

# Intruzivnost biomedicinskih uređaja

---

Ranogajec, Slaven

Master's thesis / Diplomski rad

2015

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **Josip Juraj Strossmayer University of Osijek, Faculty of Electrical Engineering, Computer Science and Information Technology Osijek / Sveučilište Josipa Jurja Strossmayera u Osijeku, Fakultet elektrotehnike, računarstva i informacijskih tehnologija Osijek**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:200:806676>

*Rights / Prava:* [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom](#).

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-03-19**

*Repository / Repozitorij:*

[Faculty of Electrical Engineering, Computer Science and Information Technology Osijek](#)



**SVEUČILIŠTE JOSIPA JURJA STROSSMAYERA U OSIJEKU  
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET**

**Sveučilišni studij elektrotehnike**

**INTRUZIVNOST BIOMEDICINSKIH INSTRUMENATA**

**Diplomski rad**

**Slaven Ranogajec**

**Osijek, 2015.**

*Zahvaljujem se mentorima Prof.dr.sc. Gregoru Geršaku i Dr.sc. Tomislavu Matiću na svim savjetima i pomoći koju su mi pružili tijekom izrade ovog rada. Također bih se zahvalio i Nini Grižnič Frelih, Dariji Šalehar i Eleni Gobbo na pomoći pri planiranju i izvođenju mjerenja. Naposljetku, posebno se zahvaljujem članovima svoje obitelji na svojoj podršci koju su mi pružili tijekom mog studija.*

# Sadržaj:

1.	UVOD .....	1
1.1.	Zadatak rada .....	2
2.	PSIHOFIZIOLOŠKI PARAMETRI .....	3
2.1.	Elektrodermalna aktivnost .....	4
2.1.1.	Fiziologija kože i žlijezda znojnice .....	4
2.1.1.1	Grđa kože .....	5
2.1.1.2	Električni model građe kože .....	7
2.1.2.	Mjerenje elektrodermalne aktivnosti .....	7
2.1.2.1	Endosomatska metoda .....	8
2.1.2.2	Eksosomatska metoda .....	8
2.1.2.3	Lokacije za mjerenje elektrodermalne aktivnosti .....	9
2.1.2.4	Parametri signala elektrodermalne aktivnosti .....	10
2.2.	Krvni tlak .....	12
2.2.1.	Metode mjerenja krvnog tlaka .....	13
2.2.1.1	Invazivna metoda mjerenja krvnog tlaka .....	13
2.2.1.2	Neinvazivne metode mjerenja krvnog tlaka .....	13
2.3.	Tjelesna temperatura i mjerenje tjelesne temperature .....	16
2.3.1.	Mjerenje površinske temperature kože .....	17
2.4.	Srčani ritam .....	18
2.4.1.	Fotopletizmografija .....	18
2.4.2.	Elektrokardiografija .....	19
3.	INTRUZIVNOST MJERNIH INSTRUMENATA .....	20
3.1.	Usporedba mjernih lokacija (Prilog A) .....	20
3.1.1.	Metode .....	20
3.1.2.	Rezultati .....	21

3.1.3. Zaključak .....	25
3.2. Švicmiš .....	25
3.2.1. Izrada švicmiša .....	26
3.2.2. Umjeravanje mjernog uređaja .....	28
3.2.2.1 Mjerna nesigurnost otporne dekade .....	30
3.2.2.2 Mjerna nesigurnost Švicmiša .....	31
3.3. Eksperimentalni dokaz intruzivnosti .....	32
3.3.1. Metode .....	32
3.3.2. Rezultati .....	35
3.3.3. Zaključak .....	37
4. UTJECAJ INTRUZIVNOSTI NA MJERENJE .....	38
4.1. Utjecaj biomedicinskih mjernih uređaja na psihološko stanje osobe .....	38
4.1.1. Metode .....	38
4.1.2. Rezultati .....	40
4.1.3. Zaključak .....	<b>Pogreška! Knjižna oznaka nije definirana.</b>
4.2. Utjecaj biomedicinskih mjernih uređaja na točnost mjerenja .....	42
4.2.1. Metode .....	42
4.2.2. Rezultati .....	42
4.2.3. Zaključak .....	44
5. ZAKLJUČAK .....	45
LITERATURA .....	46
SAŽETAK .....	49
ABSTRACT .....	50
ŽIVOTOPIS .....	51
PRILOZI .....	52



## 1. UVOD

Utjecaj stresa i anksioznosti na ljudske psihofiziološke parametre je cilj istraživanja velikog broja znanstvenih radova. Rezultati prijašnjih istraživanja pokazuju postojanje utjecaja psihičkog stresa na promjene u psihofiziološkim parametrima, odnosno promjene frekvencije srčanog pulsa, razine krvnog tlaka, temperature kože, električne provodnosti kože i dr. Dokazano je da psihički stres izazvan okolinom u laboratoriju može izazvati značajnu reakciju simpatičkog živčanog sustava što uzrokuje povećanje krvnog tlaka i frekvencije srčanog pulsa i do 10% vrijednosti [1]. Osim okoline u kojoj se osoba nalazi, psihološki utjecaj na osobu ima i njeno saznanje da ju se mjeri, odnosno sami mjerni instrument. Utjecaj mjernih instrumenata na psihološko stanje mjerene osobe se zove intruzivnost instrumenata. Ovisno o razini intruzivnosti, mjerne instrumente možemo podijeliti u tri skupine: intruzivne instrumente (osoba je u potpunosti svjesna da se na njoj izvodi mjerenje), polu-intruzivne instrumente (mjerena osoba je svjesna prisutnosti mjerne naprave, međutim uspijeva zaboraviti/priviknuti se na nju u određenom vremenskom periodu na način da ona više nema značajan psihološki utjecaj) i neintruzivne instrumente (osoba nije svjesna da se na njoj izvodi mjerenje).

Tehnološki napredak omogućio je razvoj nekonvencionalnih naprava za mjerenje psihofizioloških parametara. Minijaturizacija senzora i dostignuća u razvoju energetski efikasnih komunikacijskih protokola su omogućili kontinuirano mjerenje psihofizioloških signala. Danas postoje komercijalni proizvodi koji su nosivi, u obliku pojasa za prsa ili narukvica za zapešće, koji mogu kontinuirano slati ili pohranjivati biološke signale [2]. Ove instrumente možemo uglavnom kategorizirati kao poluintruzivne, s obzirom na to da oni omogućavaju dugotrajno nošenje što dopušta osobi da se privikne na uvjete u kojima se mjerenje izvodi i na taj način se smanji intruzivnost. S druge strane, tehnološki napredak u području senzora pokreta i šira upotreba uređaja za termografiju, su omogućili i učinili cjenovno dostupnima bezkontaktne metode mjerenja signala površinske temperature kože, frekvencije disanja i srčanog pulsa. Ove uređaje možemo opisati kao neintruzivne, s obzirom da osoba ne mora biti svjesna da je objekt mjerenja.

Cilj ovog diplomskog rada je istražiti značaj intruzivnosti na rezultate mjerenja dobivene u laboratorijskim uvjetima. U mjerenjima će biti promatrano nekoliko bioloških signala, među kojima će biti i električna provodnost kože koja će nam omogućiti uvid u psihološko stanje mjerene osobe.

## **1.1.Zadatak rada**

Rad će biti usmjeren na promatranje slijedećih fizioloških parametara: električna provodljivost kože, srčani puls, temperatura kože i frekvencija disanja. Zdrave osobe će dobrovoljno sudjelovati u psihofiziološkim mjerenjima u kojima će se prikupljati ovi fiziološki parametri. Mjerenja će biti izvedena s tri različita stupnja intruzivnosti mjernih uređaja: a) ne-intruzivno mjerenje (osoba nije svjesna da se na njoj izvodi mjerenje), b) intruzivno mjerenje (osoba je u potpunosti svjesna da se na njoj izvodi mjerenje) i c) polu-intruzivno mjerenje (mjerena osoba je svjesna prisutnosti mjerne naprave, međutim uspijeva zaboraviti/priviknuti se na nju u određenom vremenskom periodu na način da ona više nema značajan psihološki utjecaj).

Radna hipoteza: Iako podvrgnute istim psihološkim poticajima, mjerene osobe će imati različite promjene fizioloških parametara u ovisnosti o stupnju intruzivnosti mjerenja.



## 2. PSIHOFIZIOLOŠKI PARAMETRI

Psihofiziološka mjerenja promatraju fiziološke reakcije ljudskog tijela na psihološke promjene. Fiziološke reakcije su zapravo signali pomoću kojih je moguće implicitno odrediti afektivno ili kognitivno stanje osobe pomoću povezanosti tijela i uma.

Psihofiziološka mjerenja dijelimo ovisno živčanom sustavu koji kontrolira promatrane fiziološke parametre. Ljudski živčani sustav se sastoji od centralnog i perifernog živčanog sustava. Centralni živčani sustav se sastoji od mozga, malog mozga i produžene moždine. Najčešća mjerenja koja se povezuju s centralnim živčanim sustavom su elektroencefalografija (EEG), mjerenja događajno-povezanih moždanih potencijala (ERP) i elektrookulografija (EOG). S druge strane, periferni živčani sustav predstavlja sve preostale dijelove ljudskog živčanog sustava i sastoji se od dva podsustava: somatskog i autonomnog živčanog sustava.

Dok je somatski živčani sustav odgovoran za svjesnu kontrolu mišića, autonomni živčani sustav je zadužen za nesvjesnu kontrolu mišića i upravljanje unutarnjim organima. Najčešće korištena mjerenja koja promatraju aktivnost autonomnog živčanog sustava su mjerenja srčanog pulsa (HR), varijabilnosti frekvencije otkucaja srca (HRV), proširenja zjenica, pokreta očiju, elektrodermalne aktivnosti (EDA) i elektromiogram (EMG). Autonomni sustav se također sastoji od dva dijela, simpatičkog i parasimpatičkog živčanog sustava. Njihova su djelovanja suprotna te u organizmu djeluju naizmjenice.

Psihofiziološka mjerenja imaju slijedeće važne osobine:

- Objektivna su, odnosno, moguće je izvesti mjerenja tako da ne ovise o osobnoj percepciji osobe što ima veliku važnost prilikom utvrđivanja pouzdanosti mjerne tehnike.
- Promatranje različitih psihofizioloških parametara omogućava različite poglede na psihološko stanje osobe.
- Nenametljiva su i ne sprječavaju mjerenu osobu u obavljanju radnih zadataka.
- Rezultat psihofizioloških mjerenja je kontinuirani signal kojeg je moguće obrađivati i koristiti u realnom vremenu

Nedostatke psihofizioloških mjerenja možemo kategorizirati u slijedeće tri grupe: nedostaci zbog opreme, nedostaci zbog teške obrade signala i nedostaci zbog mjerne okoline. Mjerenje psihofizioloških signala zahtijeva specijalnu opremu koja je nerijetko vrlo visoke cijene ovisno o mogućnostima mjernog sustava. Također pri mjerenjima se koriste elektrode i senzori

koje je potrebno postaviti na točno predviđene lokacije što zahtijeva određeno vrijeme pripreve i vještinu osobe koja izvodi mjerenje. S obzirom da su psihofiziološki parametri uglavnom slabi električni signali, to ih čini osjetljivima na šum te je potrebno izvesti prikladno filtriranje signala. Osim toga dio parametara je osjetljiv na faktore iz okoline poput osvjetljenosti prostora (proširenje zjenica), smetnje elektroenergetskog sustava (mjerenje bioloških potencijala), i pokrete tijela (mjerenja s elektrodama). S obzirom na veliku količinu podataka koji se prikupljaju prilikom psihofizioloških mjerenja, velik problem su i interpretacija i gomilanje podataka. Laboratoriji predstavljaju neprirodnu okolinu koja ima utjecaj na mjerenje. Kako bi se izbjegao ovaj efekt, ukoliko je to moguće, koristi se nosiva mjerna oprema koja omogućava normalno ponašanje mjerne osobe [3][4][5].

U ovom poglavlju napravljen je pregled psihofizioloških parametara koji su od značaja za ovaj rad, s posebnim naglaskom na elektrodermalnu aktivnost koja daje najbolji uvid u psihološko stanje osobe, te je ključna mjerena veličina u izvedenim mjerenjima.

## **2.1. Elektrodermalna aktivnost**

Elektrodermalna aktivnost (engl. *Electrodermal activity-EDA*) je pojam koji opisuje sve električne fenomene u koži, što uključuje sva aktivna i pasivna električna svojstva koja se mogu povezati s kožom[6]. Signal elektrodermalne aktivnosti je indikator pobuđenosti simpatičkog živčanog sustava i može opisivati stupanj uzbuđenosti ili anksioznosti osoba, kao i promjene uzbuđenosti povezane s raznim osjećajima.

Najčešće promatrano svojstvo elektrodermalne aktivnosti i jedan od najčešće korištenih fizioloških parametara u psihofiziologiji je provodnost kože (engl. *Skin conductance-SC*). Zbog svoje jednostavne primjene, cjenovno prihvatljivih mjernih instrumenata i razumne korelacije s aktivnošću autonomnog živčanog sustava, koristi se u mnogim psihofiziološkim istraživanjima.

### **2.1.1. Fiziologija kože i žlijezda znojnice**

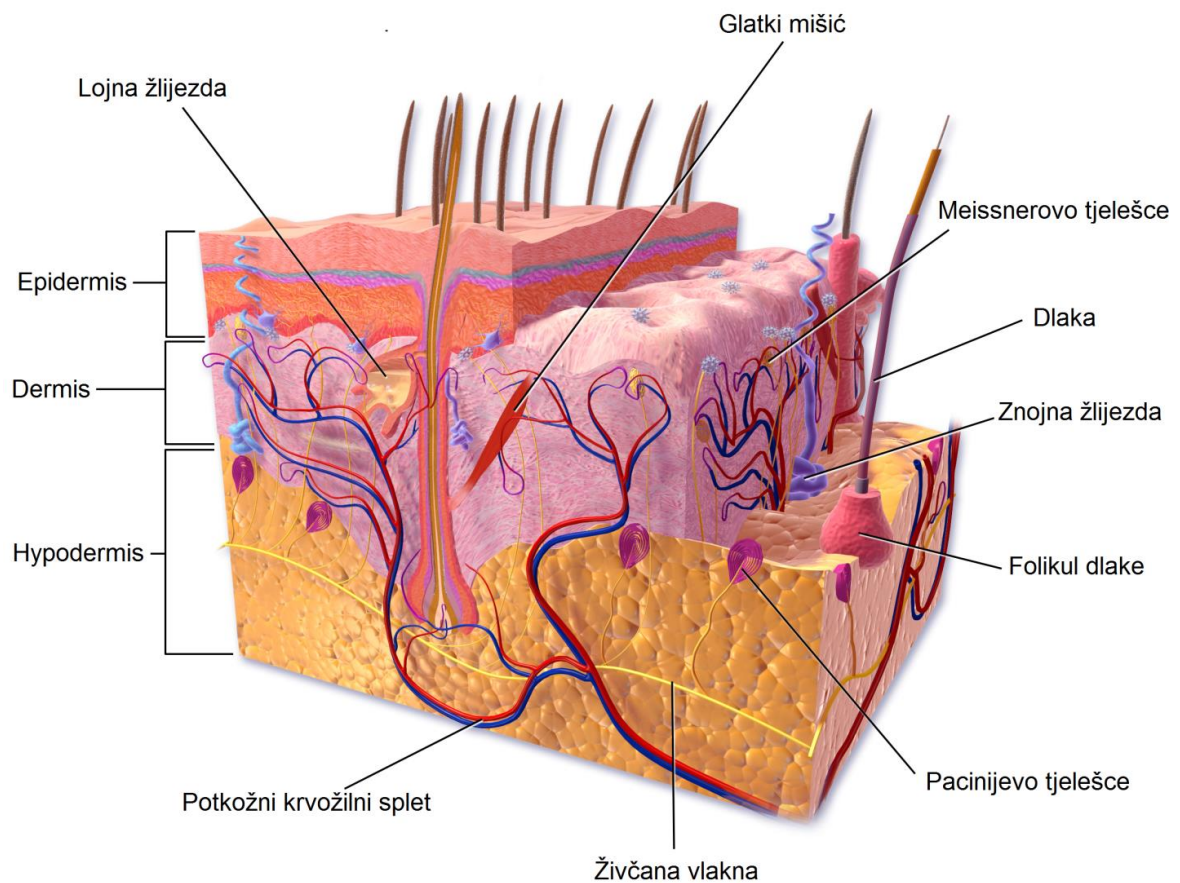
Koža je najveći čovjekov organ koji pokriva površinu cijelog tijela i štiti sve druge organe u tijelu. Kod odrasle osobe površina kože iznosi oko 1,7 metra kvadratna i teži oko 15% ukupne tjelesne težine. Debljina kože je promjenjiva ovisno o lokaciji na tijelu i starosti i iznosi od 1,5 do 4 mm. Koža oblaže cijelo tijelo te su njene uloge višestruke [6][7][8][9]:

- Pruža zaštitu od: kemijskih, mehaničkih i toplinskih utjecaja te od ultraljubičastog zračenja i mikroba
- Omogućava liječenje rana (koža se obnavlja)

- Osigurava regulaciju temperature(znojenjem)
- Spriječava gubitak vode, elektrolita i makromolekula
- Detektira okolinu (sadrži receptore za dodir, toplinu, tlak, bol,...)
- Sintetizira D vitamin
- Stvara miris tijela, izlučuje feromone
- Luči štetne stvari iz organizma

### 2.1.1.1 Građa kože

Kožu čine dva sloja; površinski i srednji sloj koji se nalaze na potkožnom tkivu. Granice između slojeva su valovitog oblika, što je posebno naglašeno između površinskog i srednjeg sloja[8]. Građa kože je prikazana na slici 2.1.



Slika 2.1: Građa kože [10]

Površinski sloj kože, pousmina ili epidermis se sastoji od nekoliko slojeva, a to su: temeljni sloj (lat. *stratum bassale*), nazubljeni sloj (lat. *stratum spinosum*), zrnati sloj (lat. *stratum granulosum*), svijetli sloj (lat. *stratum lucidum*) i površinski, rožnati sloj (lat. *stratum corneum*)[8].

Epidermis, čiji je raspored slojeva od velikog značaja za signal elektrodermalne aktivnosti, se sastoji od pravilno raspoređenih formacija stanica u kojima se smanjuje vlažnost što su one bliže vanjskom sloju kože. Vanjski, rožnati sloj je posebno zadebljan na dlanovima i stopalima, odnosno mjestima koja se preferiraju za mjerenja elektrodermalne aktivnosti [6].

Srednji sloj kože, usmina ili dermis je mnogo deblji od površinskog sloja kože, i sastoji se od dva sloja: papilarnog dermisa (lat. *stratum papillare*) koji je smješten ispod epidermisa i retikularnog dermisa (lat. *stratum reticulare*) koji je smješten ispod papilarnog dermisa. Papilarni dermis je tanji, a sastoji se od rahlog veziva u kojem se nalaze kapilare, receptori, melanociti, kao i nešto kolagena. Retikularni sloj je građen od gustog vezivnog tkiva sastavljenog od kolagenih vlakana, što daje koži svojstvo visoke otpornosti na rupture [6][8].

Potkožni sloj, podusmina, ili hipodermis povezuje kožu s vezivnim tkivom koje pokriva mišiće i omogućava dobru horizontalnu mobilnost kože. Zbog svojstva da pohranjuje masnoću, ima ulogu toplinskog i mehaničkog izolatora. Ovaj sloj sadrži živčana vlakna, žile koje opskrbljuju kožu, folikule dlaka i znojne žlijezde [6].

Lojne žlijezde izlučuju masnu ili voštanu tvar, loj, koja podmazuje površinu kože i čini ju gipkom i vodootpornom. Nalaze se u najvećem broju na licu i vlasištu, a također se nalaze na svim dijelovima kože, osim na dlanovima i tabanima [11].

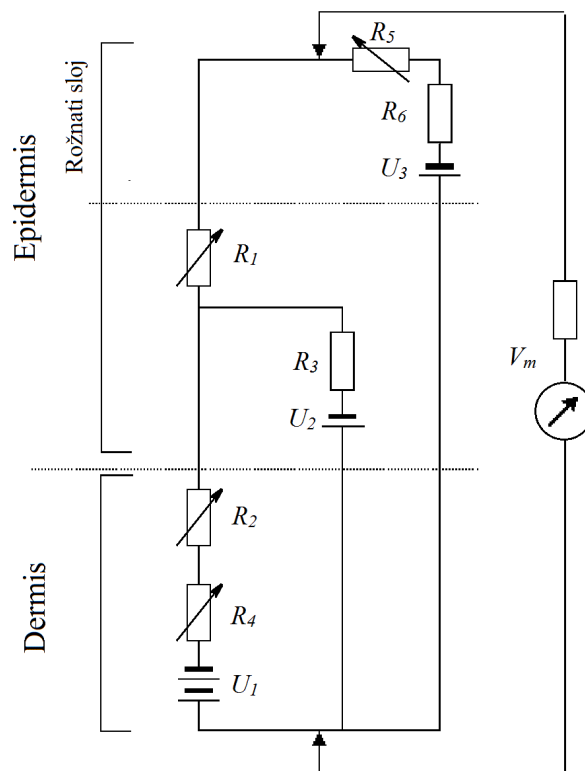
Žlijezde znojnice dijelimo na dvije vrste: apokrine i ekrine žlijezde.

Apokrine znojne žlijezde se uglavnom nalaze na genitalnom području i ispod pazuha. Iako njihova uloga nije u potpunosti razjašnjena, postoje dokazi koji upućuju na to da kod nekih sisavaca, apokrine žlijezde stvaraju gust sekret koji služe kao seksualni mirisni hormoni (feromoni). Apokrine znojne žlijezde nemaju utjecaja prilikom mjerenja elektrodermalne aktivnosti, te su sa stajališta psihofiziologije nebitne [6][12].

Ekrine znojne žlijezde su brojnije od apokrinih žlijezda i luče rijedi, vodenasti znoj. Primarna funkcija ovih žlijezda je termoregulacija. Također, za ove žlijezde je znano da reagiraju na psihološke podražaje, te su stoga bitne za područje psihofiziologije. Ekrine žlijezde su cjevaste strukture i imaju otvore u obliku malih pora na površini kože. Ovisno o reakciji žlijezde na podražaj, znoj ispunjava kanal i izlazi na površinu. Nalaze se na većini površine kože, a najveća im je koncentracija na stopalima i dlanovima [12].

### 2.1.1.2 Električni model građe kože

Na slici 2.2 je prikazan električni model građe kože kojeg je predložio Don C. Fowles 1974. godine. Model se sastoji iz tri dijela. Gornji dio predstavlja rožnati sloj kože, srednji dio predstavlja ostatak površinskog sloja kože ili epidermisa, dok donji dio predstavlja srednji sloj kože odnosno dermis. Otpor  $R_1$  predstavlja razinu znoja u znojnom kanalu površinskog sloja kože a otpor  $R_2$  razinu znoja u znojnom kanalu srednjeg sloja kože. S porastom količine znoja njihova vrijednost se smanjuje te oni postaju najznačajniji putovi protoka struje. Otpor  $R_4$  i potencijal  $U_1$  predstavljaju pristup znojnom kanalu putem stjenki dermisa, dok otpor  $R_3$  i potencijal  $U_2$  predstavljaju isti pristup ali preko stjenki epidermisa. Potencijali  $U_1$  i  $U_2$  se pojavljuju kao posljedica nejednakih ionskih koncentracija u znojnim kanalima i ovise o količini proizvedenog znoja.  $U_3$  predstavlja potencijal membrane, lociran u donjem dijelu rožnatog sloja kože. Vrijednost otpora rožnatog sloja kože se sastoji od relativno konstantne komponente otpora  $R_6$  koja predstavlja kompaktni dio površinskog sloja kože, i od varijabilne komponente  $R_5$  koja predstavlja gornje slojeve rožnatog dijela kože koji ovise o hidrataciji kože [1][9].



Slika 2.2: Električni model građe kože [6]

### 2.1.2. Mjerenje elektrodermalne aktivnosti

Postoje dva osnovna načela mjerenja elektrodermalne aktivnosti na koži. Prva metoda mjeri otpornost ili provodnost između dvije elektrode postavljene na koži, i za nju je potreban

vanjski električni izvor te se stoga naziva eksosomatska metoda (engl. *exosomatic*). Druga metoda se temelji na mjerenju razlika potencijala koji potječu iz kože, bez korištenja vanjskih izvora i naziva se endosomatska metoda (engl. *endosomatic*) [6]. Provodnost odnosno otpornost kože, kao i potencijal kože su odrazi aktivnosti kože i znojnih žlijezda.

#### **2.1.2.1 Endosomatska metoda**

S obzirom da se snimaju samo biološki potencijali kože (engl. *Skin potential-SP*), ova metoda ne zahtijeva korištenje vanjskog električnog izvora. Mjerenje se izvodi na način da se na odgovarajuća mjesta na koži postave elektrode na koje je priključeno naponsko pojačalo.

Elektrode se postavljaju tako da jednu elektrodu postavimo na aktivno mjesto, a drugu, referentnu na neaktivno mjesto. Neaktivno mjesto mora biti prethodno pripremljeno, naime potrebno je odstraniti vanjski sloj epiderme (lat. *stratum corneum*) kako bi se smanjio otpor kože koji ima znatan utjecaj na mjerenje. Preporučena mjesta za postavljanje elektroda su navedena u poglavlju 2.3.

Iako ova metoda ima određene prednosti poput jednostavne izvedbe (nije potrebno konstruirati vanjski električni izvor) i visokog stupnja neinvazivnosti, ona je rijetko korištena u usporedbi s eksosomatskom metodom. Razlog tome je niz loših strana ove metode koje uključuju moguće infekcije kože zbog uklanjanja rožnatog sloja, visoki utjecaj potencijala na elektrodama na ukupan signal, komplicirano tumačenje dobivenog signala, kompliciran postupak usporedbe signala kod više osoba, visok utjecaj hidratacije kože, manja znanstvena istraženost metode itd. S obzirom na ove karakteristike u literaturi postoji preporuka prema kojoj je bolje koristiti eksosomatske metode za promatranje elektrodermalne aktivnosti, a endosomatsku metodu koristiti samo ako je to izričit cilj znanstvenika [6][14].

#### **2.1.2.2 Eksosomatska metoda**

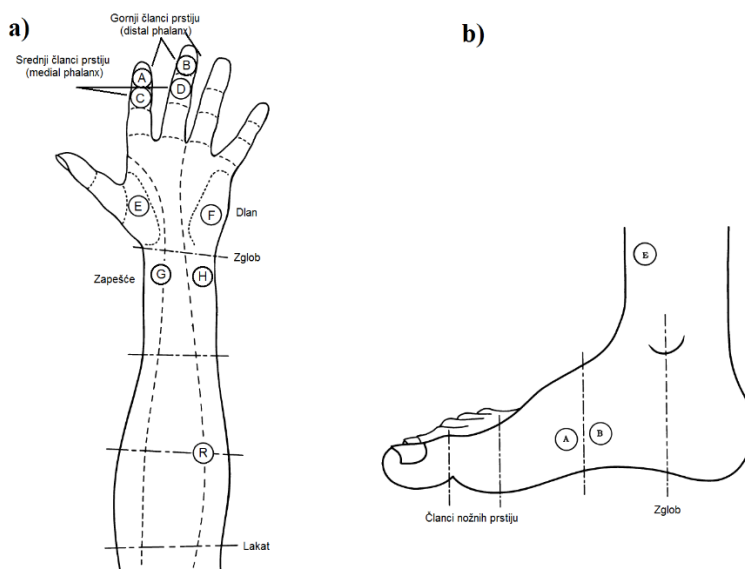
Eksosomatske metode snimanja elektrodermalnog signala primjenjuju ili istosmjernu ili izmjeničnu struju na površinu kože. Kada se koristi istosmjerna struja, ukoliko je napon izvora konstantan, tada se elektrodermalna aktivnost mjeri kao provodnost kože (engl. *Skin conductance-SC*), a ukoliko je struja izvora konstantna, tada se mjeri otpornost kože (engl. *Skin resistance-SR*). Analogno tome, ukoliko je efektivan napon konstantan prilikom mjerenja s izmjeničnim izvorom struje, tada se mjeri admitancija kože (engl. *Skin admittance-SY*), dok se za slučaj kada je efektivna struja konstantna, mjeri impendancija kože (engl. *Skin impedance-SZ*) [6].

Kod obje metode postoje prednosti i nedostaci. Prilikom mjerenja s izmjeničnim izvorom električne struje nema utjecaja polarizacije i parazitnih potencijala elektroda na mjerenje koje su prisutne prilikom korištenja istosmjernog izvora električne struje. S druge strane, mjerenje je puno složenije i sama metoda je u praksi puno manje istražena. Također na mjerenje s ovom metodom utječe kapacitivnost kože i elektromagnetske smetnje iz okoline.

### 2.1.2.3 Lokacije za mjerenje elektrodermalne aktivnosti

Iako postoje specijalne tehnike snimanja elektrodermalne aktivnosti koje koriste do četiri elektrode, mjerenje se uobičajeno izvodi pomoću dvije elektrode. Eksosomatske metode koriste bipolarni postav elektroda, dok endosomatske metode unipolarni postav elektroda. Pod unipolarno postavljenim elektrodama podrazumijevamo da je jedna elektroda postavljena na aktivno mjerno mjesto, odnosno ono na kojem se može vidjeti elektrodermalna aktivnost, dok je druga elektroda postavljena na neaktivno mjesto, odnosno na mjesto koje pokazuje minimalnu elektrodermalnu aktivnost ili ju pak uopće ne pokazuje [6][14].

Na slici 2.3a prikazana su preporučena mjerna mjesta na ruci. Oznake od *A* do *H* predstavljaju aktivna mjerna mjesta dok oznaka *R* označava preporučeno referentno neaktivno mjesto za mjerenja na ruci. Slika 2.4b prikazuje raspored preporučениh mjernih mjesta kada se mjerenje izvodi na nozi, gdje su mjesta *A* i *B* aktivna, a mjesto *E* referentno neaktivno mjesto[6][15].



Slika 2.3: Preporučene mjerne lokacije na a) ruci i b) nozi [6]

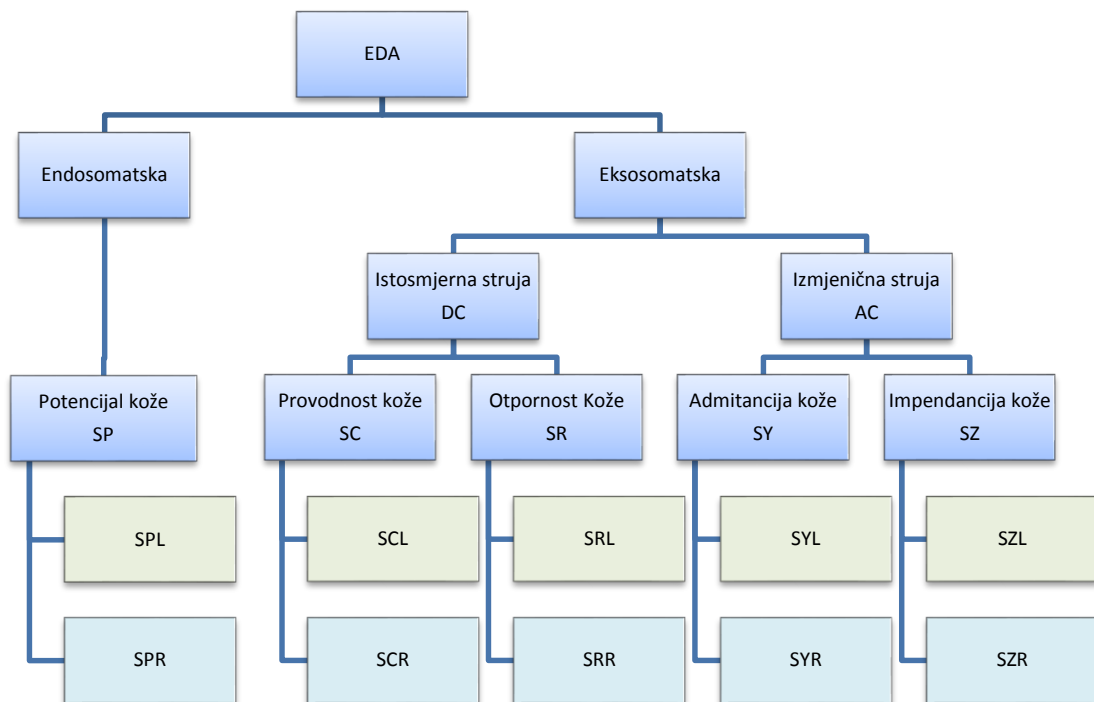
#### 2.1.2.4 Parametri signala elektrodermalne aktivnosti

Signali elektrodermalne aktivnosti su sastavljeni iz dva tipa komponenti: toničnih i faznih. Prve, tonične komponente (engl. *tonic*), se odnose na sporo promjenjive i pozadinske vrijednosti signala. Promjene u toničnim komponentama signala se pojavljuju u periodu od desetak sekundi do par minuta. Ovu komponente nazivamo razina signala elektrodermalne aktivnosti (engl. *Electrodermal level*), te se njena vrijednost mijenja ovisno o psihološkom stanju osobe, hidrataciji kože i autonomnoj regulaciji živčanog sustava. Druga, fazna komponenta (engl. *phasic*), se odnosi na brze promjene u signalu koje se javljaju u prisustvu diskretnih podražaja (npr. miris, zvuk, kognitivni procesi poput iščekivanja ili donošenja odluka). Ove komponente nazivamo odzivom signala elektrodermalne aktivnosti (engl. *Electrodermal response*) [6][16]. Pregled metoda i signala elektrodermalne aktivnosti prikazan je na slici 2.5, a objašnjenja kratica su prikazana u tablici 2.1.

Tablica 2.1: Signali elektrodermalne aktivnosti

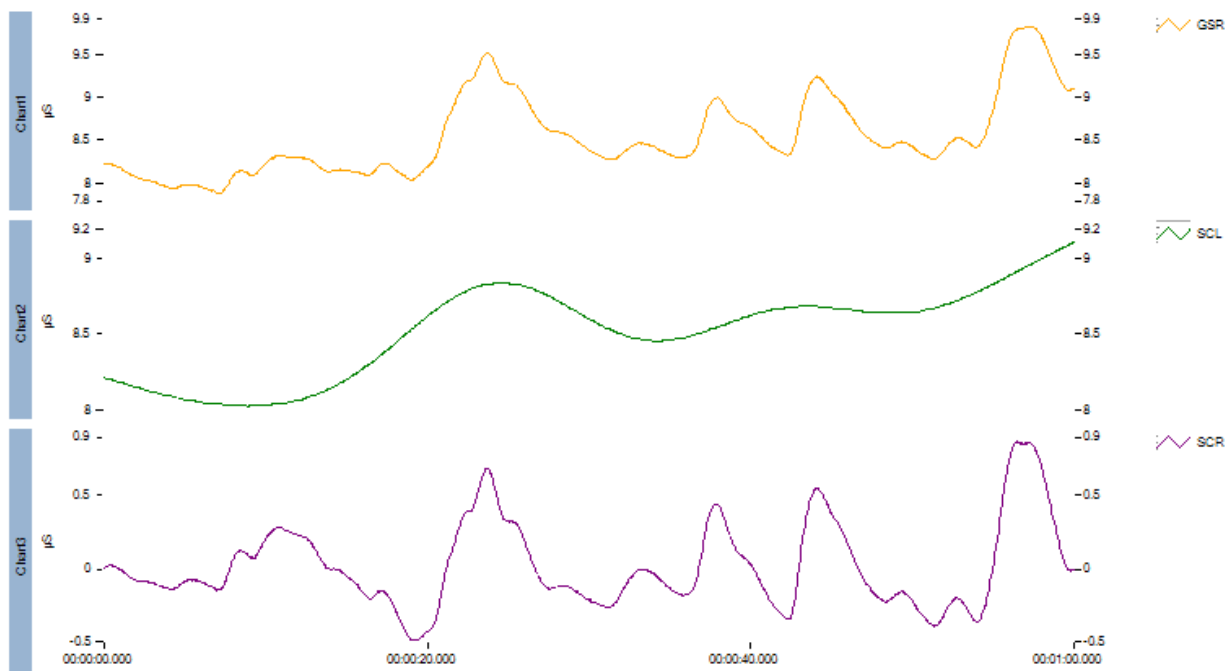
Ime	Kratica
<i>Eksosomatska metoda</i>	
Provodnost kože	SC
Razina provodnosti kože	SCL
Odziv provodnosti kože	SCR
Otpornost kože	SR
Razina otpornosti kože	SRL
Odziv otpornosti kože	SRR
Admitancija kože	SY
Razina admitancije kože	SYL
Odziv admitancije kože	SYR
Impendancija kože	SZ
Razina impendancije kože	SZL
Odziv impendancije kože	SZR
<i>Endosomatska metoda</i>	
Potencijal kože	SP
Razina potencijala kože	SPL
Odziv potencijala kože	SPR





Slika 2.5: Pregled signala elektrodermalne aktivnosti

Na slici 2.6 prikazan je primjer rastava snimljenog signala provodnosti kože na razinu i odziv provodnosti kože.



Slika 2.6: Podjela signala električne provodnosti na komponente SCL i SCR [17]

## 2.2. Krvni tlak

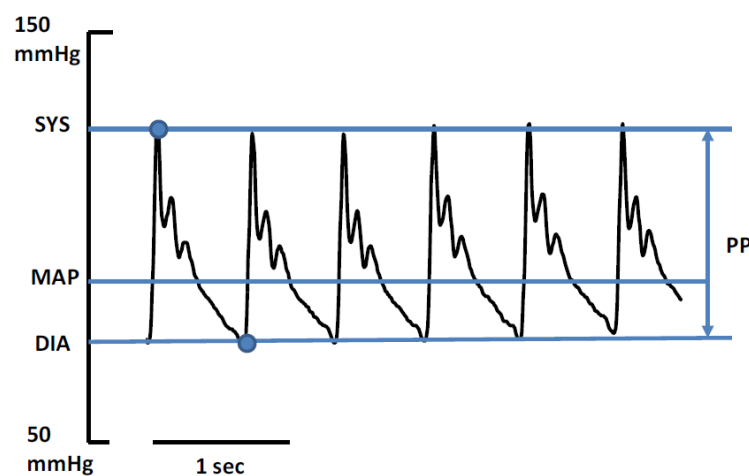
Krvni tlak je pritisak krvi na stjenke krvnih žila (arterija) uzrokovan radom srca. Krv teče kroz krvne žile upravo zato što se nalazi pod određenim tlakom. Srce poput pumpe istiskuje krv preko aortinog zaliska u aortu, a potom krv struji iz aorte, raspodjeljujući se u sve njezine ogranke. Pri svakom izbacivanju krvi iz srca (sistola), tlak se povisuje, dok se za vrijeme punjenja klijetki krvlju (dijastola) tlak snižava. Iz ovog razloga se mjere dvije vrijednosti krvnog tlaka, gornja (sistolički krvni tlak) i donja vrijednost (dijastolički krvni tlak). Također je česta uporaba i srednje vrijednosti arterijskog krvnog tlaka koja se računa iz vrijednosti sistoličkog i dijastoličkog tlaka. Vrijednosti krvnog tlaka nisu stalne, nego se njegova vrijednost mijenja tijekom dana i noći ovisno o općem stanju osobe i nizu vanjskih i unutarnjih čimbenika. Te promjene su posljedica aktivacije brojnih mehanizama kojima organizam nastoji održati odgovarajući protok krvi ovisno o promjeni životnih uvjeta [18][19].

Zbog kucajućeg mehanizma rada srca krvni tlak nije jedna vrijednost nego kontinuirana serija vrijednosti (Slika 2.). U praksi se koriste četiri brojčana indikatora statusa krvnog tlaka:

- Sistolički tlak (SYS): Maksimalna vrijednost tijekom mjerenja arterijskog tlaka
- Dijastolični tlak (DIA): Minimalna vrijednost tijekom mjerenja arterijskog tlaka
- Srednji arterijski tlak (MAP): Srednja vrijednost arterijskog tlaka tijekom jednog mjerenja. Obično se aproksimira izrazom:

$$MAP = \frac{SYS + 2DIA}{3}$$

- Pulsni tlak (PP): Razlika između SYS i DIA



Slika 2.7: Prikaz kontinuiranih faza arterijskog tlaka s označenim karakterističnim vrijednostima [20]

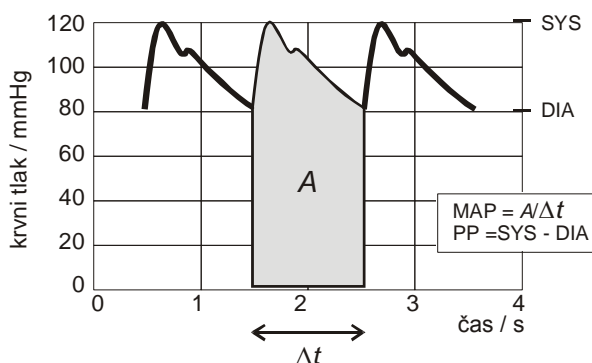
### 2.2.1. Metode mjerenja krvnog tlaka

Metode za mjerenje tlaka se u osnovi dijele na neposredne i posredne metode. Neposredne mjere "pravi" krvni tlak, ali su invazivne i kao takve neuporabne za široku uporabu i neugodne za mjerene osobe. Invazivno mjerenje krvnog tlaka, iako neupotrebno za svakodnevna rutinska mjerenja, po kvaliteti mjerenja predstavlja zlatni standard u praksi.

#### 2.2.1.1 Invazivna metoda mjerenja krvnog tlaka

Invazivno mjerenje arterijskog tlaka osigurava kontinuirani nadzor u stvarnom vremenu, preciznost te izbjegavanje grešaka posrednog mjerenja tlaka. Mjerenje se izvodi na način da se arterijska kanula/katerer ili intraarterijski pretvornik tlaka postavi neposredno u arteriju pacijenta i mjeri tlak.

S pomoću invazivne metode moguće je bilježiti dinamiku krvnog tlaka između pojedinih otkucaja srca te odrediti dijastolički (DIA) i sistolički tlak (SYS), srednji arterijski tlak (MAP) te primijetiti promjenu svih parametara pri svakom srčanom otkucaju (Slika 2.8).



Slika 2.8: Idealizirana dinamika intraarterijskog tlaka

Invazivne metode odlikuje najveća točnost, koja je određena statičkom i dinamičkom karakteristikom pretvornika tlaka koje u današnje vrijeme u uporabi pronalazimo u obliku intraarterijskih pretvornika. Neke starije izvedbe intravaskularnih sistema koriste cijevčice s tekućinom koja služi kao medij između arterijske krvi i vanjskog pretvornika tlaka. Ti se sistemi još uvijek upotrebljavaju iako mogu izazvati mjernu pogrešku zbog ograničenog frekvencijskog odziva.

#### 2.2.1.2 Neinvazivne metode mjerenja krvnog tlaka

Neinvazivne metode mjerenja krvnog tlaka su osnovane na promatranju nekih fizikalnih pojava koje možemo primijetiti na površini tijela i koje možemo korelacijski povezati s arterijskim tlakom. U većini neinvazivnih metoda mjerenja krvnog tlaka se koristi manžeta koja zaustavlja

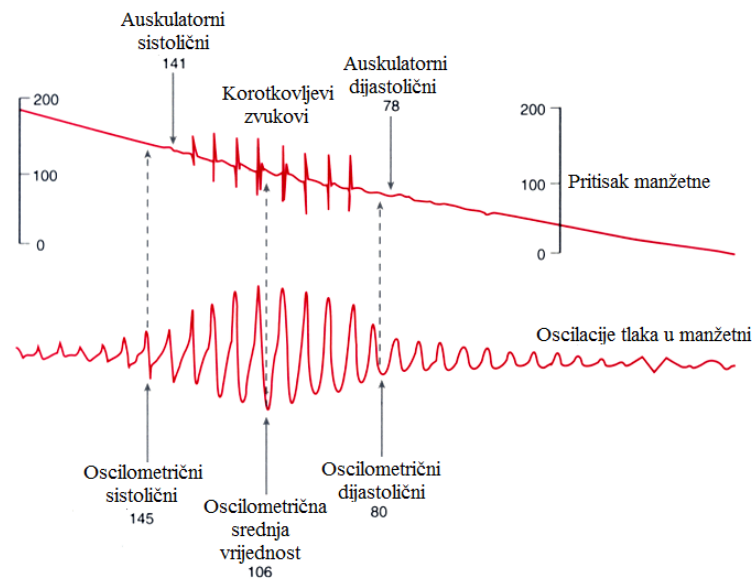
normalan protok krvi kroz arteriju nadlaktice. Potom manžeta polako smanjuje pritisak i pritom možemo promatrati fizikalne promjene kao što su korotkovi tonovi, oscilacije tlaka u manžeti... Neke rjeđe korištene metode omogućavaju određivanje dijastoličkog i sistoličkog tlaka i prilikom punjenja manžete zrakom.

S obzirom na fizikalni princip djelovanja neinvazivne metode mjerenja krvnog tlaka možemo podijeliti na auskultacijsku, oscilometrijsku, ultrazvučnu, palpacijsku, metodu pražnjenja žila, metodu brzine pulsog vala i na arterijsku tonometriju. Najčešće su korištene auskultacijska i oscilometrijska, dok druge nisu u općoj uporabi, odnosno namijenjene su istraživanjima i rijetke su na tržištu.

Auskultacijska ili Riva-Ricci metoda je i dalje najčešće korištena metoda za neinvazivno mjerenje krvnog tlaka. Metoda se sastoji od mjerenja pomoću sfigmomanometra i stetoskopa. Manžeta se, nakon što je odgovarajuće postavljena na pacijentovu ruku, napuše zrakom do nivoa koji je veći od sistoličkog tlaka. Ovo izaziva potpuno prignječenje arterija što izaziva prestanak toka krvi te stoga nije moguće čuti zvukove pomoću stetoskopa. Pritisak u manžeti se zatim polako smanjuje. U trenutku u kojem sistolički tlak prelazi iznos pritiska u manžeti, može se čuti prvi korotkovljev ton jer krv počinje prolaziti kroz djelomično sužene arterije. Korotkovljevi tonovi će se moći čuti tijekom opadanja pritiska u manžeti sve dok se on ne izjednači s dijastoličkim tlakom kada tonovi nestaju. U ovom trenutku tlak krvi postaje veći od pritiska manžete te arterija ostaje stalno otvorena.

Uzroci pogrešaka ove metode su dimenzija manžete, brzina pražnjenja manžete, pozicija manžete (centar zračnog jastuka mora biti pozicioniran iznad arterije), vještina mjeritelja da odredi ispravne vrijednosti tlakova, točnost manometra... Auskultacijska metoda uobičajeno daje nižu vrijednost sistoličkog i višu vrijednost dijastoličkog tlaka od prave vrijednosti. Također, moguće je zamijeniti stetoskop mikrofonom, međutim to unosi dodatnu osjetljivost na vanjske šumove u mjerni sustav.

Oscilometrijska metoda se temelji na oscilacijama tlaka u manžeti, koje nastaju uslijed otkucaja arterije. Amplituda oscilacija se mijenja s padom tlaka u manžeti. Na slici 2.9. gornji signal predstavlja pritisak u manžeti tijekom mjerenja dok donji signal predstavlja oscilacije tlaka u manžeti koje se dobiju filtracijom signala. Kao što se može uočiti, amplituda oscilacija najprije raste a zatim opada. Iz te dinamike možemo odrediti srednji arterijski tlak (MAP) koji se očitava na maksimalnoj amplitudi oscilacija. Vrijednost sistoličkog i dijastoličkog tlaka se određuje na dva načina.



**Slika 2.9: Oscilacije u tlaku manžete**

Vrijednosti se mogu odrediti pomoću srednjeg arterijskog tlaka na način da se za vrijednost sistoličkog tlaka uzme tlak kod kojeg su amplitude oscilacija umanjene za neki faktor i koje se nalaze ispred maksimalne vrijednosti oscilacija. Istom metodom se određuje i dijastolički tlak međutim tražena vrijednost je iza maksimalne vrijednosti oscilacija. Ova dva faktora su empirijski određeni i ovise o karakteristikama mjernog sustava (dimenzije manžete, brzina punjenja manžete, itd.).

Drugi način je derivativna oscilometrija kod koje se promatra nagib amplitudne krivulje u odnosu na tlak u manžeti. Kod ove metode sistolički i dijastolički tlak odgovaraju tlakovima pri kojima se može iščitati najveći nagib envelope amplituda oscilacija.

Najveća slabost oscilometrijske metode je ta da se vrijednosti tlakova određuju empirijskim modelom u odnosu na MAP. Metoda je također osjetljiva na neželjene pokrete pacijenta, aritmije srca, itd.

Kod palpativne metode mjeritelj tijekom pražnjenja manžete opipava pacijentov puls. U trenutku kada arterijska krv počne teći puls se može opipati i u tom trenutku se radi očitavanje sistoličkog tlaka. Problem ove metode je taj što se s njom ne može odrediti dijastolički tlak. Puls se može promatrati i elektroničkim sensorima odnosno odgovarajućim pletizmografom.

Ultrazvučna metoda se temelji na ultrazvučnom određivanju pomaka arterijskih stjenki tijekom pražnjenja manžete. Na manžetu su postavljeni piezoelektrični predajnik i prijemnik koji na osnovu dopplerovog efekta mjere pomake arterija. Kada je arterija potpuno zatvorena, frekvencijska razlika upadnog i reflektiranog vala je jednaka nuli (nema kretanja). U trenutku kada kroz arteriju počne teći krv, stjenka arterije se brzo pomiče što možemo primijetiti pojavom visoke frekvencije u signalu i pojavom niske frekvencije odmah iza nje (zbog zatvaranja arterije). Ukoliko se tlak u manžetni dalje smanjuje, vremenski interval između frekvencijskih pomaka se smanjuje. U trenutku kada možemo iščitati samo visoke frekvencije (nema pauze između zatvaranja i otvaranja arterije) očitava se dijastolički tlak. Ova metoda je točna, međutim vrlo kompleksna i zahtijeva dobar kontaktni medij između senzora i kože.

Metoda brzine pulsnoaga vala (Pulse-wave Velocity) se temelji na činjenici da je brzina tlačnog vala po arterijama proporcionalna s arterijskim tlakom. Brzina se mjeri na način da se na dva različita mjesta na arteriji mjeri vrijeme koje je potrebno da puls stigne od jednog mjesta do drugog, odnosno da prijeđe određeni put. U teoriji je ovo metoda koja omogućava kontinuirano mjerenje, međutim u praksi se radi o diskretnim mjerenjima za svaki puls. Kao senzori se obično upotrebljavaju dva fotopletizmografa.

Metoda pražnjenja žila se zasniva na principu održavanja konstantnog volumena krvi unutar prsta. Volumen krvi se konstantno mjeri pomoću pulsno oksimetra i ta se vrijednost tada pretvara u odgovarajući pritisak na arteriju kako bi se postiglo stanje linearnosti odnosno konstantnog krvnog volumena u arteriji. Upravo taj vanjski pritisak koji se konstantno prilagođava je jednak arterijskom tlaku.

Arterijska tonometrija je zasnovana na slijedećem principu. Ukoliko je arterija pritisnuta o kost ili neku drugu unutarnju tvrdu površinu, ona se zbog toga spljošti. Sila, koja djeluje na tu tvrdu površinu je proporcionalna arterijskom tlaku u žili. Na osnovu ovog principa je moguće dobiti cijelu dinamiku krvnog tlaka, te ukoliko je ona kalibrirana možemo mjeriti i apsolutne vrijednosti tlakova. Ova metoda je vrlo osjetljiva na pokrete tijekom mjerenja. Za pisanje ovog poglavlja korištena je literatura [21].

### **2.3. Tjelesna temperatura i mjerenje tjelesne temperature**

Tjelesna temperatura je temperatura ljudskog ili životinjskog organizma. Toplokrvni organizmi, kojima pripada i čovjek, održavaju stalnu temperaturu tijela pomoću složenih termoregulacijskih mehanizama kojima upravlja dio mozga koji se naziva hipotalamus. Hladnokrvni organizmi nemaju konstantnu temperaturu tijela, nego ona ovisi o temperaturi

okoline. Kod zdravog čovjeka normalna temperatura tijela iznosi između 35.8 i 37.2 °C. Tijekom dana temperatura tijela se mijenja. Tijekom noći je niža nego tijekom dana, dok se za vrijeme trajanja intenzivne tjelesne aktivnosti temperatura tijela može povećati i za do dva stupnja. Povišena temperatura tijela je obrambeni mehanizam tijela na bolesti ili ozlijede. Najčešći uzroci za povećanje tjelesne temperature su bakterijske ili virusne infekcije, autoimune bolesti, hormonska neravnoteža, pretjerana aktivnost, korištenje određenih lijekova i psihološki utjecaji [22].

Sa stajališta psihofiziologije od velike je važnosti površinska temperatura kože. Općenito, površinska temperatura kože kod ljudi varira između 32 i 35°C, međutim, postoji velik broj uzroka koji uzrokuju varijacije u ovim vrijednostima. Najčešći uzroci promjene temperature kože pri sobnoj temperaturi su stres, anksioznost, napadi panike, dehidracija, i drugi. S obzirom da je temperatura kože pod utjecajem emocionalnog stanja osobe, vrlo je korisno promatrati njene vrijednosti kako bi se pronašla korelacija s promjenama u ljudskom psihološkom stanju [1].

### **2.3.1. Mjerenje površinske temperature kože**

Kontinuirano mjerenje temperature kože je vrlo važno. S obzirom da ljudska koža formira granicu između ljudskog tijela i okoline, temperatura kože je ključna kako bi se odredio prijenos topline na oklinu. Distribucija temperature preko površine tijela pruža korisne informacije za mnoga istraživanja i medicinske primjene. Za mjerenje površinske temperature kože, slijedeće metode se najčešće upotrebljavaju: termoparovi, termistori i infracrveni senzori [23].

Termoparovi i termistori predstavljaju cjenovno dostupna i kvalitetna rješenja za kontinuirano mjerenje površinske temperature kože. Iako je potrebno obratiti posebnu pažnju prilikom postavljanja samih senzora na kožu kako bi se osigurala kontrolirani utjecaj okoline (potrebno je spriječiti kontakt senzora s površinama koje bi utjecale na prijenos topline) općenito je njihova uporaba vrlo jednostavna. S obzirom na njihove male zahtjeve za potrošnjom električne energije, moguće su kompaktne bežične izvedbe mjernih uređaja koji omogućavaju potpunu slobodu kretanja mjerene osobe.

Infracrveni senzori i termografija su mnogo složenije metode mjerenja temperature u odnosu na termistore i termoparove. Njihova najveća prednost je bezkontaktno mjerenje temperature, što omogućava potpuno neintruzivno mjerenje. Veliki su nedostaci cijena samih uređaja i njihova ograničena uporaba prilikom kontinuiranog mjerenja. Naime, kako bi se precizno odredila temperatura kože, potrebno je kontinuirano temperaturu mjeriti na istom području. Ovo

je vrlo zahtjevno izvesti s obzirom da osoba mora biti mirna i nerijetko zahtijeva naprednu obradu signala.

## **2.4. Srčani ritam**

Srčani ritam je ritmično širenje žila kukavica izazvano tlačnim valom kojim srce u njih ubacuje krv [24]. Frekvencija srčanog ritma (engl. *heart rate, HR*) je broj srčanih otkucaja u vremenskom periodu od jedne minute. Za medicinske svrhe, mjerenje frekvencije srčanog ritma se izvodi pomoću elektrokardiografa i fotopletizmografa.

Parametar koji dobiva sve veći značaj u medicini je promjenjivost srčanog ritma (engl. *heart rate variability, HRV*). Ona predstavlja varijaciju vremenskih perioda između srčanih otkucaja. Praćenjem promjenjivosti srčanog ritma može se na jednostavan način pratiti zdravstveno stanje ne samo srčanog i krvožilnog sustava, nego i ostalih dijelova organizma, poput živčanog sustava.

### **2.4.1. Fotopletizmografija**

Fotopletizmografija (PPG) je jednostavna optička metoda koja može biti korištena kako bi se detektirale promjene volumena krvi u krvnim žilama. Sa svakim otkucajem srca, krv se pumpa u krvožilni sustav. Iako ovaj puls stvara malen pritisak na stjenke krvnih žila, on je svejedno dostatan da uzrokuje njihovo raširenje. Promjena u volumenu uzrokovana pulsom krvi se može detektirati osvjtljavanjem kože sa svjetlošću odgovarajuće valne duljine. Ta svjetlost prolazi kroz tkivo i ovisno o volumenu krvi joj se mijenja absorpcija. Svjetlost koja uspije proći kroz tkivo se zatim detektira fotodetektorom.

Fotopletizmografija ima široku uporabu u medicini. Osim mjerenja srčanog ritma, može se koristiti i kao oksimetar (određivanje zasićenosti krvi kisikom) ili za mjerenje krvnog tlaka. Fotopletizmografija je neinvazivna, jednostavna i cjenovno široko dostupna metoda mjerenja.

Pletizmograf ima dvije moguće izvedbe: fotopletizmograf koji mjeri reflektiranu svjetlost i fotopletizmograf koji mjeri propuštanje svjetlosti.

Fotopletizmograf koji mjeri propuštenu svjetlost djeluje na način da se izvor svjetlosti postavi nasuprot fotodetektoru koji tada mjeri svjetlost koja prolazi kroz tkivo. S obzirom da svjetlost može prodirati samo do određene debljine tkiva, preporučene lokacije za mjerenje ovom metodom su prsti i ušne resice.

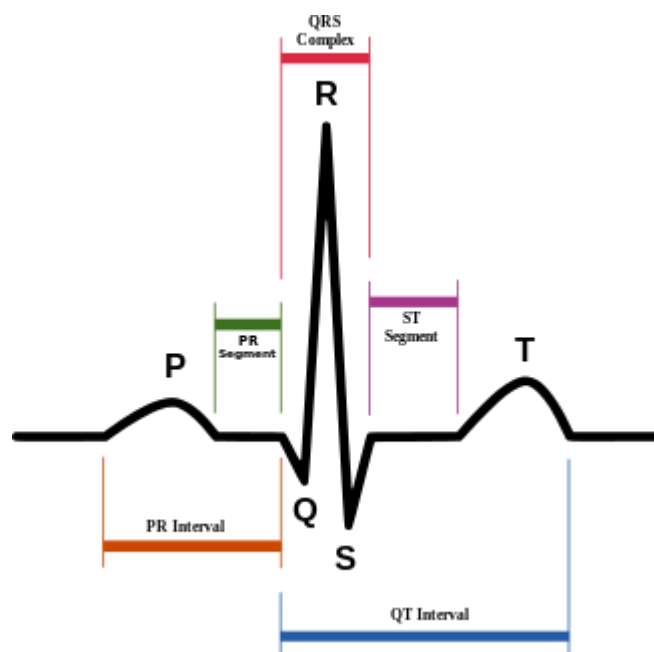


Fotopletizmograf koji mjeri reflektiranu uklanja problem povezan s lokacijom postavljanja senzora, odnosno velik broj mjernih lokacija se može koristiti za mjerenje ovom metodom. Međutim, loša strana ove metode je velika osjetljivost na artefakte u signalu koji nastaju uslijed pokreta.

### 2.4.2. Elektrokardiografija

Funkcija srca je da ritmički pumpa krv u pluća gdje se ona obogaćuje kisikom i zatim dalje u krvotok. Ritam srca se održava konstantnim širenjem električnih signala koji se generiraju u sinoatrijalnom čvoru. Detektiranjem tih električnih signala moguće detektirati niz bolesti srca. Povezivanje tih električnih signala s radom srca je glavni cilj korištenja elektrokardiografa. Elektrokardiogram je crtež kojeg proizvodi elektrokardiograf.

Prva faza aktivacije srčanog mišića je stimulacija lijevog i desnog atrija električnim signalima koje stvara sinoatrijalni čvor. Na elektrokardiogramu ovaj signal se detektira kao P val. Električni signal kojeg je generirao sinus atrijski čvor se širi preko atrioventrikularnog čvora i naposljetku stimulira ventrikule i izaziva njihovu kontrakciju. Kontrakcija ventrikula se manifestira kao QRS kompleks na elektrokardiogramu. Naposljetku, sa opuštanjem ventrikula nastaje električni signal koji predstavlja T val (Slika 2.10) [25].



Slika 2.10: Tipičan kardiociklus [25]

Standardni 12-kanalni elektrokardiograf koristi 10 elektroda. Šest ih je postavljeno na prsni koš i nazivaju se prekordijalne elektrode, a tri su postavljene na lijevu i desnu ruku te na lijevu nogu. Posljednja elektroda se koristi za uzemljenje i postavlja se na desnu nogu [26].

### 3. INTRUZIVNOST MJERNIH INSTRUMENATA

#### 3.1. Usporedba mjernih lokacija (Prilog A)

U objavljenim znanstvenim radovima, kao mjerne lokacije za snimanje elektrodermalne aktivnosti se najčešće koriste gornji članci kažiprsta i srednjeg prsta, dlan, zapešće, ali i drugi dijelovi tijela (podlaktica, stopalo) [6][15]. Odzivi elektrodermalne aktivnosti se razlikuju na ovim mjernim lokacijama zbog broja znojnih žlijezda na ovim područjima. Zbog ove razlike, ovisno o lokaciji koju koristimo, isti psihološki podražaji će izazvati različite odzive elektrodermalne aktivnosti. U ovom poglavlju je prikazana usporedba mjerenja električne provodnosti kože na različitim mjernim lokacijama.

##### 3.1.1. Metode

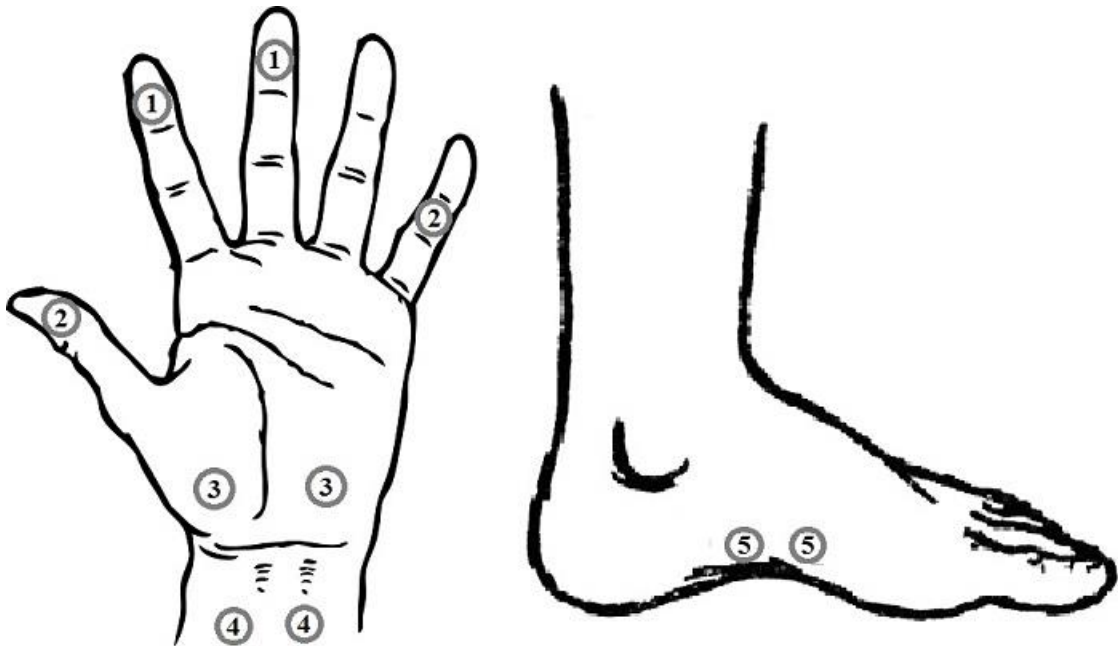
Mjerenja su provedena na 8 zdravih osoba; 2 žene i 6 muškaraca starosti između 21 i 41 godine. Prije mjerenja, sve osobe su bile upoznate s postupkom mjerenja i zatražene da pažljivo pročitaju i potpišu obrazac suglasnosti. Sudionicima mjerenja je dana mogućnost da u bilo kojem trenutku odustanu od mjerenja.

Mjerenja su snimana pomoću sustava za prikupljanje podataka Biopac MP150, u kombinaciji sa GSR100C i GN-PPGED-EDA pojačalima. Podaci su snimani preporučenom frekvencijom uzorkovanja od 2000Hz [16]. Za mjerenje su bile korištene dvije vrste Ag/AgCl elektroda, obje u kombinaciji sa izotoničnim gelom. PPGED je bio spojen na jednokratne elektrode, dok je GSR100C bio spojen na odgovarajuće elektrode za višekratnu upotrebu.

Iako svojstva odziva elektrodermalnog signala na specifičan psihološki poticaj nisu bila u centru pažnje prilikom izvedbe ovih mjerenja, neki psihološki poticaj je bio neophodan. Razlog tome je bolja mogućnost usporedbe dva signala. Uzevši u obzir ove pretpostavke, od svake osobe je zatraženo da tijekom mjerenja izazove reakciju autonomnog živčanog sustava jednostavnim radnjama poput kašljanja, dubokog udaha, brzog disanja, smijanja ili blagog udarca po tijelu kako bi se dobila promjena u signalu električne provodnosti kože.

Za svaku osobu mjerenja su napravljena na šest različitih lokacija; pet lokacija na desnoj ruci i jednoj na desnom stopalu (Slika 3.1). Kao referentna mjerna lokacija su odabrani gornji članci kažiprsta i srednjeg prsta [13]. Referentna mjerna lokacija je bila kontinuirano mjerena korištenjem Biopac GSR100C pojačala. Ostale mjerne lokacije su uključivale: dlan, zapešće,

palac-mali prst, stražnju stranu nadlaktice i unutarnju stranu stopala i bile su naizmjenično mjerene Biopac BN-PPGED-EDA pojačalom.



Slika 3.1: Lokacije postavljenih elektroda; 1.) gornji članci kažiprsta i srednjeg prsta, 2.) gornji članak palca i srednji članak malog prsta, 3.) dlan, 4.) zapešće 5.) unutarnja strana stopala, 6.) stražnja strana nadlaktice(nije prikazano na slici)

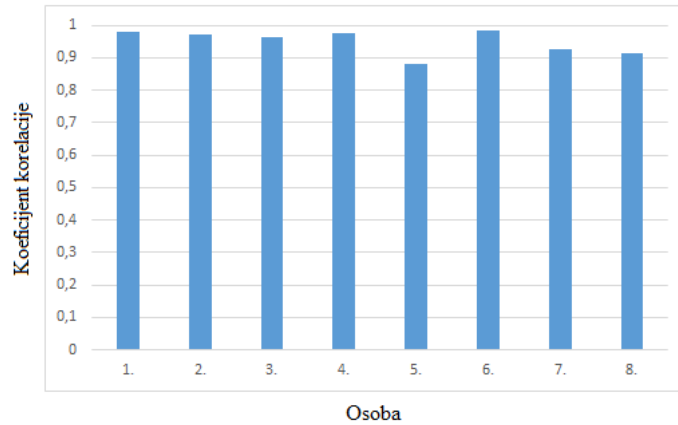
Nakon što su im postavljene elektrode na kožu, sudionici mjerenja su upućeni da sjednu za stol, ugodno se smjeste i polože ruke na stol. Ovaj položaj ruku je pomogao izbjeći moguće nepoželjne artefakte u signalu koji nastaju zbog kretanja tijela ili pomicanja elektroda. Sudionici mjerenja su zatim upućeni da se opuste dok nije prošao period od pet minuta tijekom kojeg se izotonični gel upio u kožu i omogućio optimalan kontakt elektrode s kožom. Provodnost kože je snimana u intervalima od jedne minute za svaku mjernu lokaciju, ukupno njih pet. Iza svakog mjerenja slijedio je vremenski period od jedne minute kako bi se omogućio povratak signala provodnosti kože u neutralno stanje.

### 3.1.2. Rezultati

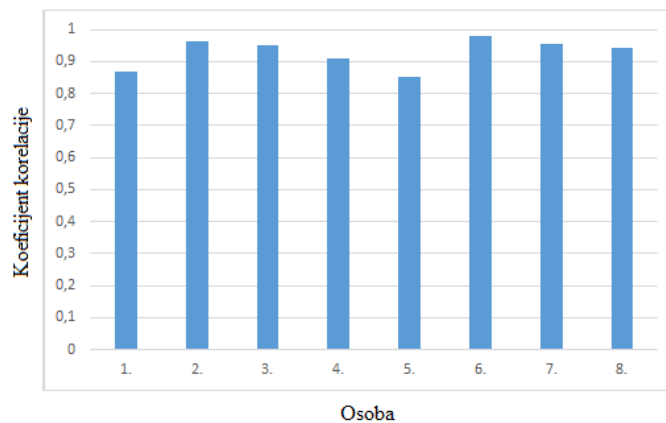
Prilikom analize uspoređivani su parovi signala; referentni signal sniman na gornjim člancima kažiprsta i srednjeg prsta i jedan od signala snimljenih na drugim mjernim lokacijama. Hipoteza mjerenja se zasniva na tome da ovisno o sličnosti signala na referentnoj lokaciji i signala na promatranoj lokaciji možemo procijeniti može li se određena mjerna lokacija smatrati pogodnom za mjerenje provodnosti kože. Za svaki par signala, izračunat je koeficijent korelacije kako bi se signali mogli kvantitativno usporediti (grafikoni 3.1 do 3.6). Na grafikonu 3.7 su

prikazane okvirne apsolutne vrijednosti signala provodnosti kože koje je moguće očekivati na svakoj promatranoj mjernoj lokaciji.

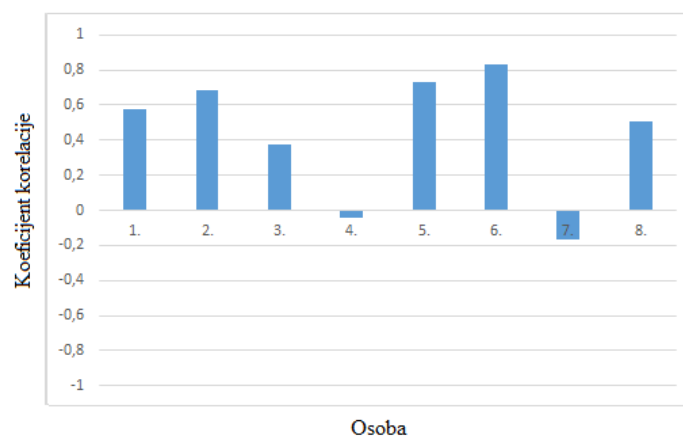
**Grafikon 3.1: Koeficijenti korelacije za signal električne provodnosti kože snimljen s elektrodama postavljenima na gornji članak palca i srednji članak malog prsta**



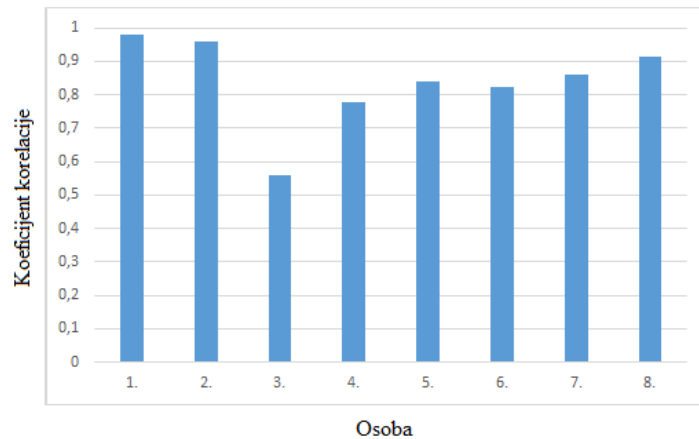
**Grafikon 3.2: Koeficijenti korelacije za signal električne provodnosti kože snimljen s elektrodama postavljenima na dlan**



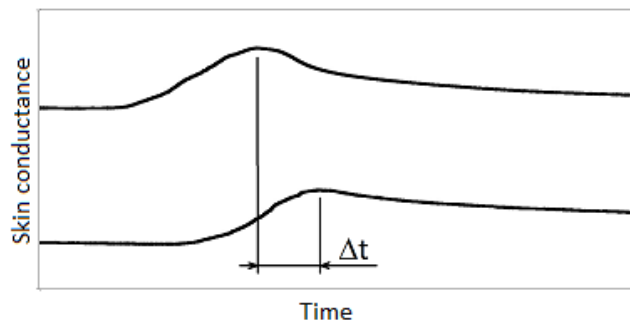
**Grafikon 3.3: Koeficijenti korelacije za signal električne provodnosti kože snimljen s elektrodama postavljenima na zapešće**



**Grafikon 3.4: Koeficijenti korelacije za signal električne provodnosti kože snimljen s elektrodama postavljenima na unutarnju stranu stopala**

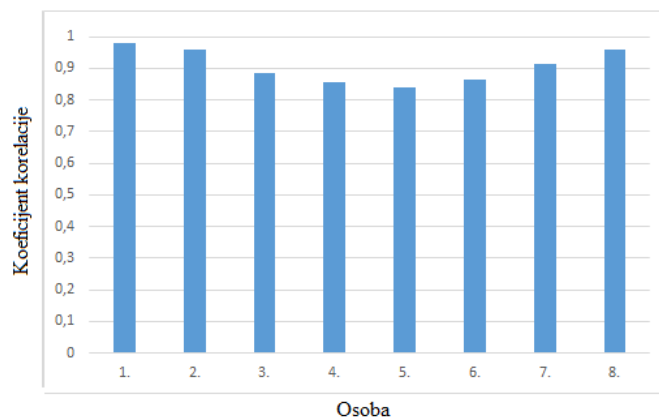


Tijekom promatranja signala snimljenog s elektrodama postavljenim na unutarnju stranu stopala, za nekoliko osoba se može primijetiti karakteristično kašnjenje signala u odnosu na signal snimljen na referentnoj lokaciji (Slika 3.2). Ovo kašnjenje je iznosilo između pola i jedne sekunde za većinu mjerenih osoba i kada smo ga uklonili, odnosno uskladili signale, koeficijenti korelacije su se znatno poboljšali (Grafikon 3.5).

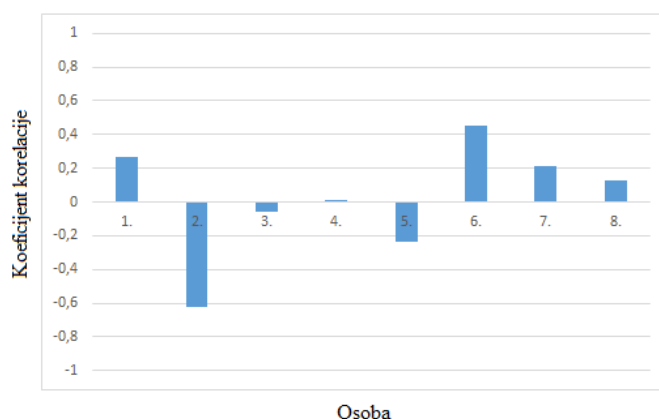


**Slika 3.2: Segment snimljenog signala električne provodnosti kože na kojemu je prikazano kašnjenje  $\Delta t$  između referentnog signala (gornja krivulja) i signala snimljenog na stopalu (donja krivulja).**

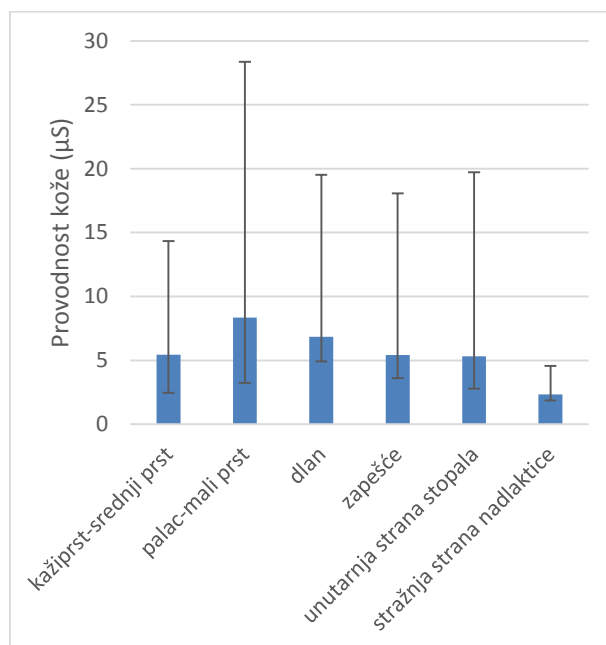
**Grafikon 3.5: Koeficijenti korelacije za signal električne provodnosti kože snimljen s elektrodama postavljenima na unutarnju stranu stopala nakon što je uklonjeno kašnjenje signala**



**Grafikon 3.6: Koeficijenti korelacije za signal električne provodnosti kože snimljen s elektrodama postavljenima na stražnju stranu nadlaktice**



**Grafikon 3.7: Raspon apsolutnih vrijednosti (srednja, minimalna i maksimalna) za sve mjerne lokacije**



Na osnovu visoke stope podudaranja signala, mjerne lokacije na dlanu (faktor korelacije između 0.85 i 0.98), na unutarljivoj strani stopala (faktor korelacije između 0.85 i 0.99), i između palca i malog prsta (faktor korelacije između 0.88 i 0.99) se mogu smatrati usporedivima s referentnom mjernom lokacijom prilikom mjerenja provodnosti kože. Za signale snimljene na dlanu i između palca i malog prsta mogu se očekivati veće amplitude signala nego na referentnoj lokaciji (grafikon 3.7).

Iz rezultata prikazanih na grafikonima 3.3 i 3.6, može se zaključiti kako se mjerne lokacije na zapešću i nadlaktici mogu smatrati neprikladnima odnosno nedovoljno osjetljivima za snimanje provodnosti kože u psihofiziološkim mjerenjima. Ovo možemo zaključiti jer se za samo par osoba u mjerenjima mogao primijetiti odziv provodnosti kože na psihološki poticaj. Dugi periodi

elektrodermalne neaktivnosti za ova mjerna mjesta su opisana i u literaturi [6]. Pod neprikladnim lokacijama smatramo one lokacije na kojima nije moguće snimiti podatke koje možemo povezati s psihološkim stanjem osobe. S druge strane, postoji mogućnost da se ove lokacije koriste za mjerenje provodnosti kože u svrhu mjerenja fizičke aktivnosti [27][28].

### 3.1.3. Zaključak

Mjerenje je provedeno na osam zdravih dobrovoljnih sudionika kojima su postavljene elektrode na pet različitih mjernih lokacija. Snimljeni signali su uspoređivani s signalom snimljenim na referentnoj lokaciji preporučenoj u literaturi [6]. Protokol mjerenja se sastojao od petominutnog pripremnog perioda nakon kojeg je uslijedilo pet jednogminutnih mjerenja.

Iz dobivenih rezultata zaključujemo da su dlan, unutarnja strana stopala i kombinacija palac-mali prst pogodna mjerna mjesta za mjerenje električne provodnosti kože za svrhe u psihofiziologiji. Za ove mjerne lokacije faktor korelacije između signala je bio blizu jedan.

## 3.2. Švicmiš

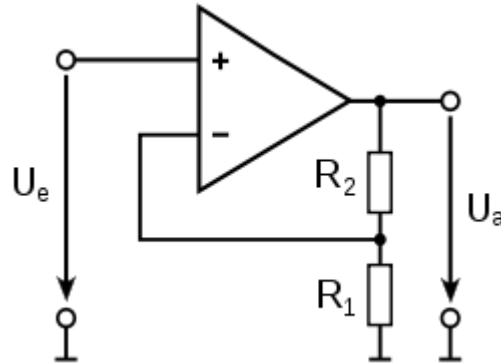
Za potrebe mjernog protokola kojim bi ispitali hipotezu diplomskog rada, bilo je potrebno izraditi neintruzivni mjerni uređaj za mjerenje električne provodnosti kože. Nakon provedenog mjerenja u kojem smo usporedili moguće mjerne lokacije i nakon što smo na osnovu prijašnjih iskustava razmotrili mogućnost izvodivosti ovakvog uređaja (električnu provodnost kože nije moguće mjeriti bez direktnog kontakta elektroda s kožom), odlučili smo izraditi „Švicmiš“ (slika 3.3). Švicmiš (slo.*švic*, hrv.*znoj*) je mjerna naprava u obliku računalnog miša koji ima mogućnost mjerenja električne provodnosti kože. Uređaj ima jednaku funkciju kao i klasični miš, što ga čini pogodnim za korištenje kao „zamaskiranog“ mjernog uređaja kojega mjerena osoba nije svjesna te je na taj način postignuta neintruzivnost.



Slika 3.3: Švicmiš

### 3.2.1. Izrada Švicmiša

Elektronički sklop za mjerenje električne provodnosti koji je ugrađen u Švicmiš se temelji na korištenju operacijskog pojačala. Zbog mogućnosti napajanja sklopa jednostrukim izvorom i velikog ulaznog otpora sklopa, odabrano je neinvertirajuće pojačalo (Slika 3.4)[29][30].



Slika 3.4: Neinvertirajuće pojačalo [32]

Zbog uvjeta da je napon između invertirajućeg (V-) i neinvertirajućeg (V+) ulaza operacijskog pojačala jednak nula, napon na otporu  $R_1$  je jednak naponu  $U_e$  te stoga vrijedi:

$$i_{R1} = \frac{U_{R1}}{R_1} = \frac{U_e}{R_1} \quad (3.1)$$

Kako je jakost struje koja ulazi u operacijsko pojačalo jednaka nuli, kroz otpore  $R_1$  i  $R_2$  prolazi jednaka struja:

$$i_{R1} = i_{R2} \quad (3.2)$$

I zato je izlazni napon  $U_a$  jednak zbroju napona na oba otpora:

$$U_a = U_{R2} + U_{R1} = U_a + i_2 R_2 = U_a + \frac{U_a}{R_1} R_2 = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) U_a \quad (3.3)$$

Iz gornjeg izraza slijedi da je naponsko pojačanje neinvertirajućeg pojačala  $A_u$  jednako:

$$A_U = 1 + \frac{R_2}{R_1} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} \quad (3.4)$$

Na slici 3.5 je prikazana shema ugrađenog sklopa za mjerenje električne provodnosti kože. Sklop se napaja putem USB sučelja na računalu ( $V_{cc}$  iznosi približno 5 V). Kako bi napon na mjernim elektrodama odgovarao preporučenoj vrijednosti koju postavljamo na kožu, napon je



smanjen pomoću djelitelja napona [13]. Djelitelj napona preko otpora  $R_1$  (56 k $\Omega$ ) i  $R_2$  (6,8 k $\Omega$ ) osigurava iznos napona  $U_1$  od približno 0,5 V.

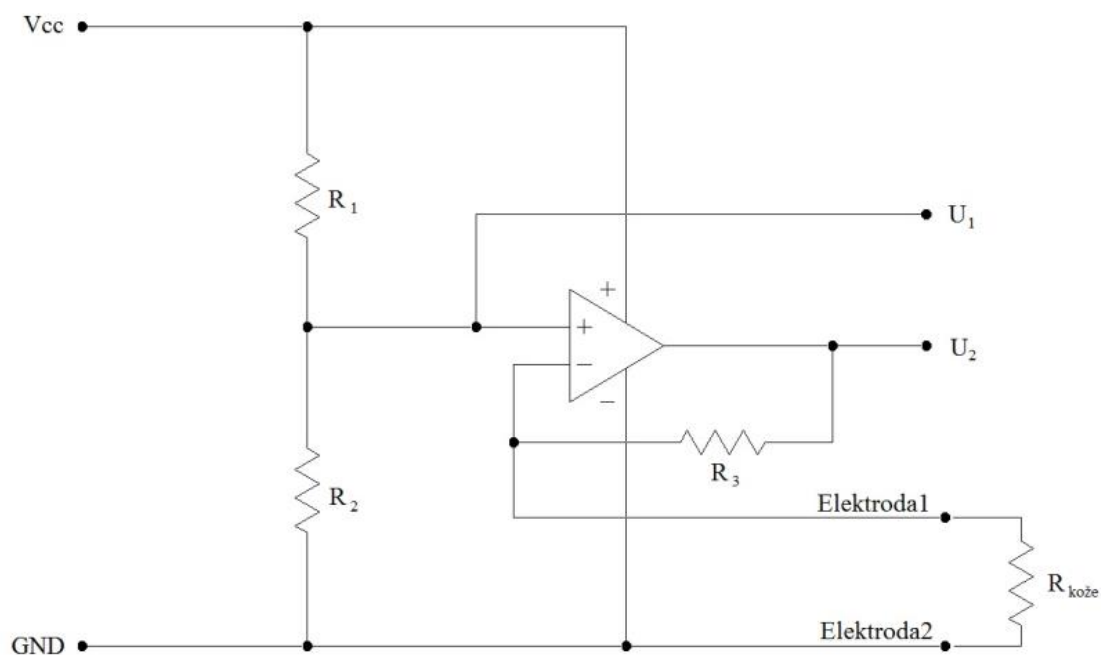
Električni otpor kože  $R_{kože}$ , odnosno provodnost kože  $G_{sc}$ , dobijemo preblikovanjem jednadžbe 3.3:

$$U_a = \left(1 + \frac{R_3}{R_{kože}}\right) U_e \quad (3.5)$$

$$R_{kože} = \frac{R_3 * U_e}{U_a - U_e} \quad (3.6)$$

$$G_{sc} = R_{kože}^{-1} = \frac{U_a - U_e}{R_3 * U_e} \quad (3.7)$$

Vrijednost  $R_3$  iznosi 1 M $\Omega$ , što nam omogućava mjerenje provodnosti kože u rasponu do 8  $\mu$ S. Izvodi  $U_1$  ( $U_e$ ) i  $U_2$  ( $U_a$ ) su spojeni na Biopac MP150 sustav za uzorkovanje signala, koji ima ulogu A/D pretvarača i omogućuje daljnju obradu snimljenog signala na računalu [31][32]. Korišteno je operacijsko pojačalo OPA2336.



Slika 3.5: Shema elektroničkog sklopa za mjerenje električne provodnosti kože [33]

### 3.2.2. Umjeravanje mjernog uređaja

Umjeravanje je napravljeno na način da je pomoću otporne dekade namještena određena vrijednost otpora koja je zatim izmjerena pomoću Švicmiša i referentnog mjernog instrumenta. Na ovaj način određena je mjerna nesigurnost dekade, te mjerna pogreška i standardna nesigurnost Švicmiša. Korištena je literatura [30][34][35].

Pri umjeravanju korištena je otporna dekada ISKRA MA 2112. Dekada pokriva vrijednosti od  $1\text{k}\Omega$  do  $11\text{M}\Omega$ . Za mjerenje su odabrane slijedeće vrijednosti:  $150\text{k}\Omega$ ,  $200\text{k}\Omega$ ,  $300\text{k}\Omega$ ,  $450\text{k}\Omega$ ,  $600\text{k}\Omega$ ,  $800\text{k}\Omega$ ,  $1\text{M}\Omega$ ,  $1.5\text{M}\Omega$  i  $2\text{M}\Omega$ . Svaka vrijednost je izmjerena dvadeset puta s digitalnim multimetrom Hewlett-Packard 3458A. Iz mjerenja je izračunata srednja vrijednost i standardna devijacija mjerenja. Vrijednosti se nalaze u prilogu B. Izračunate srednje vrijednosti otpora su preračunate u električnu vodljivost.

$$G_{dekade} = \frac{1}{R_{dekade}} \quad (3.8)$$

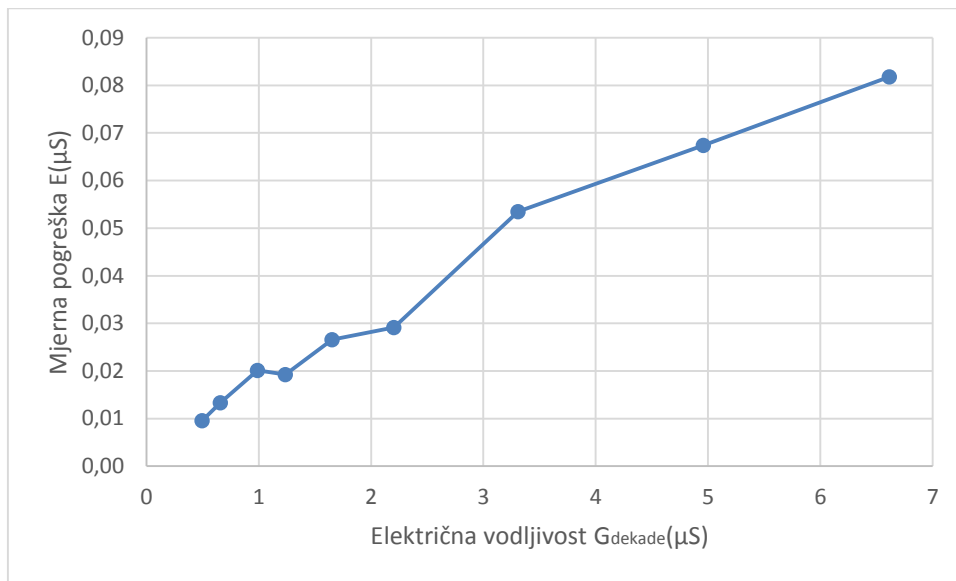
Na jednak način vrijednosti otpora su izmjerene korištenjem Švicmiša. Iz mjerenja je izračunata srednja vrijednost električne vodljivosti  $G_{miša}$ , standardna devijacija, i naposljetku iznos mjerne pogreške  $E$  prema slijedećem izrazu (tablica 3.1):

$$E[\mu\text{S}] = G_{miša}[\mu\text{S}] - G_{dekade}[\mu\text{S}] \quad (3.9)$$

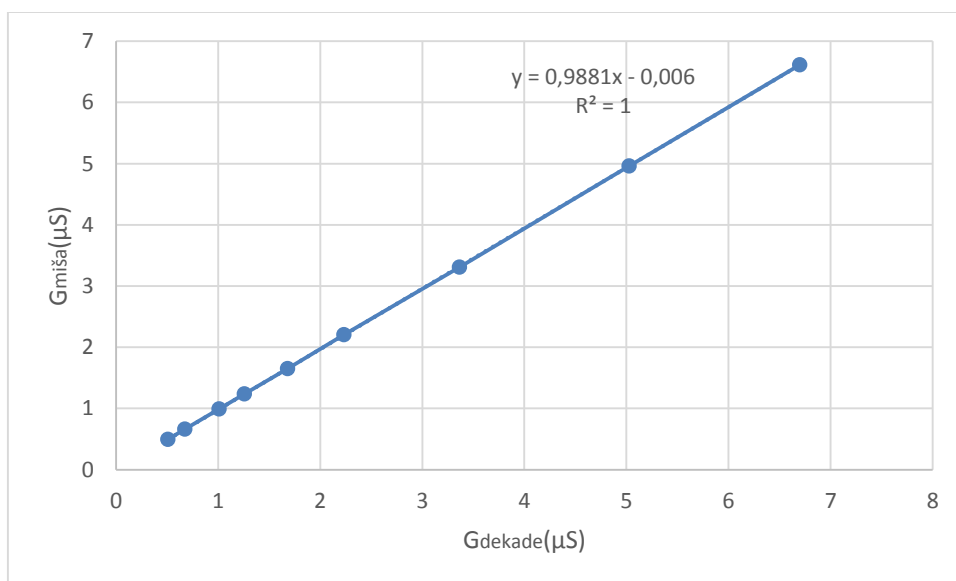
Tablica 3.1: Mjerna pogreška Švicmiša

$R_{dekade}(\text{M}\Omega)$	$G_{miša}(\mu\text{S})$	$G_{dekade}(\mu\text{S})$	$E(\mu\text{S})$
0,15116	6,69746	6,61563	0,08183
0,20159	5,02792	4,96051	0,06741
0,30212	3,36351	3,31000	0,05352
0,45396	2,23200	2,20284	0,02916
0,60502	1,67945	1,65285	0,02660
0,80775	1,25723	1,23800	0,01923
1,00933	1,01086	0,99076	0,02010
1,51414	0,67377	0,66044	0,01333
2,01143	0,50670	0,49716	0,00954

**Grafikon 3.8: Ovisnost iznosa mjerne pogreške o vrijednosti otpora**



**Grafikon 3.9: Ovisnost  $G_{miša}$  o referentnoj vrijednosti vodljivosti  $G_{dekade}$**



S obzirom da su vrijednosti otpora odabrane prema realnim vrijednostima koje može poprimiti otpornost, odnosno vodljivost kože, može se zaključiti da Švicmiš ima pogrešku manju od  $0,1 \mu S$  (grafikon 3.8).

### 3.2.2.1 Mjerna nesigurnost otporne dekade

Standardna nesigurnost otporne dekade  $u(R_{dekade})$  se računa prema slijedećem izrazu:

$$u(R_{dekade}) = \sqrt{[u_{sr}(R_{dekade})]^2 + [u_{Mr3458A}(R_{dekade})]^2 + [u_{Q3458A}(R_{dekade})]^2} \quad (3.10)$$

Gdje je:

$u_{sr}(R_{dekade})$  standardna nesigurnost A tipa

$u_{Mr3458A}(R_{dekade})$  standardna nesigurnost točnosti referentnog instrumenta

$u_{Q3458A}(R_{dekade})$  standardna nesigurnost razlučivosti referentnog instrumenta

Standardna nesigurnost A tipa se računa prema izrazu:

$$u_{sr}(R_{dekade}) = \frac{S_R}{\sqrt{n}} \quad (3.11)$$

Gdje je:

$S_R$  standardna devijacija mjerenja otpora

$n$  broj mjerenja

Standardnu nesigurnost točnosti referentnog mjernog instrumenta računamo kao mjernu nesigurnost B tipa. Granične vrijednosti pogrešaka  $M_R$  su očitane iz specifikacija instrumenta (prilog C)[36].

$$u_{Mr3458A}(R_{dekade}) = \frac{M_R}{\sqrt{3}} \quad (3.12)$$

Standardna nesigurnost razlučivosti mjernog instrumenta se računa prema izrazu:

$$u_{Q3458A}(R_{dekade}) = \frac{Q_{3458A}}{2\sqrt{3}} \quad (3.13)$$

Gdje je  $Q_{3458A}$  zadnji digit izmjerene vrijednosti referentnog instrumenta HP 3458A.

Nesigurnost otpornosti dekade je potrebno pretvoriti u nesigurnost vodljivosti dekade prema slijedećem izrazu:

$$u(G_{dekade}) = \frac{u(R_{dekade})}{R^2} \quad (3.14)$$

Ovim postupkom izračunati su iznosi nesigurnosti vodljivosti dekade  $u(G_{dekade})$  za sve zadane vrijednosti otpora: 150k $\Omega$ , 200k $\Omega$ , 300k $\Omega$ , 450k $\Omega$ , 600k $\Omega$ , 800k $\Omega$ , 1M $\Omega$ , 1.5M $\Omega$  i 2 M $\Omega$ . Tablica s izračunatim vrijednostima se nalazi u prilogu B . Iz dobivenih rezultata se može zaključiti da je maksimalna mjerna nesigurnost dekade 0,2 nS.

### 3.2.2.2 Mjerna nesigurnost Švicmiša

Standardna nesigurnost Švicmiša  $u(G_{miša})$  se računa prema slijedećem izrazu:

$$u(G_{miša}) = \sqrt{[u_{sr}(G_{miša})]^2 + [u_Q(G_{miša})]^2 + [u(G_{dekade})]^2} \quad (3.15)$$

Gdje je:

$u_{sr}(G_{miša})$  standardna nesigurnost A tipa

$u_Q(G_{miša})$  standardna nesigurnost razlučivosti Švicmiša

$u(G_{dekade})$  standardna nesigurnost vodljivosti dekade

Standardna nesigurnost A tipa se računa prema izrazu:

$$u_{sr}(G_{miša}) = \frac{S_G}{\sqrt{n}} \quad (3.16)$$

Gdje je:

$S_G$  standardna devijacija mjerenja vodljivosti

$n$  broj mjerenja

Standardnu nesigurnost razlučivosti Švicmiša računamo prema slijedećem izrazu:

$$u_Q(G_{miša}) = \frac{Q_G}{2\sqrt{3}} \quad (3.17)$$

Gdje je  $Q_G$  razlučivost Švicmiša, odnosno razlučivost A/D pretvarača (Biopac MP150 [34]), koju računamo prema slijedećem izrazu:

$$Q_G = \frac{G_{mjerni\ raspon}}{2^N - 1} \quad (3.18)$$

Svi rezultati izračuna su prikazani u tablici u prilogu B. Iz dobivenih vrijednosti se može zaključiti da je standardna nesigurnost Švicmiša manja od 0,03  $\mu$ S.

Proširenu mjernu nesigurnost Švicmiša, koja predstavlja 95% vjerojatnost, ukoliko pretpostavimo normalnu razdiobu mjerenja, računamo prema slijedećem izrazu:

$$U(G_{miša}) = 2 * u(G_{miša}) \quad (3.19)$$

### 3.3. Eksperimentalni dokaz intruzivnosti

Cilj slijedećeg mjerenja je proučavanje psihološkog utjecaja instrumenta za mjerenje provodnosti kože na psihofiziološke parametre mjerene osobe. S obzirom da je mjerenje provodnosti kože referentna metoda kojom je promatrano psihofiziološko stanje mjerenih osoba u svim ostalim mjerenjima, potrebno je provjeriti postoji li psihološki utjecaj ovog instrumenta koji može značajno utjecati na dobivene rezultate.

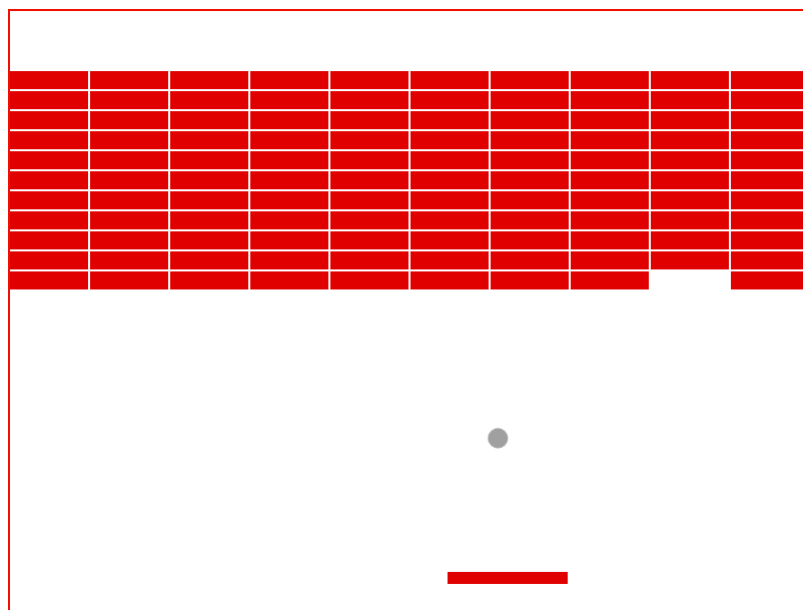
#### 3.3.1. Metode

Mjerenje se zasniva na korištenju slijedećih mjernih uređaja: Biopac MP150, u kombinaciji sa GSR100C, GN-PPGED-EDA pojačalima i Švicmišem koji je preko modula UIM100C također spojen na Biopac MP150. Ovi instrumenti nam omogućavaju mjerenje provodnosti kože na sva tri predložena načina: Švicmiš za neintruzivno mjerenje, GN-PPGED-EDA za poluintruzivno mjerenje, i GSR100C za intruzivno mjerenje.

Na slici 3.7 je prikazan korišteni protokol mjerenja. Mjerenja su izvedena na način da je mjerenim osobama prvo na lijevo stopalo postavljen GN-PPGED-EDA sustav za mjerenje provodnosti kože te je nakon toga ostavljen kratak period privikavanja na uređaj. Rezultati dobiveni mjerenjem ovim uređajem su u analizi promatrani kao referentni (sva tri mjerna uređaja

mjere istu veličinu, te je stoga rezultat mjerenja za svaki uređaj približno jednak, međutim s obzirom da je GN-PPGED-EDA prvi uređaj koji je postavljen na osobu on snima cijelo trajanje mjerenja.)

Mjerni protokol je prilagođen mjerenju Švicmišem. Kako bi osoba samovoljno uhvatila miš i držala ga tijekom mjerenja, zadan joj je jednostavan zadatak na računalu. Taj zadatak je igranje igre Brickbreaker (Slika 3.6). Ova igra je pogodna za ovaj zadatak jer osoba u svakom trenutku mora koristiti miš, a s druge strane moguće je jednostavno namjestiti težinu samog zadatka. Kako bi se izbjegle neželjene psihofiziološke reakcije na samu igru (zadovoljstvo odnosno nezadovoljstvo zbog nekog poteza) igra je postavljena na vrlo laganu razinu.



**Slika 3.6: Igra Brickbreaker**

Tijekom mjerenja mjerenoj osobi su postavljena dva pitanja, jednom nakon početka igranja igre, i drugi put nakon postavljanja GN-PPGED-EDA na lijevu ruku. Pitanja su postavljena kako bi se vidjela psihofiziološka reakcija kada se osobu podsjeti da je subjekt mjerenja.

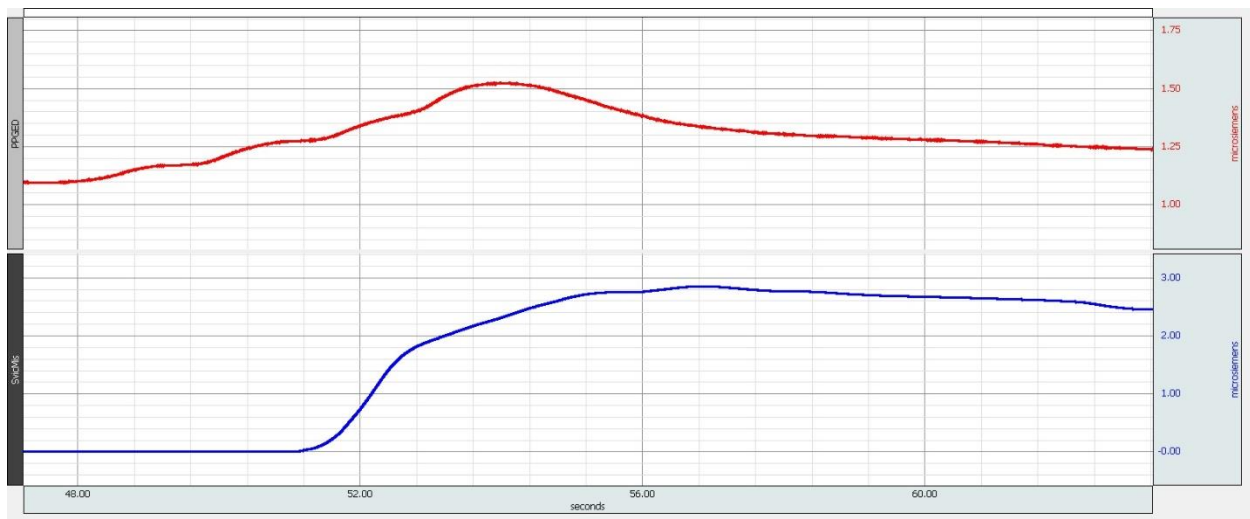


**Slika 3.7: Protokol mjerenja**



### 3.3.2. Rezultati

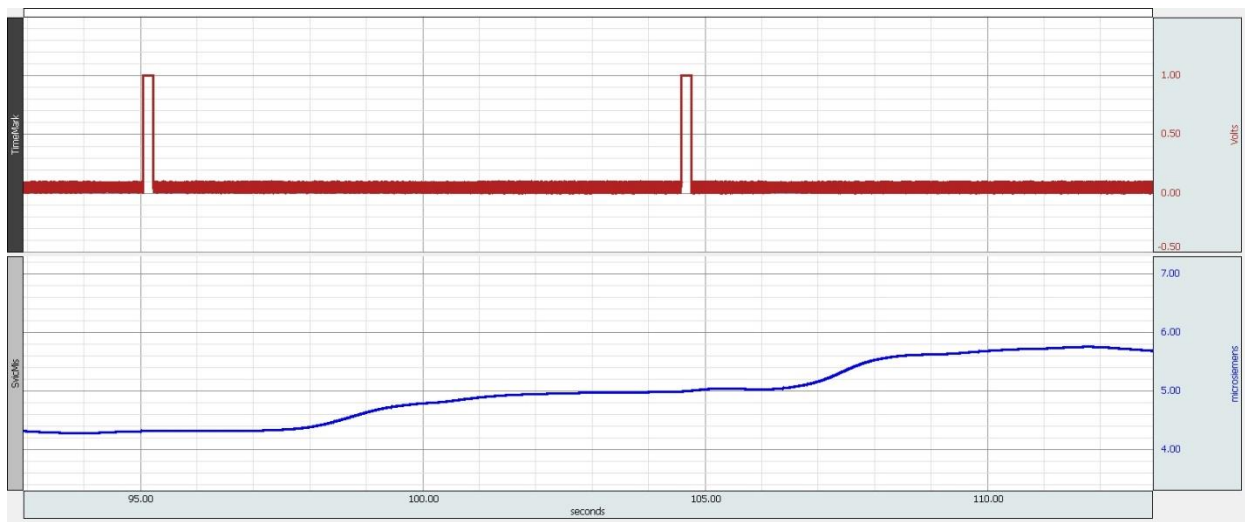
Prilikom analize promatrano je nekoliko ključnih trenutaka. Prvi trenutak je kada osoba uhvati Švicmiš i započinje ga koristiti za obavljanje zadatka. U tom trenutku započinje neintruzivno mjerenje. Iako Švicmiš nije intruzivan uređaj, na referentnom uređaju se može primijetiti psihofiziološka reakcija (slika 3.8). Iz formulara koje su osobe popunjavale poslije mjerenja može se zaključiti da osobe nisu bile svjesne činjenice da je miš kojeg su koristile zapravo mjerni instrument. Stoga se ova reakcija može pripisati početku obavljanja tražene radnje. Ova reakcija je bila očekivana i mjerni protokol je prilagođen kako bi se njen utjecaj smanjio, odnosno osobama je njihov zadatak objašnjen prije početka mjerenja, te su prvo pristupale ispunjavanju kratkog formulara a tek zatim igranju igre.



Slika 3.8: Trenutak u kojem osoba počinje koristiti Švicmiš

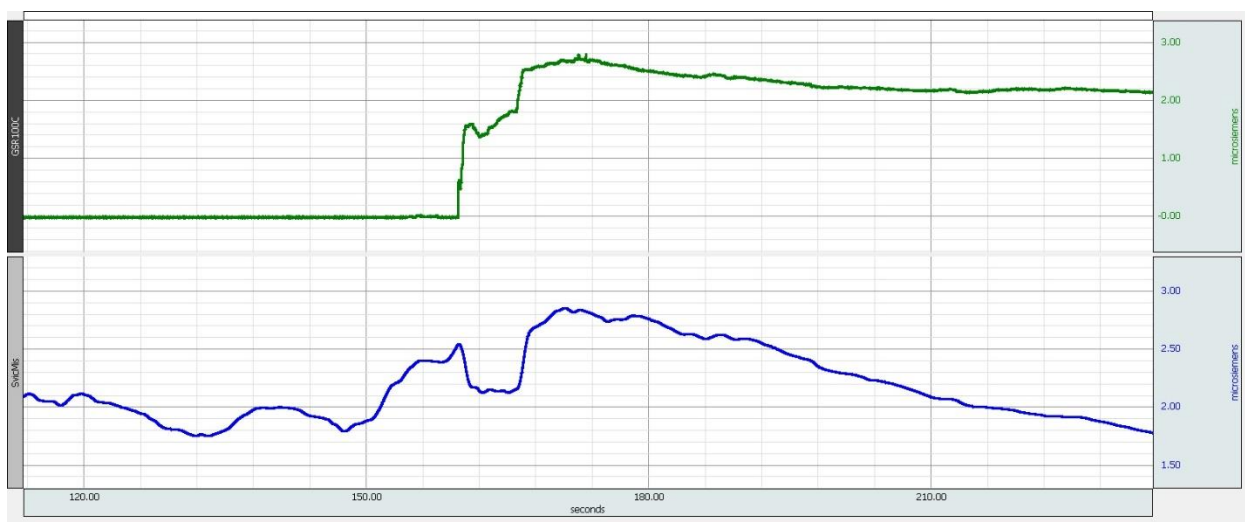
Drugi promatrani trenutak je trenutak u kojem osoba koja vodi mjerenje postavlja pitanja mjerenoj osobi. Pitanja su postavljena kako bi se provjerilo koliko se osoba privikla na mjerni instrument. Postavljena su dva pitanja, prvo „neutralno“ pitanje koje ima za cilj vidjeti reakciju osobe na mjeritelja, i drugo, u kojem mjeritelj pita osobu sjeća li se ona da je subjekt mjerenja.

Iz dobivenih rezultata može se vidjeti da je reakcija na podsjećanje na mjerni instrument vrlo mala ili je niti nema. Na slici 3.9 prikazan je trenutak u kojem su postavljena pitanja. Gornji crveni signal predstavlja vremensku oznaku trenutaka u kojima su postavljena pitanja. Prvi trenutak predstavlja neutralno pitanje, dok se drugi trenutak odnosi na pitanje vezano za mjerni uređaj. Plavi signal predstavlja reakciju provodnosti kože poslije postavljenih pitanja. Iz dobivenog signala se može primijetiti da nema značajne razlike reakcije između dva pitanja, odnosno može se zaključiti da je reakcija nastala većim dijelom zbog utjecaja mjeritelja na osobu.



**Slika 3.9: Trenutak u kojem su postavljena pitanja**

Treći promatrani trenutak je postavljanje intruzivnog uređaja na osobu (Slika 3.10). Zelena krivulja predstavlja signal snimljen pomoću modula GSR100C, odnosno intruzivnog instrumenta. Na usporednom instrumentu (plava krivulja snimljena Švicmišem) se može vidjeti značajna psihofiziološka reakcija na postavljanje intruzivnog instrumenta unatoč činjenici da osoba tijekom postavljanja instrumenta ima posvećenu pažnju obavljanju svog zadatka.



**Slika 3.10: Trenutak u kojem počinje mjerenje intruzivnim instrumentom**

Četvrti promatrani trenutak je ponovno podsjećanje osobe na mjerne uređaje koje je uslijedilo poslije postavljanja mjernog uređaja na osobu i nakon određenog perioda u kojem je osoba ponovno bila u smirenom stanju.

### **3.3.3. Zaključak**

Mjerenje je provedeno na četiri zdrava dobrovoljna sudionika kojima su tijekom mjerenja postavljena tri mjerna uređaja različite intruzivnosti. Sva tri uređaja su bili mjerni instrumenti za mjerenje električne provodnosti kože. Signal snimljen uređajem koji je prvi postavljen na osobu (GN-PPGED-EDA) je korišten kao referentni signal u daljnjoj analizi.

Nakon dodatnog razmatranja početne hipoteze ovog rada i na osnovu dobivenih rezultata moguće je donijeti slijedeće zaključke. Psihološki utjecaj koji mjerni instrumenti imaju na mjerenu osobu izrazito ovisi o percepciji same osobe na mjerni uređaj. Sa stajališta same intruzivnosti, intruzivni i poluintruzivni mjerni uređaji izazivaju približno jednaku psihofiziološku reakciju osobe, dok s druge strane kod neintruzivnih instrumenata nemamo tu reakciju koja nastaje zbog anksioznosti prilikom mjerenja. Jednom kada se osoba privikne na mjerni uređaj, bez obzira radi li se o intruzivnom ili neintruzivnom uređaju, značajna psihofiziološka reakcija zbog mjernog uređaja će izostati čak i ukoliko se mjerenu osobu podsjeti na mjerne instrumente.

## **4. UTJECAJ INTRUZIVNOSTI NA MJERENJE**

U ovom poglavlju opisana su dva eksperimentalna mjerenja kojima je cilj istraživanja vezan za intruzivnost mjernih uređaja. U prvom mjerenju promatran je psihološki utjecaj koji stvara biomedicinska oprema na mjerenu osobu i utjecaj saznanja osobe da je subjekt mjerenja. Drugo mjerenje proučava utjecaj intruzivnosti na mjerenje krvnog tlaka. Cilj mjerenja je ispitati kako se mijenja izmjerena vrijednost razine krvnog tlaka ukoliko se mjerenje ponavlja više puta.

### **4.1. Utjecaj biomedicinskih mjernih uređaja na psihološko stanje osobe**

Tijekom mjerenja psihofizioloških parametara postoji više čimbenika koji utječu na mjerenje i stvaraju dodatnu mjernu nesigurnost, kao što su [38]:

- a) Utjecaj namještanja mjernih instrumenata, redoslijed mjerenja
- b) Utjecaj pomicanja tijekom mjerenja
- c) Utjecaj trenutnog psihološkog stanja osobe (npr. Karakterne osobine mjerene osobe, osobni doživljaj mjerenja i okoline, doživljaj psiholoških upitnika i instrumenata)
- d) Utjecaj okoline

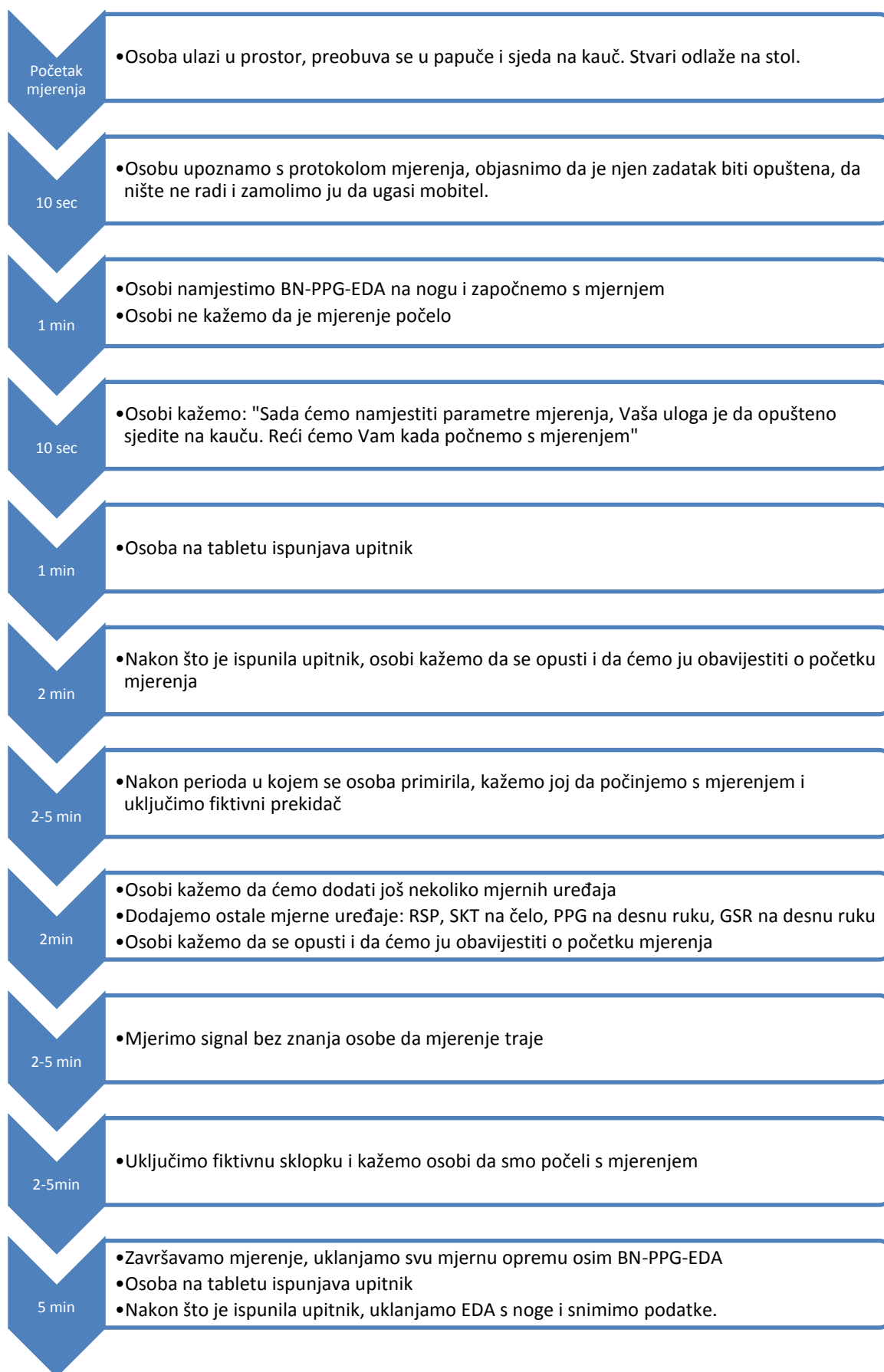
Ovo mjerenje proučava psihološki utjecaj mjerenja na način da razdvaja psihološki utjecaj koji nastaje prilikom namještanja mjernih instrumenata od osobnog doživljaja mjerenja.

#### **4.1.1. Metode**

Mjerenja su provedena na 25 zdravih osoba koje su dobrovoljno sudjelovale u eksperimentu. Prije mjerenja, sve osobe su bile upoznate s postupkom mjerenja i zatražene da pažljivo pročitaju i potpišu obrazac suglasnosti. Sudionicima mjerenja je dana mogućnost da u bilo kojem trenutku odustanu od mjerenja.

Mjerenje se zasniva na korištenju slijedećih mjernih uređaja: Biopac MP150, u kombinaciji sa GSR100C, GN-PPGED-EDA, RSP100C, SKT100C i PPG100C modulima.

Na slici 4.1 prikazan je korišteni protokol mjerenja. Na početku mjerenja mjerenoj osobi je na lijevo stopalo postavljen GN-PPGED-EDA mjerni uređaj za bežično mjerenje električne provodnosti kože. Ovo je omogućilo praćenje psihološkog stanja osobe kroz cijelo mjerenje. Također, osobi je rečeno kako će biti obaviještena o početku mjerenja (osoba nije svjesna da je mjerenje već počelo) te joj je zatim dano tablet računalo na kojem je bilo potrebno ispuniti upitnik o psihološkom stanju osobe prije mjerenja.



**Slika 4.1: Protokol mjerenja**

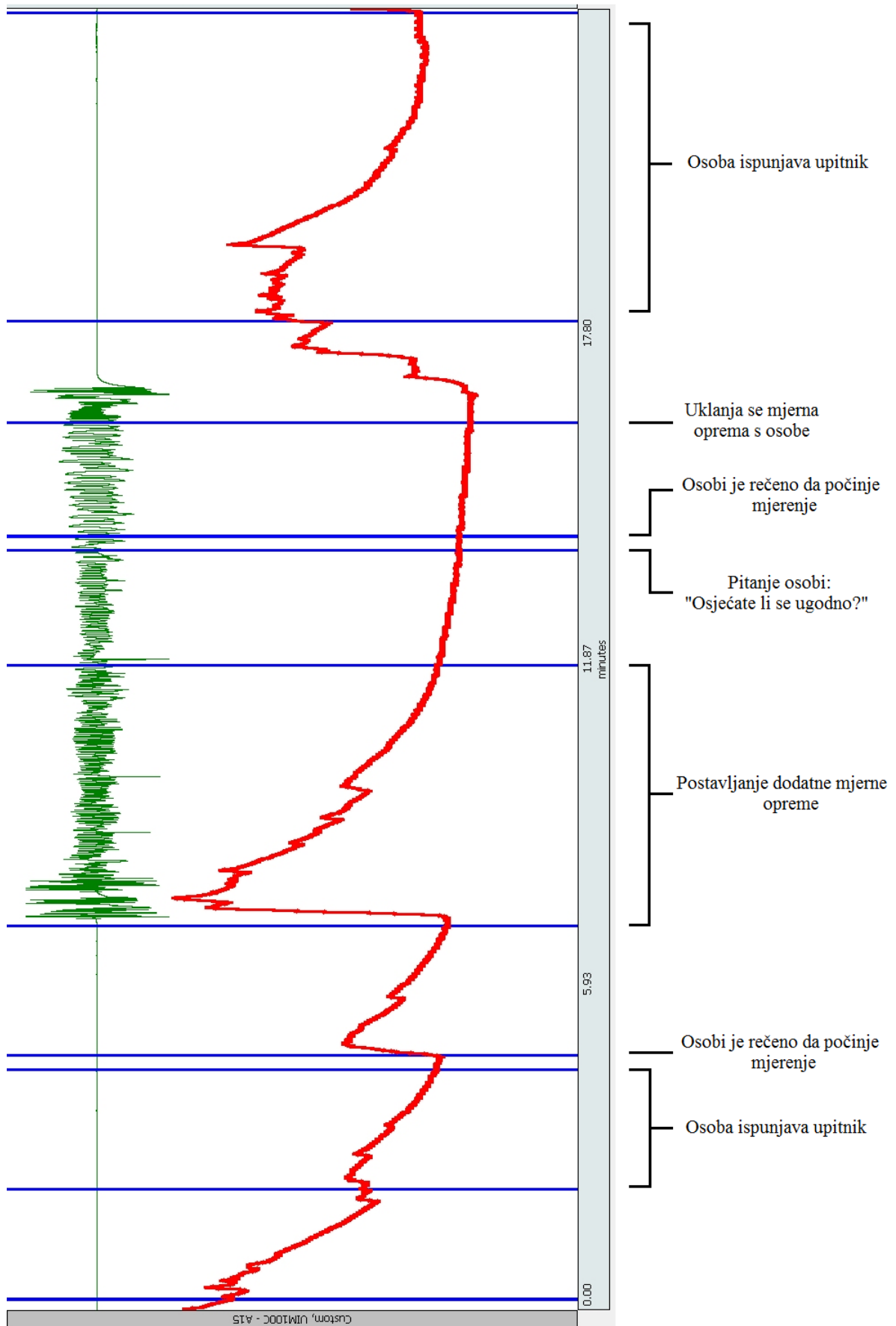
Nakon ispunjavanja upitnika, uslijedio je kratak period u kojem se osoba primirila. U tom trenutku mjeritelj obavještava mjerenu osobu da će započeti s mjerenjem i uključuje fiktivni prekidač (naprava koja simulira zvuk uključenja naprave). Nakon što se osoba ponovno primirila, obavještavamo ju kako ćemo postaviti dodatne instrumente za mjerenje biofizioloških signala: RSP100C za mjerenje frekvencije disanja postavljamo na prsa, SKT100C za mjerenje površinske temperature kože na čelo, PPG100C(fotopletizmograf) i GSR100C(provodnost kože) na desnu ruku(svi mjerni uređaji započinju s mjerenjem čim su postavljeni na osobu). Kada su instrumenti postavljeni, osobi je rečeno kako će biti obaviještena o početku mjerenja te je nakon perioda u kojem se osoba primirila ponovljen ranije opisani postupak s fiktivnim prekidačem.

Prije završetka mjerenja, nakon što su s mjerene osobe uklonjeni svi instrumenti osim GN-PPGED-EDA, osobi je dan upitnik o subjektivnom doživljaju mjerenja i test osobnosti.

#### **4.1.2. Rezultati i zaključak**

Prilikom analize promatrano je nekoliko ključnih trenutaka. Prvi ključni trenutak je psihofiziološka reakcija osobe kada joj je rečeno da je mjerenje počelo. Ovo omogućava procjenu anksioznosti osobe zbog mjerenja. Na slici 4.2 je prikazan signal električne provodnosti kože snimljen tijekom jednog mjerenja. Crvena linija predstavlja provodnost kože, plave linije su vremenske oznake radnji, a zeleni signal je signal frekvencije disanja (uređaj koji je prvi dodan i zadnji uklonjen). Na slici se lako može uočiti jaka fiziološka reakcija na početak mjerenja i na postavljenje/uklanjanje opreme.

Nakon vremenskog perioda u kojem se osoba privikla na mjernu opremu mjeritelj je postavio pitanje osobi: „Osjećate li se ugodno?“. Ova radnja je bitna kako bi se procijenila socijalna anksioznost, odnosno utjecaj mjeritelja na mjerenu osobu. Iz podataka prikupljenih u testovima koje su mjerene osobe ispunjavale prije i poslije mjerenja, mogu se iščitati informacije o osobnom doživljaju mjerenja i raspoloženju osobe tijekom mjerenja. Također, moguće je procijeniti osobnost. Ove informacije značajno upotpunjuju mjerenje i olakšavaju tumačenje dobivenih rezultata.



Slika 4.2: Signal električne provodnosti kože snimljen tijekom mjerenja (crvena linija)

## **4.2. Utjecaj biomedicinskih mjernih uređaja na točnost mjerenja**

Psihološko stanje osobe može imati značajan utjecaj na točnost psihofizioloških mjerenja. Najbolji primjer ove pojave je mjerenje krvnog tlaka u kliničkim uvjetima. Naime, kod određenog broja pacijenata prilikom mjerenja tlaka u kliničkim uvjetima, razina krvnog tlaka je veća od razine u normalnim uvjetima. Ova pojava se naziva sindrom „bijeke kute“ (engl. *White coat effect*), i prema nekim procjenama između 15 i 30% pacijenata s dijagnosticiranom hipertenzijom ima pogrešno postavljenu dijagnozu zbog sindroma „bijeke kute“. Uzevši u obzir da je hipertenzija jedno od najčešće dijagnosticiranih zdravstvenih stanja (pogađa oko 30% odrasle populacije u Sjedinjenim Američkim državama), postoji velik broj osoba koje koriste zdravstvenu terapiju zbog pogrešno postavljene dijagnoze [37]. Cilj ovog mjerenja je procijeniti koliki utjecaj na mjerenje tlaka ima intruzivnost instrumenta.

### **4.2.1. Metode**

Mjerenja su provedena na 23 zdrave osobe; 16 žena i 7 muškaraca starosti između 22 i 52 godine. Prije mjerenja, sve osobe su bile upoznate s postupkom mjerenja i zatražene da pažljivo pročitaju i potpišu obrazac suglasnosti. Sudionicima mjerenja je dana mogućnost da u bilo kojem trenutku odustanu od mjerenja.

Signali električne provodnosti kože i temperature kože snimani su pomoću sustava za prikupljanje podataka Biopac MP150, u kombinaciji sa GSR100C i SKT100C modulima. Elektrode za mjerenje provodnosti kože su bile postavljene na gornje članke kažiprsta i srednjeg prsta, a senzor za mjerenje površinske temperature je bio postavljen na gornji članak malog prsta. Krvni tlak je mjereno pomoću dva uređaja: s automatskim uređajem za mjerenje krvnog tlaka za kućnu upotrebu na lijevoj ruci, i pomoću uređaja za kontinuirano mjerenje krvnog tlaka CNAP Monitor 500 na desnoj ruci.

Mjerenje se provodilo na način da bi se na osobu postavila mjerna oprema, te bi se nakon perioda opuštanja u trajanju tri minute, počelo s mjerenjem krvnog tlaka. Za svaku osobu izvedeno je pet mjerenja krvnog tlaka s automatskim uređajem za kućnu upotrebu. Pauza između svakog mjerenja je trajala 1,5 minute. Tijekom cijelog mjerenja mjerila se električna provodnost kože, površinska temperatura kože i kontinuirano mjerenje krvnog tlaka. Nakon mjerenja osobe su ispunjavale test osobnosti i ocijenile su ometanje mjerenja putem standardiziranog testa.

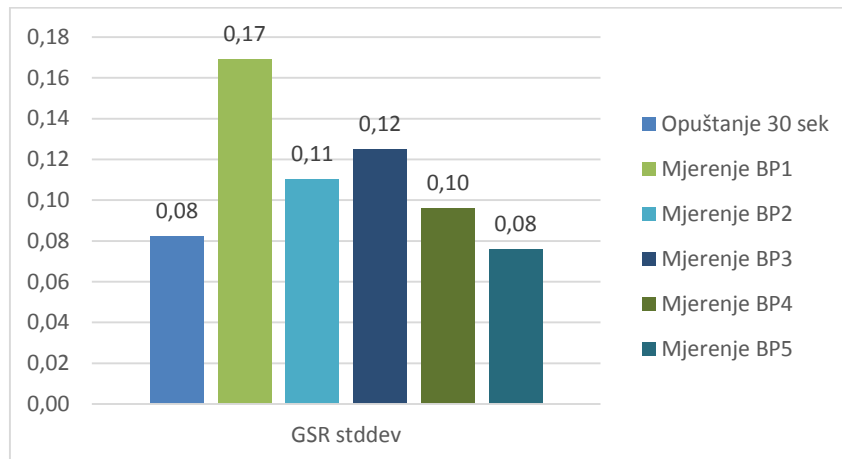
### **4.2.2. Rezultati**

Kao i u prijašnjim mjerenjima, i u ovom mjerenju je korištena električna provodnost kože kako bi se napravila procjena psihološkog stanja osobe. Na grafikonu 4.1 je prikazana srednja



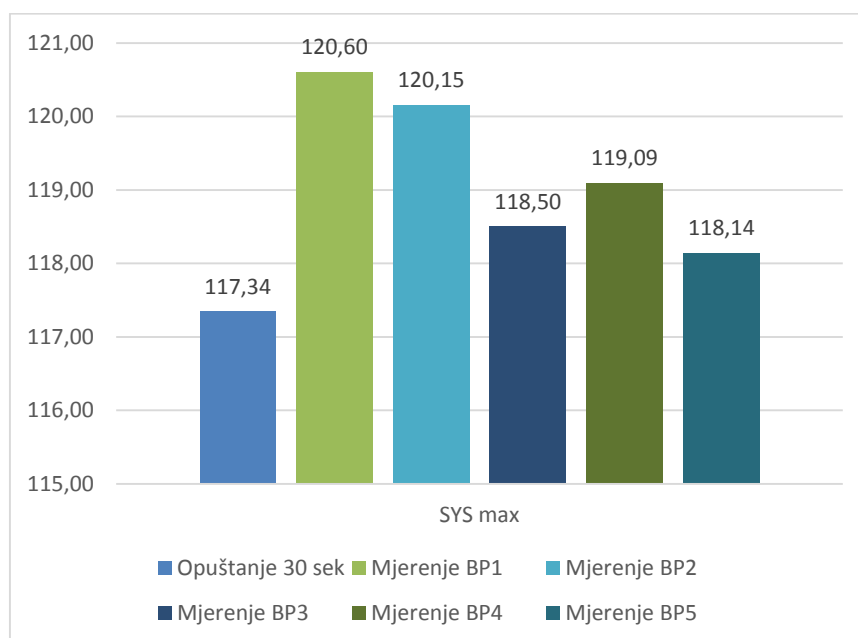
vrijednost standardne devijacije signala električne provodnosti kože za sve izmjerene osobe. Iz dobivenih rezultata se može zaključiti kako je reakcija parasimpatičkog živčanog sustava manja sa svakim mjerenjem.

**Grafikon 4.1: Vrijednosti standardne devijacije za svako mjerenje**

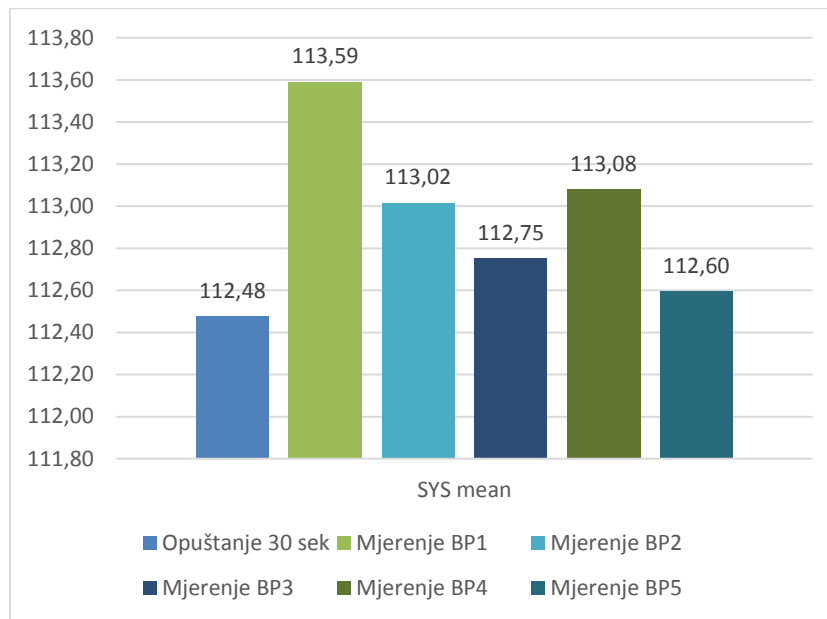


Srednje vrijednosti krvnog tlaka su prikazane na grafikonima 4.2 (maksimalna vrijednosti sistoličkog tlaka) i 4.3 (srednja vrijednost sistoličkog tlaka). Iz dobivenih rezultata vidimo da vrijednosti imaju tendenciju pada.

**Grafikon 4.2: Maksimalne vrijednosti sistoličkog tlaka za svako mjerenje**



**Grafikon 4.3: Srednje vrijednosti sistoličkog tlaka za svako mjerenje**



### 4.2.3. Zaključak

Mjerenje je provedeno na 23 zdrava dobrovoljna sudionika kojima je tijekom mjerenja uzastopce mjerjen krvni tlak u pravilnim vremenskim intervalima. Kao ocjena psihološkog stanja je korištena električna provodnost kože, odnosno standardna devijacija provodnosti kože. Također korišteni su standardizirani psihološki testovi za ocjenu smetnji tijekom mjerenja, kao i test osobnosti.

Iz dobivenih rezultata lako se može uočiti tendencija pada standardne devijacije provodnosti kože, kao i pada srednje vrijednosti razine krvnog tlaka. Na osnovu tih opažanja može se zaključiti da postoji korelacija između ove dvije vrijednosti, te posredno zaključiti kako psihološki utjecaj pri mjerenju u laboratorijskim uvjetima uzrokuje promjenu u razini krvnog tlaka kod mjerenih osoba. Ova promjena je uzrokovana s više parametara kao što je opisano u poglavlju 4.1. Uzevši u obzir metode mjerenja pri kojima su se pokušale eliminirati vanjske smetnje pri mjerenju (sindrom bijele kute nije prisutan jer nema anksioznosti zbog moguće dijagnoze, mjerenje je izvedeno u laboratorijskim uvjetima), najveći utjecaj na psihološko stanje imaju osoba koja provodi mjerenje i mjerni instrumenti.

Kao što je u ranijim mjerenjima pokazano, na smanjenje razine tlaka utjecaj ima privikavanje osobe na mjerenje. Ovo privikavanje je kombinacija smirivanja osobe i habituacije. Habituacija je pojava kada je tijelo podvrgnuto nizu istih stimulusa u određenom periodu. Na ove poticaje tijelo reagira na način da je reakcija za prvi poticaj najveća i zatim se smanjuje za sve ostale poticaje.

## 5. ZAKLJUČAK

Cilj ovog diplomskog rada bio je istražiti značaj intruzivnosti na rezultate mjerenja dobivene u laboratorijskim uvjetima. U mjerenjima je bilo promatrano nekoliko bioloških signala, među kojima i električna provodnost kože koja nam je omogućila uvid u psihološko stanje mjerene osobe. Provedena su tri mjerenja u kojima je promatran utjecaj psihološkog stanja osobe na psihofiziološke parametre u laboratorijskim uvjetima. Mjerenja opisana u poglavljima 3.3 i 4.1 istražuju uzroke koji izazivaju promjenu psihološkog stanja mjerene osobe, a posredno i fizioloških parametara, dok mjerenje opisano u poglavlju 4.2 istražuje iznos promjene fizioloških signala u ovisnosti o psihološkom stanju osobe.

Iz rezultata dobivenih mjerenjem opisanim u poglavljima 3.3 i 4.1 može se zaključiti kako instrumenti imaju određeni psihološki utjecaj na mjerenu osobu. Taj utjecaj ovisi o subjektivnom doživljaju mjerne naprave, i ukoliko se osoba brzo na njega privikne (kao što je slučaj sa mjerenjem provodnosti kože) on ne mora biti značajan. Sa stajališta intruzivnosti mjernih instrumenata, za većinu fizioloških parametara intruzivnost će izazvati samo kratkotrajne psihofiziološke promjene, te će nakon određenog vremenskog perioda vrijednosti izmjerene intruzivnim, poluintruzivnim i neintruzivnim instrumentima u istim uvjetima biti približno iste. Iz rezultata prikazanih u poglavlju 4.2, moguće je primjetiti korelaciju promjene krvnog tlaka s promjenom psihičkog stanja osobe. Također, može se primjetiti kako se višekratnim mjerenjem tijekom određenog vremenskog perioda postižu točniji mjerni rezultati. S obzirom kako je električna provodnost kože jednodimenzionalna vrijednost koji nije moguće tumačiti samo iz snimljenog signala, tijekom svih mjerenja prikupljane su informacije koje Prije i poslije svakog mjerenja mjerene osobe su ispunjavale upitnike u koje su unosile podatke o subjektivnom doživljaju i raspoloženju tijekom mjerenja. Ove informacije su pomogle ocijeniti anksioznost ispitanika, te je moguće vidjeti korelaciju između podataka prikupljenih pomoću upitnika i onih dobivenih mjerenjem.

Na osnovu dobivenih rezultata, može se preporučiti da se pri mjerenjima psihofizioloških parametara u laboratorijskim uvjetima, nakon što je na osobu postavljena mjerna oprema, određeni vremenski period pričeka s izvođenjem mjerenja kako bi se izbjegao utjecaj intruzivnosti. Također, preporuka je da se u obzir uzmu i moguće veće tonične vrijednosti signala zbog utjecaja okoline na mjerenu osobu.

## LITERATURA

- [1] M.T. Quazi, Continuous monitoring of physiological parameters using smart sensors. Fifth International Conference on Sensing Technology (ICST), str. 464-469, 2011.
- [2] J. Ogorevc, A. Podlesek, G. Geršak, J. Drnovšek, The effect of mental stress on psychophysiological parameters. IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications – MeMeA 2011, Italy, str. 642-645, 2011.
- [3] A. Hladnik, Z. Petanjek, Funkcionalna organizacija autonomnog živčanog sustava. Gyrus Journal, December 2014, Volume 2, Issue 6, str. 94-98, 2014.
- [4] A. C. Dirican, M. Gokturk, Psychophysiological measures of Human Cognitive States Applied in Human Computer Interaction. Procedia Computer Science 3, str. 1361–1367, 2011.
- [5] [hr.wikipedia.org/wiki/Živčani\\_sustav](http://hr.wikipedia.org/wiki/Živčani_sustav)
- [6] W. Boucsein, Electrodermal activity, second ed., Springer, New York, 2012.
- [7] [hr.wikipedia.org/wiki/Koža](http://hr.wikipedia.org/wiki/Koža)
- [8] F. Rudman, Odnos debljine melanoma i debljine kože kao prognostički pokazatelj metastaza u sentinel limfnom čvoru. Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet, 2010.
- [9] Z. Zaidi, S. W. Lanigan, Skin: Structure and Function. Dermatology in Clinical Practice, str. 1-15, 2010.
- [10] Blausen Medical, Blausen gallery 2014. Wikiversity Journal of Medicine, vol. 1, no. 2, August 2014.
- [11] [hr.wikipedia.org/wiki/Žlijezde\\_lojnice](http://hr.wikipedia.org/wiki/Žlijezde_lojnice)
- [12] L. E. Lajos, The relation between electrodermal activity in sleep, negative affect, and stress in patients referred for nocturnal polysomnography. Louisiana State University, Agricultural and Mechanical College, 2002.
- [13] D. C. 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.
- [14] W. F. Prokasky, D. C. Raskin, Electrodermal Activity in Psychological Research, Academic Press Inc., New York and London, 1973.
- [15] 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.

- [16] J. J. Braithwaite, D. G. Watson, R. Jones, M. Rowe, A Guide for Analysing Electrodermal Activity (EDA) and Skin Conductance Responses (SCRs) for Psychological Experiments. Technical Report, 2nd version, University of Birmingham, UK, 2015.
- [17] Programski alat VivoSense dostupan je na: [vivo.noetics.com](http://vivo.noetics.com)
- [18] D. Miličić, Povišeni krvni tlak – razlog više za redovne kontrole. Vaše zdravlje; 2002/26
- [19] M. Jembrek Gostović, Što je krvni tlak?
- [20] J. M. Sola Caros, Continuous non-invasive blood pressure estimation. ETH Zurich, 2011.
- [21] G. Geršak, J. Drnovšek, Pregled osnovnih metod merjenja krvnega tlaka. Zbornik štirinajste mednarodne Elektrotehniške in računalniške konference ERK 2005, 26. - 28. september 2005, Portorož, Slovenija, Zv. B, str. 273-276
- [22] I. Pušnik, Razvoj in analiza sistema za ovrednotenje metroloških parametrov in zagotavljanje sledljivosti brezkontaktnih termometrov. Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2004.
- [23] W. D. Van Marken Lichtenbelt, et al., Evaluation of wireless determination of skin temperature using iButtons. Physiology and Behaviour 88, str 489-497, 2006.
- [24] [hr.wikipedia.org/wiki/Puls](http://hr.wikipedia.org/wiki/Puls)
- [25] [en.wikibooks.org/wiki/Biomedical\\_Engineering\\_Theory\\_And\\_Practice/Biomedical\\_Instrumentation/Electrocardiography](http://en.wikibooks.org/wiki/Biomedical_Engineering_Theory_And_Practice/Biomedical_Instrumentation/Electrocardiography)
- [26] I. Tomašić, Elektrokardiografski sustavi s reduciranim brojem izvoda-sinteza 12-kanalnog elektrokardiograma. Institut Jožef Štefan, Ljubljana
- [27] A. Teller: A platform for wearable physiological computing, Interacting with Computers, vol. 16, pp. 917–937, 2004.
- [28] M. Z. Poh, N. C. Swenson, R. W. Picard: A Wearable Sensor for Unobtrusive, Long-Term Assessment of Electrodermal Activity, IEEE Trans. Biomed. Eng. vol. 57, no. 5, 2010.
- [29] Digitalna tehnika, Laboratorijske vaje, Operacijski ojačevalnik. Univerza v Ljubljani
- [30] T. Lavrenčič, Švicmiš-sistem za merjenje prevodnosti kože. Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2012.
- [31] Biopac MP150 Product sheet, dostupan na: [www.biopac.com](http://www.biopac.com)
- [32] Programski alat AcqKnowledge dostupan je na: [www.biopac.com](http://www.biopac.com)
- [33] Programski alat Altium Designer dostupan je na: [www.altium.com](http://www.altium.com)
- [34] S. Bell, A Beginner's Guide to Uncertainty of Measurement. Measurement Good Practice Guide No. 11 (Issue 2), 2001.
- [35] D. Pršlja, Znojmeter-prenosni sistem za merjenje prevodnosti kože. Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2012.

- [36] Hewlett-Packard/Keysight/Agilent 3458A Digital Multimeter Data Sheet, dostupno na:  
[www.keysight.com](http://www.keysight.com)
- [37] D. L. Cohen, R. R. Townsend, Should All Patients Have Ambulatory Blood Pressure Monitoring Performed to Validate the Diagnosis of Hypertension? *The Journal of Clinical Hypertension* Vol. 17, No. 5, 2015
- [38] N. Grižnič, G. Geršak, Ovrednotenje merilne negotovosti v psihofizioloških meritvah. *Elektrotehniški vestnik* 80(3): str. 98-104, 2013

## SAŽETAK

U području psihofiziologije provode se mjerenja u kojima se korištenjem biomedicinskih uređaja mjere fiziološki signali osoba. Ovaj rad istražuje intruzivnost, definiranu kao psihološki utjecaj biomedicinskih instrumenata na fiziološke parametre osobe koja je subjekt mjerenja.

Rad je podijeljen u tri dijela.

Prvi dio rada sadrži uvod i kratki pregled područja psihofiziologije. Posebna pozornost posvećena je mjerenju elektrodermalne aktivnosti, koja je u svim izvedenim mjerenjima služila kao mjera psihofiziološkog stanja mjerene osobe. Drugi dio rada opisuje planiranje, izradu i umjeravanje neintruzivnog uređaja za mjerenje provodnosti kože koji je korišten kako bi se demonstrirala radna hipoteza. Treći dio rada sadrži opise provedenih mjerenja, kao i zaključke proizašle iz dobivenih rezultata.

Ključne riječi: Intruzivnost, Elektrodermalna aktivnost, Električna provodnost kože, Biopac, Psihofiziologija.

## **ABSTRACT**

In psychophysiology, experiments are performed, where different biomedical measuring devices measure physiological parameters of a person. This thesis is dealing with intrusiveness, defined as the level of psychological effect of biomedical instrumentation on physiology of a person wearing it.

This thesis is divided into three parts.

The first part contains an introduction and a short overview of psychophysiological parameters. Special attention was dedicated to electrodermal activity which was used in all measurements to observe the psychophysiological state of a person. The second part describes the planning, construction and calibration set-up of a non-intrusive conductance meter used to demonstrate the working hypothesis. The third part contains descriptions of psychophysiological tests and conclusions derived from the obtained results.

**Keywords:** Intrusiveness, Electrodermal activity, Skin conductance, Biopac, Psychophysiology.



## **ŽIVOTOPIS**

Slaven Ranogajec, rođen 6. lipnja 1990. U Osijeku, Republika Hrvatska. Osnovnu školu u Belišću završava 2005. godine i upisuje Srednju školu Valpovo, usmjerenje elektrotehničar. Maturira 2009. godine i upisuje Elektrotehnički fakultet u Osijeku. Na drugoj godini preddiplomskog studija elektrotehnike, opredjeljuje se za smjer komunikacije i informatika. U rujnu 2012. godine završava preddiplomski studij i upisuje diplomski studij Elektrotehnike, smjer komunikacije i informatika. Tijekom diplomskog studija sudjeluje u programu studentske razmijene Erasmus, u sklopu kojega akademske godine 2013/2014 provodi 12 mjeseci na studiju na Sveučilištu u Ljubljani.

## **PRILOZI**

Popis priloga:

Prilog A: Članak Measuring site dependency when measuring skin conductance

Prilog B: Tablice s podacima za umjeravanje

Prilog C: Tehničke specifikacije Hewlett-Packard 3458A

# Measuring site dependency when measuring skin conductance

Slaven Ranogajec<sup>1</sup>, Gregor Geršak<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Sveučilište J. J. Strossmayera u Osijeku, Kneza Trpimira 2B, 31000 Osijek, Hrvatska  
<sup>2</sup> Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, Tržaška 25, 1000 Ljubljana, Slovenija  
E-pošta: slavenranogajec@gmail.com

*Skin conductance is one of the most commonly used physiological parameters in psychophysiology today. Because of its simplicity, straightforwardness of usage, simple and low-cost measuring instruments and reasonable correlation with the activity of the autonomous nervous system, it has been used in various psychological studies. While there is no generally accepted measuring site for measuring skin conductance, it is usually measured on the distal phalanxes of the index and middle finger, which we consider as the reference measuring site. Nowadays, different measuring devices exist, which employ different measuring sites. In this paper the most commonly used measuring sites were compared with the reference site for a group of healthy volunteers in psychologically neutral (relaxed) state disturbed by a stimulus. Our results show the degree of comparability of various measuring site versus the reference site.*

## 1 Introduction

Measuring electro dermal activity (EDA) is one of the most convenient methods for observing changes of sympathetic nervous system. Electrical properties of the skin vary in response to sweat secretion and provide information associated with emotion, cognition and attention [1, 2].

By applying a low constant voltage at skin surface, the change of skin conductance can be measured non-invasively [3]. Measurement consists of placing electrodes on a recording site on skin, which are then connected to sensitive galvanometer (Figure 1). Because of a correlation of skin conductance (i. e. the amount of secreted sweat) and the activity of the autonomous nervous system, by measuring change of electric potential one can observe changes caused by activity of sweat glands [4].

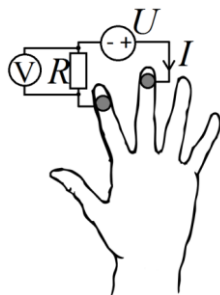


Figure 1. Basic principle of measuring skin conductance. Between electrodes (grey circles) low constant voltage  $U$  is applied, resulting in current  $I$  through skin.  $I$  is indirectly measured using a voltmeter and a shunt resistor  $R$ . Skin conductance can then be calculated from  $U$  and current  $I$ .

In published psychophysiological studies as the measuring sites usually distal phalanxes of middle and index finger, the palm, the wrist, but also other parts of body (forearm, feet) are chosen [1, 5]. All of these recording sites are distinctive by their responses due to number of sweat glands on the specific area. These distinctions consequently cause different responses in skin conductance induced by psychological, cognitive or physical efforts.

This paper presents comparison of skin conductance measurements at different sites of recording. Electrodes were attached to several different locations of our interest and while the observed person was in psychologically neutral state the differences in skin conductance of various body parts were estimated.

## 2 Methods

### 2.1 Participants

The measurements were performed on 8 healthy volunteers; 2 women and 6 men aged between 21 and 41. Prior to data collection, each participant was provided a clear description of what was required for participation and thereafter was asked to carefully read and sign the consent form. Participants were given the right to withdraw from the study at any stage.

### 2.2 Apparatus

Measurements were taken by MP150 high speed data-acquisition system combined with GSR100C and BN-PPGED-EDA amplifiers by Biopac Inc, USA. By using a test subject it was experimentally proven that there is no interaction between the amplifiers. Data was recorded at the proposed sample rate of 2000 Hz [7]. Two types of Ag/AgCl electrodes were used, both in combination with isotonic gel. PPGED was connected to disposable isotonic gel electrodes while GSR100C was connected to appropriate reusable electrodes (TS203). Isotonic gel used for measurements (GEL101) consisted of 0.5 % chloride salt in neutral base.

### 2.3 Stimuli

Although properties of electro dermal responses to specific stimuli are not in the centre of attention of this paper, some form of stimulus during the measurement was found to be necessary. Reason for this was a better comparison between two signals. Taking in consideration this assumption, there was no need for

the skin conductance level by means of activating autonomous nervous system by simple actions such as hyperventilation, taking deep breath, light slapping, laughing, scratching and coughing (Figure 2).

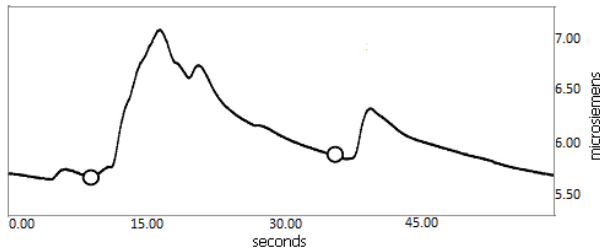


Figure 1. One minute of raw signal of the skin conductance of a person when coughing (indicated by white circles), which resulted in an instant increase of the signal level.

### 1.1 Procedure

For every participant measurements were taken on 6 different measuring sites; 5 sites on the right arm and 1 on the right foot (Figure 3). As the reference measuring site distal phalanx of index and middle finger pair of electrode placement was selected for all subjects [8]. Reference skin conductance was measured continuously using the Biopac GSR100C amplifier. Other recording sites were measured by Biopac BN-PPGED-EDA amplifier and included palm, wrist, pair thumb - little finger, back of the upper arm and inner side of the foot.

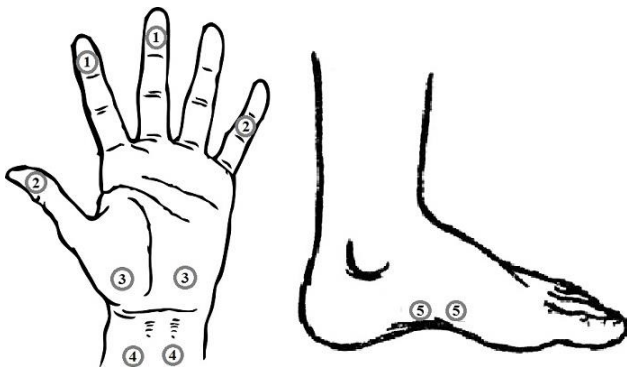


Figure 2. Placement of electrode pairs on different measuring sites: 1.) Distal phalanxes of index and middle finger, 2.) Distal phalanx of thumb and medial phalanx of little finger. 3.) Thenar and hypothenar eminence at the palm of hand, 4.) Wrist, 5.) Medial site on the inner side of the foot. 6.) Back of the upper arm (not shown in Figure)

After the electrodes were attached on participant's skin the participants were instructed to sit comfortably and place their hands on table. This helped avoiding possible moving artefacts due to unwanted/unintentional body movement. Participants were then instructed to relax for a 5 minute rest period allowing the conductive gel to be absorbed, making an optimal electrical contact. During the rest period measurement procedure was explained to participants. Skin conductance data was recorded in intervals of 1 minute for each recording site, in total 5 sites. Approx. 1 minute periods were allowed in between the intervals for physiological signals to

return to baseline. The entire measurement protocol lasted approximately 20 minutes per participant.

## 2 Results

During the analysis pairs of signals were compared; the reference signal measured on distal phalanxes of index and middle finger and the signal from one of the other five recording sites. Our hypothesis is based on the assumption that if recorded conductance at reference and observed site correlate, we would be able to conclude whether a certain observed site could be considered appropriate for measuring skin conductance and comparable to the reference measuring site. For each pair of signals, correlation coefficient was calculated to quantify the correspondence of signals (Tables 1 to 6). In Table 7 approximate values of skin conductance that can be expected at each measuring site are presented.

Table 1. Correlation coefficients for skin conductance signal from electrodes placed on distal phalanx of thumb and medial phalanx of little finger

Participant	Correlation coefficient
1.	0.97818
2.	0.97102
3.	0.96255
4.	0.97416
5.	0.88263
6.	0.98574
7.	0.92842
8.	0.91412

Table 2. Correlation coefficients for skin conductance signal from electrodes placed on thenar and hypothenar eminences of the palm

Participant	Correlation coefficient
1.	0.86683
2.	0.96332
3.	0.95079
4.	0.90923
5.	0.85319
6.	0.97915
7.	0.95440
8.	0.94239

Table 3. Correlation coefficients for skin conductance signal from electrodes placed on wrist

Participant	Correlation coefficient
1.	0.57380
2.	0.68597
3.	0.37197
4.	-0.03959
5.	0.73115
6.	0.83055
7.	-0.16559
8.	0.50671

Table 1. Correlation coefficients for skin conductance signal from electrodes placed on medial site on inner side of the foot

Participant	Correlation coefficient
1.	0.98178
2.	0.95816
3.	0.56036
4.	0.77655
5.	0.83925
6.	0.82445
7.	0.85988
8.	0.91550

When observing signal from electrodes placed on the inner side of the foot, distinctive characteristic can be seen. For several participants there was a significant time delay between signals recorded at reference and observed site (Figure 4). This time delay ranged between 0.5 and 1 second for most participants, and once it was removed, i.e. signals were aligned, correlation coefficient was notably improved (Table 5).

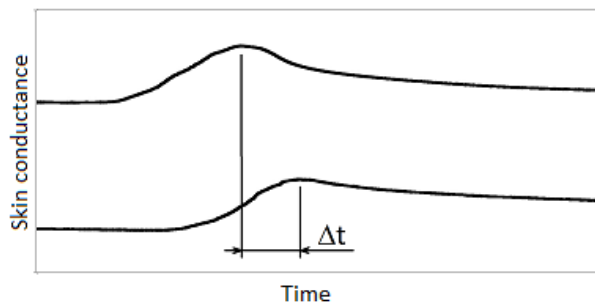


Figure 4. Segment of recorded raw skin conductance signal versus time showing the time delay  $\Delta t$  between signal recorded on the inner side of foot (lower curve) and reference signal (upper curve). Values of time delays for each recording are shown in Table 5.

Table 2. Approximate time delay between observed (inner side of foot) and reference site and correlation coefficient after time correction

Participant	Time delay (s)	Correlation coefficient*
1.	0	0.98178
2.	0.5	0.96069
3.	3.5	0.88440
4.	1	0.85609
5.	0	0.83925
6.	0.9	0.86422
7.	0.95	0.91328
8.	0.7	0.96065

Table 3. Correlation coefficients for skin conductance signal from electrodes placed on the back side of the upper arm

Participant	Correlation coefficient
1.	0.26411
2.	-0.62442
3.	-0.06131
4.	0.01052
5.	-0.23813
6.	0.44881
7.	0.21131
8.	0.12730

Based on high correspondence of signals, measuring sites on palm (correlation factor between 0.85 and 0.98), on inner side of the foot (correlation factor between 0.85 and 0.99), and between thumb and little finger (correlation factor between 0.88 and 0.99) can be considered to be comparable to reference site when measuring skin conductance in psychophysiology. For signals on the palm and between thumb and little finger higher amplitudes as compared to those recorded between index and middle finger were expected. Table 7 shows that seven participants out of eight had higher amplitudes on observed than on the reference site.

From the results given in Tables 3 and 6, measuring sites located at wrist and at back side of the upper arm can be considered as inappropriate/insensitive for skin conductance measurements. This could be concluded because very few participants showed responsiveness on these sites. Simultaneously, it took a lot of effort to attach electrodes to this sites in such a way to be able to even obtain such recordings. Long periods of inactivity of these recording sites is described in literature [1]. Inappropriate for measuring skin conductance meaning, that we observe skin responses to gather data about psychophysiological state of participant. On the other hand, taking this in consideration, they might be possible to use these sites for measuring physical activity [6, 7].

Table 4. Range of absolute values of recorded signals (in micro Siemens)

Measuring site	Range of signal amplitudes	Mean value
index-middle finger	2.97↔8.89	5.44
thumb-little finger	5.09↔20.02	8.34
palm	1.93↔12.68	6.85
wrist	1.79↔12.65	5.41
inner side of foot	2.53↔14.4	5.32
back side of upper arm	0.49↔2.22	2.34

Table 1. Ratio of amplitude at the observed and amplitude at reference measuring site, both in steady-state condition (not during stimulus). Ration 1 means the observed site response equals the reference site and 1.53 that observed amplitudes were higher than reference ones. NA – the acquired signals were not usable.

Measuring site	Range of ratios (observed/reference)	Mean value
thumb-little finger	0.89↔2.35	1.53
palm	0.59↔2.35	1.58
wrist	NA	-
inner side of foot	0.35↔2.57	0.97
upper arm	NA	-

Absolute values in Table 7 are noted to roughly show expected values at each observed site as compared to the distal phalanxes of index and middle finger reference measuring site.

## 1 Conclusion

The paper is describing a case study of effect of measuring site when measuring skin conductance. 8 healthy volunteers were included into the study. A series of EDA electrodes were attached to 5 different measuring sites and their readings compared to the reference site - distal phalanxes of index and middle finger. The measuring protocol was composed of 5 minutes conditioning rest period, followed by five one minute intervals of task period. Task included a sudden change of skin conductance signal, induced by hyperventilation, scratching, slapping etc.

From the results we conclude that palmar, foot inner side and thumb-little finger measuring sites are suitable for recording electrodermal activity for purposes in psychophysiology and comparable to the reference measuring site. In general, for these sites the correlation coefficients between signals were close to 1.

Based on our results a study of habituation, gender influence (possible hyperresponsiveness for female) is planned in the future.

## Literature

- [1] W. Boucsein: Electrodermal activity, second ed., Springer, New York, 2012.
- [2] D. C. 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.
- [3] H. D. Critchley: Electrodermal Responses: What Happens in the Brain, Neuroscientist 2002 8: 132
- [4] G. Geršak: Enostavni nizkocenovni merilniki prevodnosti kože, Elektrotehniški vestnik 80(1-2): 64-72, 2013.
- [5] 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.
- [6] M. Z. Poh, N. C. Swenson, R. W. Picard: A Wearable Sensor fo Unobtrusive, Lon-Term Assessment of Electrodermal Actovity, IEEE Trans. Biomed. Eng. vol. 57, no. 5, 2010.
- [7] A. Teller: A platform for wearable physiological computing, Interacting with Computers, vol. 16, pp. 917-937, 2004.

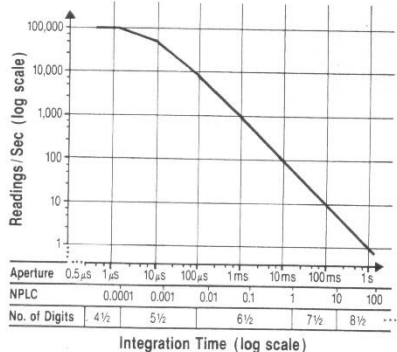
Redni broj mjerenja	Namještena vrijednost dekade (MΩ)									
	0,150	0,200	0,300	0,450	0,600	0,800	1	1,5	2	
1	0,1511607	0,2015948	0,3021191	0,4539791	0,6050197	0,8077560	1,0093191	1,514324	2,011650	
2	0,1511593	0,2015950	0,3021200	0,4539651	0,6050181	0,8077640	1,0093400	1,514162	2,011574	
3	0,1511575	0,2015933	0,3021164	0,4539680	0,6050144	0,8077422	1,0093380	1,514206	2,011442	
4	0,1511579	0,2015920	0,3021111	0,4539597	0,6050111	0,8077538	1,0093318	1,514125	2,011444	
5	0,1511603	0,2015940	0,3021190	0,4539652	0,6050203	0,8077528	1,0093281	1,514345	2,011223	
6	0,1511598	0,2015919	0,3021208	0,4539701	0,6050199	0,8077566	1,0093301	1,514355	2,011585	
7	0,1511551	0,2015928	0,3021273	0,4539601	0,6050017	0,8077562	1,0093282	1,513987	2,011299	
8	0,1511576	0,2015913	0,3021152	0,4539581	0,6050231	0,8077503	1,0093375	1,514003	2,011505	
9	0,1511568	0,2015927	0,3020992	0,4539595	0,6050174	0,8077626	1,0093209	1,513986	2,011446	
10	0,1511584	0,2015906	0,3021125	0,4539511	0,6050137	0,8077571	1,0093333	1,514363	2,011730	
11	0,1511595	0,2015930	0,3021192	0,4539531	0,6050206	0,8077565	1,0093202	1,514292	2,011932	
12	0,1511560	0,2015918	0,3021008	0,4539604	0,6050209	0,8077428	1,0093266	1,514110	2,011521	
13	0,1511549	0,2015902	0,3021168	0,4539547	0,6050167	0,8077471	1,0093195	1,514064	2,010930	
14	0,1511607	0,2015936	0,3021132	0,4539492	0,6050148	0,8077413	1,0093260	1,514142	2,011069	
15	0,1511577	0,2015918	0,3021154	0,4539487	0,6050227	0,8077576	1,0093222	1,514107	2,011062	
16	0,1511552	0,2015917	0,3021184	0,4539624	0,6050190	0,8077598	1,0093224	1,514118	2,011395	
17	0,1511549	0,2015915	0,3021171	0,4539601	0,6050210	0,8077611	1,0093180	1,513872	2,011444	
18	0,1511575	0,2015897	0,3021162	0,4539511	0,6050144	0,8077604	1,0093201	1,514151	2,011390	
19	0,1511562	0,2015901	0,3021102	0,4539545	0,6050038	0,8077572	1,0093192	1,514084	2,011426	
20	0,1511487	0,2015893	0,3021154	0,4539519	0,6050190	0,8077539	1,0093219	1,514097	2,011499	
Srednja vrijednost(MΩ)	0,1511572	0,2015921	0,3021152	0,4539591	0,6050166	0,8077545	1,0093262	1,514145	2,011428	
Standardna devijacija(MΩ)	0,0000027	0,0000016	0,0000063	0,0000076	0,0000056	0,0000065	0,0000068	0,000132	0,000227	
Vodljivost Gaekade (μS)	6,6156278	4,9605130	3,3099960	2,2028416	1,6528472	1,2380000	0,9907600	0,6604389	0,4971592	

Vrijednost otporna na dekadi(M $\Omega$ )	R <sub>dekade</sub> (M $\Omega$ )	Standardna devijacija ( $\Omega$ )	Mr <sub>3458A</sub> ( $\Omega$ )	u <sub>Mr3458A</sub> ( $\Omega$ )	u <sub>sr</sub> (R <sub>dekade</sub> ) ( $\Omega$ )	u <sub>Q</sub> (R <sub>dekade</sub> ) ( $\Omega$ )	u(R <sub>dekade</sub> ) ( $\Omega$ )	u(G <sub>dekade</sub> ) (nS)
<b>0,150</b>	0,151157	2,7102	7,0231	4,0548	0,6060	0,0289	4,1008	0,1794
<b>0,200</b>	0,201592	1,5727	8,0318	4,6372	0,3517	0,0289	4,6513	0,1144
<b>0,300</b>	0,302115	6,2523	10,0423	5,7979	1,3981	0,0289	5,9647	0,0653
<b>0,450</b>	0,453959	7,5896	13,0792	7,5513	1,6971	0,0289	7,7401	0,0376
<b>0,600</b>	0,605017	5,5648	16,1003	9,2955	1,2443	0,0289	9,3788	0,0256
<b>0,800</b>	0,807754	6,4733	20,1551	11,6365	1,4475	0,0289	11,7265	0,0180
<b>1</b>	1,009326	6,7967	24,1865	13,9641	1,5198	0,0289	14,0468	0,0138
<b>1,5</b>	1,514145	132,4101	213,5608	123,2994	29,6078	0,2887	126,8074	0,0553
<b>2</b>	2,011428	227,2842	250,8571	144,8324	50,8223	0,2887	153,4930	0,0379



Vrijednost otporna na dekadi(MΩ)	Gmiša (μS)	Standardna devijacija (μS)	$u_{sr}(G_{miša})$ (μS)	$u_q(G_{miša})$ (μS)	$u(G_{dekade})$ (μS)	$u(G_{miša})$ (μS)	$U(G_{miša})$ (μS)
<b>0,150</b>	6,699036828	0,137562485	0,015099444	0,000141	1,79441E-10	0,015100102	0,030200204
<b>0,200</b>	5,02627934	0,132264548	0,01451792	0,000141	1,14436E-10	0,014518604	0,029037209
<b>0,300</b>	3,368013514	0,207244269	0,022748014	0,000141	6,53439E-11	0,022748451	0,045496901
<b>0,450</b>	2,225913105	0,149823641	0,016445281	0,000141	3,75569E-11	0,016445885	0,03289177
<b>0,600</b>	1,689805605	0,198782156	0,021819176	0,000141	2,56211E-11	0,021819632	0,043639263
<b>0,800</b>	1,270474751	0,181802765	0,019955446	0,000141	1,79722E-11	0,019955944	0,039911888
<b>1</b>	1,017666999	0,232023167	0,025467851	0,000141	1,37882E-11	0,025468241	0,050936483
<b>1,5</b>	0,68495049	0,22143036	0,02430514	0,000141	5,53096E-11	0,024305548	0,048611097
<b>2</b>	0,509922205	0,218472861	0,023980512	0,000141	3,79379E-11	0,023980926	0,047961852

**Reading Rate (Auto-Zero Off)**



**Temperature Coefficient (Auto-Zero Off)**

For a stable environment ± 1°C add the following additional error for AZERO OFF

Range	Error
100 mV - 10 V	5 μV/°C
100 V - 1000 V	500 μV/°C

**Selected Reading Rates<sup>1</sup>**

NPLC	Aperture <sup>2</sup>	Digits	Bits	Readings / Sec	
				A-Zero Off	A-Zero On
0.0001	1.4 μs	4.5	16	100,000 <sup>3</sup>	4,900
0.0006	10 μs	5.5	18	50,000	3,500
0.01	167 μs	6.5	21	5,300	960
0.1	1.67 ms	6.5	21	592	245
1	16.6 ms	7.5	25	60	29.4
10	0.166 s	8.5	28	6	3
100		8.5	28	36 / min	18 / min
1000		8.5	28	3.6 / min	1.8 / min

<sup>1</sup> For PRESET; DELAY 0; DISP OFF; OFORMAT DINT.

<sup>2</sup> Aperture is selected independent of line frequency (LFREQ). These apertures are for 60 Hz NPLC values where

<sup>3</sup> 1 NPLC = 1 / LFREQ. For 50 Hz and NPLC indicated, aperture will increase by 1.2 and reading rates will decrease by 0.833.

<sup>4</sup> For OFORMAT SINT.

**Maximum Input**

	Rated Input	Non-Destructive
HI to LO	± 1000 V pk	± 1200 V pk
LO to Guard	± 200 V pk	± 350 V pk
Guard to Earth	± 500 V pk	± 1000 V pk

**Input Terminals**

Terminal Material: Gold-plated Tellurium Copper  
Input Leakage Current: < 20 pA at 25°C

**2/Resistance**

**Two-wire and Four-wire Ohms (OHM and OHMF Functions)**

Range	Full Scale	Maximum Resolution	Current <sup>4</sup> Source	Test Voltage	Open Circuit	Maximum Lead R (OHMF)	Maximum Series Offset (OCOMP ON)	Temperature Coefficient (ppm of Reading + ppm of Range) / °C	
								Without ACAL <sup>5</sup>	With ACAL <sup>6</sup>
10 Ω	12.00000	10 μΩ	10 mA	0.1 V	12 V	20 Ω	0.01 V	3 + 1	1 + 1
100 Ω	120.00000	10 μΩ	1 mA	0.1 V	12 V	200 Ω	0.01 V	3 + 1	1 + 1
1 kΩ	1.2000000	100 μΩ	1 mA	1.0 V	12 V	150 Ω	0.1 V	3 + 0.1	1 + 0.1
10 kΩ	12.0000000	1 mΩ	100 μA	1.0 V	12 V	1.5 kΩ	0.1 V	3 + 0.1	1 + 0.1
100 kΩ	120.00000	10 mΩ	50 μA	5.0 V	12 V	1.5 kΩ	0.5 V	3 + 0.1	1 + 0.1
1 MΩ	1.2000000	100 mΩ	5 μA	5.0 V	12 V	1.5 kΩ		3 + 1	1 + 1
10 MΩ	12.0000000	1 Ω	500 nA	5.0 V	12 V	1.5 kΩ		20 + 20	5 + 2
100 MΩ <sup>7</sup>	120.00000	10 Ω	500 nA	5.0 V	5 V	1.5 kΩ		100 + 20	25 + 2
1 GΩ <sup>7</sup>	1.2000000	100 Ω	500 nA	5.0 V	5 V	1.5 kΩ		1000 + 20	250 + 2

<sup>4</sup> Current source is ± 3% absolute accuracy.

<sup>5</sup> Additional error from Tcal ± 1° C without ACAL.

<sup>6</sup> Additional error from Tcal ± 5° C.

<sup>7</sup> Measurement is computed from 10 MΩ parallel with input.

**Accuracy<sup>1</sup>** (ppm of Reading + ppm of Range)

Range	24 Hour <sup>2</sup>	90 Day <sup>3</sup>	1 Year <sup>3</sup>	2 Year <sup>3</sup>
10 Ω	5 + 3	15 + 5	15 + 5	20 + 10
100 Ω	3 + 3	10 + 5	12 + 5	20 + 10
1 kΩ	2 + 0.2	8 + 0.5	10 + 0.5	15 + 1
10 kΩ	2 + 0.2	8 + 0.5	10 + 0.5	15 + 1
100 kΩ	2 + 0.2	8 + 0.5	10 + 0.5	15 + 1
1 MΩ	10 + 1	12 + 2	15 + 2	20 + 4
10 MΩ	50 + 5	50 + 10	50 + 10	75 + 10
100 MΩ	500 + 10	500 + 10	500 + 10	0.1% + 10
1 GΩ	0.5% + 10	0.5% + 10	0.5% + 10	1% + 10

<sup>1</sup> Specifications are for PRESET; NPLC 100; OCOMP ON.

<sup>2</sup> Tcal ±1°C.

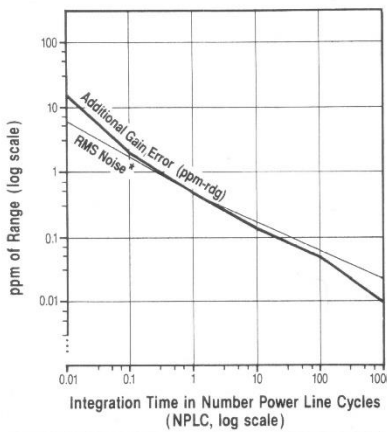
<sup>3</sup> Specifications for 90 day, 1 year, and 2 year are within 24 hours and ±1°C of last ACAL; Tcal ± 5°C.

Add 3 ppm of reading additional error for HP factory traceability of 10 kΩ to US NBS. Traceability is the absolute error relative to National Standards associated with the source of last external calibration.

**Two-Wire Ohms Accuracy**

For Two-Wire Ohms ( OHM ) accuracy, add the following offset errors to the Four-Wire Ohms ( OHMF ) accuracy. 24 Hour: 50 mΩ. 90 Day: 150 mΩ. 1 Year: 250 mΩ. 2 Year: 500 mΩ

**Additional Errors**



Range	Multiplier
10 Ω & 100 Ω	x 10
1 kΩ to 100 kΩ	x 1
1 MΩ	x 1.5
10 MΩ	x 2
100 MΩ	x 120
1 GΩ	x 1200

**Settling Characteristics**

For first reading error following range change, add the total 90 day measurement error for the current range. Preprogrammed settling delay times are for < 200 pF external circuit capacitance.

**Selected Reading Rates<sup>4</sup>**

NPLC <sup>5</sup>	Aperture <sup>6</sup>	Digits	Readings / Sec	
			Auto-Zero Off	Auto-Zero On
0.0001	1.4 μs	4.5	100,000 <sup>7</sup>	4,900
0.0006	10 μs	5.5	50,000	3,500
0.01	167 μs	6.5	5,300	960
0.1	1.66 ms	6.5	592	245
1	16.6 ms	7.5	60	29.4
10	0.166 s	7.5	6	3
100		7.5	36 / min	18 / min

<sup>4</sup> FOR PRESET; DELAY 0; DISP OFF; OFORMAT DINT.

For OHMF or OCOMP ON, the maximum reading rates will be slower.

<sup>5</sup> Ohms measurements at rates < NPLC 1 are subject to potential noise pickup. Care must be taken to provide adequate shielding and guarding to maintain measurement accuracies.

<sup>6</sup> Aperture is selected independent of line frequency (LFREQ). These apertures are for 60 Hz NPLC values where 1 NPLC = 1 / LFREQ. For 50 Hz and NPLC indicated, aperture will increase by 1.2 and reading rates will decrease by 0.833.

<sup>7</sup> For OFORMAT SINT.

\* Teflon is a registered trademark of E.I. duPont de Nemours and Co.

**Measurement Consideration**

HP recommends the use of Teflon\* cable or other high impedance, low dielectric absorption cable for these measurements.

**Maximum Input**

	Rated Input	Non-Destructive
HI to LO	± 1000 V pk	± 1000 V pk
HI & LO Sense to LO	± 200 V pk	± 350 V pk
LO to Guard	± 200 V pk	± 350 V pk
Guard to Earth	± 500 V pk	± 1000 V pk

**Temperature Coefficients (Auto-Zero Off)**

For a stable environment ± 1°C add the following error for AZERO OFF. (ppm of Range) / °C

Range	Error	Range	Error
10 Ω	50	1 MΩ	1
100 Ω	50	10 MΩ	1
1 kΩ	5	100 MΩ	10
10 kΩ	5	1 GΩ	100
100 kΩ	1		

**Specifications**

A-4