja, tombaka (85 % bakra, 15 % cinka) in pozlačene pločevine. S preprostim psihofiziološkim eksperimentom smo primerjali odzive preskusne osebe pri uporabi elektrod iz teh materialov v primerjavi z referenčnim komercialnim merilnikom prevodnosti kože MPI 150 GSR100C podjetja Biopac Inc, ZDA (primer take primerjave prikazuje slika 5). Glavni problem elektrod je oksidacija površine zaradi stika z zrakom in s kožo. Na podlagi rezultatov primerjave smo v več izvedenkah merilnikov uporabljali zlitino tombak, pozneje pa smo se ob novi seriji primerjav odločili za uporabo elektrod iz pozlačene pločevine, ki so se izkazale kot najprimernejše. Konkretno za elektrode izdelanih merilnikov uporabljamo pozlačene čevljkonektorje avdiokablov.



Slika 5: Merjenje časovne spremenljivosti prevodnosti kože na prstih sproščene prostovoljca z uporabo elektrod iz različnih kovinskih materialov [8]

3.1.2 Merilni del

Merilni del načelno lahko izvedemo s pomočjo vezij z delilnikom napetosti ali z vezji z operacijskim ojačevalnikom (slika 6).

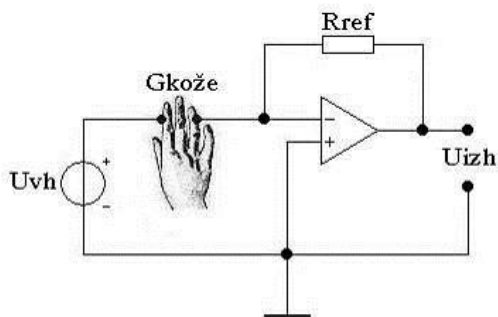


Slika 6: Merjenje elektrodermalne aktivnosti (prevodnosti kože) z vezjem z delilnikom napetosti – metoda konstantnega toka (levo) in z neinvertirajočim ojačevalnim sistemom [13]

Na podlagi predlaganih vezij v literaturi in lastnih izkušenj smo se odločili za merilno vezje z neinvertirajočim ojačevalnikom (slika 7). Zanj velja, da je izhodna napetost vezja U_{izh} premosorazmerna prevodnosti kože med elektrodama $G_{kože}$ (enačba 1).

$$U_{izh} = (R_{ref} \cdot U_{vh}) \cdot G_{kože} + U_{vh} \quad (1)$$

Vezava zagotavlja konstantno (in za preskusno osebo električno varno) napetost okoli 0,5 V prek obeh elektrod na koži. Upor R_{ref} uporabljamo za nastavljanje občutljivosti merilnika. Upor nastavimo tako, da polno izkoristimo merilno območje AD-pretvornika. Kot napajalna napetost U_{vh} je bila uporabljena napetost 5 V, ki smo jo generirali s step-up regulatorjem iz litij-ionske baterijske celice.



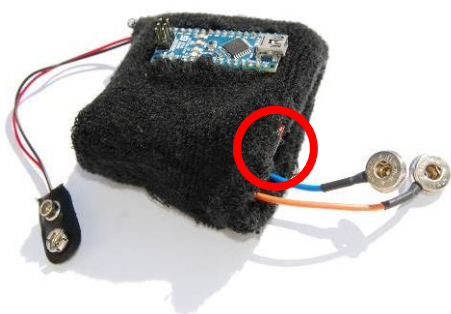
Slika 7: Merjenje prevodnosti kože z neinvertirajočim ojačevalnim sistemom

V vseh izvedenkah naših preprostih merilnikov prevodnosti kože je zaradi cene in preproste uporabe vzorčevalni del temeljil na komercialnem mikroprocesorskem sistemu Arduino z 10-bitnim analognodigitalnim pretvornikom.

3.1.3 Zaključni del merilnika

Zadnji del merilnika je del za shranjevanje, obdelavo izmerjenih vrednosti in prikaz rezultatov. V odvisnosti od izvedenke merilnika smo uporabili več načinov shranjevanja izmerjenih vrednosti. V določenih izvedbah (računalniška miška ŠvicMiš in volan Emovolan s slik 4 in 10) so bile izmerjene vrednosti po serijskem vodilu v realnem času prenesene v računalnik in tam obdelane oziroma uporabljene v aplikacijah [8, 18].

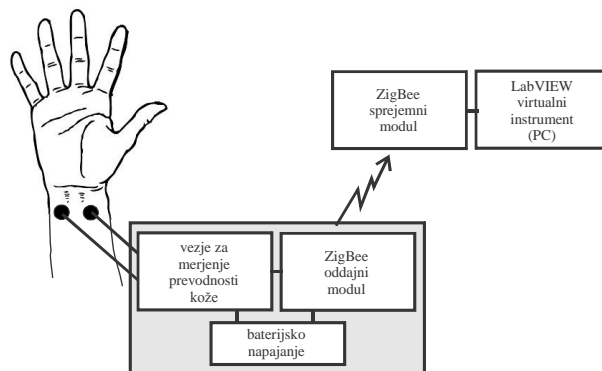
Pri Znojmetru (slika 8), zapestnici za merjenje prevodnosti kože, je bila zahtevana avtonomnost naprave za daljša časovna obdobja in je bilo shranjevanje izvedeno na spominsko kartico (mikroSD medij) [13].



Slika 8: Znojmeter – prenosni merilnik prevodnosti kože s shranjevanjem izmerjenih vrednosti na spominsko kartico (obkroženo). Na sliki so vidni priključki za elektrode za enkratno uporabo in 9 V baterijo [13].

Čebelji znojmeter je bil posebna izvedenka Znojmetra, ki je omogočala shranjevanje in obdelavo izmerjenih vrednosti v realnem času s pomočjo brezžičnega prenosa informacije na podlagi protokola ZigBee (slika 9) [19]. Čebelji znojmeter je skovanka, ki opisuje oba

osnovna dela sistema. Znojmeter je merilnik električne prevodnosti kože, ki je zasnovan z neinvertirajočim ojačevalnikom. Tako ime je dobil zato, ker se ob delovanju vegetativnega živčnega sistema spremeni aktivnost žlez znojnic, kar spremeni električne lastnosti kože oziroma prevodnost kože. Drugi del sistema je brezžični prenos izmerjenih vrednosti na osebni računalnik. Pridevnik čebelji je sistem dobil zaradi uporabe komunikacijskega protokola ZigBee (bee je čebela v angleščini).

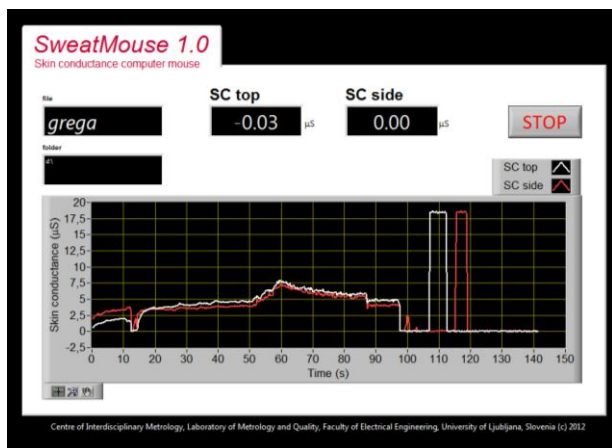


Slika 9: Sestavni deli prenosnega merilnika prevodnosti kože na zapestju - Čebeljega znojmetra



Slika 10: EmoVolan – multisenzorski volan s pedali za igranje računalniške igre, ki je bil poleg drugih senzorjev opremljen tudi z dvema merilnikoma prevodnosti kože (elektrodi obkroženi) [18]

Kot prikaz in zapis izmerjenih vrednosti smo uporabili različne načine; a) zapis v besedilni datoteki, primerni za nadaljnjo obdelavo z orodji, kot je Microsoft Excel, b) prikaz z uporabo brezplačnih programov za branje in prikaz s serijskih vrat računalnika (SerialChart, Rs232_data_logger), c) prikaz z virtualnimi merilnimi instrumenti izvedenimi v programskem okolju LabVIEW (slika 11).



Slika 11: Čelna plošča virtualnega instrumenta ŠvicMiš [12]. Na grafu je prikazano tudi preverjanje delovanja s postavitvijo fiksnega upora $18,5 \mu\text{S}$ na vsako elektrodo, kar prikazujeta obe konstantni vrednosti na sliki.

4 MEROSLOVNO OVREDNOTENJE MERILNIKOV PREVODNOSTI KOŽE

Zadnji del izdelave preprostih merilnikov prevodnosti kože je njihovo preskušanje oziroma meroslovno ovrednotenje. V okviru statične kalibracije smo tako določili njihov merilni pogrešek E in njihovo merilno negotovost u . V okviru dinamičnega ovrednotenja smo izvedli primerjalno meritev z referenčnim merilnikom prevodnosti kože.

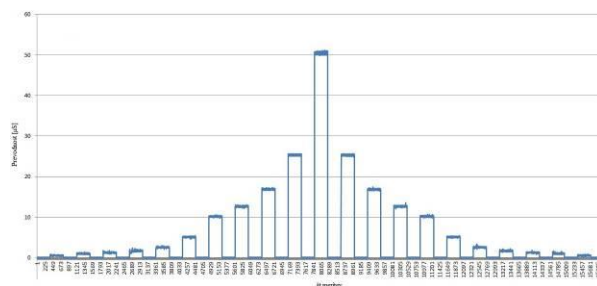
4.1 Statična kalibracija izdelanega merilnika

4.1.1 Določanje merilnega pogreška merilnika

Za ovrednotenje merilnika smo uporabili primerjalno meritev z uporovno dekado z nastavljivimi upornostmi od $10 \text{ k}\Omega$ do $11 \text{ M}\Omega$. Te upornosti so bile referenčne vrednosti prevodnosti. Na dekado smo priključili izdelani merilni instrument, poskrbeli za čim boljši električni kontakt med priključki za elektrodo in dekado ter spreminjali vrednosti upornosti dekade v več točkah (slika 12). Za oceno ponovljivosti meritev so bile vse točke upornosti izmerjene večkrat zaporedoma s pomočjo precizijskega merilnega instrumenta (npr. digitalnega multimetra 34411A izdelovalca Agilent). Izračun merilnega pogreška E podaja enačba (2):

$$E = G_{\text{merilnik}} - G_{\text{dekada}}, \quad (2)$$

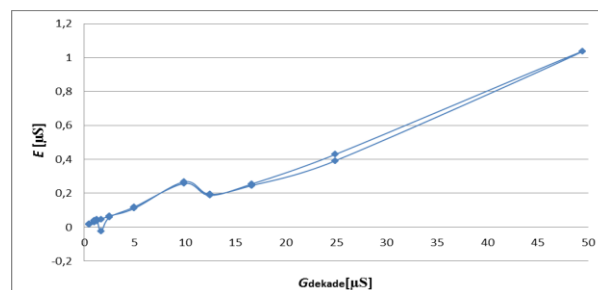
kjer je bila G_{merilnik} prevodnost, izmerjena z izdelanim merilnikom, in G_{dekada} referenčna prevodnost dekade, izmerjena z referenčnim ohmetrom. Slika 13 je grafični prikaz pogreška v odvisnosti od merilnega območja za merilnik ŠvicMiš [8].



Slika 12: Merjenje upornosti uporabne dekade s pomočjo izdelanega merilnika prevodnosti kože. Piramidalna struktura meritev je omogočala tudi oceno histereze merilnika.

4.1.2 Standardna merilna negotovost naprave

Merilna negotovost izdelanega sistema je bila sestavljena iz ponovljivosti meritev prevodnosti, negotovosti zaradi ločljivosti merilnika in negotovosti prevodnosti dekade. Negotovost meritve prevodnosti dekade $u(G_{\text{dekada}})$ smo izračunali iz negotovosti ponovljivosti meritev, negotovosti točnosti precizijskega ohmetra in negotovosti zaradi ločljivosti precizijskega ohmetra. Preostale merilne negotovosti, ki so bile posledica sprememb in nestabilnosti zaradi vpliva histereze, temperature, vlage, elektromagnetnih motenj itd., smo zanemarili, saj je bil v laboratorijskih razmerah njihov prispevek k skupni negotovosti veliko manjši od končne izračunane merilne negotovosti in posledično zanemarljiv.



Slika 13: Merilni pogrešek ŠvicMiške v odvisnosti od prevodnosti dekade [8]. Vidna je napaka zaradi histereze merilnika (razlika med krivuljama v okolici $25 \mu\text{S}$). Običajno območje prevodnosti človeške kože je do $20 \mu\text{S}$, zato smo iz meritev lahko sklepali, da ima naprava ŠvicMiš merilni pogrešek, manjši od $0,5 \mu\text{S}$.

Negotovost ponovljivosti merilnika smo izračunali kot standardno negotovost tipa A:

$$u_{\text{ponovljivost}}(G_{\text{merilnik}}) = s_G, \quad (3)$$

kjer je s_G standardni odklon serije meritev.

Negotovost zaradi ločljivosti merilnika je bila izračunana po enačbi 4, kjer je bil Q_G ločljivost merilnika oziroma $G_{\text{RAZPON_ZM}}$ razpon vhodnih vrednosti merilnika in N število bitov A/D pretvornika.

$$u_Q(G_{\text{merilnik}}) = \frac{Q_G}{2 \cdot \sqrt{3}} \quad Q_G = \frac{G_{\text{RAZPON_ZM}}}{2^N - 1} \quad (4)$$

Skupno merilno negotovost izdelanega merilnika $u(G_{\text{merilnik}})$ smo lahko izračunali z geometrično enoto posamičnih prispevkov po enačbi (5)

$$u(G_{\text{merilnik}}) = \sqrt{[u_{\text{ponovljivar}}(G_{\text{merilnik}})]^2 + [u_Q(G_{\text{merilnik}})]^2 + [u(G_{\text{dekada}})]^2}. \quad (5)$$

Tako smo izračunali merilne negotovosti za vse nastavljene vrednosti dekade in iz izračunov lahko ocenili največjo standardno negotovost merilnika. Določili smo še razširjeno merilno negotovost merilnika (enačba 6):

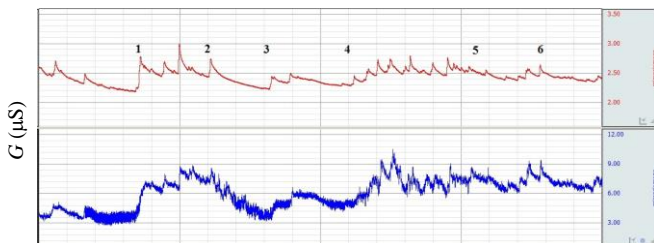
$$U(G_{\text{merilnik}}) = k \cdot u(G_{\text{merilnik}}), \quad (6)$$

pri čemer je navedena razširjena merilna negotovost $U(G_{\text{merilnik}})$ podana kot standardna negotovost meritve $u(G_{\text{merilnik}})$, pomnožena s faktorjem $k = 2$, ki pri normalni porazdelitvi ustreza približno 95-odstotni verjetnosti [20].

4.2 Dinamično ovrednotenje izdelanega merilnika

V okviru dinamičnega ovrednotenja načelno lahko ocenimo tudi dinamično merilno negotovost izdelanega sistema, ki je odvisna od negotovosti referenčnega merilnika in od prispevka zaradi ponovljivosti meritve. Geometrijska vsota obeh prispevkov določa dinamično merilno negotovost izdelanega merilnika.

Dinamično ovrednotenje na sliki 14 prikazuje prevodnost kože, ki se spreminja zaradi psihološkega stimulusa oz. dražljaja (dve računalniški igri – igra Spomin in igra izmikanja oviram). Test je potekal po naslednjem protokolu: pet minut začetnega umirjanja, igra Spomin, tri minute umirjanja, igra izmikanja, pet minut umirjanja. Igralec je imel na levi roki priključen referenčni merilnik prevodnosti kože (MPI150 GSR100C Biopac Systems), na desni roki pa izdelani merilnik ŠvicMiš. Predpostavljeno je bilo, da razlik v prevodnosti kože med obema rokama ni. Posledično smo iz grafa lahko ocenili pogrešek dinamičnega merjenja izdelane naprave kot manjši od $5 \mu\text{S}$ [8].



Slika 14: Dinamično ovrednotenje izdelanega merilnika v obliki primerjave izmerjenih vrednosti (spodaj) od referenčnih vrednosti (zgoraj). Številke označujejo posamezne dogodke v protokolu testa.

4.2.1 Psihološki dražljaji, primerni za testiranje izdelanih naprav

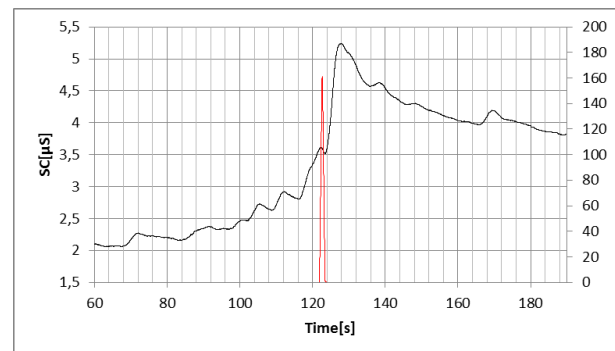
Pri poskusih proučevanja odziva preiskovančeve fiziologije na psihološke, mentalne, kognitivne ali fizikalno-kemične dražljaje se uporablja vrsta aktivnosti, dejavnosti in psiholoških testov. Psihološki testi so običajno standardizirani, velikokrat pa nevalidirani, torej nepreverjeni in nepreskušeni [3, 16, 21, 22-27].

V tabeli 1 je navedenih nekaj praktično najlažje izvedljivih testov, s katerimi lahko preverimo delovanje psihofizioloških merilnikov.

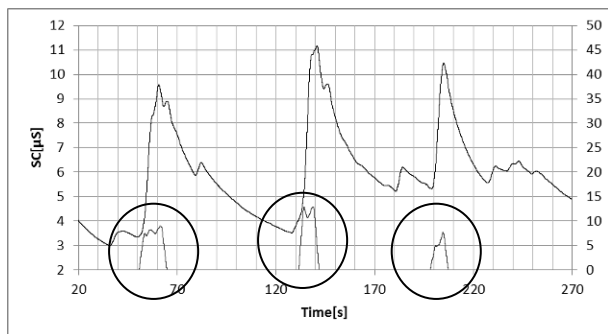
Tabela 1: Nekaj praktičnih psiholoških stimulusov. Kot njihova posledica se amplituda prevodnosti kože z latenco 2 do 4 sekunde po dražljaju običajno poveča.

Dražljaj	Izvedba
Mentalni in kognitivni testi	Mednje uvrščamo matematične teste (čim hitreje odštevanje 13 od števila 1079 na glas, pri čemer je na vsako napako preskusna oseba opozorjena in jo mora popraviti), Stroop test (interferenčni barvni test izkorišča psihološki napor med naključnim menjavanjem razpoznavanja barv in besedila [28, 29]), dejavnosti za psihološko umiranje (avtogeni trening, joga), strah (glasen pok, zvoki, svetloba, (slika 15)), učinek besed z vsebino (pri nekaterih besedah, kot so poljub, ime preskusne osebe, mati, ljubezen, strah, se prevodnost kože poveča), pričakovanje dogodka, razlaganje kompleksnih besed in besednih zvez, laganje [9, 30].
Fizikalni test	Preskusna oseba opravlja biomehanske naloge, ki povzročajo aktiviranje mišičnih skupin (stiskanje gumijaste žogice, počepi, sklece, zvijanje prstov na nogah, napenjanje trebušnih mišic) [6, 7, 9].
Fiziološki testi	Preskusna oseba uporabi različne aktivnosti, povezane z delovanjem avtonomnega živčnega sistema (smejanje, kašljanje, praskanje po notranji strani komolca, ščipanje, grizenje ustnic ipd) (slika 16) [9].

Na slikah 15 in 16 so prikazani rezultati dinamičnih merjenj z uporabo različnih psiholoških dražljajev.



Slika 15: Sprememba prevodnosti kože zaradi strašljivega dogodka med gledanjem videa. Trenutek nastopa tega dogodka je označen z impulzom desne skale z arbitrarnimi enotami [31].

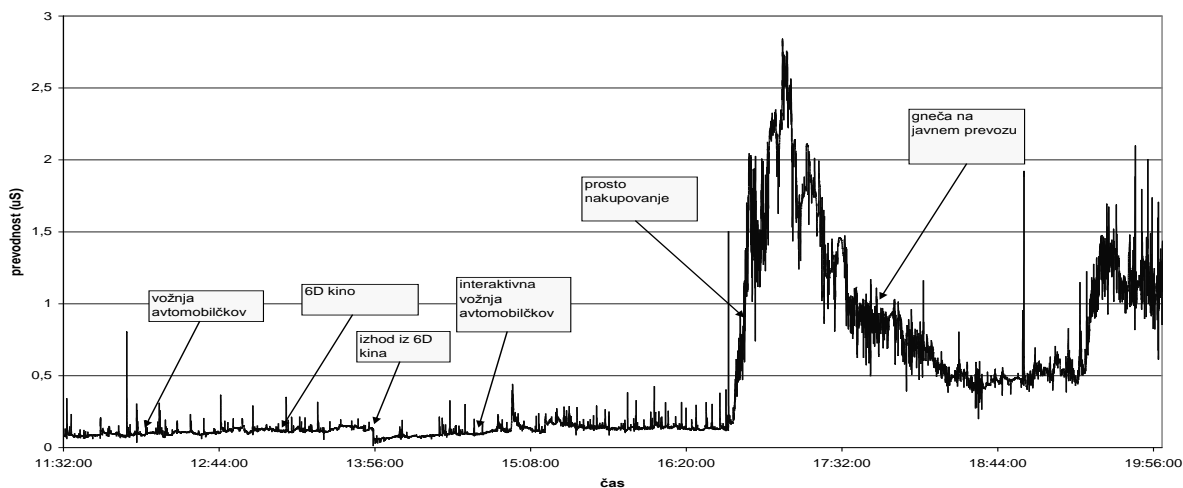


Slika 16: Sprememba prevodnosti kože med tremi zaporednimi ščipanji podlakti, časovno označenimi s tremi impulzi (obkroženo) [31]

4.2.2 Merjenje s prenosnimi merilniki zunaj laboratorijskega okolja

Psihofiziološke raziskave v laboratorijskih razmerah potekajo v kontroliranih okoljskih in eksperimentalnih razmerah. Te razmere pa niso enakovredne realnim življenjskim dogodkom v vsakdanjiku. Prenosni merilniki omogočajo merjenje v realnem času v realnih razmerah tudi zunaj laboratorija (slika 17). Posledično so sicer meritve bolj izpostavljene zunanjim vplivom na fiziološki instrumentarij in bolj skrite v kompleksnem psihološkem svetu.

Dodatno ergonomičnost, majhna poraba električne energije in geometrijska majhnost sodobnih prenosnih naprav omogočajo, da je vpliv merjenja na psihološko stanje opazovane osebe minimiziran, tj. da je merilna anksioznost čim manjša [32, 33].

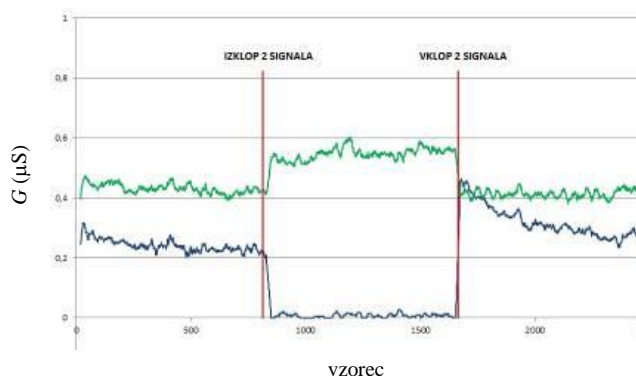


Slika 17: Dolgotrajna meritev prevodnosti nadlakti osebe v zabaviščnem parku. Ob 13.55 je oseba doživela zelo stresni trenutek anksioznosti v 6D kinu, kar pa se ni močno odražalo s porastom prevodnosti kože. Ob 16.45 pa sta vidni velika aktivacija avtonomnega živčnega sistema in vznemirjenost osebe med nakupovanjem in vožnjo z javnim prevozom.

5 SKLEP

Prispevek je pregled možnosti merjenja, poskusov in psihofizioloških ovrednotenj, ki jih omogočajo nizkocenovni merilniki prevodnosti kože. Prikazana je osnova načrtovanja in izdelave takih merilnikov, nekaj praktičnih napotkov pri izdelavi, metode ovrednotenja delovanja in točnosti izdelanega merilnika in nekaj primerov uporabe v praksi v laboratorijskem okolju in zunaj njega.

Nizkocenovni merilniki imajo zaradi svoje strukture in narave nekaj težav. Po naših izkušnjah so tipične slabosti nizkocenovnih merilnikov prevodnosti kože njihova relativna nerobustnost in nezanesljivost zunaj laboratorijev, predvsem glede pritrditve elektrod, in energijska poraba pri brezžičnem prenosu (posebno pri komunikaciji Bluetooth) pri dolgotrajnih meritvah. Dodatna omejitev je majhna ločljivost cenjenih 10-bitnih AD-pretvornikov, ki ne omogoča optimalne obdelave izmerjenih vrednosti prevodnosti, predvsem glede ločevanja surovega signala na nivo (SCL-komponenta signala prevodnosti kože) in odziv (SCR-komponenta signala). Včasih so potrebni tudi dodatni ukrepi za ugotavljanje nekaterih specifik izdelanih sistemov, na primer postavitve elektrod in ocenjevanje medsebojnega vpliva delovanja elektrod v multielektrodnih sistemih (slika 18). Pri merilnikih, ki so fizično povezani (kabel USB) z osebnim računalnikom, moramo dodatno izvesti galvansko ločitev za zagotavljanje električne varnosti sistema in posledično varnosti uporabnika.



Slika 18: Sprememba amplitude signalov v neoptimiziranem merilniku, ki meri dve prevodnosti kože sočasno. Opazimo, da imata signala različni amplitudi, kar je posledica različnih merilnih mest. Ko smo med merjenjem odstranili eno elektrodo (*IZKLOP 2 SIGNALA*), je amplituda tega signala padla na vrednost 0, amplituda drugega pa se je zaradi medsebojnih vplivov povečala.

Po drugi strani pa se cena predstavljenih nizkocenovnih sistemov za merjenje prevodnosti kože giblje od 50 do 100 evrov, torej nekajkrat manj kot pri komercialnih napravah. To seveda pomeni, da so taki merilni sistemi odlični redundantni merilniki pri vseh psiholoških, fizioloških in biomehanskih poskusih, ki vključujejo preskusne osebe, seveda z upoštevanjem njihovih omejitev. Nizkocenovni merilniki so se izkazali uporabni tudi zunaj kontroliranih laboratorijskih razmer v realnem življenju opazovane osebe, na primer v študijah psihološke obremenitve športnikov, obremenjenosti zračnih kontrolorjev prometa, psihologije udeležencev v cestnem prometu, rehabilitaciji, psiholoških testih, pa tudi v zabavni industriji, industriji računalniških igrice itd [21–27].

LITERATURA

[1] L. C. Becker, C. J. Pepine, R. Bonsall, J. D. Cohen, A. D. Goldberg, C. Coghlan, P. H. Stone, S. Forman, G. Knatterud, D. S. Sheps, P. G. Kaufmann, "Left Ventricular, Peripheral Vascular, and Neurohumoral Responses to Mental Stress in Normal Middle-Aged Men and Women Reference Group for the Psychophysiological Investigations of Myocardial Ischemia (PIMI) Study", *Circulation*, vol. 94, pp. 2768–2777, 1996.

[2] P. Fauvel, C. Cerutti, P. Quelin, M. Laville, M. P. Gustin, C. Z. Paultre, M. Ducher, "Mental Stress-Induced Increase in Blood Pressure Is Not Related to Baroreflex Sensitivity in Middle-Aged Healthy Men", *Hypertension*, vol. 35, pp. 887–891, 2000.

[3] C. Collet, P. Averty, A. Dittmar, "Autonomic nervous system and subjective ratings of strain in air-traffic control", *Applied Ergonomics*, vol. 40, pp. 23–32, 2009.

[4] M. Benedek, C. Kaernbach, "A continuous measure of phasic electrodermal activity", *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 190, pp. 80–91, 2010.

[5] H. Storm, M. Shafiei, K. Myre, J. Raeder, "Palmar skin conductance compared to a developed stress score and to noxious and awakening stimuli on patients in anaesthesia", *Acta Anaesthesiol Scand*, vol. 49, pp. 798–803, 2005.

[6] J. Ogorevc, A. Podlesek, G. Geršak, J. Drnovšek, The effect of mental stress on psychophysiological parameters, 2011 IEEE International Symposium on Medical Measurements and

Applications (MeMeA 2011), Proceedings, Bari, Italy, 642–645, 2011.

[7] N. Hjortskov, D. Rissen, A. K. Blangsted, N. Fallentin, U. Lundberg, K. Søgaard, The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work, *Eur J. Appl Physiol*, vol. 92, 84–89, 2009.

[8] T. Lavrenčič, Švicmiš - sistem za merjenje prevodnosti kože, diplomska naloga, Univerza Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2012.

[9] W. Boucsein, *Electrodermal activity*, second ed., Springer, New York, 2012.

[10] DC Fowles, M.J. Christie, R. Edelberg, W. W. Grings, D. T. Lykken, P. H. Venables, *Publication Recommendations for Electrodermal Measurements*, *Psychophysiology*, vol. 18, no. 3, 1981.

[11] A. S. Scerbo, L. Weinstock Freedman, A. Raine, M. E. Dawson, P. H. Venables, "Major Effect of Recording Site on Measurement of Electrodermal Activity", *Psychophysiology*, vol. 29, no. 2, 1992.

[12] J. Ogorevc et al., Virtualni merilni instrument za neintruzivno merjenje psihofizioloških parametrov, Konferenca ERK, V: ZAJC, Baldomir (ur.), TROST, Andrej (ur.). Zbornik mednarodne elektrotehniške in računalniške konference - ERK 2012, Portorož, Slovenija. Ljubljana, zv. B, 2012.

[13] D. Pršlja, Znojmeter – prenosni sistem za merjenje prevodnosti kože, diplomska naloga, Univerza Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2012.

[14] A. S. Scerbo, L. Weinstock Freedman, A. Raine, M. E. Dawson, P. H. Venables, "Major Effect of Recording Site on Measurement of Electrodermal Activity", *Psychophysiology*, vol. 29, no. 2, 1992.

[15] C. Tronstad, G. K. Johnsen, S. Grimnes, O. E. G. Martinsen, A study on electrode gels from skin conductance measurements, *Physiol. Meas.* vol. 31, 1395–1410, 2010.

[16] M. Z. Poh, N. C. Swenson, R. W. Picard, A Wearable Sensor for Unobtrusive, Lon-Term Assessment of Electrodermal Activity, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol. 57, no. 5, May 2010.

[17] A. Teller, "A platform for wearable physiological computing", *Interacting with Computers*, vol. 16, pp. 917–937, 2004.

[18] M. Klobušnik, Emogame project – Report, seminarska naloga, Univerza Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2012.

[19] M. Savič, G. Geršak. Sistem za merjenje in brezžični prenos analognih signalov. V: ZAJC, Baldomir (ur.), TROST, Andrej (ur.). Zbornik enaindvajsete mednarodne Elektrotehniške in računalniške konference ERK 2012, 17.–19. septembra 2012, Portorož, Slovenija, Ljubljana, zv. A, str. 299–300, 2012.

[20] ISO, *Guide to Expression of Uncertainty in Measurement*, ISO, Geneva, 1995.

[21] J. A. Healey, R. W. Picard: "Detecting Stress During Real World Driving Tasks Using Physiological Sensors", *IEEE Transactions on intelligent transportation systems*, vol. 6, no. 2, pp. 156–166, 2005.

[22] D. Novak, J. Zihel, A. Olensek, M. Milavec, J. Podobnik, M. Mihelj, M. Munih: "Psychophysiological Responses to Robotic Rehabilitation Tasks in Stroke", *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 18, no. 4, pp. 351–361, 2010.

[23] G. F. Wilson, C. A. Russell: Operator functional state classification using multiple psychophysiological features in an air traffic control task. *Human Factors*, 45, 381–389, 2003.

[24] R. L. Mandryk, S. M. Atkins: A fuzzy physiological approach for continuously modeling emotion during interaction with play technologies, *International Journal of Human Computer Studies*, 65, 329–347, 2007.

[25] F. Nasoz, K. Alvarez, C. L. Lisetti, N. Finkelstein: Emotion recognition from physiological signals using wireless sensors for presence technologies, *International Journal of Cognition, Technology and Work*, vol. 6, 4–14, 2004.

- [26] L. E. Nacke, M. N. Grimshaw, C. A. Lindley: More than a feeling: Measurement of sonic user experience and psychophysiology in a first-person shooter game, *Interaction with Computers*, vol. 22 336–43, 2010.
- [27] T. Tijs, D. Brokken, W. I. Jsselsteijn: Creating emotionally adaptive game, *Entertainment computing – ICEC 2008, 7th Int. Conf. Proc. (Pittsburgh, USA, 25–27 September 2008)* 122–133, 2008.
- [28] G. Geršak et al. Stroop test - a reference stimulus for psychophysiological measurements?. *Proceedings of XX IMEKO World Congress September 2012, Bexco, Busan, Republic of Korea. IMEKO, 2012.*
- [29] G. Geršak, J. Drnovšek. Senzorična metrologija, veda o merjenjih z osebami. V: BOHANEČ, Marko (ur.) e tal. Zbornik 14. mednarodne multikonference Informacijska družba - IS 2011, 10.–14. oktobra 2011 : zvezek A : volume A, (Informacijska družba). Ljubljana: Institut Jožef Stefan, str. 241–244, 2011.
- [30] M Schwarz, F Andrasik, *Biofeedback: A Praticioner's Guide*, Guilford Press, NY, 2003.
- [31] J. Albreht, Sistem za spremljanje in ocenjevanje bolečine, diplomska naloga, Univerza Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2013.
- [32] G. Geršak et al. Merilna anksioznost v fizioloških meritvah. V: ZAJC, Baldomir (ur.), TROST, Andrej (ur.). Zbornik enaindvajsete mednarodne Elektrotehniške in računalniške konference ERK 2012, 17.–19. septembra 2012, Portorož, Slovenija, Ljubljana, zv. A, str. 482–485, 2012.
- [33] N. Gržinič et al. Prispevki k merilni negotovosti v psihofizioloških meritvah. V: ZAJC, Baldomir (ur.), TROST, Andrej (ur.). Zbornik enaindvajsete mednarodne Elektrotehniške in računalniške konference ERK 2012, 17.–19. september 2012, Portorož, Slovenija, Ljubljana, zv. A, str. 315–318, 2012.

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.