

UNIVERZITET U BEOGRADU
FAKULTET SPORTA I FIZIČKOG VASPITANJA

Boris J. Širaiy

**Evaluacija jednokanalnog telemetrijskog
EKG uređaja u različitim submaksimalnim i
maksimalnim laboratorijskim i terenskim
testovima**

Doktorska disertacija

Beograd, 2019. godine

UNIVERSITY OF BELGRADE
FACULTY OF SPORT AND PHYSICAL EDUCATION

Boris J. Širaiy

**Evaluation of a one-channel telemetric
ECG device in various submaximal and
maximal laboratory and field tests**

Doctoral dissertation

Belgrade, 2019

Informacije o mentoru i članovima komisije:

Mentor:

Dr Vladimir Ilić, vanredni profesor
Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu

Članovi komisije:

Dr Milivoj Dopsaj, redovni profesor
Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu

Dr Dragan Mirkov, redovni profesor
Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu

Dr Roman Trobec, vanredni profesor
Institut Jožef Stefan, Ljubljana, Slovenija

Datum odbrane

Zahvala

Na ovom mestu želim da se zahvalim svima koji su doprineli uspešnom završetku mojih doktorskih studija i bez kojih moj rad ne bih mogao biti uspešno završen.

Najpre želim da se zahvalim svojoj supruzi Nataliji, koja me uvek podržavala i pružala mi podršku na mom putu, jer bez nje ne bi mogao da ostvarim sve što jesam.. Želim da se zahvalim i svojim sinovima, koji su mi davali snagu i motivaciju u trenucima kada sam gubio nadu. Moram da se zahvalim i svojim roditeljima koji su sve vreme verovali u mene i podržavali me i bez kojih ne bi mogao da postignem i ostvarim sve što jesam. Veliko HVALA svima!

Takođe, ne mogu da zaobiđem ni sve one koji su dali svoj nesebični doprinos ovom radu i bez kojih moja doktorska disertacija ne bi mogla biti uspešno realizovana. Zahvala ide mom mentoru, prof. dr Vladimiru Iliću, koji se angažovao i pomogao mi u realizaciji testiranja. Zahvaljujem se i članovima komisije, prof. dr Milivoju Dopsaju, na objektivnom kriticizmu zbog kog je ova disertacija značajno pridobila na kvalitetu; kao i prof. dr Draganu Mirkovu, koji mi je pružio pomoć i savete prilikom statističke obrade prikupljenih podataka.

Posebnu zahvalu želim da izrazim prof. dr Romanu Trobcu i njegovom timu sa Instituta Jožef Stefan u Ljubljani. Hvala za svu materijalnu pomoć koju su mi pružali prilikom realizacije istraživanja, kao i za sve utrošeno vreme, savete i sugestije prilikom planiranja i realizacije istraživanja. Veliko HVALA i za doprinos u pisanju naučnih radova koji su prethodili ovoj doktorskoj disertaciji.

I na kraju, hvala svim studentima koji su učestvovali u istraživanju i bez kojih realizacija istog ne bi bila moguća.

Rezime

Iznenadna srčana smrt je jedan od najčešćih uzroka smrti među sportistima jer uzrokuje čak 90% smrti. Najčešći razlozi za iznenadnu srčanu smrt kod mladih sportista su neotkrivene aritmije, hipertrofične kardiomiopatije i anomalije koronarnih arterija sa dominacijom glavne, leve koronarne arterije. Dve francuske studije pokazale su da dnevno dolazi do 3 iznenadne srčane smrti i do 4 infarkta miokarda kod rekreativnih sportista. Prema dostupnim podacima u više od 80% slučajeva iznenadne srčane smrti kod mladih sportista smrt je nastupila u prvih 30 minuta bavljenja aktivnošću, što ukazuje na činjenicu da je povećana fizička aktivnost bila okidač srčanih aritmija koje su za sportistu sa neotkrivenim srčanim oboljenjima bile fatalne.

Pošto je sportsko srce veoma kompleksan, nedovoljno istražen fenomen, koji predstavlja sivu zonu između fiziologije i patologije, potrebno je jasno razgraničiti patološke karakteristike kardiovaskularnog sistema od adaptacije na fizički napor. Istraživanja su pokazala da 55-80% sportista umrlih od iznenadne srčane smrti nije imalo nikakve prethodne simptome oboljenja srca. Alat za otkrivanje ovakvih slučajeva mogle bi predstavljati nove tehnologije koje se uvode u sportsku praksu, zato se ova disertacija bavi evaluacijom signala telemetrijskog EKG uređaja u submaksimalnim i maksimalnim laboratorijskim i terenskim testovima.

Cilj ove disertacije je da istraži (1) *da li je sa telemetrijskim EKG uređajem moguće kvalitetno meriti EKG signal u toku fizičke aktivnosti u laboratorijskim i terenskim testovima*, (2) *da li je EKG signal izmeren na poziciji LI kvalitetniji nego na poziciji LS*, (3) *da li složenost i uslovi testiranja utiču na kvalitet signala* i (4) *da li odabir pravog načina fiksacije smanjuje broj remetećih faktora*.

U ovom istraživanju su učestvovala dvadesettri ispitanika, koji su po dva puta odradili pet različitih laboratorijskih i terenskih testova maksimalnog i submaksimalnog intenziteta. U laboratoriji su uradili testove opterećenja na bicikl ergometru i na tredmilu po RAMP protokolu, a terenski testovi koje su uradili su: Šatl ran, sprint na 100 m i Kuperov test 2400 m. U svim testovima na sebi su imali pričvršćen telemetrijski EKG uređaj, a način pričvršćivanja u prvom i u ponovljenom testiranju bio je različit.

Analizirani rezultati istraživanja pokazali su da je u svim testovima trčanja, kako u laboratoriji tako i u terenskim testovima, razlika između prvog testa i retesta statistički značajna

na nivou između $p=0.000$ i $p=0.015$, dok na bicikl ergometru razlika nije statistički značajna. Takođe, značajne razlike su zabeležene i u nekima od preostalih praćenih parametara. Analiza je pokazala da postoje značajne razlike između laboratorijskih i terenskih testova u kojima je upotrebljen isti tip pričvršćivanja uređaja (drugi test u laboratoriji i prvi terenski test) na nivou između $p=0.000$ i $p=0.039$, dok se u testiranju u kom je korišćen drugačiji tip pričvršćivanja uređaja razlike pojavljuju još samo između testa sprint na 100 m i ostalih testova na nivou između $p=0.022$ i $p=0.047$.

Na osnovu dobijenih rezultata zaključeno je da je signal u submaksimalnim testovima trčanja prihvatljiv na nivou između 97.64% i 100%, kao i da je u testu opterećenja na tredmilu prihvatljiv do maksimalnog nivoa. Međutim, u testu maksimalnog sprinta na 100 m signal je prihvatljiv do nivoa 78.26%. Na osnovu toga konstatovano je da telemetrijski EKG uređaj može da se koristi u različitim laboratorijskim i terenskim testovima ukoliko se obrati pažnja na poziciju na koju se postavlja uređaj i na način pričvršćivanja uređaja. Kao rezultat navedenog, ovaj ili neki sličan telemetrijski EKG uređaj može pomoći sportskim lekarima u detektovanju skrivenih srčanih mana sportista koje se ne otkriju u laboratorijskim testovima opterećenja i samim tim u sprečavanju iznenadne srčane smrti kod profesionalnih i rekreativnih sportista.

Ključne reči: test opterećenja; terenski testovi; iznenadna srčana smrt; telemetrijski EKG uređaj; evaluacija signala

Naučna oblast: Fizičko vaspitanje i sport

Uža naučna oblast: Nauke fizičkog vaspitanja, sporta i rekreacije

UDK broj: 796:612.12-073.7(043.3)

Summary

Sudden cardiac arrest is one of the most common causes of death among athletes, even up to 90% of such deaths. The most common reasons are undetected arrhythmias, hypertrophic cardiomyopathy, and coronary artery abnormalities with predominant left coronary artery abnormalities. Two studies conducted in France reported a daily incidence of three sudden deaths and four myocardial infarctions among the recreational population. Due to the literature more than 80% of sudden cardiac death happened in the first 30 minutes after physical activity ended. This indicates that the physical activity was what triggered the cardiac arrhythmias that proved fatal for the athletes.

Athletic cardiology is a gray zone between physiology and pathology, wherefore it is necessary to distinguish the pathological characteristics of the cardiovascular system and ensure proper adaptation to a given physical activity. Taking into account the fact that as many as 55-80% of athletes who died on the court had no previous cardiac problems or symptoms, the question is what else could be done to detect people with increased risks. New technologies can serve as a tool to detect such problems, which is why this dissertation evaluates a telemetric ECG device in submaximal and maximal laboratory and field tests.

The aims of this dissertation are to find out (1) *whether it is possible to measure an ECG signal with a telemetric ECG device during physical activity in both laboratory and field tests*, (2) *whether the ECG signal measured on the LI position is of better quality than that on the LS position*, (3) *whether the complexity of the task influences the quality of the signal*, and (4) *whether proper affixation reduces the number of disturbing factors*.

There were 23 participants included in this study. Every participant was subjected to five different laboratory and field tests of maximal and submaximal intensity. In the laboratory they completed exercise stress tests on a treadmill and cycle ergometer, while the field tests were a shuttle run, a Cooper 2400 m, and a 100-m sprint. In all the tests they had the device attached to the body, while in the second test the gadget was additionally fixed.

The results show that in all running tests the difference in a quality of ECG signal between the first and second test were at a significance level between $p=0.000$, and $p=0.015$, while the difference for the cycle ergometer difference was not significant. Also, differences were significant in some other parameters, as well as between the laboratory and field tests, where the fixation type was the same (second laboratory and first field test), at a level between

$p=0.000$ and $p=0.039$, while the differences between both retests were at a significance level between $p=0.022$, and $p=0.047$.

Based on the results the conclusion is that the signal is acceptable in a submaximal intensity test between 97.64% and 100%, and it is also acceptable at a maximal level in a cycle ergometer stress test. However, in a 100 m sprint test the signal is acceptable only at the level of 78.26%. On this basis it was concluded that telemetric ECG gadget can be used in various laboratory and field tests, but attention should be paid to the device's position and fixation. As a result, this or some other telemetric ECG can serve as an additional tool for sports physicians in detecting hidden heart defects that are not detected in laboratory exercise stress tests, as well as to prevent sudden cardiac death in professional and recreational athletes.

Key Words: exercise stress test; field tests; sudden cardiac death; telemetric ECG device; evaluation of the signal

Scientific field: Physical Education and Sport

Narrow scientific field: Science of Physical Education, Sports and Recreation

UDC number: 796:612.12-073.7(043.3)

SADRŽAJ

1. Uvod.....	1
1.1. Električna aktivnost miokarda.....	3
1.2. Elektrofiziološke karakteristike sportskog srca.....	5
1.3. Iznenadna srčana smrt kod sportista.....	8
1.4. Test opterećenja sa praćenjem elektrokardiograma.....	12
1.5. Tehničke karakteristike EKG uređaja Savvy.....	14
2. Dosadašnja istraživanja.....	17
2.1. Telemetrijski EKG uređaji.....	17
2.2. Hronologija razvoja telemetrijske elektrokardiografije.....	18
2.3. Telemetrijski EKG uređaji korišćeni u toku fizičke aktivnosti.....	20
2.4. Dosadašnja istraživanja rađena sa EKG uređajem Savvy.....	21
2.5. Savvy EKG uređaj korišćen u toku fizičke aktivnosti.....	24
2.6. Nedostaci dosadašnjih istraživanja.....	25
3. Problem, predmet, cilj i zadaci istraživanja.....	26
4. Hipoteze istraživanja.....	28
5. Metode istraživanja.....	29
5.1. Uzorak ispitanika.....	29
5.2. Uzorak varijabli.....	29
5.3. Procedura testiranja.....	32
5.3.1. Prvi eksperiment - laboratorijska testiranja.....	32
5.3.2. Drugi eksperiment - terenska testiranja.....	34
5.4. Analiza EKG signala.....	36
5.5. Statistička obrada podataka.....	40
6. Rezultati.....	42
6.1. Prvi eksperiment – laboratorijska testiranja.....	42
6.2. Drugi eksperiment – terenska testiranja.....	47
6.3. Analiza razlika kvaliteta signala u laboratorijskim i terenskim testovima.....	54
7. Diskusija.....	60
7.1. Opšta diskusija.....	60
7.2. Diskusija rezultata laboratorijskih testova.....	62
7.3. Diskusija rezultata terenskih testova.....	64
7.4. Diskusija analize razlika kvaliteta signala u laboratorijskim i terenskim testovima.....	66
8. Zaključak.....	68
8.1. Potencijalni značaj istraživanja.....	72

8.2. Smernice za buduća istraživanja.....	73
9. Literatura	74
PRILOZI.....	87
<i>Prilog 1. Izjava o autorstvu.....</i>	87
<i>Prilog 2. Izjava o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada</i>	88
<i>Prilog 3. Izjava o korišćenju</i>	89
<i>Prilog 4. Saglasnost Etičke komisije za realizaciju istraživanja.....</i>	90
<i>Prilog 5. Saglasnost ispitanika za učestvovanje u laboratorijskom testiranju.....</i>	91
<i>Prilog 6. Saglasnost ispitanika za učestvovanje u terenskom testiranju.....</i>	92
<i>Prilog 7. Naslovna strana objavljenog naučnog rada</i>	93
<i>Prilog 8. Deklaracija o ispunjavanju standarda medicinske sprave tipa IIa od strane Savvy EKG uređaja.....</i>	94
<i>Prilog 8. Ventricularna fibrilacija 1</i>	95
<i>Prilog 9. AV blok trećeg stepena.....</i>	96
<i>Prilog 10. Atrijska fibrilacija</i>	97
<i>Prilog 11. Ventricularna fibrilacija 2</i>	98
<i>Prilog 12. Elevacija S-T spojnice kao sumnja na ishemiju.....</i>	99
<i>Prilog 13. Ekstrasistole po tipu VES.....</i>	100
BIOGRAFIJA AUTORA	101

SKRAĆENICE

EKG – elektrokardiograf

KVS – kardiovaskularni sistem

W – vat

Km/h – kilometar na čas

Min:s – minut:sekund

mV – milivolt

S - sekund

LS – left superior

LI – left inferior

LSP – left superior pričvršćen

LIP – left inferior pričvršćen

LIT – left inferior pričvršćen Omniplast trakom

LIPO – left inferior pričvršćen Polarovom trakom

bpm – otkucaj u minutu

SA – sino-atrijalni čvor

AV – atrioventrikularni čvor

HS – Hisov snop

PV – Purkinijeva vlakna

VCCČ – Vilsonov centralni čvor

ISS – iznenadna srčana smrt

CO₂ – ugljen dioksid

O₂ - kiseonik

Na⁺ – natrijum

K⁺ – kalijum

Ca⁺⁺ – kalcijum

Cl⁺ – hlorid

kg – kilogram

g – gram

cm - santimetar

mm – milimetar

Hz – herc

dB – decibel

kB – kilobajt

ANOVA – analiza varijanse

SD – standardna devijacija

SAD – Sjedinjene Američke Države

1. Uvod

Već pre više od 2000 godina kod ljudi je postojala želja za poznavanjem i razumevanjem delovanja srca, koje je sve do današnjih dana ostalo jedan od najznačajnijih i najviše proučavanih ljudskih organa. Još u vreme Aristotela (350 godina p.n.e.) ustanovljeno je, da je srce najznačajniji organ u ljudskom telu i da ostali vitalni organi poput mozga, opstaju zahvaljujući kruženju krvi kroz telo. Srce se sastoji od tri sloja: unutrašnji sloj naziva se *endokard* i sastavljen je od pločastog epitela; srednji, najdeblji mišićni sloj naziva se *miokard*; a spoljašnji sloj naziva se *epikard*. Čitavo srce obavijeno je vezivnom opnom koja se naziva *perikardna kesa*. Srce se sastoji od četiri šupljine: leve i desne pretkomore (lat. *Atrium Dexter* i *Atrium Sinister*) i leve i desne komore (lat. *Ventriculum Dexter* i *Ventriculum Sinister*) (Ilić, 2004). *Miokard*, odnosno srčani mišić, izgrađen je od poprečno prugastih mišićnih vlakana koja se granaju i međusobno su spojena protoplazmičnim mostićima koji omogućavaju da miokard funkcioniše kao jedinstvena celina. Ovakva struktura omogućava nesmetano i brzo širenje impulsa po čitavom miokardu. Miokard funkcioniše po principu zakona *sve ili ništa*. Ukoliko je impuls praznog intenziteta ili jači kontrakcija miokarda je maksimalna, a ako je impuls ispod praga nema kontrakcije. Za miokard je karakteristična ritmičnost koju omogućava specijalizovano tkivo koje izgrađuje provodni aparat i stvara i provodi impulse kroz srčani mišić (Ilić, 2004). Za delovanje srca je od suštinskog značaja električna aktivnost mišićnih ćelija, pa je upravo najviše ozbiljnih srčanih bolesti povezano sa poremećajem električne aktivnosti srca (Sundnes, Lines, Cai, Nielsen, Mardal & Tveito, 2006).

Metoda kojom se meri električna aktivnost srca naziva se elektrokardiografija i predstavlja jednu od najstarijih medicinskih kliničkih metoda. Sprava kojom se na površini tela mere razlike u električnom potencijalu srčanog mišića naziva se elektrokardiograf, odnosno EKG (Sundnes et al., 2006). Razvoj elektrokardiografije je usko povezan sa otkrićima na području medicinskih i tehničkih nauka, kao što su medicina, fizika i elektrotehnika. Prva istraživanja vršena su već u 17. i 18. veku, pa je tako 1792. godine naučnik Luidi Galvani (Luigi Galvani) otkrio, da električna stimulacija srca kod životinja uzrokuje grčenje srčanog mišića (Merela, 2013). Međutim, pravi počeci elektrokardiografije datiraju u 19. vek kada su napravljeni prvi merni instrumenti za

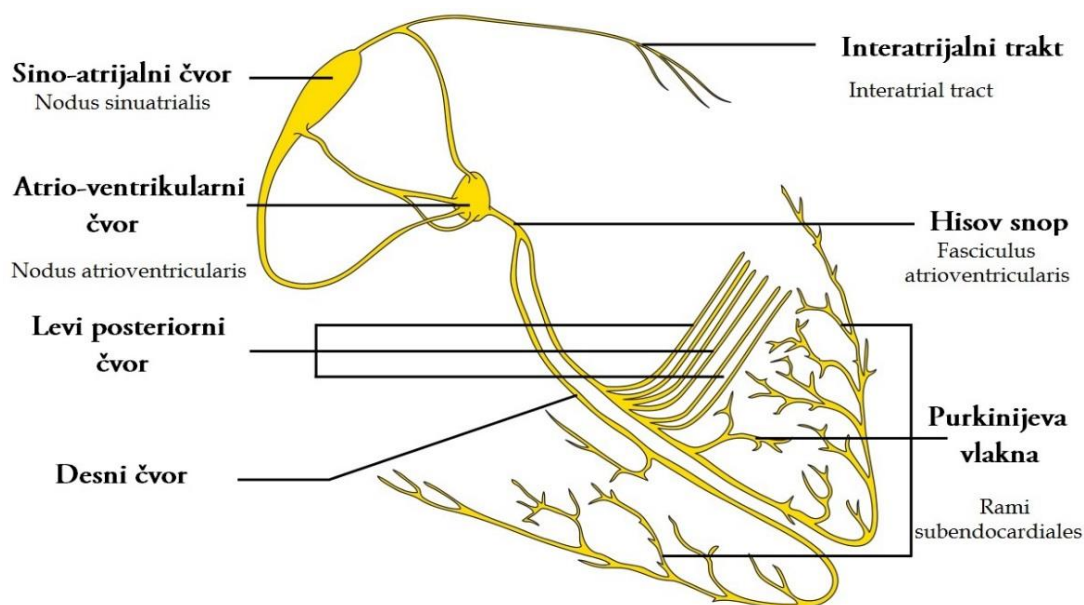
merenje električnih signala srčanog mišića. Električna aktivnost srca meri se milivoltima (mV), a prvu dovoljno osetljivu spravu za merenje je 1873. godine konstruisao francuski fizičar i dobitnik Nobelove nagrade Gabrijel Lipman (Gabriel Lippmann) (Merela, 2013). Sprava je imala oblik elektrometra, a mogla je da izmeri promene površinske napetosti na spoju Hg i G₂SO₄ (Scholz, 2010). Među prvima je taj elektrometar koristio Mari (Marey), koji je 1876. godine sa njim izmerio spontanu srčanu aktivnost srca kornjače (Marey, 1876). Lipmanov izum je 1887. godine upotrebio britanski fiziolog Augustus Voler (Augustus Waller) koji ga je unapredio u prvi EKG za čoveka. Holandski fiziolog Viljem Ajnthoven (Willem Einthoven) je 1895. godine unapredio Lipmanov elektrometar sa kojim je prvi put bilo moguće relativno precizno izmeriti električnu aktivnost srca, a delove EKG signala obeležio je slovima ABCD (Einthoven, 1895; Geddes & Roeder, 2002). Pošto nije bio zadovoljan postignutim rezultatima on je u razdoblju od 1901. do 1903. godine priredio galvanometar i po uzoru na Dekarta (Descartes) delove EKG signala obeležio slovima PQRST, koja se koriste i danas (Einthoven, 1901, 1903). Za svoj rad je 1924. godine dobio Nobelovu nagradu za medicinu. Sledeći je razvoju EKG doprineo američki kardiolog Frenk Vilson (Frank Wilson) koji je 1934. godine definisao „nulti“ referentni čvor, tzv. Vilsonov centralni čvor (VCC), koji predstavlja prosek elektroda leve ruke, desne noge i leve noge. VCC nalazi se u sredini tzv. Ajnthovenovog trougla, čijeg uglove predstavljaju te elektrode (Wilson, Johnston, Macleod & Barker, 1934). U istoriji razvoja EKG-a potrebno je spomenuti i rad američkog fizičara Normana Holtera koji je 1949. godine napravio prvi „prenosni“ EKG uređaj, mase 34 kg, koji je delovao na principu telemetrije, preko radio talasa (Holter & Generelli, 1949). Po Holteru se danas naziva 24-časovni EKG monitoring.

Uporedo sa razvojem kompjuterske tehnologije razvili su se i prvi algoritmi za analizu EKG signala. Prvi algoritmi pojavljuju se u 60-tim godinama prošlog veka, ali sve do 80-tih godina ne dostižu zadovoljavajuću preciznost i krutost. Pošto u to vreme još nije postojala standardna baza EKG snimaka dobijeni rezultati bili su neponovljivi i neuporedivi. Značajno poboljšanje preciznosti algoritama pojavljuje se u 80-tim godinama prošlog veka kada su uspostavljene prve referentne baze podataka, a istovremeno je i znatno poboljšana preciznost algoritama. Najčešće korišćen je Pan-Tompkinsov algoritam (Pan & Tompkins, 1985).

1.1. Električna aktivnost miokarda

U 19. veku postaje izuzetno izražena želja za poznavanjem delovanja srca, ne samo zbog upoznavanja tog vitalnog organa, već i zbog njegovog kliničkog značaja. Srce ima ulogu pumpe u telu koja ritmičkim ciklusom kontrakcije i relaksacije atrioventrikularnih mišićnih ćelija potiskuje krv kroz krvotok, iz velikih vena sa malim hidrostatskim pritiskom u aortu sa velikim hidrostatskim pritiskom (Westbury, 1971). Jedan ciklus kontrakcije i relaksacije srčanog mišića naziva se srčani ciklus, a kod frekvencije srca od 72 otkucaja u minutu (bpm) jedan ciklus traje 0.8 s. Glavnu ulogu u tom procesu predstavlja električna aktivnost miokarda (Sundnes et al., 2006).

Mišićne ćelije srca jednake su kao i sve druge mišićne ćelije. U ćelijama postoji razlika električnog potencijala unutar i van ćelije, koji značajno zavisi od osobina ćelijske membrane (Saxena & Vijay, 2017). Kod zdravog srca posebna grupa ćelija generiše električni signal u desnoj pretkomori (lat. *Atrium Dexter*), u delu koji se naziva *sinoatrijalni čvor* (SA). Iz SA signal putuje u *atrioventrikularni čvor* (AV), a iz njega se preko *Hisovog snopa* (HS) nastavlja u grupu *Purkinijevih vlakana* (PV) u komorama (lat. *Ventriculus*), koja prenose signal u donji deo srca (Slika 1). Takav prenos električne aktivnosti rezultuje koordinisanom aktivnošću srčanog mišića.



Slika 1. Sistem električne provodljivosti srca

Elektrohemijski fenomen srčanog ciklusa je povezan sa balansom jona koji se u fazi mirovanja srca nalaze na svakoj strani ćelijske membrane. Električni potencijal se stvara protokom iona kroz ćelije srčanog mišića koje okružuje ćelijska membrana. U taj proces su uključeni joni *Natrijuma* (Na^+), *Kalijuma* (K^+), *Kalcijuma* (Ca^{++}) i *Hlorida* (Cl^-). Unutrašnji deo srčanog mišića ima negativan, a spoljašnji deo pozitivan potencijal. Unutarćelijski fluid uglavnom sadrži K^+ , nekolicinu Na^+ , Cl^- i Ca^{++} , kao i mnogo organskih anijona različitih vrsta. Vanćelijski fluid sadrži pre svega Na^+ i Cl^- , te nekolicinu K^+ . Kretanje tih jona kroz membranu ćelije stvara električni potencijal koji se naziva polarizacija, odnosno depolarizacija i definiše se kao razlika u potencijalu između unutrašnjeg i spoljašnjeg dela ćelije. Kretanje jona i stvaranje električnog potencijala može se objasniti kroz tri faze (Saxena & Vijay, 2017):

- ✓ Faza 0 u kojoj srčane ćelije miruju, naziva se i dijastola. U toj fazi počinje kretanje K^+ i Na^+ jona. U toj fazi spoljašnji deo membrane je pozitivno naelektrisan, a razlika u potencijalu iznosi od -80 do -90 mV.
- ✓ Faza 1 u kojoj se vrši prelazak Na^+ jona u ćeliju. U toj fazi najpre dolazi do promene voltaže na -60 mV. Kao odgovor na električni stimulus počinju prelaziti joni Na^+ kroz ćelijsku membranu u ćeliju što čini unutrašnji deo naelektrisaniji od spoljašnjeg, a u toj fazi potencijal naraste sa -60 mV na otprilike +20 mV. Taj proces se naziva depolarizacija.
- ✓ Faza 2 (prelazak jona Ca^{++}). Kada se stimulacija od strane nerava završi zatvore se Na^+ kanali. S obzirom, da su Na^+ joni već u ćeliji, sada u ćeliju počinju prelaziti Ca^{++} joni. U ćeliju se pomeraju i K^+ joni i taj proces povećava napetost unutar ćelije i dovodi je nazad u potencijal mirovanja, na oko -80 do -90 mV.

Krv koju srce potiskuje kroz krvotok ulazi u srce kroz pretkomore i izlazi iz njega kroz komore. Razlikujemo mali, odnosno plućni krvotok i veliki, odnosno sistemski krvotok. Mali krvotok počinje u desnoj pretkomori u koju ulazi krv kroz plućne vene, zatim iz desne pretkomore krv prelazi u desnu komoru, a iz desne komore preko plućnih arterija odlazi u pluća gde se vrši oksigenacija krvi, izlučuje se *ugljen dioksid* (CO_2) i krv se puni *kiseonikom* (O_2). Takva krv ulazi u levu pretkomoru iz koje prelazi u levu komoru, a odatle preko aorte odlazi u sve organe i sva tkiva, gde se ponovo vrši razmena gasova,

O₂ prelazi u tkiva, a u krv ulazi CO₂ koji se izlučuje iz tkiva i organa (Ilić, 2004). Faza u kojoj se kontrahuju komore naziva se faza *sistole*, dok je faza u kojoj se komore opuštaju poznata kao faza *dijastole* (Ilić, 2004).

1.2. Elektrofiziološke karakteristike sportskog srca

Da bi organizam mogao da ostvari fizičku aktivnost velikog intenziteta potrebno je da se tome prilagodi funkcionisanje velikog broja organa i sistema u telu, a *kardiovaskularni sistem* (KVS) ima centralnu ulogu u tom procesu (Popović, Brkić, Nešić, Stojiljković, Šćepanović & Ostojić, 2007). Da bi srce zadržalo sposobnost dopremanja dovoljne količine kiseonika aktivnim mišićima u toku ponovljenih napora velikog intenziteta potrebno je da se tome prilagode njegove morfološke, funkcionalne i elektrofiziološke karakteristike, a te promene nazivaju se *sindrom sportskog srca*, odnosno *sportsko srce* (Levine, 2001).

Sportsko srce je veoma kompleksan, ne dovoljno istražen fenomen, koji predstavlja sivu zonu između fiziologije i patologije (Popović et al., 2007). Promene na srcu dešavaju se u toku dugotrajne sportske aktivnosti u zavisnosti od intenziteta i vrste fizičke aktivnosti, starosti, pola i rase sportiste, kao i od genske strukture (Ažman-Juvan & Zupet, 2010). Promene se definišu kao skup *morfoloških i funkcionalnih* karakteristika srca koje su se razvile pod uticajem sportskog treninga (Popović et al., 2007). Adaptacija KVS na trening dešava se u zoni *maksimalnih opterećenja*, odnosno tzv. maksimalizacije, u kojoj dolazi do morfoloških i funkcionalnih promena srca i krvnih sudova (Đurđević, 1981; Kindermann, 2003). Sportsko srce odlikuje *hipertrofija* i povećanje mase srčanog mišića; *dilatacija*, odnosno povećanje njegovih šupljina i povećanje srca u celini, kao i *smanjena srčana frekvencija* u mirovanju (Scharhag, Schneider, Urhausen, Rochette, Kramann & Kindermann, 2002). Srce hipertrofira dok leva komora ne dostigne *kritičnu masu od 350 g* (normalno 200 g), sa podjednakim uvećanjem septuma i zida leve komore do *najviše 13 mm* (Maron, 2003; Mazić, Životić-Vanović, Igrački, Živanić & Velkovski, 2001; Shephard, 1996; Mazić, Životić-Vanović, Igrački, Malićević, Živanić, Nešić et al., 2000). Sve to povećava ekonomičnost rada srčanog mišića u mirovanju i prilikom fizičkog napora, što za posledicu ima adaptaciju KVS na trening (Đurđević, 1981).

Elektrofiziološke promene sportskog srca predstavljaju promene u *ritmu srca*, u *provođenju* i *repolarizaciji*, kao i promene *prekordijalne voltaže*, što se manifestuje u promenama EKG (Popović et al., 2007). Ove promene su posledica povećanog tonusa *vagusa* i supresije *simpatičke nervne regulacije*, a neke od ovih promena mogu se pripisati *intrinzičkoj* srčanoj komponenti, koja je zaslužna za nižu frekvenciju denervisanog sportskog srca (Popović et al., 2007). Intenzivan trening utiče na autonomnu regulaciju i na intrinzičku srčanu pejsmejker funkciju (Houston, Puffer & Rodney, 1985). Promene u EKG-u su češće i više izražene kod muških sportista koji se bave sportovima izdržljivosti, poput biciklizma i veslanja, nego kod sportista u tehničkim disciplinama kao što je skijanje, i kod sportistkinja u svim sportovima (Pelliccia, Maron, Culasso, Di Paolo, Spataro, Biffi et al., 2000).

Promene koje se dešavaju u sportskom srcu su *smanjena frekvencija srca*, *niži krvni pritisak* i *povećan radni kapacitet* (Ilić, Ranković, Krstić, Popović-Ilić, Hadži Ilić, Mekić et al, 2012). Najčešći nalaz kada se radi o promeni ritma je *sinusna bradikardija* u mirovanju, koja se pojavljuje kod većine sportista koji treniraju dinamičke sportove, kod takvih sportista zabeležene su čak frekvencije od 25 bpm (Popović et al., 2007; Chapman, 1982). Sinusna bradikardija zabeležena je kod 50% do 85% sportista, od kojih se većina bavi sportovima izdržljivosti (Pelliccia et al., 2000; Parker, Londeree, Cupp & Dubiel, 1978; Williams, Eden, Moll, Lester & Wallace, 1981; Van Ganse Versee, Eylenbosch & Vuylsteek, 1970), a izraženost bradikardije je usko povezana sa nivoom treniranosti (Wieling, Borghols, Hollander, Danner & Dunning, 1981; Ehsani, Hagberg & Hickson, 1978). Pored bradikardije može se pojaviti i *sinusni blok* koji najčešće ne traje duže od 2.5 s (Ažman-Juvan & Zupet, 2010). Kod osoba sa sportskim srcem takođe je veoma često zabeležena *sinusna aritmija*, čak u 13% do 69% slučajeva, što je mnogo više nego kod opšte populacije gde se sinusna aritmija pojavljuje u 2.4% do 20% slučajeva (Popović et al., 2007). Kod 70% sportista prisutna je i *respiratorna sinusna aritmija* koja je takođe usko povezana sa nivoom treniranosti (Nakamoto, 1969; Smith, Cullen & Thorburn, 1964). Lutajući pejsmejker prisutan je kod 19% sportista (Hanne-Paparo & Kellermann, 1981). Veoma česta pojava je i *poremećaj provođenja*, kod sportista se često pojavljuje *atrioventrikularni (AV) blok I. stepena*, a različita literatura navodi, da se takav blok pojavljuje u 6% do 33% slučajeva (Puffer, 2001; Link, Homoud, Wang & Estes, 2001), odnosno u 10% do 37% (Viitasalo, Kala & Eisalo, 1982), što je mnogo više nego kod

opšte populacije gde se pojavljuje u svega 0.65% slučajeva. Kod onih sportista kod kojih taj blok nije zastupljen često je primećeno relativno *produženje* P-R intervala ($P-R > 0.20$ s) (Van Ganse et al., 1970). AV blok II. stepena, tipa *Mobitz I*, kod sportista je zastupljen u 0.125% do 10% slučajeva, dok se kod opšte populacije pojavljuje samo u 0.003% slučajeva (Puffer, 2001; Link et al., 2001). Čak kod 40% sportista kod kojih je prisutan AV blok I. stepena zabeležen je i AV blok II. stepena, tipa *Mobitz I* (Estes, Link, Homoud & Wang, 2001). Studije su pokazale da ovaj blok obično ne prelazi u blokove višeg stepena pa se tako AV blok II. stepena tipa *Mobitz II* i AV blok III. stepena kod sportista pojavljuju samo u 0.0002% slučajeva, što je ređe nego kod opšte populacije gde se pojavljuju u 0.0017% slučajeva. Pošto su navedeni ritmovi u mirovanju povišenog tonusa *parasimpatikusa* oni nestaju sa fizičkom aktivnošću, kada počinje rasti *simpatička* komponenta autonomne regulacije (Puffer, 2001; Landelius, Norinder, Svedenhag, Nowak & Sylven, 2000; Link et al., 2001). Prekid treniranja takođe dovodi do normalizacije srčanog ritma i EKG nalaza (Zeppilli, Fenici, Sassari, Pirrami, & Caselli, 1980).

Povećana aktivnost *parasimpatikusa* u mirovanju takođe uzrokuje promene u provođenju koje se manifestuju u obliku *rane repolarizacije*. U literaturi se navode podaci da je rana repolarizacija prisutna kod 50% do 80% slučajeva (Zehender, Meinertz, Keul & Just, 1990; Bianco, Bria, Gianfelici, Sanna, Palmieri & Zeppilli, 2001) pa čak i od 10% do 100% slučajeva (Popović et al., 2007). Promene u repolarizaciji pod uticajem treninga svrstavaju se u četiri kategorije:

1. *Elevacija S-T segmenta* od 0.5 mm ili veća, najčešće konkavna i uz *elevaciju J tačke*, odnosno terminalnim prebacivanjem R talasa, brzom QRS tranzicijom i visokim prekordijalnim T-talasima
2. Retko je zabeležena *depresija J tačke* zajedno sa *depresijom S-T segmenta*, koja može biti horizontalna i sa pozitivnim T-talasima niske amplitude
3. *Juvenilni T-talas* u odvodima V1-V4
4. *Terminalna inverzija T-talasa* u lateralnim ili prekordijalnim odvodima, sa ili bez promena u S-T segmentu (Puffer, 2001)

Interventrikularni poremećaji provođenja (QRS kompleks dužine od 0.10 do 0.12 s) posledica su povećane mase srčanog mišića (Ažman-Juvan & Zupet, 2010). Takav nalaz zabeležen je kod 14% do 51% sportista i manifestuje se u obliku *nepotpunog bloka desne grane Hisovog snopa* (Zehender et al., 1990; Wight & Salem, 1995; Fagard, Aubert, Lysens, Staessen, Vanhees & Amery, 1983). Takav nalaz se nakon prestanka bavljenja fizičkom aktivnošću potpuno normalizuje (Wight & Salem, 1995; Fagard et al., 1983).

Kod sportista se u odnosu na opštu populaciju često pojavljuju i promene u *voltaži QRS kompleksa*, a interesantan je podatak, da se promene od 25% dešavaju već posle 11 nedelja treninga, a sa prestankom treninga se te promene nekoliko sporijim tempom vraćaju u stanje pre početka bavljenja fizičkom aktivnošću (Puffer, 2001).

1.3. Iznenadna srčana smrt kod sportista

U današnje vreme profesionalni sport iziskuje od sportista najveće moguće napore. Čak se i među rekreativnim sportistima mogu naći oni koji u cilju postizanja što boljih rezultata na rekreativnim takmičenjima dovode telo do ivice mogućnosti, a uz to najčešće zanemaruju redovne lekarske preglede. Upravo to su razlozi zbog kojih dolazi do povećanog rizika iznenadnih srčanih problema i *iznenadne srčane smrti* (ISS) u toku izvođenja intenzivne fizičke aktivnosti, naročito u takmičarskom sportu (Corrado, Basso, Rizzoli, Schiavon & Thiene, 2003; Marijon, Tafflet, Celermajer, Dumas, Perier, Mustafic et al., 2011; Thompson, Franklin, Balady, Blair, Corrado, Estes et al., 2007). Kardiovaskularne bolesti uzrokuju smrt više od 90% sportista (Mazić, Ilić, Đerić & Arandjelović., 2011). Najčešći razlozi ISS kod osoba *mlađih od 35 godina* (mladi sportisti) su neotkrivene aritmije (Chandra, Bastiaenen, Papadakis & Sharma, 2013; Harmon, Asif, Klossner & Drezner, 2011), hipertrofične kardiomiopatije i anomalije koronarnih arterija sa predominacijom glavne leve koronarne arterije (Mazić et al., 2011), dok kod osoba *starijih od 35 godina* najčešći uzrok predstavljaju koronarna bolest koja više pogađa muškarce nego žene (Borjesson & Pelliccia, 2009; Chandra, Bastiaenen, Papadakis & Sharma, 2013) i aterosklerotične promene koronarnih arterija (Mazić et al., 2011). Zanimljivo je da postoji velika geografska heterogenost u pogledu najčešćih uzroka ISS, pa je tako najčešći uzrok u Severnoj Americi *hipertrofična kardiomiopatija*,

u Nemačkoj najčešći uzrok predstavlja *miokarditis*, u Italiji je to *aritmogena kardiomiopatija desne komore*, dok u Kini najviše sportista umre usled *Marfanovog sindroma* (Pigozzi, Spataro, Fagnani & Maffulli, 2003).

Pošto na našim prostorima ne postoji naučna literatura koja se bavi slučajevima ISS u toku izvođenja fizičke aktivnosti, u nastavku će biti predstavljeni podaci stranih autora. Studije izvedene u *Sjedinjenim Američkim Državama* (SAD) pokazuju da je incidencija ISS među sportistima na koledžima i u srednjim školama 1:200.000 godišnje (Maron, Shirani, Poliac, Mathenge, Roberts & Mueller, 1996; Pedoe, 2000; Maron, Gardin, Flack, Gidding, Kurosaki & Bild, 1995), međutim, *evropske studije* pokazuju da je incidencija veća i da iznosi od 1-1,6:100.000 godišnje (Epstein & Maron, 1986; Pigozzi et al., 2003). Dve studije izvedene u Francuskoj potvrdile su da dnevno dolazi do 3 ISS i do 4 *infarkta* miokarda kod *rekreativnih sportista* (Chevalier, Hajjar, Douard, Cherief, Dindard, Sedze et al., 2009; Marijon, Uy-Evanado, Reinier, Teodoroescu, Narayanan, Jouven et al., 2015). Studija izvedena u periodu od 1985. do 1995. godine (Maron et al., 1996), pokazala je, da je od 158 iznenadnih srčanih smrti sportista čak 134 uzrokovano kardiovaskularnim bolestima, od čega su samo 24 sportista u periodu od tri godine pre smrti imala simptome oboljenja KVS. Prema podacima iz literature u više od 80% slučajeva iznenadne srčane smrti kod mladih sportista smrt je nastupila u *prvih 30 minuta* bavljenja aktivnošću (Arandelović, Pavlović, Mazić & Aleksandrić, 2004). Taj podatak ukazuje na to da je povećana fizička aktivnost bila okidač srčanih aritmija koje su za sportistu sa neotkrivenim srčanim oboljenjima bile fatalne (Maron et al., 1996; Firoozi, Sharma & McKenna, 2003). ISS se kod žena sportistkinja javlja devet puta ređe nego kod muškaraca, a pretpostavlja se da su razlozi za to manji broj aktivnih žena u sportu, bolja adaptacija KVS, zaštitna uloga ženskih polnih hormona, manje stresni zahtevi u takmičenju, kao i ređe dijagnostikovane kardiomiopatije u ženskoj populaciji (Popović, Mazić, Nešić, Šćepanović, Aleksandrić & Ostojić, 2006).

Radna grupa za sportsku kardiologiju Evropskog udruženja kardiologa, je 2005. godine izdala preporuke na koje promene u EKG-u je potrebno obratiti pažnju prilikom testiranja sportista, jer je u slučaju detektovanja takve vrste promena potrebno da se izvrše dodatna ispitivanja (Corrado, Pelliccia, Bjornstad, Vanhees, Biffi, Borjesson et al., 2005). Dodatna ispitivanja su potrebna u slučajevima kada se detektuju *P talasi* koji ukazuju na

hipertrofiju leve ili desne komore srca; *QRS kompleksi* koji ukazuju na levu ili desnu rotaciju srca, *patološki Q zubac*, *blok leve ili desne grane* Hisovog snopa; *denivelacija S-T spojnice*, *negativni ili ispravljeni T talasi* u dva ili više odvoda; *produženi QTc*; *epsilon talasi*; *EKG tipa Brugada*; *ventrikularne tahikardije*, *atrijske fibrilacije*, *skraćen P-R interval* sa delta talasima ili bez njih; *AV blokovi* koji ne nestaju sa testom opterećenja (Ažman-Juvan & Zupet, 2010).

Bolesti srca koje predstavljaju najčešće uzroke za ISS zahtevaju posebnu i pažljivu analizu EKG promena. Kod detektovanja nekih bolesti EKG u mirovanju može pomoći prilikom postavljanja diagnoze, međutim, često takvo testiranje samo pokaže postojanje određenih problema, a za potpunu diagnozu je potrebno dodatno testiranje *testom opterećenja*, *praćenje 24-časovnim EKG-om*, *ehokardiografija* ili u poslednje vreme sve češće korišćen *MRI snimak srca* (Ažman-Juvan & Zupet, 2010). Ređe su potrebna invazivna ispitivanja poput koronarne angiografije, biopsije srca, elektrofiziološka ispitivanja i kontrastna ventrikulografija (Ažman-Juvan & Zupet, 2010). Bolesti koje zahtevaju posebnu pažnju su:

- ✓ *hipertrofična kardiomiopatija*, koja predstavlja najčešći uzrok ISS kod mladih sportista u SAD (Maron et al, 1996; Basilico, 1999; Van Camp, Bloor, Mueller, Cantu & Olson, 1995; Maron, Roberts, McAllister, Rosing & Epstein, 1980)
- ✓ *idiopatska hipertrofija leve komore*, koja predstavlja uzrok ISS kod 7% do 10% mladih sportista (Maron et al., 1996; Arandjelović et al., 2004; Koester, 2001; Firoozi et al., 2003)
- ✓ *aritmogena kardiomiopatija desne komore*, koja je najčešći uzrok ISS mladih sportista u severnoj Italiji (Corrado, Basso, Pavei, Michieli, Schiavon & Thiene, 2006)
- ✓ *kongenitalne anomalije koronarnih arterija*, koje su po učestalosti drugi uzrok ISS kod mladih sportista u SAD i u Italiji (Maron et al., 1996; Corrado et al., 2006; Maron et al., 1980)
- ✓ *miokarditis*, koji predstavlja najčešći uzrok ISS kod sportista u Nemačkoj (Pigozzi et al., 2003)

- ✓ *ruptura aorte i Marfanov sindrom*, koji je najčešći uzrok ISS kod sportista u Kini (Pigozzi et al., 2003)
- ✓ *Wolf-Parkinson-White sindrom*
- ✓ *Brugada sindrom*
- ✓ *produženi Q-T interval*

S obzirom na čestu pojavu ISS kod profesionalnih i rekreativnih sportista koja je najčešće uzrokovana elektrofiziološkim poremećajima srčanog ritma, potrebno je jasno razgraničiti patološke karakteristike kardiovaskularnog sistema od adaptacije na fizički napor. U 14% slučajeva iznenadne srčane smrti kod sportista zabeležena je elevacija S-T segmenta nad desnim odvodima (Corrado, Basso, Buja, Nava, Rossi & Thiene, 2001), a takođe se pojavljuju i kratkotrajne ventrikularne tahikardije koje često ukazuju na ishemiju i druga oštećenja leve sečane komore (Ferguson, Myers & Froelicher, 2001). Prilagođavanje trenajnih procesa i pravovremeni prestanak bavljenja fizičkom aktivnošću može sprečiti pojavu iznenadne srčane smrti, a kriterijumi za takve odluke moraju biti strogo definisani. Uzimajući u obzir podatak da čak 55-80% sportista umrlih od iznenadne srčane smrti nije imalo nikakve prethodne simptome oboljenja srca (Drezner, Courson, Roberts, Mosesso, Link & Maron, 2007), s pravom se postavlja pitanje šta bi još moglo da se uradi u cilju prevencije i ranog otkrivanja osoba sa povećanim rizikom, a pred lekare je postavljen težak zadatak.

Uzimajući u obzir da u Zapadnom svetu srčane bolesti uzrokuju najviše smrti kod opšte populacije (Sundnes et al, 2006), detaljnije poznavanje delovanja srca svakako može pomoći prilikom pronalaženja novih tehnika za dijagnostikovanje srčanih bolesti i služi kao motivacija za značajna ulaganja u buduća istraživanja povezana sa tom problematikom. Pošto je najviše ozbiljnih problema sa srcem povezanih sa električnom aktivnošću miokarda (Sundnes et al., 2006), ta uska povezanosti između električne aktivnosti srca i srčanih bolesti daje pravi značaj i snagu praćenju EKG-a.

1.4. Test opterećenja sa praćenjem elektrokardiograma

Najčešći alat za dijagnostikovanje problema sa srcem predstavlja EKG, a svakodnevno se širom sveta uradi oko *million* snimaka delovanja srca (Sunders et al., 2006). EKG se u Evropi sve više koristi u preventivnim pregledima, sa ciljem detekcije bolesti srca bez kliničkih znakova i samim tim *sprečavanjem ISS*, jer je mnogo osetljiviji za detekciju srčanih oboljenja od anamneze i kliničkog pregleda (Ažman-Juvan & Zupet, 2010). Patološki EKG nalaz je zabeležen kod 95% pacijenata sa hipertrofičnom kardiomiopatijom i kod 85% pacijenata sa aritmogenom kardiopatijom desne komore (Marcus, 2000), dok su anamneza i klinički pregled u samo 3% slučajeva ukazali na postojanje srčane mane kod ispitanika (Maron et al., 1996).

Podaci o delovanju srca u toku fizičke aktivnosti dobijaju se *testom opterećenja* koji se izvodi na tredmilu ili na bicikl ergometru sa praćenjem EKG-a (Amit, Granot & Abboud, 2014), anaerobnog praga (Bosch, Holzapfel & Traustadottir, 2015), krvnog pritiska (O'Neal, Qureshi, Blaha, Keteyian, Brawner & Al-Mallah, 2015), frekvencije srca (Lipinski, Vetrovec, Gorelik & Froelicher, 2005), potrošnje kiseonika (Lim & Theodosiou, 2014), opšteg osećaja ispitanika (test Borgove skale) i fizičkog stanja ispitanika, uključujući bol u grudima i dispneju (Maron, Araujo, Thompson, Fletcher, de Luna, Fleg et al., 2001). Postoje različiti protokoli testova opterećenja kao što su Bruce, RAMP, Balke-ware, USAFSAM, „Slow“ USAFSAM, modifikovani Balke i modifikovani Bruce protokol, ACIP protokol, itd (American College of Sports Medicine, 2006). Možda najpoznatiji i najčešće korišćeni su test opterećenja po Bruce protokolu i test opterećenja po RAMP protokolu (American College of Sports Medicine, 2006; Casa, Guskiewicz, Anderson, Courson, Heck, Jimenez et al., 2012; Porszasz, Casaburi, Somfay, Woodhouse & Whipp, 2003). Oba protokola mogu se izvoditi kako na tredmilu tako i na bicikl ergometru.

Test opterećenja koristi se u svrhu dijagnoze, prognoze, u terapeutske svrhe, kao i za procenu fizičke pripremljenosti u cilju planiranja i programiranja vežbanja (Thompson, Arena, Riebe & Pescatello, 2013) i predstavlja neinvazivno, simptomima ograničeno testiranje, koje se izvodi do submaksimalnih ili maksimalnih opterećenja ispitanika, sa ciljem otkrivanja eventualnih srčanih bolesti (Borjesson, Urhausen, Kouidi,

Dugmore, Sharma, Halle et al., 2011; Harmon, Zigman & Drezner, 2015; Maron et al., 2001). Međutim, kod ljudi koji nemaju prethodne simptome srčanih bolesti retko se dešava da se jednokratnim testom opterećenja otkriju eventualne srčane mane (Banerjee, Newman, Van den Bruel & Heneghan, 2012; Chou, Arora, Dana, Fu, Walker & Humphrey, 2011). Informacije dobijene tokom izvođenja testa opterećenja koriste se za dijagnozu i evaluaciju stanja srca testirane osobe (Sharif & Alway, 2016).

Senzitivnost testa opterećenja varira u zavisnosti od slučaja do slučaja i zavisi od broja zahvaćenih koronarnih arterija. Još kasnih šezdesetih i ranih sedamdesetih godina prošlog veka devet različitih istraživanja je pokazalo, da se senzitivnost testa opterećenja za detekciju srčanih oboljenja kreće u rasponu od 54% do 80% (Froelicher, Thompson, Longo, Triebwasser & Lancaster, 1976; Kelemen, Gillilan, Bouchard, Heppner & Warbasse, 1973; Mason, Likar, Biern & Ross, 1967; Martin & McConahay, 1972; Goldschlager, Selzer & Cohn, 1976; Kusumi, Bruce, Ross, Trimble & Voigt, 1976; Ascoop, Simoons, Egnond & Brusckke, 1971; Bartel, Behar, Peter, Orgain & Kong, 1974; Kassebaum, Sutherland & Judkins, 1968), dok se specifičnost testa opterećenja kreće u rasponu od 88% do 97% (Froelicher et al, 1976). Takođe, utvrđeno je, da višekanalni EKG snimci poboljšaju senzitivnost testa za 10-20%, bez gubitka njegove specifičnosti (Mason et al., 1967; Phibbs & Buckels, 1975).

Razumevanje svrhe testa opterećenja omogućava ispitivaču da izabere primerenu metodologiju testa koja će mu dati potrebne informacije i ujedno biti bezbedna za ispitanika. Postoje određene indikacije i preporuke kada bi trebalo odraditi test opterećenja sa ispitanikom, a za tu svrhu napravljene su smernice koje klasifikuju stepen preporuke (A-najviši, D-najniži) za testiranje (Harbour & Miller, 2001). Neke od indikacija za test opterećenja u kliničkoj praksi su:

- ✓ Detekcija vežbanjem indukovane bronhokonstrikcije (A)
- ✓ Detekcija vežbanjem indukovane arterijske kiseoničke desaturacije (B)
- ✓ Procena fizičke pripremljenosti (B)
- ✓ Funkcionalna i prognostička procena pacijenata sa različitim srčanim oboljenjima (B, C)

- ✓ Prepoznavanje specifičnih simptoma srčanog oboljenja u toku vežbanja, koji mogu pomoći u postavljanju dijagnoze uzroka ograničavajućeg faktora vežbanja (C)
- ✓ Funkcionalna evaluacija pacijenata sa neobjašnjivom dispnejom na napor (D)

U pojedinim zemljama, među kojima je i Srbija, je zakonom obavezno utvrđivanje opšte zdravstvene sposobnosti za obavljanje sportskih aktivnosti, koja uključuje i test opterećenja sa EKG monitoringom (Zakon o sportu, član 19., Službeni glasnik RS, br. 10/2016). Svaki sportista je obavezan da odradi test opterećenja, jednom do dva puta godišnje. U pojedinim sportovima sportista uopšte nije u mogućnosti da se takmiči, ukoliko pre početka takmičenja ne dostavi pismenu potvrdu lekarima, da je prošao sva neophodna testiranja i da je zdrav i sposoban za bavljenje takmičarskim sportom. EKG monitoring je već 25. godina obavezan alat u preventivnim pregledima sportista u Italiji, gde je zabeleženo znatno smanjenje slučajeva ISS, jer su sportisti u zavisnosti od nalaza isključivani iz takmičarskih aktivnosti (Corrado et al., 2006). Iz tog razloga EKG je uključen u predlog evropskih preporuka za preventivne preglede sportista (Corrado et al., 2005). Dok se u Evropi EKG smatra zlatnim standardom, Američko udruženje kardiologa ga odbacuje zbog njegove male senzitivnosti i velikog broja lažno pozitivnih rezultata (Mazić et al., 2011). Međutim, upravo rezultati iz Italije, gde u periodu od 2000 do 2010. godine nije zabeležen ni jedan slučaj ISS kod sportista podvrgnutih predtakmičarskom pregledu govori u prilog evropskih preporuka (Mazić et al, 2011).

1.5. Tehničke karakteristike EKG uređaja Savvy

Jednokanalni EKG uređaj korišćen u ovom istraživanju razvijen je na Institutu Jožef Stefan u Ljubljani i sertifikovan je kao medicinski EKG uređaj. Uređaj ispunjava sve neophodne medicinske standarde, sertifikovan je kao medicinska sprava tipa IIa (CE 1304) i ispunjava standarde EN ISO 13485:2003/AC:2007 prema direktivi o medicinskim pomagalima broj 93/42/EGS-Mdd. Uređaj je trenutno u proceduri pridobijanja sertifikata po standardu EN60601-2-47, koji predstavlja standard za Holterske uređaje i koji ispunjava svega nekoliko uređaja u svetu. Uređaj je u komercijalnoj upotrebi na tržištu prisutan pod imenom Savvy EKG (Saving d.o.o., Ljubljana, Slovenija, www.savvy.si).

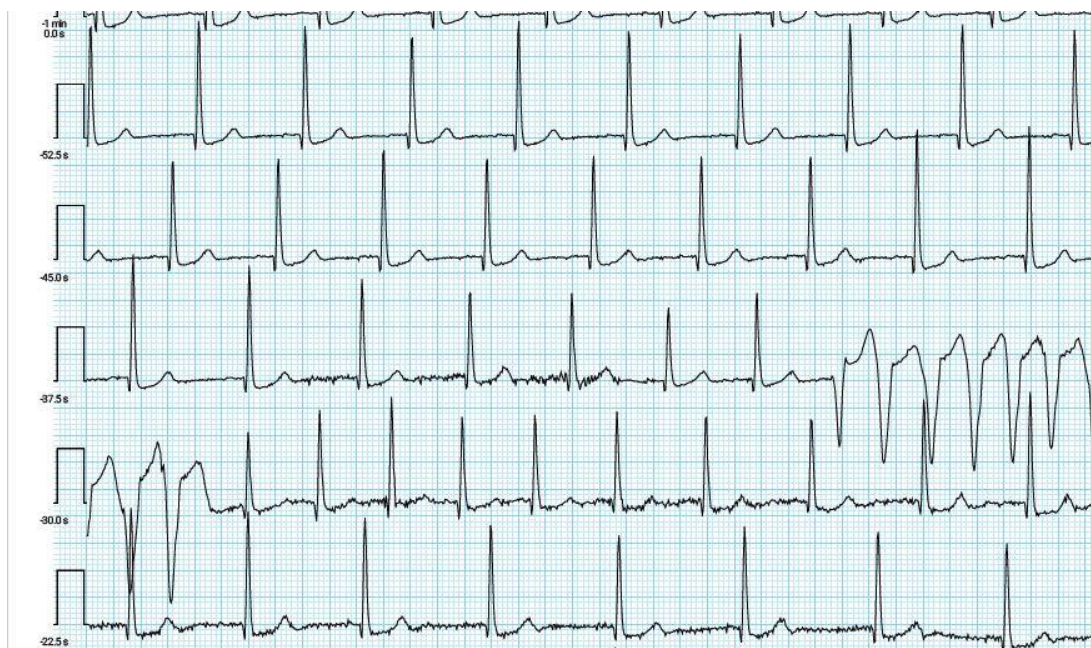
Jednokanalni EKG je dizajniran za dve elektrode koje se lepe na telo u razmaku 5 cm jedna od druge i u sebi sadrži analogni prednji kraj, mikrokontroler niske napetosti, Bluetooth radio V4.0 niske napetosti, keramičku čip antenu i litijumsku bateriju. Analogni prednji kraj je dizajniran tako da sprečava smetnje od strane drugih radio frekvencija. Filtriranje signala vrši se posebnim filterom (0,15 Hz do 250 Hz, - 3dB) koji filtrira signal pre nego što uđe u 10 bitni konverter mikrokontrolera sa frekvencijom snimanja od 125 Hz za standardni monitoring rada srca. Frekvencija može da se za medicinske analize i istraživanja poveća do 1000 Hz. 16 bitni mikrokontroler (Texas Instruments, MSP430F2274) sadrži 32 kB FLASH-a, 1 kB RAM-a i temperaturni čip senzor. Mikrokontroler ima dovoljno perifernih ulaza koji mogu podržati ostale senzore koji se nalaze unutar EKG-a, poput akcelerometra, senzora temperature kože, itd. Za Bluetooth radio vezu koristi se Nordic Semiconductor čip nRF8001. Uređaj se napaja litijumskom baterijom CR2032, koja ima kapacitet sedmodnevnog kontinuiranog snimanja i zbog toga je uređaj primeren za dugotrajni monitoring srčanog rada. Dimenzije uređaja su 130 mm x 35 mm x 14 mm, a težina je 21 g, pa zbog svojih dimenzija i male težine ne smeta korisniku u toku vršenja svakodnevnih aktivnosti (Slika 2). Uređaj je detaljno opisan u studiji Trobec et al. (Trobec, Tomašić, Rashkovska, Depolli & Avbelj, 2018).



Slika 2. Savvy EKG uređaj (preuzeto iz studije Trobec et al., 2018)

EKG signal se snima i beleži na aplikaciji koja se besplatno instalira na Android pametni telefon sa Google store-a. U toku snimanja EKG signala telefon se može normalno koristiti jer aplikacija nesmetano radi u pozadini i ne ometa normalan rad telefona. Signal sa uređaja se šalje na telefon putem Bluetooth veze. Aplikacija omogućava vizuelno praćenje EKG signala u realnom vremenu i sadrži detektor srčane frekvencije

koji prati i izračunava frekvenciju srca u realnom vremenu. U toku snimanja signala moguća je pojava određenih smetnji poput kratkotrajnih prekida radio signala. Korisnik može u svakom trenutku prekinuti snimanje, a snimljeni podaci će ostati sačuvani u memoriji telefona. Iz telefona se podaci prebacuju na kompjuter gde se mogu obraditi u VisECG programu koji je besplatno dostupan na internetu (www.savvy.si), ili u bilo kom programu za Holterske analize koji podržava format snimka, odnosno omogućava konverziju formata snimka u format koji odgovara programu. Uređaj potpuno sigurno detektuje bolesti srca poput atrijskih i ventrikularnih fibrilacija, atrijskih i ventrikularnih tahikardija, AV blokove, sinusne pauze, ekstrasistole, itd, pa se zbog toga već koristi u kliničkoj praksi (Slika 3).



Slika 3. Ventrikularna tahikardija detektovana Savvy EKG uređajem (Izvor: Klinički centar Ljubljana, Odeljenje za kardiologiju)

2. Dosadašnja istraživanja

2.1. Telemetrijski EKG uređaji

Prvi „prenosni“ telemetrijski EKG uređaj je već 1949. godine napravio je Norman Holter (Holter & Generelli, 1949). Međutim, taj uređaj imao je 34 kg pa se zbog svoje mase u stvarnosti nije mogao koristiti kao prenosna sprava, međutim, u čast Normana Holtera danas se 24-časovni EKG monitoring naziva njegovim imenom. Do današnjeg dana tehnologija je veoma napredovala tako da danas postoji veći broj prenosnih telemetrijskih EKG uređaja koji su veoma mali, lagani i praktični za upotrebu, pa tako mnogi od njih dostižu masu od 0.1 do 0.2 kg.

Najpoznatiji telemetrijski EKG uređaj danas naziva se Holter i koristi se u medicini za 24-časovno praćenje rada srca pacijenta. Monitoring rada srca obično odredi lekar, nakon što se problemi koje javlja pacijent ne mogu detektovati EKG snimkom u mirovanju, odnosno laboratorijskim testom opterećenja. Kod Holterskog monitoringa na telo pacijenta stavlja se od 3 do 8 elektroda koje su povezane sa malom spravom koja se zakači za pojas pacijenta. Većina Holterskih uređaja ima posebno dugme koje pacijent stisne svaki put kada oseti neku poteškoću, što znatno olakšava lekaru detekciju neželjenih pojava u radu srca pacijenta. Nakon završenog snimanja prikupljeni podaci se prebacuju na kompjuter gde lekar analizira zapis u posebnom softveru. Sprave kojima se sprovodi Holterski monitoring srca imaju posebne sertifikate i moraju ispunjavati strogo određene standarde. Zbog rigoroznih zahteva veoma mali broj EKG uređaja u svetu ispunjava zahteve za dobijanje takvog sertifikata, zbog čega se uređaj smatra validnim za postavljanje dijagnoza.

Pored sertifikovanih medicinskih sprava danas na tržištu postoji i mnogo drugih telemetrijskih EKG uređaja koji su više ili manje validni i pouzdani. Velika većina tih uređaja nema nikakve sertifikate i sa njima nisu rađena nikakva istraživanja. Pošto su takvi uređaji relativno novi i masovnije se pojavljuju tek u poslednjih nekoliko godina, takođe i studije koje se bave istraživanjima sa njima su novije i najviše ih je objavljeno tek u poslednjih desetak godina. Među objavljenim studijama najviše nedostaju studije upotrebe telemetrijskih EKG uređaja u toku vršenja fizičke aktivnosti, kako u laboratorijskim tako i u terenskim uslovima.

2.2. Hronologija razvoja telemetrijske elektrokardiografije

Prve studije objavljene su još devedesetih godina prošlog veka. Među prvima 1997. godine objavljena je studija u kojoj je opisan mali EKG detektor koji šalje signal na poseban sat sa kog se zatim prebacuje i analizira na kompjuteru (Handa, Shoji, Ike, Takeda & Sekiguchi, 1997). U toj studiji autori su prikazali sat koji je telemetrijski povezan sa EKG uređajem postavljenim na telo pacijenta, uz to na nozi ispitanika nalazi se akcelerometar, a sistem sadrži i detektor pokreta oka. Uređaj kojim su bili prikupljeni podaci bio je veoma praktičan i ekonomičan. Početkom 21. veka, tačnije 2001. godine urađena je studija jednokanalnim telemetrijskim EKG uređajem namenjenim za kućnu upotrebu koji šalje podatke putem transmitora koristeći standardnu telefonsku liniju za transfer signala od pacijenta do lekara (Orlov, Drozdov, Doarn & Merrell, 2001). Autori su predstavili jednostavan način za transfer EKG izveštaja koji je ispitanik dobio merenjem rada svog srca u kućnim uslovima do lekara, odnosno medicinskog osoblja. Ubrzo zatim svake godine počnu da se pojavljuju nove studije koje opisuju potencijalnu primenu različitih telemetrijskih EKG uređaja u svakodnevnom životu. U 2004. godini objavljena je studija u kojoj autori predstavljaju mogućnost primene EKG uređaja u kućnim uslovima, koji će u slučaju pojave abnormalnih situacija u delovanju srca automatski obavestiti lekara o stanju pacijenta (Fensli, Gunnarson & Hejlesen, 2004). Sistem koji autori predstavljaju u svojoj studiji dizajniran je za detektovanje aritmija i automatsko slanje upozorenja lekaru, odnosno medicinskoj ustanovi koja može na osnovu toga reagovati i brzo pružiti pomoć osobi kojoj je to neophodno. U narednoj godini predstavljena je slična studija u kojoj autori opisuju način na koji telemetrijski EKG detektuje srčane aritmije kod pacijenta i šalje rezultate direktno u poseban centar u medicinskoj ustanovi i odatle dalje lekaru (Fensli, Gunnarson & Gundersen, 2005). Sledi objava studije koja opisuje mali prenosni EKG uređaj, koji može da se koristi za dugotrajno praćenje rada srca (Park, Chou, Bai, Matthews & Hibbs, 2006). Uređaju koji opisuju autori u toj studiji nisu potrebne standardne EKG elektrode, kao što je to slučaj kod drugih uređaja, i nije mu potreban neposredan kontakt sa kožom. Takođe, autori su u svojoj studiji uporedili signal EKG uređaja sa signalom zlatnog standarda i potvrdili, da je prikupljen signal jednakog kvaliteta. Sledeća u nizu je studija koja opisuje primenu telemetrijskog EKG uređaja u zdravstvenom sistemu sa ciljem poboljšanja opšteg zdravlja (Sneha & Varshney, 2007). Autori takvom sistemu praćenja pripisuju veliki

značaj, pre svega jer omogućava pacijentu nesmetano kretanje i osećaj sigurnosti zbog kontinuiranog monitoringa. Takođe, navode da bi takav sistem znatno smanjio troškove zdravstvene zaštite povezane sa hospitalizacijom i monitoringom pacijenta. Još jedan od radova sa sličnom tematikom, koji za razliku od prethodnih studija pored preporuka nudi i neka konkretna praktična rešenja u tehnološkom razvoju telemetrijskog EKG uređaja, objavljen je u 2009. godini (Liang & Wu, 2009). Autori u tom radu prezentuju telemetrijski EKG sistem koji u realnom vremenu šalje podatke na kompjuter lekara, što znatno olakšava posao lekaru, smanjuje troškove i omogućava pacijentu veću bezbednost u toku vršenja svakodnevnih aktivnosti.

Kao što je razvidno iz dosadašnjeg dela, najviše studija objavljenih do 2010. godine bavilo se opisivanjem različitih sistema, uređaja i procedura praćenja srčanog rada i načina na koji bi se takve vrste dijagnostika potencijalno mogla primeniti u praksi, ali retke su studije koje se konkretno bave radom EKG uređaja. U skladu sa tehnološkim razvojem i napretkom se posle 2010. godine počinju objavljivati studije koje više i detaljnije opisuju različite telemetrijske EKG uređaje koji bi potencijalno mogli da se primene u praksi, a neki od njih su danas prisutni u komercijalnoj upotrebi. U 2012. godini objavljene su tri studije koje se nadovezuju na prethodna istraživanja i opisuju EKG uređaje koji bi potencijalno mogli da se koriste u sistemu e-zdravstva. U prvoj studiji predstavljen je jednostavan EKG uređaj koji omogućava kontinuirani monitoring rada srca u toku 14 dana (Lobodzinski & Laks, 2012). Autori predstavljaju uređaj koji se postavlja na telo ispitanika bez elektroda, vodootporan je i može beležiti signal u sopstvenoj memoriji ili slati signal putem wireless mreže na kompjuter. U drugoj studiji (Nemati, Deen & Mondal, 2012) predstavljen je telemetrijski EKG uređaj malih dimenzija koji omogućava dugotrajno merenje srčane aktivnosti. Iste godine (Yu, Xu & Li, 2012) predstavljen je i uređaj sličan uređaju korišćenom u ovom istraživanju, koji beleži srčanu aktivnost i šalje signal putem Bluetootha na pametni telefon, na kom se prikazuje EKG signal. Fung sa saradnicima (2015) zaključuje, da su razvojem tehnologije wireless uređaji postali dovoljno pouzdani, da mogu zadovoljiti osnovne dijagnostičke potrebe. Kako navode, standardni 12-kanalni EKG i Holter uređaji koriste se u hitnim slučajevima i u situacijama u kojima je potrebno postavljanje dijagnoze, dok će wireless uređaji postati standard za otkrivanje aritmija i ostalih srčanih nedostataka. Marouf sa saradnicima (2017) navodi, da najveću prepreku masovnijoj upotrebi telemetrijskih EKG

uređaja predstavlja činjenica, da je teško izabrati uređaj koji je pouzdan i cenovno pristupačan. Oni su u svom istraživanju testirali telemetrijski EKG uređaj u mirovanju na pet različitih pozicija na grudima, a rezultate su uporedili sa zlatnim standardom, 12-kanalnim EKG uređajem. U studiji su utvrdili da je kod 96% ispitanika uređaj imao dijagnostičku vrednost u otkrivanju srčanih aritmija.

2.3. Telemetrijski EKG uređaji korišćeni u toku fizičke aktivnosti

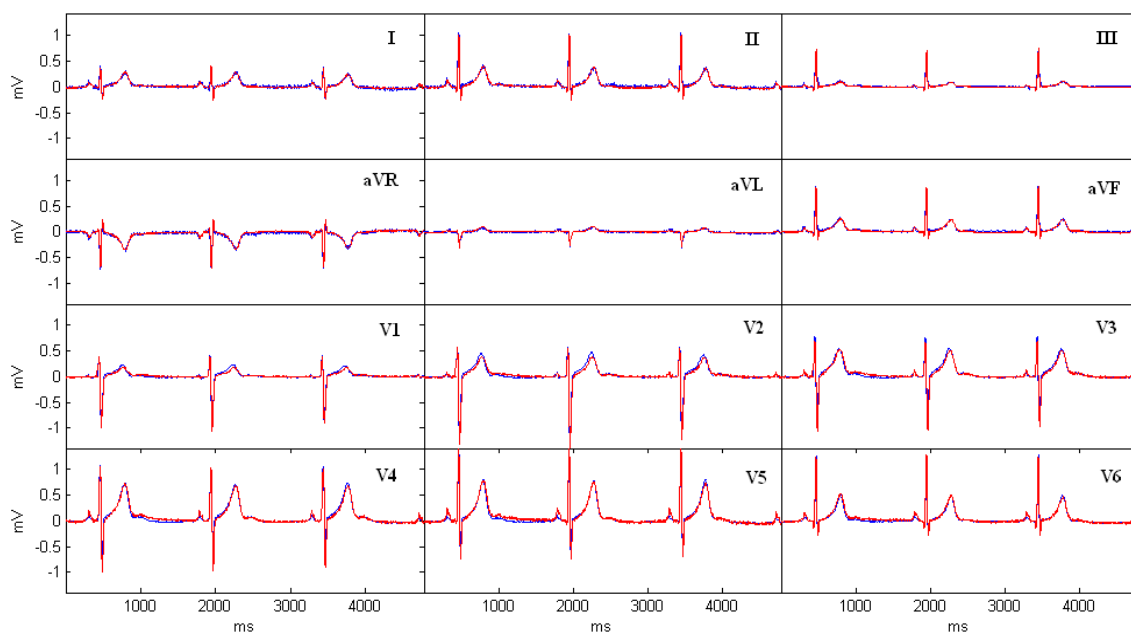
Većina proizvođača telemetrijskih EKG uređaja svoje uređaje oglašava kao sprave koje se mogu koristiti u toku fizičke aktivnosti, međutim ti navodi nemaju nikakvu podršku u naučnim istraživanjima jer se jako malo studija bavi upotrebom takve vrste uređaja toku fizičke aktivnosti. Od nekolicine objavljenih studija dve prikazuju upotrebu sličnog uređaja u toku šetnje, laganog trčanja i joginga. U prvoj studiji autori prikazuju upotrebu uređaja u toku odmora, hodanja i joginga (Shen, Kao, Huang & Lee 2006). Autori su u toj studiji prikazali da je moguće telemetrijskim EKG uređajem kvalitetno meriti signal u toku izvođenja lagane aktivnosti kod koje je moguće potpuno sigurno detektovati srčanu frekvenciju i R-R intervale. Posebnim filtriranjem iz signala su izbačeni svi artefakti i signal je primeren za dalje tumačenje. U drugoj studiji autori su prikazali upotrebu sličnog uređaja u laboratorijskim uslovima (Valchinov, Antoniou, Rotas & Pallikarakis 2014). U toj studiji ispitaniku je meren EKG signal u toku stajanja, hodanja, trčanja i poskoka. Autori zaključuju da je signal odličnog kvaliteta dok ispitanik stoji ili hoda, dok se u toku trčanja i poskoka pojavljuju određeni artefakti u signalu. Međutim, autori zaključuju da je signal i u toku trčanja i poskoka dovoljno kvalitetan za tumačenje i dalju upotrebu. Treća studija prikazuje upotrebu sličnog uređaja u različitim laboratorijskim testovima na tredmilu i bicikl ergometru, na kojima se izvode testovi poput trčanja, šetnje, Nordijske šetnje i vožnje bicikla (Takalokastari, Alasaarela, Kinnunen & Jämsä, 2014). U toj studiji učestvuje heterogena grupa ispitanika, uzrasta od 16. do 70. godina. Autori u rezultatima studije prikazuju da je nivo upotrebljivosti signala na tredmilu niži (60%) nego na bicikl ergometru (71%). Takođe, signal je lošiji u toku trčanja (60%), nego u toku Nordijske šetnje (73%). Generalna prihvatljivost signala u različitim laboratorijskim testovima bila je 69%. Zaključak autora je da postoji potreba za pronalaženjem adekvatne metodologije kojom će se povećati kvalitet signala

izmerenog u toku vršenja fizičke aktivnosti, kao i da je potrebno obratiti pažnju na način pričvršćivanja uređaja prilikom izvođenja fizičke aktivnosti. Sve pomenute studije potvrđuju zaključak prethodne studije u kojoj je prikazano da povećanje brzine kretanja utiče na smanjenje kvaliteta signala, odnosno na povećanje broja artefakata u signalu (Mühlsteff, Such, Schmidt, Perkuhn, Reiter, Lauter et al., 2004).

2.4. Dosadašnja istraživanja rađena sa EKG uređajem Savvy

Uređaj kojim su rađena testiranja u ovoj studiji do sada je korišćen u nekoliko studija i radova. Početne studije uređaja bavile su se analizom signala, upoređivanjem signala uređaja sa signalom 12-kanalnog EKG-a, algoritmima za čitanje signala i potencijalnom primenom uređaja u sistemu e-zdravstva. U početnim radovima analiziran je prototip, a u kasnijim radovima već je korišćen uređaj koji se danas nalazi u komercijalnoj upotrebi.

Prvi put uređaj je opisan u radu objavljenom 2014. godine, u kom se pojavljuje prototip (Trobec, Avbelj & Rashkovska, 2014). U tom radu autori su prikazali praktičnu primenu uređaja u svakodnevnom životu, kvalitet signala i način prikupljanja signala u toku merenja, uporedili su signal sintetisanih uređaja sa signalom 12-kanalnog standardnog EKG-a i razlike u kvalitetu signala na različitim pozicijama na telu. Ta studija je pokazala da se sa dva uređaja koja su istovremeno postavljena na telo ispitanika dobiju potpuno isti podaci kao prilikom monitoringa sa standardnim 12-kanalnim EKG uređajem (Slika 4). U istoj godini objavljen je i rad koji prikazuje potencijalnu praktičnu primenu uređaja u sistemu e-zdravstva (Gjoreski, Rashkovska, Kozina, Luštrek & Gams, 2014). Autori su prikazali kako bi se uređaj, koji pored detekcije EKG signala sa dodatnim akcelerometrom omogućava i detekciju promene položaja tela, te ubrzanja i usporavanja kretanja, mogao olakšati rad lekaru. Na taj način bi prema autorima bilo moguće na daljinu detektovati stanje ispitanika, jer bi pored EKG signala sa akcelerometrom mogli detektovati i položaj tela ispitanika iz čega bi lekar mogao na primer zaključiti, da li ispitanik stoji ili leži.

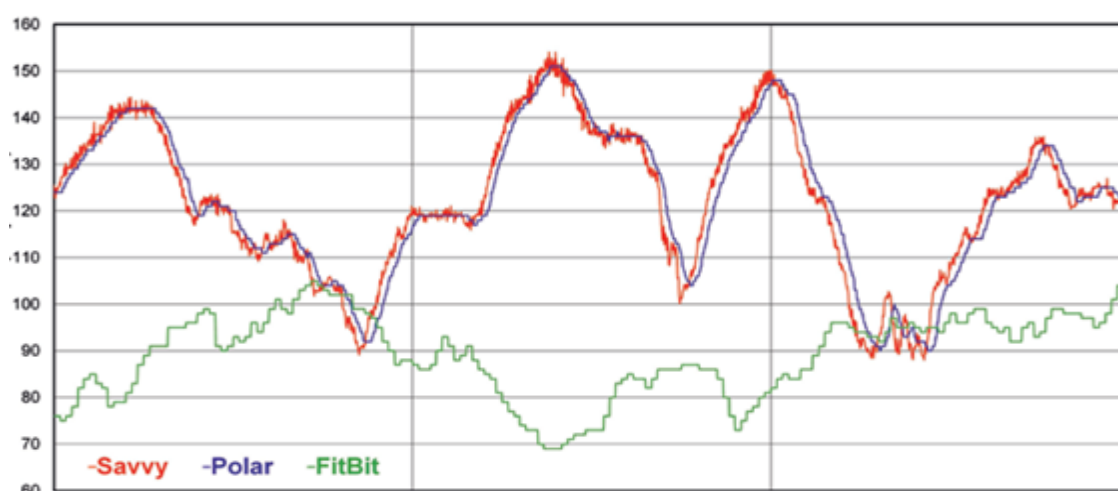


Slika 4. Standardni 12-kanalni EKG signal (plava linija) i sintetisani Savvy EKG signal (crvena linija) (preuzeto iz studije Trobec et al., 2014)

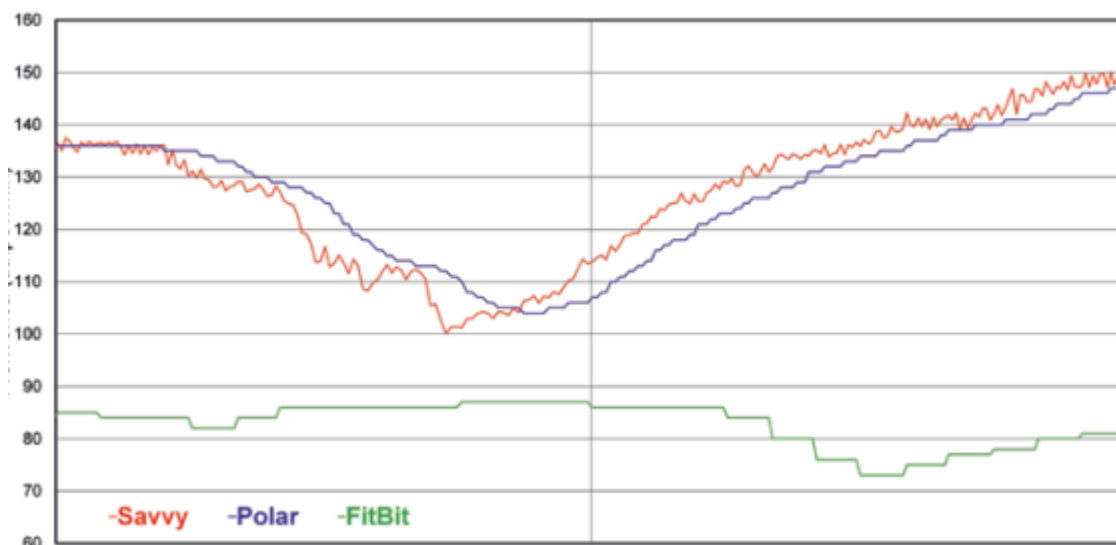
U 2016. godini uređaj je predstavljen u dve studije koje su se bavile analizom srčane frekvencije. Prva studija je zasnovana na pronalaženju najboljih mogućih algoritama za najkvalitetniju moguću analizu EKG signala dobijenih telemetrijskim EKG uređajem (Mohorčič & Depolli, 2016). U studiji su analizirani EKG signali i prikazana je sposobnost kompjuterskog programa da te signale prepoznaje, filtrira i pravilno interpretira. Takođe, objašnjeni su nedostaci uz preporuku da se pored automatske izvrši i vizuelna inspekcija prikupljenih signala. Druga studija bavi se analizom pojedinih QRS kompleksa prikupljenih telemetrijskim EKG uređajem (Rashkovska, Kocev & Trobec, 2016). U toj studiji autori su prikazali kako se može prikupljeni signal podeliti na pojedine QRS komplekse koji se grupišu zajedno s obzirom na njihove karakteristike. Na takav način funkcionišu i profesionalni Holterski programi koji grupišu zajedno jednake QRS komplekse iz EKG signala, zatim ih prepoznaju kao pravilne ili nepravilne i na osnovu toga odrede da li kod ispitanika postoje određeni problemi.

Od 2017. godine objavljeno je nekoliko studija koje se bave primenom uređaja u praksi. Najpre je objavljena longitudinalna studija monitoringa pacijenta nakon intervencije na srcu zbog atrijske fibrilacije, koja je izvedena na Kliničkom centru Ljubljana, u trajanju od decembra 2014. godine do marta 2017. godine (Jan & Trobec, 2017). U toj studiji praćen je pacijent kome je u decembru 2014. godine detektovana

atrijska fibrilacija. Krajem marta 2015. godine pacijentu je urađena ablacija nakon čega je srčani ritam značajno popravljen, međutim i dalje se povremeno pojavljuje atrijska fibrilacija. Naredna ablacija urađena je u oktobru 2015. godine, međutim krajem 2015. godine ponovo su se pojavile aritmije. U januaru 2016. godine počinje terapija lekovima protiv aritmije nakon čega se aritmogeni događaji pojavljuju još samo povremeno i u kratkim intervalima. Druga studija urađena iste godine analizira ritam srca fetusa EKG uređajem (Rashkovska & Avbelj, 2017). U toj studiji autori su EKG uređajem pratili rad srca fetusa kod dve žene. U EKG signalu je vidljiva frekvencija srca fetusa i istovremeno frekvencija srca majke, koja je otprilike od 2.5 puta manja od frekvencije srca fetusa. Na taj način je prikazana neinvazivna metoda za merenje otkucaja srca fetusa koja se može koristiti i u domaćim uslovima. Takođe, iste godine uređaj je upoređen sa Polarom i FitBitom radi validacije detekcije srčane frekvencije (Strnad, 2017). U pomenutoj studiji je sa tri različite sprave praćena frekvencija srca u toku spavanja i u toku vožnje bicikla. Rezultati istraživanja pokazali su da je EKG uređaj prikazivao srčanu frekvenciju u realnom vremenu sa varijabilnošću srčane frekvencije, dok je Polar prikazivao prosečne vrednosti u određenom vremenskom intervalu, bez varijabilnosti srčanog ritma. Detekcija frekvencije srca zabeležena FitBitom bila je značajno lošija od detekcije Polarom i EKG uređajem.



Slika 5. Snimak detekcije srčane frekvencije snimljen Savvy EKG uređajem (crvena linija), Polarom (plava linija) i FitBitom (zelena linija) u toku vožnje bicikla. Frekvencija srca je u rasponu od 90 do 150 bpm (preuzeto iz članka Strnad)



Slika 6. Uvećana kriva detekcije srčane frekvencije snimljene Savvy EKG uređajem (crvena linija), Polarom (plava linija) i FitBitom (zelena linija) u toku vožnje bicikla. Iz krive je vidljivo da je Savvy EKG detektovao i prikazao svaku promenu srčane frekvencije, dok je Polar pokazao prosek frekvencije srca u određenim vremenskim intervalima (preuzeto iz članka Strnad)

2.5. Savvy EKG uređaj korišćen u toku fizičke aktivnosti

Sa prepoznavanjem fenomena iznenadne srčane smrti među ljudima koji se rekreativno ili profesionalno bave fizičkim vežbanjem pojavljuje se i povećana potreba za istraživanjima u kojima se različiti telemetrijski uređaji koriste u toku fizičkog vežbanja. Jedan od takvih uređaja je i telemetrijski EKG uređaj Savvy. Taj uređaj je u 2018. godini predstavljen u tri studije koje se bave upotrebom uređaja u toku fizičke aktivnosti. Prva studija bavi se analizom promena u EKG signalu i srčanom ritmu kod vežbača starije populacije u periodu od tri meseca (Širaiy, Stanič, Poplas-Sušić & Katkič, 2018). U tom istraživanju je prikazana primena uređaja na populaciji starijih osoba, u toku izvođenja lagane fizičke aktivnosti, sa praćenjem promene u delovanju srca i srčanog ritma. Vežbač u toj studiji izvodi vežbe koje su primerene za osobe starije od 65. godina, bez velikog pomeranja tela, naglih pokreta i visokog intenziteta. U zaključku studije je navedeno, da se uređajem mogu detektovati promene u srčanoj frekvenciji, ali da je uzorak i period praćenja nije dovoljan da bi se mogli izvesti konkretni zaključci. Druga studija bavi se kvalitetom EKG signala dobijenog uređajem u toku vežbanja visokog intenziteta u laboratorijskim uslovima (Širaiy, Ilić & Trobec, 2018). U toj studiji

prikazana je primena uređaja u testu opterećenja na tredmilu i bicikl ergometru. Autori su u studiji koristili način pričvršćivanja u kom je svaki deo uređaja pričvršćen odvojeno, sa dve uske samolepljive trake. Takav način pričvršćivanja dao je dobre rezultate na bicikl ergometru, međutim, na tredmilu je signal upotrebljiv do prosečne brzine trčanja 13.5 km/h. U toj studiji je zaključeno, da je potrebno pronaći bolji način pričvršćivanja uređaja na tredmilu, kako bi se mogao adekvatno meriti signal i u toku trčanja. Treći rad prikazuje primenu uređaja u terenskim testovima (Širaiy & Trobec, 2018). Na jednom ispitaniku je prikazano kakav je signal u toku izvođenja tri različita terenska testa sa dva različita načina pričvršćivanja uređaja. Ispitanik je izvodio testove Šatl ran, Kuperov test na 2400 m test i sprint na 100 m. U tom radu je prikazan način pričvršćivanja kojim su dobijeni bolji rezultati u toku merenja, međutim, zbog malog uzorka zaključeno je, da je za potvrdu tih navoda potrebno znatno povećati broja ispitanika.

2.6. Nedostaci dosadašnjih istraživanja

U dosadašnjim istraživanjima najveći nedostatak predstavlja činjenica, da nema validnih podataka o načinu pričvršćivanja i pozicioniranja telemetrijskog EKG uređaja u toku izvođenja fizičke aktivnosti u laboratorijskim i terenskim uslovima. Autori prethodne studije koji su ispitivali upotrebu telemetrijskog EKG uređaja u toku fizičke aktivnosti u laboratorijskim uslovima zaključili su, da je kvalitet signala upotrebljiv u rasponu od 60% do 73% i da je potrebno pronaći adekvatan način pričvršćivanja i pozicioniranja takve vrste uređaja kako bi se poboljšao procenat upotrebljivog signala u toku izvođenja fizičke aktivnosti (Takalokastari et al., 2014). Nakon toga u naredne četiri godine nije urađena nova studija koja se bavi ovom tematikom. Tek u 2018. godini je objavljena pilot studija koja prethodi ovom istraživanju i kojom je utvrđeno da je kvalitet signala na bicikl ergometru dovoljno dobar za tumačenje, međutim, signal prikupljen u toku testa opterećenja na tredmilu je prihvatljiv za tumačenje do prosečne brzine od 13.5 km/h, dok kod brzina koje prelaze taj nivo kvalitet signala u većini slučajeva više nije dovoljno kvalitetan za ozbiljno tumačenje (Širaiy et al., 2018). Ti zaključci ostavljaju dovoljno prostora za nova istraživanja kojima treba da se pronađe adekvatan način postavljanja i pričvršćivanja uređaja kojim će se nivo kvaliteta signala povećati do te granice da će moći da se koristi i u toku submaksimalne i maksimalne fizičke aktivnosti.

3. Problem, predmet, cilj i zadaci istraživanja

Problem istraživanja

Problem ovog istraživanja formiran je na osnovu pregledane literature i preporuka drugih autora koji su se bavili sličnom tematikom, kao i na osnovu uočenih nedostataka koji se pojavljuju u dosadašnjoj literaturi.

U ovom istraživanju problem predstavlja uticaj različitih pozicija postavke EKG uređaja prilikom izvođenja fizičke aktivnosti na kvalitet EKG signala. Problem predstavljaju različiti uslovi izvođenja fizičke aktivnosti u laboratorijskim i terenskim uslovima, kao što je složenost zadatka, sile koje deluju na uređaj prilikom izvođenja aktivnosti i vibracije koje se pojavljuju u toku izvođenja aktivnosti.

Drugi problem predstavlja način pričvršćivanja uređaja u toku izvođenja unapred utvrđenih zadataka. U istraživanju ispituje se da li način pričvršćivanja uređaja u toku izvođenja fizičke aktivnosti utiče na kvalitet dobijenog EKG signala.

Na osnovu predstavljenog problema postavljeni su predmet, cilj i zadaci istraživanja.

Predmet istraživanja

Predmet istraživanja predstavlja evaluacija telemetrijskog EKG uređaja u toku izvođenja unapred utvrđenih zadataka u smislu realizacije fizičke aktivnosti maksimalnim i submaksimalnim intenzitetom. Predmet istraživanja je formulisan u odnosu na činjenicu da postoji potreba za uvođenjem novih tehnologija u sport koje će sportskim lekarima i trenerima pružiti pomoć prilikom rane detekcije i potencijalnog sprečavanja iznenadnih i neočekivanih događaja na sportskim terenima, kao što je iznenadna srčana smrt sportiste. Predmet istraživanja je formulisan u odnosu na činjenicu da u dosadašnjim istraživanjima nije pronađena metodologija koja omogućava optimalan kvalitet EKG signala izmeren telemetrijskim EKG uređajem u toku fizičke aktivnosti u laboratoriji, kao i da ne postoje istraživanja u terenskim uslovima u kojima je evaluiran EKG zapis srčane funkcije.

Cilj istraživanja

Glavni cilj ovog istraživanja je da se utvrdi da li je moguće telemetrijskim EKG uređajem kvalitetno meriti EKG signal srca u toku izvođenja fizičkog rada maksimalnog i submaksimalnog intenziteta u laboratorijskim i terenskim uslovima. Drugi cilj je utvrditi na kakav način i na koju poziciju je najbolje postaviti uređaj kako bi se dobio najbolji mogući EKG signal.

Zadaci istraživanja

Operativni zadaci koje je potrebno sprovesti kako bi se realizovali postavljeni ciljevi istraživanja su sledeći:

1. Prikupiti uzorak ispitanika;
2. Definisati laboratorijske i terenske testove koje će ispitanici izvoditi;
3. Definisati protokole testiranja;
4. Izabrati softver kojim će biti rađena analiza EKG signala;
5. Definisati način i kriterijum analize prihvatljivosti EKG signala;
6. Izvršiti analizu svakog pojedinačnog EKG signala;
7. Izračunati nivo prihvatljivosti svakog pojedinačnog EKG signala;
8. Izvršiti statističku analizu dobijenih rezultata;
9. Interpretirati dobijene rezultate.

4. Hipoteze istraživanja

U skladu sa detaljnom analizom dosadašnje literature, pilot studijom i postavljenim predmetom, problemom i ciljem istraživanja postavljena je jedna opšta i tri parcijalne hipoteze istraživanja:

Opšta hipoteza:

H1 – telemetrijskim EKG uređajem je moguće kvalitetno meriti EKG signal u toku obavljanja rada maksimalnog i submaksimalnog intenziteta u laboratorijskim i terenskim uslovima

Parcijalne hipoteze:

H2 – EKG signal izmeren na poziciji LI je kvalitetniji nego na poziciji LS,

H3 – složenost i uslovi testiranja utiču na kvalitet signala,

H4 – odabir pravog načina fiksacije smanjuje broj remetećih faktora.

5. Metode istraživanja

5.1. Uzorak ispitanika

U studiji su učestvovala 23 ispitanika, od toga 13 muškaraca i 10 devojaka, uzrasta od 19. do 23. godine (20.56 ± 1.19 . godine). Svi ispitanici su bili studenti Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu. Svi učesnici u istraživanju su bili zdravi i bez prethodnih dijagnostifikovanih srčanih problema. Svim učesnicima je objašnjena svrha testiranja, kao i protokoli testova, i svi su dobrovoljno pristupili testiranju i potpisali pismenu saglasnost za učestvovanje u studiji. Sva testiranja su obavljena u skladu sa Helsinškom deklaracijom i sa pravilima Etičkog komiteta Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu i uz saglasnost Etičke komisije Fakulteta pod brojem 02-br-1359/18-2.

5.2. Uzorak varijabli

U ovom istraživanju su obrađene varijable Detektovani QRS kompleksi, Detektovane greške u QRS kompleksu, Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu, Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu i Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv, u toku izvođenja laboratorijskih testova opterećenja na tredmilu i bicikl ergometru, za pozicije LI i LS, kao i u toku izvođenja terenskih testova Šatl ran, Kuperov test i sprint na 100 m, za poziciju LI.

Obrađene su varijable:

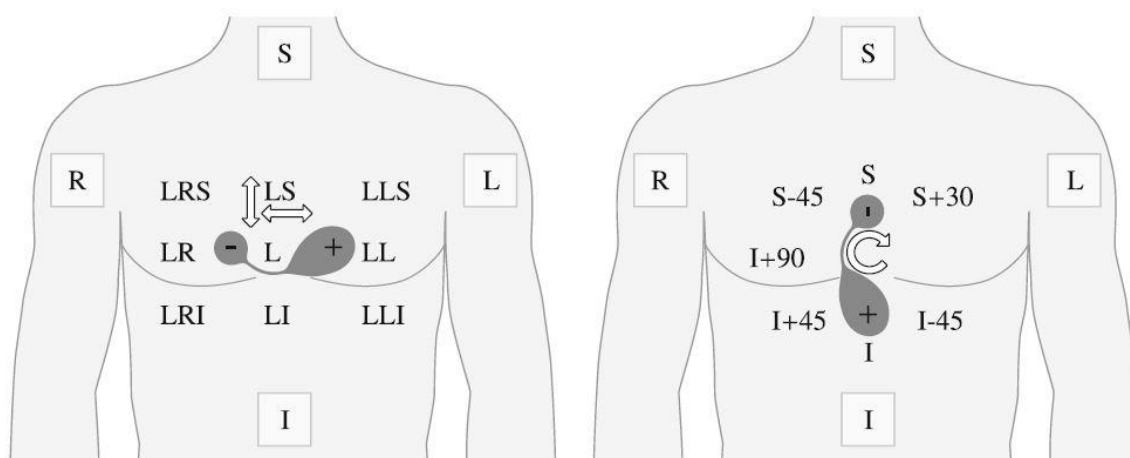
- Detektovani QRS kompleksi: tredmil – LI
- Detektovani QRS kompleksi: tredmil – LS
- Detektovani QRS kompleksi: tredmil – LIP
- Detektovani QRS kompleksi: tredmil – LSP
- Detektovani QRS kompleksi: bicikl ergometar – LI
- Detektovani QRS kompleksi: bicikl ergometar – LS
- Detektovani QRS kompleksi: bicikl ergometar – LIP
- Detektovani QRS kompleksi: bicikl ergometar – LSP
- Detektovani QRS kompleksi: elektrode – sprint

- Detektovani QRS kompleksi: elektrode – kuperov test
- Detektovani QRS kompleksi: elektrode – šatl ran
- Detektovani QRS kompleksi: polar – sprint
- Detektovani QRS kompleksi: polar – kuperov test
- Detektovani QRS kompleksi: polar – šatl ran
- Detektovane greške u QRS kompleksu: tredmil – LI
- Detektovane greške u QRS kompleksu: tredmil – LS
- Detektovane greške u QRS kompleksu: tredmil – LIP
- Detektovane greške u QRS kompleksu: tredmil – LSP
- Detektovane greške u QRS kompleksu: bicikl ergometar – LI
- Detektovane greške u QRS kompleksu: bicikl ergometar – LS
- Detektovane greške u QRS kompleksu: bicikl ergometar – LIP
- Detektovane greške u QRS kompleksu: bicikl ergometar – LSP
- Detektovane greške u QRS kompleksu: elektrode – sprint
- Detektovane greške u QRS kompleksu: elektrode – kuperov test
- Detektovane greške u QRS kompleksu: elektrode – šatl ran
- Detektovane greške u QRS kompleksu: polar – sprint
- Detektovane greške u QRS kompleksu: polar – kuperov test
- Detektovane greške u QRS kompleksu: polar – šatl ran
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: tredmil – LI
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: tredmil – LS
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: tredmil – LIP
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: tredmil – LSP
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: bicikl ergometar – LI
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: bicikl ergometar – LS
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: bicikl ergometar – LIP
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: bicikl ergometar – LSP
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: elektrode – sprint
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: elektrode – kuperov test
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: elektrode – šatl ran
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: polar – sprint
- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: polar – kuperov test

- Pravilno detektovane greške u QRS kompleksu: polar – šatl ran
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: tredmil – LI
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: tredmil – LS
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: tredmil – LIP
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: tredmil – LSP
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: bicikl ergometar – LI
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: bicikl ergometar – LS
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: bicikl ergometar – LIP
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: bicikl ergometar – LSP
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: elektrode – sprint
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: elektrode – kuperov test
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: elektrode – šatl ran
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: polar – sprint
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: polar – kuperov test
- Pogrešno detektovane greške u QRS kompleksu: polar – šatl ran
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: tredmil – LS [km/h]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: tredmil – LI [km/h]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: tredmil – LSP [km/h]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: tredmil – LIP [km/h]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: bicikl ergometar – LS [W]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: bicikl ergometar – LI [W]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: bicikl ergometar – LSP [W]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: bicikl ergometar – LIP [W]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: elektrode – sprint [s]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: elektrode – kuperov test [min:s]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: elektrode – šatl ran [min:s]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: polar – sprint [s]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: polar – kuperov test [min:s]
- Opterećenje do kog je EKG signal prihvatljiv: polar – šatl ran [min:s]

5.3. Procedura testiranja

U prethodnoj studiji (Trobec et al., 2018) definisano je 9 pozicija koje su primerene za postavljanje EKG uređaja na telo ispitanika (Slika 7). U ovom istraživanju za testiranje određene su pozicije left superior (LS) i left inferior (LI). Te pozicije izabrane su iz razloga jer je na tim mestima najmanje mišića koji mogu svojom aktivnošću uticati na kvalitet signala i na broj artefakata u signalu (Clancy, Morin & Merletti, 2002; Trobec et al., 2018), koji se povećavaju sa povećanjem brzine kretanja (Mühlsteff et al., 2004). Drugi razlog za izbor tih pozicija je standardizacija protokola testiranja, jer bi postavljanje uređaja na neku od preostalih pozicija mogao predstavljati poteškoću kod ženske populacije, a cilj je bio pronalaženje pozicije koja je primerena kako za mušku tako i za žensku populaciju. Na pozicijama LS i LI, EKG uređajem mere se razlike u potencijalu između standardnih EKG pozicija V1 i V2. Dodatno fiksiranje u ponovljenom testiranju korišćeno je da bi se utvrdilo da li se na taj način smanjuje broj artefakata u signalu i da li se povećava nivo kvaliteta signala.



Slika 7. Pozicije primerene za postavljanje EKG uređaja. U istraživanju su korišćene pozicije LS i LI (preuzeto iz studije Trobec, et al., 2018)

5.3.1. Prvi eksperiment - laboratorijska testiranja

Prilikom testiranja u laboratoriji ispitanicima su na telo na pozicije LS i LI zalepljene standardne samolepljive Skintact EKG elektrode (PREMIER T-60) i na njih su postavljena dva telemetrijska EKG uređaja. Elektrode su zalepljene na optimalnoj udaljenosti 5 cm jedna od druge (Kania, Rix, Fereniec, Zavala-Fernandez, Janusek,

Mrocza et al., 2014), a pre lepljenja elektroda na telo ispitanika koža je očišćena medicinskim alkoholom. Nakon lepljenja elektroda i postavljanja uređaja ispitanici su seli na klupu i sačekali pet minuta kako bi se uspostavio kvalitetan kontakt između elektroda i kože ispitanika, da bi se pre početka testiranja dobio optimalan EKG signal. Nakon pauze od pet minuta ispitanici su odradili jedan test opterećenja do otkaza na tredmilu, odnosno bicikl ergometru. Nakon završenog testa opterećenja ispitanici su ponovo seli i sačekali pet minuta, a u tom periodu se i dalje vršilo snimanje EKG signala. Ponovljeno testiranje na istom ergometru urađeno je po istoj proceduri, a uređaji su dodatno fiksirani posebnom samolepljivom Omniplast trakom širine 2.5 cm (Paul Hartman AG, Nemačka), specijalno pravljenom za pričvršćivanje Holter elektroda (Slika 8). Svaki ispitanik je odradio četiri testa opterećenja, dva na tredmilu i dva na bicikl ergometru. Svaki ispitanik je odradio po jedno testiranje u jednom danu, tako da su sva testiranja urađena u ukupno četiri dana. Da bi se izbegli efekti zamora ispitanici su radili dnevno po jedan od predviđenih testova, sa pauzom između dva testa od minimum 24h. U svim testovima korišćeni su jednaki parametri, a verodostojnost testa je praćena sa fiziološkim parametrom – maksimalnom srčanom frekvencijom.



Slika 8. Pozicije elektroda i uređaja u prvom testu (levo) i dodatno fiksiranje uređaja u drugom testu (desno)

Sva laboratorijska testiranja izvedena su RAMP protokolom (Casa et al., 2012; Porszasz et al., 2003) do otkaza. Testiranje na tredmilu počelo je opterećenjem 5 km/h za žene i 7 km/h za muškarce, a testiranje na bicikl ergometru počelo je sa opterećenjem 50 W za žene i 75 W za muškarce, dok je brzina okretanja pedala bila između 60 i 70 obrtaja u minutu za sve ispitanike. Opterećenje je svaki minut povećano za 1 km/h na tredmilu, odnosno za 25 W na bicikl ergometru. Opterećenje se povećavalo do maksimalnog opterećenja za svakog pojedinca, odnosno do otkaza (Slika 9).



Slika 9. Laboratorijska testiranja na tredmilu (levo) i na bicikl ergometru (desno)

5.3.2. Drugi eksperiment - terenska testiranja

U terenskim testovima testirana je pozicija i način pričvršćivanja uređaja koji se pokazao kao bolji u laboratorijskim testovima, a to je pozicija LI i elektrode koje su dodatno pričvršćene Omniplast trakom. U ponovljenom testiranju za pričvršćivanje uređaja upotrebljena je Polar softstrap traka (Slika 10). Ispitanici su po dva puta uradili tri različita terenska testa – Šatl ran (Leger, Mercier, Gadoury & Lambert, 1988), Kuperov test 2400 m (Auersperger, Knap & Jerin, 2012) i sprint na 100 m.

Protokol terenskih testova je jednak kao protokol laboratorijskih testova. Ispitanicima su na telo na poziciju LI zalepljene samolepljive EKG elektrode i na njih je

pričvršćen telemetrijski EKG uređaj koji je dodatno fiksiran samolepljivom Omniplast trakom. Pre lepljenja elektroda koža ispitanika je očišćena medicinskim alkoholom. Nakon što je uređaj pričvršćen ispitanici su seli i sačekali pet minuta kako bi se uspostavio dobar kontakt između elektroda i kože ispitanika da bismo dobili optimalan EKG signal. Nakon početne pauze ispitanici su odradili jedan od zadatih terenskih testova. Posle završenog testa ispitanici su uradili lagano istezanje u trajanju od pet do deset minuta u toku kog se i dalje snimao EKG signal. Sva testiranja urađena su po istoj proceduri, a u ponovljenom testu uređaj je pričvršćeni Polar softstrap trakom.



Slika 10. Način postavljanja i pričvršćivanja elektroda i uređaja u prvom (levo) i u drugom testu (desno)

Svaki ispitanik je uradio šest terenskih testova, po dva Šatl ran testa, Kuperova testa 2400 m i sprinta na 100 m. Svaki ispitanik je u jednom danu odradio jedan Šatl ran test ili jedan Kuperov test. Da bi se izbegli efekti zamora ispitanici su imali pauzu između dva testa od najmanje 24h. Oba testa sprinta urađena su u jednom danu sa pauzom od 30 minuta između testova. Svi ispitanici su uradili sve terenske testove u pet različitih dana (Slika 11). Ponovljena testiranja kako u terenskim tako i u laboratorijskim uslovima su rađena jer ne postoji mogućnosti izvođenja testa sa pričvršćenim i nepričvršćenim uređajem na istoj poziciji istovremeno.

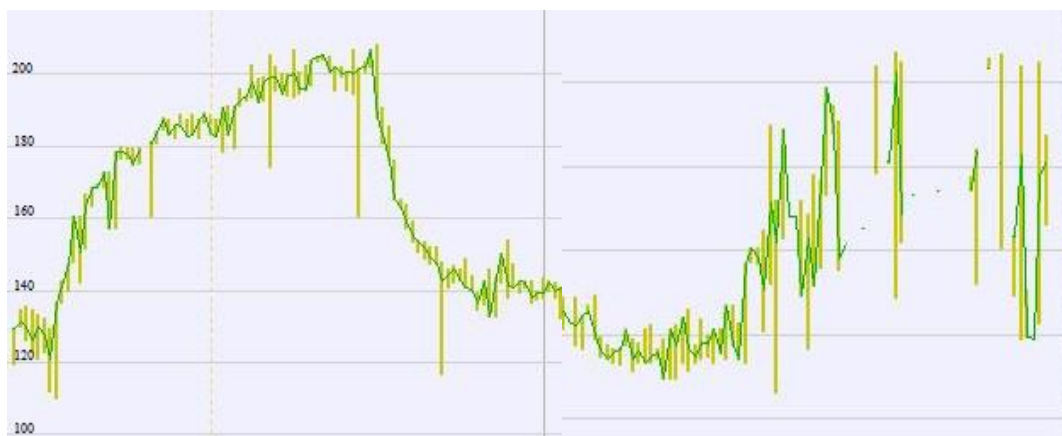


Slika 11. Terenski test šatla ran

5.4. Analiza EKG signala

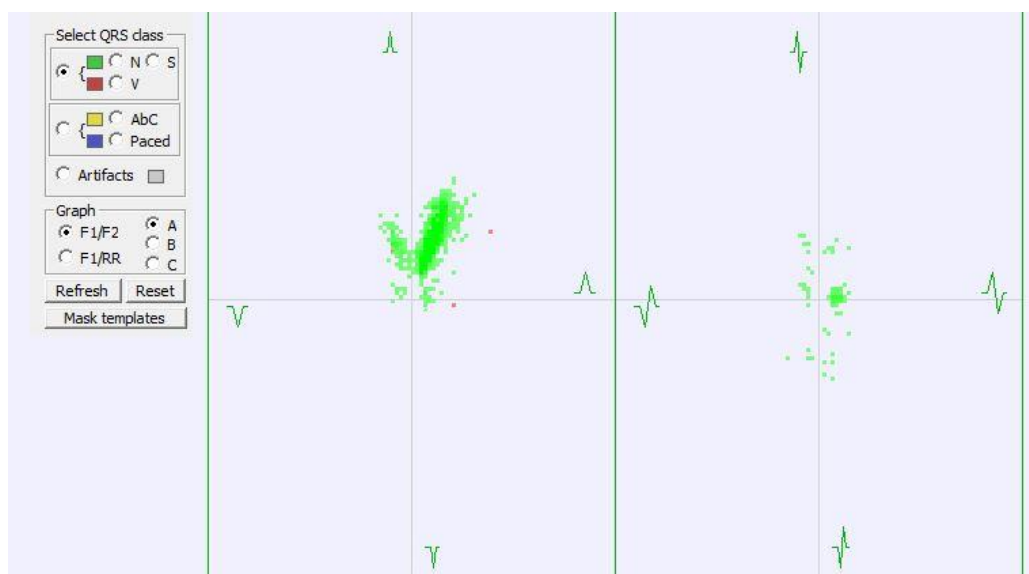
Analiza EKG signala vršena je sertifikovanim kliničkim programom QuickReader[®] AFT-1000, koji je namenjen za detaljnu lekarsku analizu Holterskih snimaka (Holter Supplies, Pariz, Francuska). Program omogućava detaljnu analizu EKG snimaka i detekciju svih patologija koje se eventualno pojavljuju u toku delovanja srca. Program automatski izvrši analizu snimka, a pored samostalne softverske analize omogućava i vizuelni pregled EKG snimaka.

Cilj ovog istraživanja nije detektovanje eventualnih patologija, već procena kvaliteta signala i njegove praktične upotrebljivosti. Prilikom analize EKG snimaka su korišćene funkcije programa na osnovu kojih je urađena procena kvaliteta prikupljenog signala. Nakon ubacivanja snimka u program najpre je izvršena automatska analiza snimka u kojoj je grafički prikazana kriva srčane frekvencije (Slika 12).



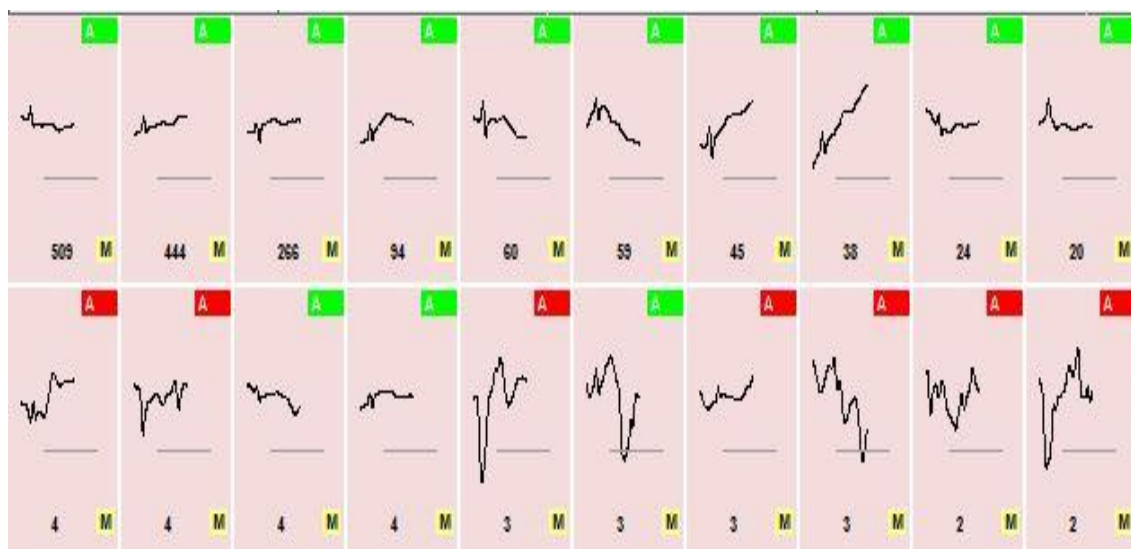
Slika 12. Softverska analiza signala snimljenog u Cooperovom testu. Levi grafikon prikazuje analizu snimka dobijenog pričvršćivanjem uređaja Polar softstrap trakom, a desni Omniplast trakom

Nakon što je softver izvršio automatsku analizu EKG snimka i grafički prikazao krivu srčane frekvencije, u nastavku automatske analize najpre je na grafikonu prikazao vrstu QRS kompleksa koja je opredeljena kao čitka (zelene boje) ili nečitka (crvene boje), kao i kvalitet QRS kompleksa. Što su signali kvalitetniji to su bliže centralnom delu grafikona i što je više signala bliže centralnom delu grafikona to je čitav EKG snimak kvalitetniji (Slika 13). U slučajevima kada je analiziran nekvalitetan EKG snimak signali su bili rasejano po čitavom grafikonu uz veliki broj crvenih tačaka i manji broj zelenih tačaka. Kod takvog snimka je i kriva srčane frekvencije isprekidana i signal je neupotrebljiv za dalju analizu.

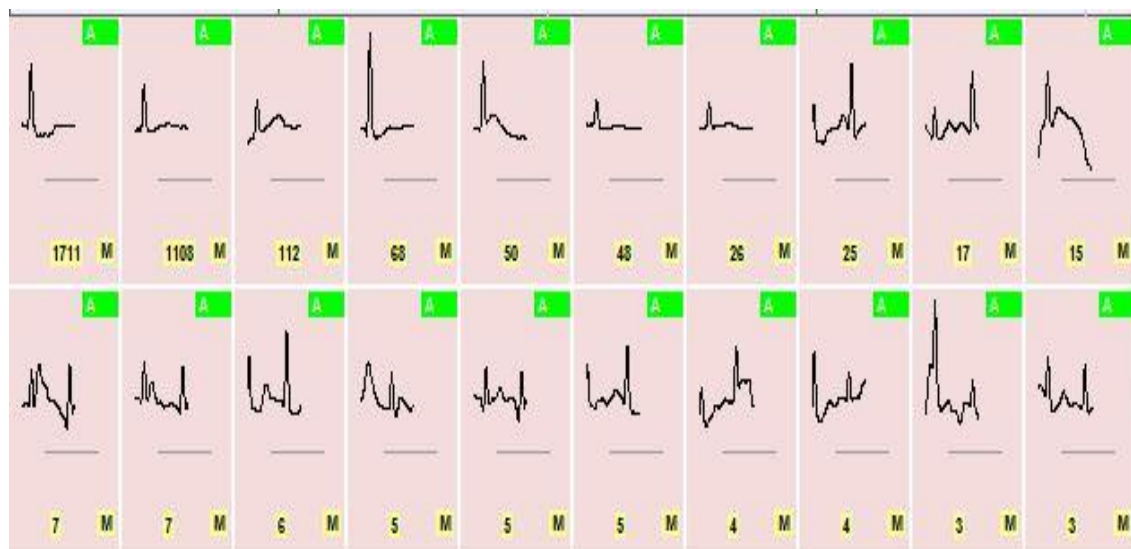


Slika 13. Primer prikaza kvalitetnog EKG snimka. Većina QRS kompleksa je čitkih (zeleno boje), a dva su od strane softvera interpretirana kao nečitka (crvene boje)

U nastavku je ponuđena detaljna analiza QRS kompleksa u kojoj je softver složio zajedno sve iste signale koje je detektovao (Slika 14). U toj analizi je zelenom bojom obeležio QRS komplekse koje je znao pročitati, a crvenom bojom je obeležio one koje nije znao automatski pročitati. Kod signala koji nisu bili sporni velika većina ili čak svi detektovani QRS kompleksi bili su obeleženi zelenom bojom (Slika 15).



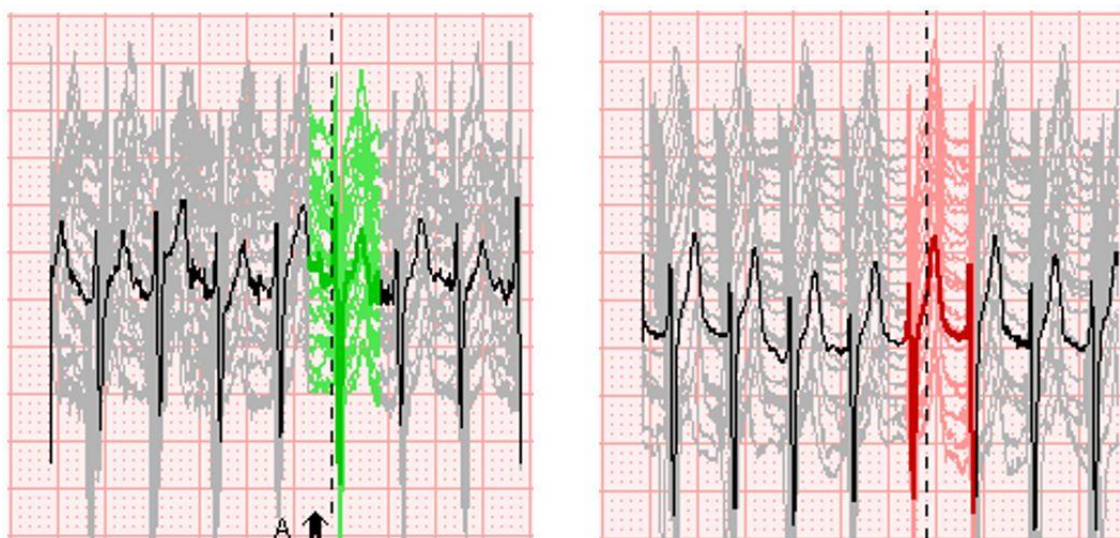
Slika 14. Primer signala sa detektovanim greškama



Slika 15. Primer signala bez detektovanih grešaka

Nakon što je softver detektovao sve QRS komplekse i složio ih zajedno prema obliku, izvršena je vizuelna analiza svakog pojedinačnog sklopa. Tom analizom je

provereno da li je softver eventualno načinio grešku prilikom analize EKG signala i samim tim čitak signal klasifikovao kao nečitak i obrnutom. Prilikom te analize utvrđeno je da je softver sve QRS komplekse koje je prepoznao kao čitke pravilno klasifikovao, međutim, kod pojedinih signala koje je klasifikovao kao nečitke napravio je grešku i ti signali su naknadnom proverom uvršteni među signale koji su čitki i upotrebljivi (Slika 16).



Slika 16. Primer pravilno detektovanog čitkog QRS kompleksa (levo) i pogrešno detektovanog čitkog QRS kompleksa klasifikovanog kao nečitkog (desno)

Nakon što su završene sve automatske analize EKG snimaka, urađen je i vizuelni pregled svih snimaka kako bi utvrdili da li je softver eventualno načinio neku grešku u automatskoj analizi. Vizuelnim pregledom snimaka koje je softver automatski detektovao kao čitke utvrđeno je da je procena bila dobra, međutim, kod snimaka koji su označeni kao delimično nečitki u pojedinim slučajevima čitak signal je greškom opredeljen kao nečitak (Slika 17).

Pre nego što je određen nivo prihvatljivosti pojedinog EKG snimka, svaki snimak je proveren QuickReader programom na četiri nivoa. Najpre je automatskom analizom iscrtan grafikon srčane frekvencije na osnovu detektovanih QRS kompleksa, zatim je grafičkim prikazom prikazana koncentracija QRS kompleksa i njihova čitkost, odnosno nečitkost koja je detektovana automatski, na trećem nivou su QRS kompleksi složeni zajedno prema obliku i prema čitkosti, odnosno nečitkosti prema softverskoj proceni. Poslednja analiza je vizuelna metoda kojom je utvrđen kvalitet softverske procene i

kojom su otklonjene eventualne greške napravljene od strane softvera. Svaki snimak je detaljno proveren pre nego što je prihvaćen kao upotrebljiv ili neupotrebljiv za dalju obradu.



Slika 17. Vizuelni pregled pravilno detektovanog (zelena boja) čitkog snimka (gore); greškom softvera nedetektovan (sivo-crna boja) čitak snimak (u sredini); čitak snimak greškom softvera delimično nedetektovan (sivo-crna boja) i delimično pogrešno detektovan (crvena boja) (dole)

5.5. Statistička obrada podataka

Za sve prikupljene rezultate urađena je deskriptivna statistika izmerenih parametara. Nakon deskriptivne statistike za laboratorijske testove urađena je ANOVA sa ponovljenim merenjima. Pre ANOVA-e urađen je Mauchly's test sferičnosti. U slučajevima kada je testom utvrđeno da je sferičnost povređena ($p < 0.05$) upotrebljena je odgovarajuća korekcija stepeni slobode, Greenhouse-Geisser ili Huyhn-Feldt (Field, 2009; Howell, 2009). Kada je rezultat Greenhouse-Geisser korekcije < 0.75 , upotrebljena je ta korekcija, a kada je rezultat > 0.75 , upotrebljena je Huyhn-Feldt korekcija stepeni slobode. U nastavku analize ANOVOM su utvrđene razlike između prvog i drugog testiranja, kao i između pozicija LS i LI. U slučajevima kada je ANOVA pokazala statistički značajne razlike između izmerenih parametara u nastavku analize korišćen je

LSD post-hoc test, za tačno utvrđivanje razlika između testova. U oba testa za parametre Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki, Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki, Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa i Opterećenje do kog je signal prihvatljiv, vrednosti su pretvorene iz apsolutnih u relativne, odnosno pretvorene su u procenete radi dalje statističke analize.

Za utvrđivanje značajnosti razlika u terenskim testovima korišćen je t-test za zavisne varijable. Pre samog t-testa urađen je test normalnosti raspodele podataka. Za podatke za koje test normalnosti nije pokazao normalnu raspodelu urađena je transformacija podataka funkcijom Log10 ili refleksijom Log10. Izbor funkcije zavisio je od toga da li je rezultat Skewness-a pozitivan ili negativan. Za normalno raspoređene podatke i za podatke koji su nakon transformacije raspoređeni normalno urađen je t-test za zavisne varijable. Za podatke koji ni nakon transformacije nisu normalno raspoređeni urađena je neparametrijska statistika, odnosno Wilcoxon test. Kao kod laboratorijskih testova i kod terenskih testova parametri Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki, Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki, Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa i Opterećenje do kog je signal prihvatljiv, pretvoreni su iz apsolutnih vrednosti u relativne, odnosno u procenete radi dalje statističke analize. Iz prikupljenih podataka o prosečnim vrednostima pređene distance i vremena potrebnog za prelazak određene distance, izračunate su prosečne brzine trčanja u terenskim testovima.

Drugi laboratorijski i prvi, odnosno drugi terenski testovi su međusobno upoređeni u četiri parametra pretvorena u relativne vrednosti, radi provere statističke značajnosti dobijenih razlika. Upotrebljena je statistička analiza ANOVA sa ponovljenim merenjima, a rezultati se baziraju na rezultatima prethodnog Mauchly's testa sferičnosti. Statistička analiza napravljena je IBM SPSS 20 programom, a statistička značajnost je postavljena na nivou $p < 0.05$ (Hair, Black, Babin & Anderson, 2010).

6. Rezultati

6.1. Prvi eksperiment – laboratorijska testiranja

Ovo istraživanje podeljeno je na dva dela, a u prvom delu urađeno je testiranje u laboratoriji, gde su ispitanici odradili po dva testa opterećenja na svakom ergometru, sa po dva uređaja koja su istovremeno beležila EKG snimak srca u toku rada. Nakon analize signala QuickReader programom urađena je statistička analiza prikupljenih podataka.

Tabela 1. Deskriptivna statistika za test opterećenja na tredmilu.

Tredmil								
Pozicije uređaja & način fiksacije	Detektovani QRS kompleksi	Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki (procenat)	Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki (procenat)	Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa (procenat)	Opterećenje do kog je signal prihvatljiv [km/h] (procenat)	Maksimalna frekvencija srca [bpm]	Maksimalna brzina trčanja [km/h]	
Mean	SVI	1797.20	166.61 (10.01%)	122.11 (63.50%)	44.49 (33.24%)	11.25 (73.01%)	203.38	15,22
	LS	1647.57	169.70 (11.23%)	99.22 (53.88%)	70.48 (46.12%)	9.13 (58.88%)	205.26	15,22
	LI	1823.13	178.96 (10.20%)	145.43 (63.57%)	33.52 (32.08%)	11.48 (73.34%)	204.61	15,22
	LSP	1709.74	147.35 (9.55%)	82.22 (56.21%)	65.09 (43.78%)	9.43 (62.18%)	201.17	15,22
	LIP	2008.35	170.43 (9.06%)	161.57 (80.34%)	8.87 (10.97%)	14.96 (97.64%)	202.48	15,22
	±SD	SVI	521.61	226.27 (13.49%)	191.55 (34.89%)	86.80 (33.43%)	3.73 (22.87%)	10.90
LS		568.94	255.78 (16.42%)	172.75 (34.20%)	121.07 (34.20%)	3.11 (18.56%)	11.47	1,57
LI		428.66	261.99 (14.39%)	249.67 (34.21%)	54.24 (32.05%)	3.95 (22.42%)	11.55	1,57
LSP		476.81	197.07 (12.63%)	140.15 (34.65%)	100.10 (34.66%)	2.43 (17.19%)	9.97	1,57
LIP		558.48	195.70 (10.66%)	188.53 (32.32%)	30.72 (20.34%)	1.94 (7.48%)	10.74	1,57

Legenda: LS i LI – dve pozicije bez dodatno fiksiranog EKG uređaja; LSP i LIP – dve pozicije sa dodatno fiksiranim EKG uređajem; SVI – prosek LS, LI, LSP i LIP; Mean – prosečna vrednost; SD – standardna devijacija

Tabela 2. Deskriptivna statistika za test opterećenja na bicikl ergometru.

Bicikl ergometar								
Pozicije uređaja & način fiksacije	Detektovani QRS kompleksi	Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki (procenat)	Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki (procenat)	Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa (procenat)	Opterećenje do kog je signal prihvatljiv [W] (procenat)	Maksimalna frekvencija srca [bpm]	Maksimalno opterećenje [W]	
Mean	SVI	1994.20	43.12 (2.04%)	38.62 (49.81%)	4.50 (26.28%)	191.03 (90.60%)	184.26	210.87
	LS	1808.39	16.57 (1.05%)	1.09 (27.83%)	15.48 (54.78%)	160.87 (75.92%)	183.87	210.87
	LI	2115.91	52.13 (2.37%)	51.30 (75.45%)	0.83 (2.81%)	210.87 (100%)	183.22	210.87
	LSP	1881.74	9.35 (0.49%)	7.78 (32.31%)	1.57 (45.35%)	181.52 (87.79%)	184.57	210.87
	LIP	2170.74	94.43 (4.23%)	94.30 (63.03%)	0.13 (2.18%)	210.87 (100%)	185.39	210.87
	±SD	SVI	355.45	150.86 (6.89%)	148.38 (46.22%)	31.44 (39.60%)	54.29 (17.49%)	13.49
LS		314.87	63.59 (4.11%)	1.65 (36.63%)	62.51 (42.80%)	59.75 (22.26%)	13.54	44.48
LI		349.57	169.11 (7.80%)	169.03 (41.35%)	2.74 (7.68%)	44.48 (0.00%)	13.57	44.48
LSP		340.26	31.30 (1.56%)	31.51 (42.32%)	2.25 (45.54%)	52.88 (18.32%)	13.80	44.48
LIP		296.82	236.12 (10.36%)	235.84 (48.18%)	0.46 (10.42%)	44.48 (0.00%)	13.88	44.48

Legenda je jednaka kao u Tabeli 1.

Najpre je za sve rezultate prikazana deskriptivna statistika (Tabele 1 i 2). U prvom testiranju na tredmilu na poziciji LI detektovanih je preko 170 QRS kompleksa više nego na poziciji LS. S obzirom, da je na poziciji LI program detektovao više QRS kompleksa, detektovao je i 10 grešaka više nego na poziciji LS, međutim na poziciji LI pravilna softverska procena greške bila je više od duplo manja u odnosu na poziciju LS (33.52 prema 70.48). Shodno tome i greške softvera bile su gotovo za trećinu veće na poziciji LI u odnosu na poziciju LS (145.43 prema 99.22). Signal na poziciji LS prihvatljiv je na skoro 2.5 km/h nižem nivou nego na poziciji LI. U ponovljenom testiranju sa dodatno pričvršćenim uređajima na poziciji LI detektovano je 300 QRS kompleksa više nego na poziciji LS. Takođe, na poziciji LI detektovane su 23 greške više nego na poziciji LS (170.43 prema 147.35). Softver je pravilno detektovao sedam puta manje grešaka na poziciji LI u odnosu na poziciju LS (8.87 prema 65.09). Takođe, pogrešno je detektovao

duplo više grešaka na poziciji LI u odnosu na poziciju LS (161.57 prema 82.22). Kvalitet signala na poziciji LI je prihvatljiv na više od 5.5 km/h višem nivou nego na poziciji LS.

Razlike u zapisu signala su detektovane i na bicikl ergometru u funkciji dve različite pozicije merenja. U prvom testiranju je detektovano preko 300 QRS kompleksa više na poziciji LI u odnosu na poziciju LS. S obzirom na to, na poziciji LI detektovano je 36 grešaka više nego na poziciji LS (52.13 prema 16.57), međutim, softver je takođe kao nečitke pogrešno detektovao 50 QRS kompleksa više na poziciji LI u odnosu na poziciju LS (51.30 prema 1.09). Softver je dao pravilnu procenu greške na poziciji LI u prosečno manje od jednog slučaja, dok je na poziciji LS pravilno detektovao više od 15 grešaka (Tabela 2). U ponovljenom testiranju sa dodatno pričvršćenim uređajima na bicikl ergometru detektovano je gotovo 290 QRS kompleksa više na poziciji LI u odnosu na poziciju LS. Na poziciji LI softver je detektovao skoro 85 grešaka više nego na poziciji LS (94.43 prema 9.35). Softver je pogrešio u proceni u dvanaest puta više slučajeva na poziciji LI nego na poziciji LS (94.30 prema 7.78), dok je pravilno procenio grešku u proseku u manje od jednog slučaja (0.13 slučaja) na poziciji LI i u 1.57 slučajeva na poziciji LS.

Radi utvrđivanja statističke značajnosti razlika primenjena je within-subjects ANOVA. Najpre je na osnovu testa sferičnosti određena odgovarajuća korekcija stepeni slobode koja je zatim upotrebljena u daljoj statističkoj analizi (Tabela 3).

Tabela 3: Mauchly's test sferičnosti

Parametar	Tredmil			Bicikl ergometar		
	p-vrednost	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	p-vrednost	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt
Detektovani QRS kompleksi	0.010	0.673	0.741	0.031	0.789	0.890
Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki	0.013	0.708	0.786	0.000	0.509	0.540
Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki	0.165	0.807	0.914	0.000	0.513	0.544
Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa	0.000	0.607	0.659	0.000	0.335	0.335
Opterećenje do kog je signal prihvatljiv	0.059	0.777	0.874	0.031	0.519	0.552

ANOVA-om je utvrđeno da postoje statistički značajne razlike između pojedinih izmerenih parametara. Rezultati ANOVA-e nalaze se u Tabeli 4. Statistički značajne razlike obeležene su zvezdicom.

Tabela 4. Within-subjects ANOVA

Parametar	Tredmil		Bicikl ergometar	
	F-vrednost	p-vrednost	F-vrednost	p-vrednost
Detektovani QRS kompleksi	$F(2.018, 44.392) = 3.559$	0.036*	$F(2.669, 58.720) = 21.821$	0.000*
Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki	$F(2.124, 46.730) = 0.107$	0.909	$F(1.528, 33.681) = 2.017$	0.158
Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki	$F(3, 66) = 0.927$	0.433	$F(1.540, 33.870) = 2.580$	0.103
Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa	$F(1.822, 40.084) = 4.615$	0.018*	$F(1.006, 22.124) = 1.264$	0.273
Opterećenje do kog je signal prihvatljiv	$F(3, 66) = 22.282$	0.000*	$F(3, 66) = 16.636$	0.000*

Pošto je ANOVA pokazala da postoje statistički značajne razlike između pojedinih testova u nastavku analize urađen je LSD post-hoc test kojim je utvrđeno između kojih tačno parametara se nalaze statistički značajne razlike (Tabela 5).

Tabela 5. LSD post-hoc test

Parametar	Tredmil			Bicikl ergometar		
			p-vrednost			p-vrednost
Detektovani QRS kompleksi	LIP	LS	0.037	LS	LI	0.000
				LIP	0.000	
		LSP	0.029	LI	LSP	0.002
				LSP	LIP	
Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa	LI	LS	0.049			
		LIP	0.031			
	LIP	LSP	0.012			
Opterećenje do kog je signal prihvatljiv	LI	LS	0.019	LS	LI	0.000
	LIP	LI	0.000	LSP	0.011	
				LIP	0.000	
		LS	0.000	LSP	LI	0.003
	LSP	0.000		LIP	0.003	

Na kraju je napravljena analiza procenta prihvatljivosti signala za svako zadato opterećenje, odnosno za svaku brzinu trčanja na tredmilu [km/h] i za svaki nivo opterećenja na bicikl ergometru [W]. Rezultati za podatke sa tredmila prikazani su u Tabeli 6.

Tabela 6. Procenat EKG signala prihvatljivog kvaliteta kod različitih brzina trčanja [km/h] na tredmilu

Tredmil															
Brzina trčanja	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
#učesnika	23	23	23	23	23	23	23	23	20	19	17	13	3	1	1
LS	100	100	91.3	78.3	43.5	17.4	13	13	14.3	15	11.8	16.7	50	100	100
LI	100	100	100	87	60.9	52.2	52.2	47.8	38.1	40	47.1	41.7	100	100	100
LSP	100	100	100	82.6	43.5	43.5	26.1	17.4	14.3	10	11.8	0	0	0	0
LIP	100	100	100	100	100	100	95.7	95.7	95.2	90	94.1	100	100	100	100

Procenat prihvatljivosti signala izračunat je na osnovu broja učesnika koji su dostigli zadatu brzinu, odnosno nivo opterećenja. Rezultati za test na bicikl ergometru prikazani su u Tabeli 7.

Tabela 7. Procenat EKG signala prihvatljivog kvaliteta kod različitih opterećenja [W] na bicikl ergometru

Bicikl ergometar													
Maksimalno opterećenje	50	75	100	125	150	175	200	225	250	275	300	325	
#učesnika	23	23	23	23	23	19	15	13	5	2	1	1	
LS	100	100	95.7	78.3	56.5	42.1	46.7	28.6	3.3	50	100	100	
LI	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	
LSP	100	100	100	87	82.6	73.7	60	42.9	33.3	50	100	100	
LIP	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	

6.2. Drugi eksperiment – terenska testiranja

U drugom delu istraživanja urađena su terenska testiranja, a ispitanici su po dva puta odradili tri terenska testa i to: Šatl ran, Kuperov test 2400 m i sprint na 100 m. U testiranju je učestvovala ista grupa ispitanika kao u prethodnom laboratorijskom testiranju. Pošto je laboratorijskim testiranjem utvrđeno, da je signal na poziciji LI statistički značajno kvalitetniji od signala na poziciji LS, u terenskim testovima je testirana samo pozicija LI (Tabela 5). U prvom testiranju uređaj je jednako kao u laboratorijskom testiranju pričvršćen Omniplast trakom, dok je u ponovljenom testiranju uređaj pričvršćen Polar softstrap trakom. Posle analize svih signala QuickReader programom urađena je statistička analiza prikupljenih podataka. Najpre je za sve rezultate prikazana deskriptivna statistika (Tabele 8, 9 i 10).

Tabela 8. Deskriptivna statistika za test Šatl ran.

		Šatl ran						
Pozicije uređaja & način fiksacije	Detektovani QRS kompleksi	Broj QRS kompleksa	Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki (procenat)	Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa (procenat)	Opterećenje do kog je signal prihvatljiv (procenat)	Maksimalna frekvencija srca [bpm]	Maksimalno dostignuto opterećenje	
		kao nečitki (procenat)	kao nečitki (procenat)	QRS kompleksa (procenat)	(procenat)			
Mean	SVI	2450.57	96.89 (4.27%)	90.78 (83.67%)	6.11 (14.15%)	8/43 (91.23%)	198.48	9/27
	Polar	2842.00	53.30 (1.93%)	51.13 (82.14%)	2.17 (13.51%)	9/27 (100%)	200.04	9/27
	Elek.	2059.13	140.48 (6.60%)	130.43 (85.20%)	10.04 (14.80%)	7/59 (82.47%)	196.91	9/27
±SD	SVI	682.04	154.63 (6.56%)	152.55 (24.73%)	11.67 (21.38%)	2/71 (23.57%)	7.39	1/76
	Polar	532.43	113.45 (4.19%)	113.50 (29.11%)	3.31 (23.13%)	1/76 (0.00%)	7.34	1/76
	Elek.	589.62	179.07 (7.69%)	177.29 (19.98%)	15.33 (19.98%)	3/23 (31.24%)	7.26	1/76

Legenda: Polar i Elec. – dva načina pričvršćivanja EKG uređaja; SVI – prosek Polar i Elec.; Mean – srednje vrednosti; SD – standardna devijacija

Tabela 9. Deskriptivna statistika za test sprinta na 100 m.

Sprint 100 m								
Pozicije uređaja & način fiksacije	Detektovani QRS kompleksi	Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki (procenat)	Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki (procenat)	Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa (procenat)	Vreme do kog je signal prihvatljiv [s] (procenat)	Maksimalna frekvencija srca [bpm]	Prosečno vreme trčanja [s]	
Mean	SVI	1488.87	45.41 (3.27%)	40.70 (72.50%)	4.72 (18.80%)	6.34 (43.48%)	184.41	14:50
	Polar	1488.26	10.22 (0.91%)	9.52 (74.38%)	0.70 (12.57%)	11.40 (78.26%)	184.52	14:50
	Elek.	1489.48	80.61 (5.63%)	71.87 (70.61%)	8.74 (25.04%)	1.28 (8.70%)	184.30	14:50
±SD	SVI	381.42	118.05 (8.04%)	115.90 (37.93%)	11.43 (31.01%)	7.35 (50.12%)	9.45	1:25
	Polar	308.84	27.93 (2.92%)	27.66 (38.51%)	1.22 (25.29%)	6.23 (42.17%)	8.86	1:25
	Elek.	449.66	158.54 (10.58%)	157.09 (38.11%)	15.62 (35.29%)	4.26 (28.81%)	10.20	1:25

Legenda: ista kao kod prethodne tabele

Tabela 10. Deskriptivna statistika za Kuperov test 2400 m.

Kuperov test 2400 m								
Pozicije uređaja & način fiksacije	Detektovani QRS kompleksi	Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki (procenat)	Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki (procenat)	Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa (procenat)	Vreme do kog je signal prihvatljiv [min:s] (procenat)	Maksimalna frekvencija srca [bpm]	Prosečno vreme trčanja [min:s]	
Mean	SVI	2687.24	124.02 (4.99%)	106.11 (82.47%)	17.91 (13.18%)	9.29 (75.33%)	190.37	12:48
	Polar	3104.30	72.30 (2.14%)	69.74 (87.81%)	2.57 (7.84%)	12.48 (100%)	190.96	12:48
	Elek.	2270.17	175.74 (7.84%)	142.48 (77.13%)	33.26 (18.52%)	6.09 (50.66%)	189.78	12:48
±SD	SVI	796.75	198.20 (7.64%)	185.24 (27.06%)	54.06 (20.60%)	5.31 (40.75%)	9.33	2:20
	Polar	597.09	154.62 (4.03%)	153.33 (24.42%)	5.52 (15.26%)	2.20 (0.00%)	10.00	2:20
	Elek.	760.44	225.50 (9.28%)	209.56 (29.01%)	73.86 (23.99%)	5.62 (46.09%)	8.79	2:20

Legenda: ista kao kod prethodne tabele

EKG signal snimljen pričvršćivanjem Polar softstrap trakom je u svim testovima prihvatljiv do višeg nivoa nego signal snimljen pričvršćivanjem Omniplast trakom (Tabele 8–10). U testu Šatl ran je softver u signalu izmerenom Polarovom trakom

detektovao više od 780 QRS kompleksa više nego u signalu izmerenom pričvršćivanjem Omniplast trakom. Bez obzira na veći broj detektovanih QRS kompleksa, broj detektovanih grešaka u testiranju Polarom je skoro za dve trećine niži nego u drugom testiranju (53.30 prema 140.48), a takođe i broj pogrešnih procena softvera prilikom detekcije grešaka je niži za skoro dve trećine (51.13 prema 130.43), dok je broj pravilnih procena niži za petinu (2.17 prema 10.04). Signal u testu Šatl ran je prilikom testiranja Polar softstrap trakom prihvatljiv do maksimalnog nivoa, dok je prilikom testiranja Omniplast trakom prihvatljiv do opterećenja 7/59, odnosno nešto više od 82% (Tabela 8).

U testu sprinta je zbog velikog opterećenja i kratkog trajanja testa softver u signalu detektovao zanemarivu razliku u QRS kompleksima. Međutim, razlika se pojavila u broju detektovanih grešaka, prilikom testiranja Polar trakom detektovano je osam puta manje grešaka u signalu od testiranja elektrodama (10.22 protiv 80.61). Prema tome, mnogo niži je i broj pogrešnih procena softvera prilikom detekcije grešaka u korist Polara (9.52 prema 71.87), dok je broj pravilnih procena kod testiranja Polarom više od dvanaest puta manji nego kod testiranja elektrodama (0.70 protiv 8.74). Takođe, velika razlika u testu sprinta pojavljuje se u prihvatljivosti signala. Prilikom pričvršćivanja Polarovom trakom signal je prihvatljiv do opterećenja 78.26%, dok je prilikom pričvršćivanja Omniplast trakom prihvatljiv samo do opterećenja 8.70% (Tabela 9).

I u Kuperovom testu način pričvršćivanja uređaja uticao je na rezultate analize. Softver je detektovao preko 830 QRS kompleksa više u testu u kom je uređaj pričvršćen Polarom u odnosu na elektrode. Iako je broj detektovanih QRS kompleksa mnogo veći, broj detektovanih grešaka je više nego duplo manji (72.30 prema 175.74). Mnogo manje je i pravilnih procena softvera, kojih je gotovo petnaest puta manje u testu pričvršćivanja Polarom u odnosu na drugi test (2.57 prema 33.26), a duplo manji je i broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitkih (69.74 prema 142.48). Na kraju, zabeležena je i velika razlika u prihvatljivosti signala, pa je tako prilikom pričvršćivanja Polarovom trakom signal prihvatljiv do maksimalnog opterećenja, dok je prilikom pričvršćivanja Omniplast trakom signal prihvatljiv samo do nivoa opterećenja 50.66% (Tabela 10). U nastavku podaci su najpre testirani testom normalnosti raspodele podataka.

Tabela 11: Test normalnosti raspodele podataka

Šatl ran				
Parametar	Način pričvršćivanja	Kolmogorov- Smirnov	Shapiro-Wilk	Skewness
Detektovani QRS Kompleksi	Polar	0.200*	0.586	-0.574
	Elektrode	0.200*	0.751	0.124
Broj QRS kompleksa detektovanih kao Nečitki	Polar	0.000	0.000	3.837
	Elektrode	0.001	0.000	1.679
Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki	Polar	0.000	0.000	3.838
	Elektrode	0.001	0.000	1.809
Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa	Polar	0.000	0.000	1.666
	Elektrode	0.000	0.000	2.609
Opterećenje do kog je signal prihvatljiv	Polar	0.200*	0.419	-0.298
	Elektrode	0.200*	0.067	-0.590
Sprint 100 m				
Detektovani QRS Kompleksi	Polar	0.200*	0.308	0.092
	Elektrode	0.200*	0.317	-0.514
Broj QRS kompleksa detektovanih kao Nečitki	Polar	0.000	0.000	4.636
	Elektrode	0.000	0.000	2.883
Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki	Polar	0.000	0.000	4.631
	Elektrode	0.000	0.000	2.920
Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa	Polar	0.000	0.000	1.626
	Elektrode	0.000	0.000	3.171
Opterećenje do kog je signal prihvatljiv	Polar	0.000	0.000	-1.361
	Elektrode	0.000	0.000	3.206
Kuperov test 2400 m				
Detektovani QRS Kompleksi	Polar	0.200*	0.929	0.231
	Elektrode	0.200*	0.429	-0.261
Broj QRS kompleksa detektovanih kao Nečitki	Polar	0.000	0.000	3.457
	Elektrode	0.000	0.000	1.552
Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki	Polar	0.000	0.000	3.543
	Elektrode	0.000	0.000	2.093
Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa	Polar	0.000	0.000	3.789
	Elektrode	0.000	0.000	2.832
Opterećenje do kog je signal prihvatljiv	Polar	0.141	0.422	-0.174
	Elektrode	0.014	0.005	0.211

Za podatke za koje test normalnosti nije pokazao normalnu raspodelu urađena je transformacija podataka funkcijom Log10 ili refleksijom Log10. Izbor funkcije zavisio je od rezultata Skewness-a, kod pozitivnog Skewness-a korišćena je funkcija Log10, a kod negativnog refleksija Log10 (Tabela 12).

Tabela 12: Test normalnosti raspodele podataka nakon izvršene transformacije

Šatl ran				
Parametar	Način pričvršćivanja	Kolmogorov-Smirnov	Shapiro-Wilk	Skewness
Broj QRS kompleksa detektovanih kao Nečitki	Polar	0.200*	0.949	0.331
	Elektrode	0.200*	0.575	-0.259
Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki	Polar	0.200*	0.661	0.466
	Elektrode	0.200*	0.531	-0.156
Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa	Polar	0.000	0.000	0.759
	Elektrode	0.120	0.159	0.333
Sprint 100 m				
Broj QRS kompleksa detektovanih kao Nečitki	Polar	0.134	0.015	1.207
	Elektrode	0.200*	0.549	0.406
Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki	Polar	0.009	0.006	1.502
	Elektrode	0.174	0.133	0.566
Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa	Polar	0.000	0.000	1.245
	Elektrode	0.014	0.002	1.030
Opterećenje do kog je signal prihvatljiv	Polar	0.000	0.000	-1.455
	Elektrode	0.000	0.000	3.148
Kuperov test 2400 m				
Broj QRS kompleksa detektovanih kao Nečitki	Polar	0.200*	0.819	0.231
	Elektrode	0.200*	0.307	-0.527
Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki	Polar	0.200*	0.754	0.337
	Elektrode	0.200*	0.667	-0.341
Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa	Polar	0.000	0.000	1.140
	Elektrode	0.096	0.029	0.633
Opterećenje do kog je signal prihvatljiv	Polar	0.046	0.111	-0.876
	Elektrode	0.003	0.001	-0.326

Za normalno raspoređene podatke i za podatke koji su nakon transformacije prešli u normalnu raspoređenost urađen je t-test za zavisne varijable. Za podatke koji ni nakon transformacije nisu normalno raspoređeni urađena je neparametrijska statistika, odnosno Wilcoxon test (Tabela 13).

Tabela 13. Rezultati t-testa za zavisne varijable i neparametrijskog Wilcoxon testa

Parametar	Šatl ran	Sprint 100	Kuperov
	p-vrednost	m	test
Detektovani QRS kompleksi	0.000*	0.990	0.000*
Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki	0.031*	0.003*	0.049*
Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki	0.040*	0.052	0.090
Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa	0.005*	0.024*	0.009*
Opterećenje do kog je signal prihvatljiv	0.015*	0.000*	0.001*

T-testom za zavisne varijable, odnosno neparametrijskim Wilcoxon testom je prikazano, da u svim testovima postoje statistički značajne razlike u parametrima u kojima se pojavljuju najveće razlike već u deskriptivnoj statistici. Pričvršćivanjem uređaja Polar softstrap trakom dobijeni su statistički značajno bolji rezultati nego pričvršćivanjem Omniplast trakom u sva tri testa za parametre Opterećenje do kog je signal prihvatljiv, Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa i Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki, kod parametra Detektovani QRS kompleksi rezultat je statistički značajno bolji u testovima Šatl ran i Kuperov test, dok je parametar Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki statistički značajno bolji samo u testu Šatl ran (Tabela 13). Za varijable koje su testirane t-testom je pored p-vrednosti dodata i t-vrednost i to za varijable: Detektovani QRS kompleksi (SR – $t=5.225$; S – $t= -0.013$; C – $t=4.920$), Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki (SR – $t= -2.302$; S= -3.338 ; C= -2.087), Broj čitkih QRS kompleksa pogrešno detektovanih kao nečitki (SR – $t= -2.177$; C – $t= -1.775$), Opterećenje do kog je signal prihvatljiv (SR – $t=2.635$). Za ostale varijable t-vrednost nije određena pošto neparametrijski Wilcoxon test ne daje rezultate t-vrednosti.

Da bi terenski testovi bili uporedivi sa laboratorijskim testom trčanja iz prikupljenih podataka izračunata je prosečna brzina trčanja za svaki pojedinačni test. Prosečna brzina je izračunata po formuli za izračun brzine kretanja, gde V predstavlja brzinu kretanja, S predstavlja pređenu distancu, a t predstavlja vreme potrebno za prelaženje distance. Formula za izračun glasi:

$$v = \frac{S}{t}$$

Prosečna maksimalna brzina trčanja u testu Šatl ran izračunata je iz prosečnih prikupljenih podataka. Pošto je poznat podatak da je test počeo sa brzinom 8.5 km/h i da se brzina svaki minut povećavala za 0.5 km/h, a ispitanici su u proseku trčali 9 minuta iz toga sledi da je prosečna maksimalna brzina trčanja u testu Šatl ran 13 km/h. Formula 1:

$$8.5 \text{ km/h} + 9 * 0.5 \text{ km/h} = 13 \text{ km/h}$$

Prosečna brzina trčanja u Kuperovom testu 2400 m izračunata je na osnovu podataka o pređenoj distanci i vremena potrebnog za prelaženje te distance. Pošto je distanca u testu 2400 m, a prosečno vreme koje su ispitanici potrošili za pretrčavanje te distance je 12:48 min, pretvoreno u sekunde 768 s iz toga sledi da je brzina trčanja 3.125 m/s. Formula 2:

$$v = \frac{2400 \text{ m}}{768 \text{ s}} = 3.125 \text{ m/s}$$

Iz brzine trčanja u m/s izračunata je brzina trčanja u km/h . Pošto je $1 \text{ m/s} = 3.6 \text{ km/h}$ iz toga sledi da je prosečna brzina trčanja u Kuperovom testu 11.25 km/h. Formula 3:

$$3.125 * 3.6 = 11.25 \text{ km/h}$$

U testu sprinta na 100 m prosečna brzina je takođe izračunata na osnovu poznatih podataka o pređenoj distanci i vremenu potrebnom za to. Pređena distanca je 100 m, a prosečno vreme potrebno za prelaženje distance je 14.5 s pa iz toga sledi da je prosečna brzina ispitanika 6.90 m/s. Formula 4:

$$v = \frac{100 \text{ m}}{14.5 \text{ s}} = 6.9 \text{ m/s}$$

Iz brzine trčanja u *m/s* izračunata je brzina trčanja u *km/h*. Pošto je $1 \text{ m/s} = 3.6 \text{ km/h}$ iz toga sledi da je prosečna brzina trčanja u sprintu na 100 m 24.84 *km/h*. Formula 5:

$$6.9 * 3.6 = 24.84 \text{ km/h}$$

Brzine trčanja izračunate su za ponovljeno testiranje u kom je uređaj pričvršćen Polar softstrap trakom. Na osnovu poznatih prosečnih brzina trčanja rezultati terenskih testova mogu se uporediti sa rezultatima laboratorijskih testova dobijenim na tredmilu.

6.3. Analiza razlika kvaliteta signala u laboratorijskim i terenskim testovima

Poslednja analiza odnosila se na uporedbu kvaliteta signala u laboratorijskim i terenskim testovima prilikom istog tipa pričvršćivanja uređaja, kao i prilikom različitog tipa pričvršćivanja uređaja. Najpre su analizirani rezultati pričvršćivanja uređaja Omniplast trakom u svih pet testova. Upoređivani su samo parametri koji su pretvoreni iz apsolutnih u procentualne vrednosti.

Najpre je za sve rezultate prikazana deskriptivna statistika (Tabela 14). Deskriptivnom statistikom je utvrđeno da se procenat detektovanih grešaka kreće u rasponu od 4.23% do 9.06%, procenat grešaka programa od 63.03% do 85.21%, procenat pravilno detektovanih grešaka od 2.18% do 25.04%, a procenat prihvatljivog signala između 8.70% i 100%. Po pravilu najniži procenti grešaka su zabeleženi u testu izvršenom na bicikl ergometru, gde je zabeležen i najviši prihvatljiv signal. U terenskim testovima procenat pravilno detektovanih grešaka je veći nego u laboratorijskim testovima, a takođe je nivo prihvatljivosti signala niži nego u laboratorijskim testovima.

Tabela 14. Deskriptivna statistika analize kvaliteta signala u laboratorijskim i terenskim testovima kod pričvršćivanja uređaja Omniplast trakom

Deskriptivna statistika					
Vrsta testa	Procenat detektovanih grešaka	Procenat grešaka programa	Procenat pravilno detektovanih grešaka	Procenat prihvatljivosti signala	
Mean	Bicikl ergometar	4.23%	63.03%	2.18%	100%
	Tredmil	9.06%	80.34%	10.97%	97.64%
	Šatl ran	6.60%	85.21%	14.80%	82.47%
	Sprint 100 m	5.63%	70.66%	25.04%	8.70%
	Kuperov test 2400 m	7.84%	77.14%	18.52%	50.66%
±SD	Bicikl ergometar	10.36%	48.18%	10.42%	0.00%
	Tredmil	10.66%	32.32%	20.34%	7.48%
	Šatl ran	7.69%	19.98%	19.98%	31.24%
	Sprint 100 m	10.58%	38.10%	35.29%	28.81%
	Kuperov test 2400 m	9.28%	29.02%	23.99%	46.09%

Nakon deskriptivne statistike urađena je ANOVA za ponovljena merenja koja je pokazala, da postoje statistički značajne razlike između dva analizirana parametra (obeleženo zvezdicom).

Tabela 15. Rezultati repeated measures ANOVA-e u laboratorijskim i terenskim testovima kod pričvršćivanja uređaja Omniplast trakom

Repeated measures ANOVA		
Parametar	F-vrednost	p-vrednost
Procenat detektovanih Grešaka	$F(4, 88) = 0.908$	0.463
Procenat grešaka programa	$F(4, 88) = 1.383$	0.246
Procenat pravilno detektovanih grešaka	$F(2.991, 65.739) = 2.927$	0.040*
Procenat prihvatljivosti signala	$F(2.392, 52.619) = 43.670$	0.000*

Pošto su ANOVA-om detektovane statistički značajne razlike u dva izmerena parametra u nastavku urađen je LSD post-hoc test kojim su tačno određeni testovi između kojih postoje statistički značajne razlike (Tabela 16).

Tabela 16. LSD post-hoc test

LSD Post – hoc			
Parametar			p-vrednost
Procenat pravilno detektovanih grešaka	BE	ŠR	0.012
		S	0.009
		K	0.009
Procenat prihvatljivosti signala	BE	ŠR	0.013
		S	0.000
		K	0.000
	T	ŠR	0.039
		S	0.000
		K	0.000
	ŠR	S	0.000
		K	0.020
	S	K	0.000

Post-hoc test je pokazao da se u procentu pravilno detektovanih grešaka laboratorijski test na bicikl ergometru značajno razlikuje od sva tri terenska testa, dok se u procentu prihvatljivosti signala oba laboratorijska testa značajno razlikuju od sva tri terenska testa. Takođe, i terenski testovi se razlikuju između sebe pa je tako signal u testu Šatl ran značajno kvalitetniji nego u oba preostala terenska testa, dok je signal u testu sprinta značajno lošiji od oba preostala terenska testa.

Pošto je statističkom analizom utvrđeno da se prilikom istog tipa pričvršćivanja Omniplast trakom pojavljuje značajno veći broj grešaka u terenskim testovima i da je kvalitet signala u tim testovima značajno niži, u nastavku ovog dela analize upoređeni su prikupljeni rezultati u laboratorijskim i terenskim testovima prilikom različitog tipa pričvršćivanja. U laboratorijskim testovima uređaj je pričvršćen Omniplast trakom, dok je u terenskim testiranjima uređaj pričvršćen Polar softstrap trakom.

Najpre je prikazana deskriptivna statistika za sve testove (Tabela 17), koja je pokazala da i kod različitih tipova pričvršćivanja postoje razlike u svim analiziranim parametrima, pa se tako procenat detektovanih grešaka kreće u rasponu od 0.91% do 9.06%, procenat grešaka programa kreće se u rasponu od 63.03% do 87.71%, procenat pravilno detektovanih grešaka kreće se u rasponu od 2.18% do 13.51%, a procenat prihvatljivog signala je između 78.26% i 100%.

Tabela 17. Deskriptivna statistika analize kvaliteta signala u laboratorijskim i terenskim testovima kod pričvršćivanja uređaja Omniplast trakom i Polar softstrap trakom

Deskriptivna statistika					
Vrsta testa	Procenat detektovanih grešaka	Procenat grešaka programa	Procenat pravilno detektovanih grešaka	Procenat prihvatljivosti signala	
Mean	Bicikl ergometar	4.23%	63.03%	2.18%	100%
	Tredmil	9.06%	80.34%	10.97%	97.64%
	Šatl ran	1.93%	82.14%	13.51%	100%
	Sprint 100 m	0.91%	74.38%	12.57%	78.26%
	Kuperov test 2400 m	2.14%	87.81%	7.84%	100%
±SD	Bicikl ergometar	10.36%	48.18%	10.42%	0.00%
	Tredmil	10.66%	32.32%	20.34%	7.48%
	Šatl ran	4.19%	29.11%	23.13%	0.00%
	Sprint 100 m	2.92%	38.51%	25.29%	42.17%
	Kuperov test 2400 m	4.03%	24.42%	15.26%	0.00%

Nakon deskriptivne statistike urađena je odgovarajuća statistička analiza za proveru statističke značajnosti razlika između testova, koja je pokazala da postoje značajne razlike kod dva praćena parametra i to: procenat detektovanih grešaka ($p=0.007$) i procenat prihvatljivosti signala ($p=0.000$) (Tabela 18).

Tabela 18. Rezultati repeated measures ANOVA-e u laboratorijskim i terenskim testovima kod pričvršćivanja uređaja Omniplast trakom i Polar softstrap trakom

Repeated measures ANOVA		
Parametar	F-vrednost	p-vrednost
Procenat detektovanih grešaka	$F(2.762, 60.755) = 4.546$	0.007*
Procenat grešaka programa	$F(4, 88) = 1.577$	0.187
Procenat pravilno detektovanih grešaka	$F(4, 88) = 1.220$	0.308
Procenat prihvatljivosti signala	$F(4, 88) = 5.591$	0.000*

Pošto su ANOVA-om detektovane statistički značajne razlike u dva izmerena parametra ponovo je urađen LSD post-hoc test kojim je tačno utvrđeno gde se nalaze statistički značajne razlike (Tabela 19).

Tabela 19. LSD post-hoc test

LSD Post – hoc			
Parametar			p-vrednost
	TR	ŠR	
Procenat detektovanih grešaka		S	0.000
		K	0.012
	S	BE	0.022
Procenat prihvatljivosti signala		T	0.047
		ŠR	0.022
		K	0.022

Post-hoc test je pokazao da se u procentu detektovanih grešaka laboratorijski test na tredmilu statistički značajno razlikuje od sva tri terenska testa, jer je procenat detektovanih grešaka u tom testu najviši. U procentu prihvatljivosti signala test sprinta se statistički značajno razlikuje od svih preostalih testova, jer je signal u testu sprinta prihvatljiv do nivoa 78.26%, dok je u preostalim testovima signal prihvatljiv na nivou između 97.64% i 100%.

7. Diskusija

7.1. Opšta diskusija

Profesionalni sport u današnje vreme iziskuje od sportista maksimalne moguće napore. Na primer, u fudbalu i košarci, profesionalni sportisti reprezentativnog nivoa mogu odigrati preko 100 utakmica godišnje, sa minimalnim pauzama od treninga i takmičenja od svega nekoliko dana. Ako se tome dodaju i neprestalna putovanja jasno je da je organizam sportiste izložen ekstremno velikim naporima. Takođe, ljudi koji se rekreativno bave sportom često žive veoma stresan život. U mnogim slučajevima rekreativnim sportom bave se ljudi koji obavljaju stresan posao i uz to vode nezdrav život, te često izbegavaju lekarske preglede i ne poštuju lekarske savete. S obzirom na sve navedeno nije začuđujući podatak da je incidenca iznenadne srčane smrti kod mladih sportista u SAD 1:200.000 godišnje (Maron et al., 1995; Maron et al., 1996; Pedoe, 2000), dok je incidenca u Evropi još veća i iznosi 1-1,6:100.000 godišnje (Epstein & Maron, 1986; Pigozzi et al., 2003). Francuske studije pokazale su da se dnevno dese tri neočekivane srčane smrti među rekreativnom populacijom i četiri neočekivana infarkta miokarda (Chevalier et al., 2009; Marijon et al., 2015). Pošto u 55% do čak 80% slučajeva iznenadne srčane smrti u toku fizičke aktivnosti nisu postojali prethodno dijagnostifikovani problemi sa srcem (Drezner et al., 2007), postavlja se pitanje šta još može da se učini da bi se sprečili takvi događaji. Potencijalno buduće usmerenje može proizaći iz ovog istraživanja.

Pošto usled intenzivnog treninga dolazi do morfoloških, hemodinamskih i elektrofizioloških promena na srcu (Wight et al., 1995; Mazić et al., 2001; Mazić et al., 2000) koje se nazivaju „sindrom sportskog srca“ ili kraće „sportsko srce“ (Popović et al., 2007), dolazi i do izrazitih promena EKG nalaza sportiste. Međutim, ventrikularna hipertrofija koja je karakteristična za sportsko srce može postati i uzrok za iznenadnu srčanu smrt (Pedoe, 2000). Tokom fizičkog napora, kada dođe do povećanja cirkulišućih kateholamina u krvi sportsko srce zahteva mnogo veće količine kiseonika, pa ove promene mogu dovesti do ishemije miokarda, odnosno postati okidač za srčane aritmije koje mogu biti fatalne (Wight et al., 1995; Shephard, 1996). Naučna istraživanja su pokazala da je u više od 80% slučajeva ISS kod mladih sportista nastupila u prvih 30

minuta bavljenja sportskom aktivnošću (Arandelović et al., 2004) što ukazuje na to da je povećana fizička aktivnost bila okidač fatalnih srčanih aritmija kod sportista sa neotkrivenim oboljenjima srca (Maron et al., 1996; Firoozi et al., 2003). Primena ovog ili nekog sličnog uređaja u toku fizičkog vežbanja mogla bi da pomogne u detekciji ovakvih aritmija i pravovremenom prekidu fizičke aktivnosti, te time spašavanju života sportiste.

Sposobnost Savvy EKG uređaja za dijagnostikovanje srčanih mana bila je istraživana u prethodnim studijama, gde je uređaj bio upoređivan sa drugim sličnim uređajima (Trobec et al., 2018) i sa zlatnim standardom, odnosno 12-kanalnim standardnim EKG-om (Trobec et al., 2018, Trobec et al., 2014). Iako predstavlja standardni 12-kanalni EKG zlatni standard za otkrivanje srčanih obolenja, ishemija, kao i infarkta miokarda (Fletcher, Ades, Kligfield, Arena, Balady, Bittner et al., 2013), čak i ovako jednostavan EKG uređaj može detektovati većinu srčanih mana kao što su: atrijske i ventrikularne fibrilacije, ekstrasistole, bradikardije i tahikardije, AV blokovi svih stepena, produženi P-Q interval, ranu repolarizaciju, sinusne pauze i slično. Međutim, sa jednim kanalom nije moguće sa sigurnošću detektovati ishemije, denivelacije S-T spojnice i samim tim infarkt miokarda. U slučaju kada kod ispitanika postoji sumnja na infarkt miokarda, obavezno je upućivanje na pregled standardnim 12-kanalnim EKG uređajem pod nadzorom medicinskog osoblja. Dobar skrining mora da bude jeftin, validan, siguran i opšteprihvaćen postupak kojim bi se mogle otkriti bolesti u asimptomatskoj fazi (Inklaar, 2007).

Sve navedeno nameće zaključak da je neophodno uvođenje novih tehnologija u sportsku praksu kako bi se uspešno otkrilo što više sličnih slučajeva i kako bi se sprečile potencijalne tragedije. Neophodno je pronalaženje načina na koji će novi uređaji moći da se primene u toku fizičke aktivnosti. Takav uređaj neće dati upotrebljive podatke samo u toku izvođenja aktivnosti, već i nakon aktivnosti, jer često do neočekivanih događaja koji mogu biti od suštinskog značaja za razumevanje stanju ispitanika i postavljanje dijagnoze dolazi tek kada se fizička aktivnost završi.

U ovom istraživanju (laboratorijski i terenski testovi) ukupno je prikupljeno i analizirano oko 107 sati EKG signala, od čega oko 61 sat u laboratorijskom testiranju i oko 46 sati u terenskom testiranju. U istraživanju su učestvovala 23 ispitanika od kojih je svaki testiran sa pet različitih testova po dva puta, od čega su dva testa bila laboratorijska

i tri terenska. Cilj ovog istraživanja je bila evaluacija kvaliteta signala telemetrijskog Savvy EKG uređaja u toku fizičke aktivnosti submaksimalnog i maksimalnog intenziteta u različitim laboratorijskim i terenskim testovima.

7.2. Diskusija rezultata laboratorijskih testova

Statistička analiza rezultata laboratorijskog testiranja pokazala je da je moguće koristiti Savvy EKG uređaj za merenje EKG signala u toku trčanja ili vožnje bicikla u laboratorijskim uslovima. Analiza rezultata pokazala je, da je moguće EKG uređaj validno koristiti u testu opterećenja na bicikl ergometru, dok je na tredmilu prosečna brzina do koje je signal prihvatljiv 14.96 km/h (Tabele 1 i 2). Međutim, mora se naglasiti da i u većini slučajeva kod ispitanika koji su dostigli maksimalnu brzinu trčanja veću od 15 km/h EKG, je signal bio sasvim prihvatljiv (Tabela 6). Kvalitet signala pre svega zavisi od pozicije na kojoj je uređaj postavljen i od načina pričvršćivanja istog.

U laboratorijskom delu istraživanja za potrebe ove disertacije analiziran je oko 61 sat EKG signala. Statistička analiza pokazala je značajne razlike između rezultata prvog i drugog testa na obe pozicije u testu opterećenja na tredmilu, kao i između prvog i drugog testa na poziciji LS u testu na bicikl ergometru, dok je signal na bicikl ergometru na poziciji LI u oba testa prihvatljiv do maksimalnog nivoa. Takođe, statistička analiza je pokazala značajne razlike između dobijenih rezultata u prvom i drugom testu kod Detektovanih QRS kompleksa i Opterećenja do kog je signal prihvatljiv na oba ergometra, dok se rezultati Broja pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa značajno razlikuju samo na tredmilu (Tabela 4). Post-hoc analizom je utvrđeno da se statistički značajne razlike pojavljuju kod varijabli: Detektovani QRS kompleksi između pozicije LS i LSP prema poziciji LIP na tredmilu, kao i između pozicija LI i LIP prema poziciji LS, LI prema LSP i LSP prema LIP na bicikl ergometru; Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa se razlikuje između pozicija LS i LIP prema poziciji LI, kao i između pozicija LIP i LSP na tredmilu; Opterećenje do kog je signal prihvatljiv se razlikuje između pozicija LI i LS, kao i između pozicija LI, LS i LSP prema poziciji LIP na tredmilu, dok se na bicikl ergometru razlikuje između pozicija LI, LSP i LIP prema poziciji LS, kao i između pozicija LI i LIP prema LSP (Tabela 5). Analiza rezultata pokazala je da je EKG signal na oba ergometra kvalitetniji na poziciji LI u odnosu na

poziciju LS. Analiza kvaliteta signala u drugom testu na poziciji LI na tredmilu pokazala je, da je signal prihvatljiv na nivou od 97.64%, dok je na bicikl ergometru na istoj poziciji signal u oba testa u potpunosti prihvatljiv na nivou 100% (Tabele 1 i 2). Rezultati na poziciji LS nisu toliko kvalitetni, jer na kvalitet signala utiče dodatna aktivnost mišića grudnog koša (Trobec et al., 2018; Clancy et al., 2002; Mühlsteff et al., 2004), kao i pomeranje ramena koje je u gornjem delu grudnog koša više izraženo nego u donjem delu. EKG signal na poziciji LS je na tredmilu prihvatljiv na nivou 58.88% u prvom i 62.18% u drugom testu, dok je na bicikl ergometru prihvatljiv na nivou 75.92% u prvom i 87.79% u drugom testu (Tabele 1 i 2). Ti rezultati su znatno bolji od rezultata studije koju je izvela Takalokastari sa saradnicima (Takalokastari et al., 2014) i u kojoj je kvalitet signala dobijenog na tredmilu u toku trčanja prihvatljiv na nivou od 60%, dok je na bicikl ergometru 73% signala prihvatljivog kvaliteta. Takođe, rezultati te studije pokazali su da je 79% signala prihvatljivog kvaliteta u toku Nordijske šetnje na tredmilu. U pomenutoj studiji korišćen je drugačiji telemetrijski EKG uređaj. Studije koje su objavili Shen sa saradnicima (Shen et al., 2006) i Valchinov sa saradnicima (Valchinov et al., 2014) pokazale su, da je EKG signal prihvatljivog kvaliteta u toku odmora, šetnje ili jogginga, ali u toku trčanja ili skakanja pojavili su se određeni artefakti. Prethodna pilot studija (Širaiy et al., 2018) pokazala je da je Savvy EKG uređajem moguće kvalitetno meriti signal na bicikl ergometru, ali je na tredmilu signal zadovoljavajućeg kvaliteta samo do brzine kretanja od 13.5 km/h. Međutim, u pomenutoj studiji je korišćen drugačiji način pričvršćivanja uređaja. Načinom pričvršćivanja uređaja koji je korišćen u ovom istraživanju prihvatljivost kvaliteta signala je povećana do nivoa 14.96 km/h (Tabela 1).

Cilj ovog istraživanja nije detektovanje srčanog oboljenja ispitanika, kao ni testiranje validnosti i pouzdanosti uređaja, već evaluacija kvaliteta signala, pa je zbog toga odabrana homogena grupa mladih, zdravih ispitanika koji su u stanju odraditi test opterećenja do velikih brzina trčanja kod kojih je šum u signalu zbog aktivnosti mišića i zbog velike brzine kretanja najveći (Trobec et al., 2018; Clancy et al., 2002; Mühlsteff et al., 2004). Buduće laboratorijske studije bi trebale uključiti heterogenije grupe sa potencijalnim srčanim problemima.

7.3. Diskusija rezultata terenskih testova

U delu istraživanja koji se odnosi na terenske testove za potrebe ove disertacije analizirano je oko 46 sati EKG signala. Statistička analiza pokazala je značajne razlike između rezultata prihvatljivosti signala prvog i ponovljenog testiranja za sva tri testa (Tabela 13). Takođe, statistička analiza pokazala je značajne razlike između rezultata u prvom i drugom testu i to kod varijabli: Detektovani QRS kompleksi u testovima Šatl ran i Kuperovom testu, kao i Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki, Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa i Opterećenje do kog je signal prihvatljiv u svim testovima (Tabela 13). Analiza kvaliteta signala u drugom testu je za testove Šatl ran i Kuperov test pokazala da je signal prihvatljiv na nivou 100%, dok je u testu sprinta signal prihvatljiv na nivou 78.26% (Tabele 8-10). Utvrđeno je da signali EKG prikupljeni u prvom testu nisu tako kvalitetni pa je u testu Šatl ran signal prihvatljiv na nivou 82.47%, u Kuperovom testu na nivou 50.66%, dok je u testu sprint na 100 m signal prihvatljiv samo u 8.70% (Tabele 8-10). Prihvatljivost signala u posttestu za testove Šatl ran i Kuperov test je bila na nivou 100%, kod prosečne brzine trčanja 13 km/h, odnosno 11.25 km/h. U laboratorijskom testu opterećenja na tredmilu signal je bio prihvatljiv na nivou 97.64% kod prosečne brzine trčanja od 14.96 km/h (Širaiy, Trobec & Ilić, 2019). U testu sprinta na 100 m signal je prihvatljivog kvaliteta u 78.26% evidentiranog zapisa signala, ali se mora naglasiti da je prosečna maksimalna brzina trčanja u sprintu bila 24.84 km/h. Takođe, rezultati zapisa EKG signala snimljeni tokom terenskih testova su znatno bolji od rezultata prethodne laboratorijske studije u kojoj je bio signal u toku trčanja na tredmilu u proseku prihvatljiv na nivou od 60% (Takalokastari et al., 2014). Te studije nisu vršene u tako ekstremnim opterećenjima ispitanika.

U terenskim testovima način pričvršćivanja Omniplast trakom ne daje tako dobre rezultate kao u laboratorijskom testiranju. Jedan od razloga tome može biti, da je početna brzina u testu Šatl ran veća od početne brzine u testu opterećenja na tredmilu, pogotovo kod žena koje su test opterećenja na tredmilu počinjale sa 5 km/h, dok su test Šatl ran počinjale sa početnom brzinom 8.5 km/h, pa su tako brzinu od 9 km/h koju su u testu Šatl ran dostigle početkom drugog minuta u testu opterećenja na tredmilu dostigle tek početkom petog minuta, dok su muškarci tu brzinu dostigli nešto brže, početkom trećeg minuta. Takođe u Kuperovom testu ispitanici su prosečnom brzinom od 11.25 km/h trčali

u toku čitavog testa, dok su u testu Šatl ran tu brzinu dostigli tek u šestom minutu, u laboratorijskom testiranju muškarci su tom brzinom trčali od petog minuta, a žene od sedmog minuta i mnoge od njih su ubrzo zatim završavale sa testom. Drugi mogući razlog je delovanje sile reakcije podloge koja je kod trčanja na tredmilu drugačija nego prilikom trčanja u prirodi. Rajli je sa saradnicima izveo studiju kojom su prikazali, da postoje statistički značajne razlike u delovanju sile reakcije podloge između testova rađenih na tredmilu i terenskih testova (Riley, Dicharry, Franz, Della Croce, Wilder & Kerrigan, 2008). Takođe, Vinter je došao do zaključka da prilikom trčanja na tredmilu na ispitanike deluje energija trake tredmila koja se prenosi preko stopala prilikom kontakta sa podlogom (Winter, 1978). To su mogući razlozi zašto u terenskim testovima rezultati pričvršćivanja Omniplast trakom nisu dali tako dobre rezultate kao u laboratoriji, dok su pričvršćivanjem Polar softstrap trakom ti problemi prevaziđeni.

Pošto ni u ovom delu istraživanja cilj nije pronalaženje srčanih oboljenja i postavljanje dijagnoza, već evaluacija kvaliteta signala, odabrana je ista homogena grupa mladih, zdravih ispitanika koji su bili u stanju odraditi terenske testove maksimalnog opterećenja do velikih brzina trčanja kod kojih je šum u signalu zbog aktivnosti mišića i zbog velike brzine kretanja najveći (Trobec et al., 2018; Clancy et al., 2002; Mühlsteff et al., 2004).

Na osnovu rezultata prikupljenih u terenskom testiranju moguće je zasnovati buduće studije u kojima će biti moguće da se postave i drugačiji ciljevi i hipoteze. Takva testiranja mogu biti veoma značajna jer će se dobiti uvid u rad i stanje srca u toku intenzivne fizičke aktivnosti u realnim uslovima. Takođe, biće moguće izmeriti delovanje srca u drugim maksimalnim aktivnostima, a bilo bi interesantno proveriti i delovanje uređaja u toku sportskih igara u kojima dolazi do kontakta između učesnika i gde su sile i neočekivani događaji koji mogu uticati na uređaj utoliko veći. Rezultati ovog istraživanja povećavaju mogućnost ranog otkrivanja i sprečavanja iznenadnih srčanih problema koji mogu dovesti do ISS sportiste ili rekreativca.

Metodologija koja je prikazana u ovom delu istraživanja ne može zameniti laboratorijski test opterećenja, već može ponuditi osnovne informacije o statusu ispitanika kakve do sada nisu bile dostupne. Ukoliko se takvim merenjima detektuju bilo kakve abnormalnosti u delovanju srca (vidi priloge), ispitanika je potrebno usmeriti na

test opterećenja pod nadzorom lekara, kojim se urade detaljne analize i ispitivanja i kojim se postavi tačna dijagnoza.

7.4. Diskusija analize razlika kvaliteta signala u laboratorijskim i terenskim testovima

Analiza razlika kvaliteta signala u laboratorijskim i terenskim testovima je pokazala da je u testovima u kojima je uređaj pričvršćen Omniplast trakom kvalitet signala u laboratorijskim testovima značajno bolji nego u terenskim testovima. To pokazuje da takav način pričvršćivanja omogućava dobre rezultate u laboratorijskim uslovima gde su uslovi testiranja predvidivi, dok u terenskim testovima takav način pričvršćivanja nije najprimereniji. Pogotovo je to primetno u testu sprinta gde je signal prihvatljiv samo do nivoa 8.70%, dok je u Kuperovom testu prihvatljivost rezultata bolja, i to na nivou 50.66%, a najbolja je u testu Šatl ran gde je signal prihvatljiv do nivoa od 82.77% (Tabele 8-10). U laboratorijskom testu trčanja na tredmilu koji je uporediv sa terenskim testovima Šatl ran i Kuperov test signal je prihvatljiv do nivoa od 97.64%. Međutim, rezultati u terenskim testovima su lošiji i kod ostalih posmatranih parametara, pa je tako značajno bolja i pravilna detekcija grešaka od strane softvera, što ukazuje na činjenicu da se u terenskim testovima takvim tipom pričvršćivanja pojavljuje veći broj grešaka.

U nastavku analizirana je razlika u kvalitetu signala u laboratorijskim i terenskim testovima u kojima je način pričvršćivanja uređaja različit. U laboratorijskim testovima uređaj je i dalje bio pričvršćen Omniplast trakom, dok je u terenskim testovima uređaj bio pričvršćen Polar softstrap trakom, dakle analizirana su dva različita načina pričvršćivanja, koja su dala najbolje rezultate u datim uslovima. Analizom rezultata je utvrđeno da se procenat prihvatljivog signala kreće u rasponu od 78.26% u testu sprinta do 100% u testovima Šatl ran, Kuperovom testu i laboratorijskom testu na bicikl ergometru. U toj analizi detektovane su statistički značajne razlike kod procenta detektovanih grešaka i kod procenta prihvatljivosti signala, dok se u procentu detektovanih grešaka rezultati laboratorijskog testa na tredmilu statistički značajno razlikuju od rezultata svih terenskih testova. Kod procenta prihvatljivosti signala rezultati testa sprinta su statistički značajno lošiji od svih ostalih testova, u slučaju pričvršćivanja Omniplast trakom, od svih testova

se razlikuju na nivou $p=0.000$, dok se kod pričvršćivanja Polar trakom od drugih testova razlikuju na nivou $p<0.05$ (Tabele 16 i 19).

8. Zaključak

Cilj ovog istraživanja bila je evaluacija signala jednokalanog telemetrijskog EKG uređaja Savvy u toku intenzivne fizičke aktivnosti u laboratorijskim i realnim uslovima. Jedna generalna i tri parcijalne hipoteze pretpostavljale su da je Savvy EKG uređajem moguće pratiti EKG srca u toku fizičke aktivnosti.

Na osnovu generalne hipoteze:

H1 – telemetrijskim EKG uređajem je moguće kvalitetno meriti EKG signal u toku obavljanja rada maksimalnog i submaksimalnog intenziteta u laboratorijskim i terenskim uslovima – može se zaključiti da je *hipoteza delimično potvrđena*.

Analizom prikupljenih EKG signala utvrđeno je, da se kvalitet signala u laboratorijskim testovima u zavisnosti od pozicije, vrste testa i načina pričvršćivanja, kreće u rasponu od 58.88% do 62.12% za poziciju LS i u rasponu od 73.34% do 97.64% za poziciju LI na tredmilu, dok se na bicikl ergometru kvalitet signala kreće u rasponu od 75.92% do 87.97% za poziciju LS do 100% u oba testa za poziciju LI (Tabele 1 i 2). U terenskim testovima kvalitet EKG signala se u zavisnosti od načina pričvršćivanja u testu Šatl ran kreće u rasponu od 82.47% do 100%, u testu sprinta na 100 m prihvatljivost signala kreće se u rasponu od 8.7% do 78.60%, dok se u Kuperovom testu kvalitet signala kreće u rasponu od 50.66% do 100% (Tabele 8-10). Na osnovu toga zaključeno je, da je moguće kvalitetno meriti EKG signal u toku izvođenja fizičke aktivnosti u laboratorijskim testovima maksimalnog intenziteta i u terenskim testovima submaksimalnog intenziteta, ukoliko se obrati pažnja na poziciju uređaja i na način pričvršćivanja uređaja. Ukoliko uređaj nije postavljen na optimalnu poziciju i dobro pričvršćen nije moguće kvalitetno meriti EKG signal.

H2 – EKG signal izmeren na poziciji LI je kvalitetniji nego na poziciji LS – može se zaključiti da je *hipoteza potvrđena*.

Obe pozicije postavljanja uređaja testirane su u laboratorijskom testiranju gde je utvrđeno, da se kvalitet signala na poziciji LS na tredmilu kreće u rasponu od 58.88% u prvom testu do 62.12% u posttestu, dok se kvalitet signala na poziciji LI kreće u rasponu

od 73.34% u prvom do 97.64% u drugom testu (Tabela 1). Na bicikl ergometru kvalitet signala na poziciji LS kreće se u rasponu od 75.92% u prvom testu do 87.97% u drugom testu, dok je na poziciji LI u oba testa signal prihvatljiv do maksimalnog nivoa 100% (Tabela 2). Hipoteza je testirana within-subjects ANOVA-om, a statističkom analizom je utvrđeno da je u prvom testu trčanja na tredmilu razlika statistički značajna na nivou $p=0.019$, a u drugom testu razlika je još značajnija, na nivou $p=0.000$ (Tabela 5). U prvom testu na bicikl ergometru razlika je značajna na nivou $p=0.000$, dok je u drugom testu razlika između pozicija značajna na nivou $p=0.003$ (Tabela 5). Na osnovu toga je zaključeno, da je EKG signal na poziciji LI kvalitetniji nego na poziciji LS. Zato što se pozicija LS već u laboratorijskom testiranju pokazala kao ne pouzdana, u nastavku studije u terenskim testovima nije ni testirana.

H3 – složenost i uslovi testiranja utiču na kvalitet signala – može se zaključiti da je *hipoteza potvrđena*.

Analizom prikupljenih EKG signala je utvrđeno, da je signal prilikom istog tipa pričvršćivanja Omniplast trakom u testu opterećenja na bicikl ergometru prihvatljiv na nivou 100%, na tredmilu na nivou 97.64%, u testu Šatl ran 82.47%, u Kuperovom testu 2400 m 50.66%, a u testu sprinta na 100 m na nivou 8.70% (Tabela 14). ANOVA za ponovljena merenja je pokazala da su razlike u prihvatljivosti signala između testova statistički značajne na nivou $p=0.000$. Statistički značajna razlika utvrđena je i za varijablu procenat pravilno detektovanih grešaka, i to na nivou $p=0.040$ (Tabela 15). Post-hoc test je pokazao da se razlike u prihvatljivosti signala pojavljuju između oba laboratorijska testa sa jedne strane i sva tri terenska testa sa druge strane, i to na nivou između $p=0.000$ i $p=0.039$, kao i između svih terenskih testova. Test Šatl ran se razlikuje od rezultata Kuperovog testa na nivou $p=0.020$ i od testa sprinta na nivou $p=0.000$ (Tabela 16). Takođe, test sprinta se razlikuje od Kuperovog testa na nivou $p=0.000$ (Tabela 16). Na osnovu toga zaključeno je, da je u testu koji se izvodi na bicikl ergometru i u koji je najmanje složen, signal najkvalitetniji.

H4 – odabir pravog načina fiksacije smanjuje broj remetećih faktora – može se zaključiti da je *hipoteza potvrđena*.

Poslednja hipoteza testirana je within-subjects ANOVA-om za laboratorijske testove i t-testom za zavisne varijable, odnosno neparametrijskim Wilcoxon testom za terenske testove. Razlika između terenskih i laboratorijskih testova testirana ANOVA-om za ponovljena merenja.

Statistička analiza prikupljenih rezultata je pokazala, da je razlika između pretesta (nepričvršćen ili slabije pričvršćen uređaj) i posttesta (pričvršćen ili bolje pričvršćen uređaj) statistički značajna u svim testovima trčanja. U laboratoriji je razlika između prvog i drugog testa na tredmilu značajna na nivou $p=0.000$, u terenskim testovima sprinta i u Kuperovom testu razlika je takođe značajna na nivou $p=0.000$, dok je u testu Šatl ran razlika značajna na nivou $p=0.015$. U testu opterećenja na tredmilu nema razlike između prvog i drugog testiranja jer je signal 100% prihvatljiv u oba testiranja, pa je $p=1.000$.

Prihvatljivost kvaliteta signala nije jedina varijabla koja je zbog načina pričvršćivanja statistički značajno bolje detektovana u posttestu u odnosu na pretest. U laboratorijskim testovima parametar Detektovani QRS kompleksi se na poziciji LI na tredmilu u posttestu značajno razlikuje od rezultata dobijenih na poziciji LS u pretestu na nivou $p=0.037$ i u posttestu na nivou $p=0.029$. Isti parametar se razlikuje i na bicikl ergometru između pozicije LI i LS u pretestu i posttestu na nivou $p=0.000$ (Tabela 5). Parametar Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa se značajno razlikuje na poziciji LI na tredmilu u pretestu i posttestu na nivou $p=0.031$, kao i u pretestu i posttestu između pozicija LI i LS na nivou $p=0.049$, odnosno $p=0.012$ (Tabela 5). I u terenskim testovima postoje statistički značajne razlike između prvog i drugog testa u više varijabli. Parametar Detektovani QRS kompleksi se u testovima Šatl ran i Kuperov test u pretestu i posttestu razlikuje na nivou $p=0.000$, a Broj QRS kompleksa detektovanih kao nečitki se u testu Šatl ran razlikuje na nivou $p=0.031$, kod Kuperovog testa na nivou $p=0.049$, dok je u testu sprinta razlika statistički značajna na nivou $p=0.003$ (Tabela 13). Parametar Broj pravilno detektovanih nečitkih QRS kompleksa se u testu Šatl ran u posttestu u odnosu na pretest razlikuje na nivou $p=0.005$, u testu sprinta na nivou $p=0.024$ i u Kuperovom testu na nivou $p=0.009$ (Tabela 13).

Analiza signala prikupljenih prilikom istog tipa pričvršćivanja uređaja (Omniplast trakom za sve testove) pokazala je statistički značajne razlike za varijable procenat

pravilno detektovanih grešaka, i to na nivou $p=0.040$, kao i za procenat prihvatljivosti signala i to na nivou $p=0.000$ (Tabela 15). Post-hoc test je pokazao da se kod parametra procenat pravilno detektovane greške statistički značajne razlike pojavljuju između testova na bicikl ergometru i sva tri terenska testa, i to na nivou između $p=0.009$ i $p=0.012$. Za parametar procenat prihvatljivosti signala značajne razlike se pojavljuju između testova na bicikl ergometru i sva tri terenska testa na nivou između $p=0.000$ i $p=0.013$, između testa tredmilu i sva tri terenska testa na nivou između $p=0.000$ i $p=0.039$. Takođe, razlike su pronađene između testa Šatl ran u odnosu na Kuperov test i test sprinta na nivou $p=0.020$ i $p=0.000$, kako i između testa sprinta i Kuperovog testa na nivou $p=0.000$ (Tabela 16).

Analiza signala prilikom različitog tipa pričvršćivanja uređaja (Omniplast trakom za laboratorijske i Polar trakom za terenske testove) pokazala je da se parametar procenat detektovanih grešaka razlikuje statistički značajno i to na nivou $p=0.007$, dok se parametar procenat prihvatljivosti signala razlikuje na nivou $p=0.000$ (Tabela 18). Post-hoc testom je utvrđeno da se za parametar procenat detektovanih grešaka statistički značajne razlike pojavljuju između rezultata na tredmilu i svih terenskih testova na nivou između $p=0.000$ i $p=0.012$, a za procenat prihvatljivosti signala između testa sprinta i svih ostalih testova na nivou između $p=0.022$ i $p=0.047$ (Tabela 19).

Na osnovu analize rezultata zaključeno je da odabir pravog načina fiksacije smanjuje broj remetećih faktora. Sa pravilnim načinom fiksacije se ne samo povećava nivo prihvatljivog signala, već se i značajno smanjuje broj softverskih grešaka prilikom analize signala. Kada je uređaj pravilno fiksiran njegovo pomeranje prati pomeranje tela i spoljašnje sile koje deluju na sam uređaj znatno manje remete kvalitet signala, što olakšava kompjutersku obradu signala i smanjuje broj mogućih grešaka na minimum. Međutim, ukoliko uređaj nije fiksiran, ili nije pravilno i kvalitetno fiksiran za odabrani test, spoljašnje sile koje deluju na uređaj utiču na njegovo pomeranje koje može u pojedinim situacijama biti drugačije od pomeranja tela ili neusklađeno sa pomeranjem tela. Nadalje, usled znojenja može doći do odlepljivanja elektroda i otpadanja uređaja što rezultuje prekidom merenja, odnosno prekidom izvođenja testa. Sledeći problem koji se pojavljuje usled nepravilne ili uopšte nikakve fiksacije uređaja može biti niska izmerena voltaža srca. U pojedinim slučajevima je uređaj detektovao nisku voltažu EKG signala u

prvom testu, dok je kod iste osobe u posttestu voltaža bila veća. Zbog loše fiksacije uređaja moglo bi doći do pogrešnog zaključka da ima ispitanik srčane probleme, a takođe je takav signal problematičan za softversku obradu, jer imaju programi za obradu Holterskih snimaka koji se koriste u kliničkoj praksi često problem prilikom analize signala sa voltažom od 0.5 mV ili manje (Uputstvo proizvođača, Holter Supplies, France). To može biti jedan od razloga zbog kog je u testu opterećenja na bicikl ergometru, gde je signal u oba testa prihvatljiv na nivou od 100%, pronađena statistički značajna razlika u parametru Broj detektovanih QRS kompleksa. Zbog toga je preporučljivo uvek dodatno pričvrstiti uređaj, čak iako se test izvodi na bicikl ergometru, jer će na taj način detekcija signala i dalja analiza biti mnogo jednostavnija.

8.1. Potencijalni značaj istraživanja

Potencijalni značaj ovog istraživanja odnosno dobijenih rezultata može biti višestruk. Dobijeni rezultati mogu imati praktični značaj, s obzirom da i pored velikih napora koji se ulažu u preventivu i dijagnostiku i dalje dolazi do slučajeva ISS među sportistima koja je uzrok više od 90% smrti među sportistima (Mazić et al., 2011). Pošto u današnje vreme profesionalni sport pored velikog fizičkog napora nameće sportisti i veliki psihički stres, to se uveliko odražava na njegovo zdravlje, do takvih situacija dolazi na svim nivoima sporta, od profesionalnih fudbalera vrhunskih evropskih liga, do poluprofesionalnih sportista koji se takmiče u nižim ligama. Većini je zajedničko da su prošli lekarske preglede, mnogi od njih više puta, a da nikome od njih nije ustanovljena srčana mana, odnosno problemi sa srcem koji su potencijalno opasni po njihovo zdravlje. Samim tim nameće se zaključak da standardni testovi opterećenja kakvi se koriste u sportskoj praksi možda nisu dovoljni. Pošto testovi opterećenja sa praćenjem EKG-a traju svega nekoliko minuta, u tom periodu mogu se pokazati srčane mane, ali i ne moraju.

Rezultati ovog istraživanja mogu dati i doprinos teoretskim saznanjima, s obzirom da dosadašnja istraživanja nisu ponudila adekvatno rešenje za upotrebu telemetrijskog EKG uređaja u toku fizičke aktivnosti. Rezultati ovog istraživanja dopunjuju dosadašnja teorijska saznanja o praćenju EKG-a srca sa telemetrijskim uređajima u toku laboratorijskih testova, a takođe daju i uvid u primenu ovakvih uređaja u toku terenskih

testova. Na taj način dobijene su važne informacije o, do sada slabo istraženom, primeni novih tehnologija u sportskoj praksi.

8.2. Smernice za buduća istraživanja

S obzirom da su ovo tek početna istraživanja ovakvih i sličnih tehnologija u sportu u budućnosti bi trebalo usmeriti pažnju u unapređenje novih tehnologija. Većini sličnih uređaja za snimanje EKG signala potreban je pametan mobilni telefon ili kompjuter, a ti uređaji moraju biti u dometu, odnosno ne smeju biti udaljeni više od 10 metara jedni od drugih. Što se tiče tehnologije izazov predstavlja unapređenje i razvoj tehnologija koji bi trebao omogućiti da se signal šalje direktno u cloud u kom bi lekar mogao da prati signal u realnom vremenu, ili da uređaj ima sopstvenu memoriju u kojoj bi se čuvali prikupljeni podaci. Takođe, izazov predstavlja i eventualno pronalaženje još boljih filtera koji bi pročistili signal i omogućili bolju detekciju.

Što se tiče primene uređaja u sportskoj praksi, otvara se mogućnost za merenje EKG signala u terenskim testovima trčanja. Za primenu uređaja u sportskim igrama bilo bi potrebno da se urade dodatna istraživanja i da se pronađe način pričvršćivanja i pozicija na kojoj će se dobiti najbolji mogući signal u uslovima gde dolazi do kontakta između učesnika u takmičenju i gde na telo i na uređaj pored sila koje deluju prilikom trčanja deluju i druge spoljašnje sile. Verovatno će u budućnosti slična istraživanja postati mnogo učestalija jer je potreba za poznavanjem delovanja srca, sa ciljem prevencije kardiovaskularnih problema veoma velika.

9. Literatura

1. American College of Sports Medicine. (2006). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription (7th ed)*. Lippincott Williams & Wilkins.
2. American College of Sports Medicine, Thompson, P. D., Franklin, B. A., Balady, G. J., Blair, S. N., Corrado, D., ... & Link, M. S. (2007). Exercise and acute cardiovascular events: placing the risks into perspective: a scientific statement from the American Heart Association Council on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism and the Council on Clinical Cardiology. *Circulation*, *115*(17), 2358-2368.
3. Amit, G., Granot, Y., & Abboud, S. (2014). Quantifying QRS changes during myocardial ischemia: Insights from high frequency electrocardiography. *Journal of Electrocardiology*, *47*(4), 505-511.
4. Arandelović, A., Pavlović, S., Mazić, S., & Aleksandrić, B. (2004). Naprasna srčana smrt sportista. *Srpski Arhiv Celokupnog Lekarstva*, *132*(5-6), 194-197.
5. Ascoop, C.A., Simoons, M.L., Egnond, W.G., & Brusckhe, A.V. (1971). Exercise test, history and serum lipid levels in patients with chest pain and normal electrocardiogram at risk: Comparison to findings at coronary arteriography. *American Heart Journal*, *82*(5), 609-617.
6. Auersperger, I., Knap, B., Jerin, A., Blagus, R., Lainscak, M., Skitek, M., & Skof, B. (2012). The effects of 8 weeks of endurance running on hepcidin concentrations, inflammatory parameters, and iron status in female runners. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, *22*(1), 55-63.
7. Ažman-Juvan, K., & Zupet, P. (2010). Elektrokardiogram športnikov. *Zdravniški vestnik*, *79*, 628-637.
8. Bartel, A.G., Behar, V.S., Peter, R.H., Orgain, E.S., & Kong Y. (1974). Graded exercise stress tests in angiographically documented coronary artery diseases. *Circulation*, *49*(2), 348-356.
9. Banerjee, A., Newman, D.R., Van den Bruel, A., & Heneghan, C. (2012). Diagnostic accuracy of exercise stress testing for coronary artery disease: a systematic review and meta-analysis of prospective studies. *International Journal of Clinical Practice*, *66*(5), 477-492.
10. Basilico, F.C. (1999). Current concepts: cardiovascular disease in athletes. *American Journal of Sports Medicine*, *27*(1), 108-121.

11. Bianco, M., Bria, S., Gianfelici, A., Sanna, N., Palmieri, V., & Zeppilli, P. (2001). Does early repolarization in the athlete have analogies with the Brugada syndrome? *European Heart Journal*, 22(6), 504-510.
12. Scholz, F. (2010). *Electroanalytical methods* (Vol. 1). Berlin: Springer.
13. Borjesson, M., & Pelliccia, A. (2009). Incidence and aetiology of sudden cardiac death in young athletes: an international perspective. *British Journal of Sports Medicine*, 43(9), 644-648.
14. Borjesson, M., Urhausen, A., Kouidi, E., Dugmore, D., Sharma, S., Halle, M., ..., & Corrado, D. (2011). Cardiovascular evaluation of middle-aged/senior individuals engaged in leisure-time sport activities: position stand from the sections of exercise physiology and sports cardiology of the European Association of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation. *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation*, 18(3), 446-458.
15. Bosch, P.R., Holzapfel, S., & Traustadottir, T. (2015). Feasibility of Measuring Ventilatory Threshold in Adults With Stroke-Induced Hemiparesis: Implications for Exercise Prescription. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(10), 1779-1784.
16. Casa, D.J., Guskiewicz, K.M., Anderson, S.A., Courson, R.W., Heck, J.F., Jimenez, C.C., ..., & Walsh, K.M. (2012). National Athletic Trainers' Association Position Statement: Preventing Sudden Death in Sports. *Journal of Athletic Training*, 47(1), 96-118.
17. Chandra, N., Bastiaenen, R., Papadakis M., & Sharma, S. (2013). Sudden cardiac death in young athletes: practical challenges and diagnostic dilemmas. *Journal of the American College of Cardiology*, 61(10), 1027-1040.
18. Chapman, J.H. (1982). Profound sinus bradycardia in the athletic heart syndrome. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 22, 45-48.
19. Chevalier, L., Hajjar, M., Douard, H., Cherief, A., Dindard, JM., Sedze, F., ..., & Carre, F. (2009). Sports-related acute cardiovascular events in a general population. A French prospective study. *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation*, 16(3), 365-370.
20. Chou, R., Arora, B., Dana, T., Fu, R., Walker, M., & Humphrey, L. (2011). Screening asymptomatic adults with resting or exercise electrocardiography: a review of the evidence for the U.S. Preventive Services Task Force. *Annals of Internal Medicine*, 155(6) 375-385.

21. Clancy, E.A., Morin, E.L., & Merletti, R. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(1), 1-16.
22. Corrado, D., Basso, C., Buja, G., Nava, A., Rossi, L., & Thiene, G. (2001). Right bundle branch block, right precordial ST segment elevation, and sudden death in young people. *Circulation*, 103(5), 710-717.
23. Corrado, D., Basso, C., Rizzoli, G., Schiavon, M., & Thiene, G. (2003). Does sports activity enhance the risk of sudden death in adolescents and young adults? *Journal of the American College of Cardiology*, 42(11), 1959-1963.
24. Corrado, D., Pelliccia, A., Bjornstad, H.H., Vanhees, L., Biffi, A., Borjesson, M., ..., & Mellwig, K.P. (2005). Cardiovascular preparticipation screening of young competitive athletes for prevention of sudden death: proposal for a common European protocol. Consensus Statement of the Study Group of Sport Cardiology of the Working Group of Cardiac Rehabilitation and Exercise Physiology and the Working Group of Myocardial and Pericardial Diseases of the European Society of Cardiology. *European Heart Journal*, 26(5), 516-520.
25. Corrado, D., Basso, C., Pavei, A., Michieli, P., Schiavon, M., & Thiene, G. (2006). Trends in sudden cardiovascular death in young competitive athletes after implementation of a preparticipation screening program. *Jama*, 296(13), 1593-1601.
26. Drezner, J.A., Courson, R.W., Roberts, W.O., Mosesso, V.N., Link, M.S., & Maron, B.J. (2007). Inter-association task force recommendations on emergency preparedness and management of sudden cardiac arrest in high school and college athletic programs: a consensus statement. *Prehospital Emergency Care*, 11(3), 253-271.
27. Đurđević, V. (1981). *Sportsko srce*. Beograd: Sportska knjiga: str. 245-255.
28. Ehsani, A.A., Hagberg, J.M., & Hickson, R.C. (1978). Rapid changes in left ventricular dimensions and mass in response to physical conditioning and deconditioning. *American Journal of Cardiology*, 42(1), 52-56.
29. Einthoven, W. (1895). Ueber die Form des menschlichen Electrocardiogramms. *Pflugers Archiv*, 60, 101-123.
30. Einthoven, W. (1901). Un nouveau galvanometer. *Archives Neerlandaises Sci Exactes et Naturelles*, 6, 625-663.
31. Einthoven, W. (1903). Die galvanometrische Registrirung des menschlichen Elektrodardiogramms, zugleich eine Beurtheilung der Anwendung des Capillar-Elektrometers in der Phsiologie. *Pflugers Archiv IV*, 99, 472-480.

32. Epstein, S.E., & Maron, B.J. (1986). Sudden death and the competitive athlete: perspectives on preparticipation screening studies. *Journal of the American College of Cardiology*, 7(1), 220-230.
33. Estes, N.A.M., Link, M.S., Homoud, M., & Wang, P.J. (2001). EKG findings in active patients differentiating the benign from the serious. *Physician and Sportsmedicine*, 29(3), 67-74.
34. Fagard, R., Aubert, A., Lysens, R., Staessen, J., Vanhees, L., & Amery, A.N.T.O.O.N. (1983). Noninvasive assessment of seasonal variations in cardiac structure and function in cyclists. *Circulation*, 67(4), 896-901.
35. Fensli, R., Gunnarson, E., & Hejlesen, O. (2004). A wireless ECG system for continuous event recording and communication to a clinical alarm station. In *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 1*, 2208-2211. IEEE.
36. Fensli, R., Gunnarson, E., & Gundersen, T. (2005). A wearable ECG-recording system for continuous arrhythmia monitoring in a wireless tele-homecare situation. In *18th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS'05)*, 407-412. IEEE.
37. Ferguson, C.M., Myers, J., & Froelicher, V.F. (2001). Overview of exercise testing. Thompson PD, ed. *Exercise and sports cardiology*. New York: McGraw-Hill: 71-109.
38. Field, A. (2009). *Discovering Statistics Using SPSS: Introducing Statistical Method (3rd ed.)*. Sage.
39. Firoozi, S., Sharma, S., & McKenna, W.J. (2003). Risk of competitive sport in young athletes with heart disease. *Heart*, 89(7), 710-714.
40. Fletcher, G.F., Ades, P.A., Kligfield, P., Arena, R., Balady, G.J., Bittner, V.A., ... & Gulati, M., (2013). Exercise standards for testing and training: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*, 128(8), 873-934.
41. Froelicher, V.F., Thompson, A.J., Longo Jr, M.R., Triebwasser, J.H., & Lancaster, M.L. (1976). Value of exercise testing for screening asymptomatic men for latent coronary artery disease. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 18(4), 265.
42. Fung, E., Järvelin, M. R., Doshi, R. N., Shinbane, J. S., Carlson, S. K., Grazette, L. P., ... & Peters, N. S. (2015). Electrocardiographic patch devices and contemporary wireless cardiac monitoring. *Frontiers in physiology*, 6, 149.

43. Geddes, L. A., & Roeder, R. A. (2002). The first electronic electrocardiograph. *Cardiovascular Engineering: An International Journal*, 2(2), 73-79.
44. Gjoreski, H., Rashkovska, A., Kozina, S., Lustrek, M., & Gams, M. (2014). Telehealth using ECG sensor and accelerometer. In *2014 37th International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO)*, 270-274. IEEE.
45. Goldschlager, N. O. R. A., Selzer, A., & Cohn, K. (1976). Treadmill stress tests as indicators of presence and severity of coronary artery disease. *Annals of Internal Medicine*, 85(3), 277-286.
46. Hair, J.F., Black, W.C., Babin, B.J., & Anderson, R.E. (2010). *Multivariate data analysis (7th ed.)*. Upper Saddle River: NJ Prentice Hall.
47. Handa, T., Shoji, S., Ike, S., Takeda, S., & Sekiguchi, T. (1997). A very low-power consumption wireless ECG monitoring system using body as a signal transmission medium. In *Proceedings of International Solid State Sensors and Actuators Conference (Transducers' 97)*, Vol. 2, 1003-1006. IEEE.
48. Hanne-Paparo, N., & Kellermann, J.J. (1981). Long term Holter ECG monitoring of athletes. *Medicine and Sciences in Sports and Exercises*, 13(5), 294-298.
49. Harbour, R., & Miller, J. (2001). A new system for grading recommendations in evidence based guidelines. *BMJ*, 323(7308), 334-336.
50. Harmon, K.G., Asif, I.M., Klossner, D., & Drezner, J.A. (2011). Incidence of sudden cardiac death in National Collegiate Athletic Association athletes. *Circulation*, 123(15), 1594-1600.
51. Harmon, K.G., Zigman, M., & Drezner, J.A. (2015). The effectiveness of screening history, physical exam, and ECG to detect potentially lethal cardiac disorders in athletes: a systematic review/meta-analysis. *Journal of Electrocardiology*, 48(3), 329-338.
52. Holter, N., & Generelli, J. (1949). Remote recording of physiological data by radio. *Rocky Mountain Medical Journal*, 46(9):747.
53. Houston, T.P., Puffer, J.C., & Rodney, W.M. (1985). The athletic heart syndrome. *The New England Journal of Medicine*, 313, 24-32.
54. Howell, D. C. (2009). *Statistical methods for psychology*. Cengage Learning.
55. Ilić, N. (2004). *Fiziologija sporta*. Beograd: SZGR "Joksimović".

56. Ilić, I., Ranković, J., Krstić, O., Popović-Ilić, T., Ilić, S.H., Mekić, B., ..., & Stefanović, R. (2012). Change of ECG parameters depending on the load level in athletes. *Acta Medica Medianae*, 51(3), 57-62.
57. Inklaar, H., & Panhuyzen-Goedkoop, N.M. (2007). Periodical cardiovascular screening is mandatory for elite athletes. *Netherlands Heart Journal*, 15(6), 221-223.
58. Jan, M., & Trobec, R. (2017). Long-term follow-up case study of atrial fibrillation after treatment. In *2017 40th International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO)*, 297-302. IEEE..
59. Kania, M., Rix, H., Ferencic, M., Zavala-Fernandez, H., Janusek, D., Mroczka, T., ..., & Maniewski, R. (2014). The effect of precordial lead displacement on ECG morphology. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 52(2), 109-119.
60. Kassebaum, D.G., Sutherland, K.I., & Judkins, M.P. (1968). A comparison of hypoxemia and exercise electrocardiography in coronary artery disease: Diagnostic precision of the methods correlated with coronary angiography. *American Heart Journal*, 75(6), 759.
61. Kelemen, M.H., Gillilan, R.E., Bouchard, R.J., Heppner, R.L., & Warbasse, J.R. (1973). Diagnosis of obstructive coronary disease by maximal exercise and atrial pacing. *Circulation*, 48(6), 1227.
62. Kindermann, W. (2003). Physiologische Anpassungen des Herz-Kreislauf-Systems an körperliche Belastung. In *Sportkardiologie*, 1-18. Steinkopff, Heidelberg.
63. Koester, M.C. (2001). A review of sudden cardiac death in young athletes and strategies for preparticipation cardiovascular screening. *Journal of Athletic Training*, 36(2), 197-204.
64. Kusumi, F., Bruce, R.A., Ross, M.A., Trimble, S., & Voigt, A.E. (1976). Elevated arterial pressure and postexertional ST-segment depression in middleaged women. *American Heart Journal*, 92(5), 576-583.
65. Landelius, J., Norinder, U., Svedenhag, J., Nowak, J., & Sylven, C. (2000). Beat to beat QRS amplitude variability in elite endurance athletes. *Clinical Physiology*, 20(1), 79-89.
66. Leger, L.A., Mercier, D., Gadoury, C., & Lambert, J. (1988). The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. *Journal of Sports Sciences*, 6(2), 93-101.

67. Levine, B.D. (2001). Exercise physiology for the clinician. Thompson PD, ed. *Exercise and sports cardiology*. New York: McGraw-Hill: 3-30.
68. Lobodzinski, S., & Laks, M. (2012). New devices for every longterm ecg monitoring. *Cardiology Journal*, 19(2), 210–214.
69. Liang, J., & Wu, Y. (2009). Wireless ECG monitoring system based on OMAP. In *2009 International Conference on Computational Science and Engineering*, Vol. 2, 1002-1006. IEEE.
70. Lim, H.S., & Theodosiou, M. (2014). Exercise ventilatory parameters for the diagnosis of reactive pulmonary hypertension in patients with heart failure. *Journal of Cardiac Failure*, 20(9), 650-657.
71. Lipinski, M.J., Vetrovec, G.W., Gorelik, D., & Froelicher, V.F. (2005). The importance of heart rate recovery in patients with heart failure or left ventricular systolic dysfunction. *Journal of Cardiac Failure*, 11(8), 624-630.
72. Marcus FI. (2000). Electrocardiographic features of inherited diseases that predispose to the development of cardiac arrhythmias, long QT syndrome, arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy/dysplasia and Brugada syndrome. *Journal of Electrocardiology*, 33, 1-10.
73. Marey, E.J. (1876). Des variations electriques des muscles du coeur en particulier etudiee au moyen de l'electrometre de M. Lippmann. *CR82*, 975-977.
74. Marijon, E., Tafflet, M., Celermajer, D.S., Dumas, F., Perier, M.C., Mustafic, H., ..., & Le Heuzey, J.Y. (2011). Sports-related sudden death in the general population. *Circulation*, 124(6), 672-681.
75. Marijon, E., Uy-Evanado, A., Reinier, K., Teodoroescu, C., Narayanan, K., Jouven, X., ..., & Chugh, S.S. (2015). Sudden cardiac arrest during sports activity in middle age. *Circulation*, 131(16), 1384-1391.
76. Link, M.S., Homoud, M.K., Wang, P.J., & Estes III, N.M. (2001). Cardiac arrhythmias in the athlete. *Cardiology in Review*, 9(1), 21-30.
77. Maron, B.J. (2003). Sudden death in young athletes. *The New England Journal of Medicine*, 349(11), 1064-1075.
78. Maron, B.J., Gardin, J.M., Flack, J.M., Gidding, S.S., Kurosaki, T.T., & Bild, D.E. (1995). Prevalence of hypertrophic cardiomyopathy in a general population of young adults: echocardiographic analysis of 4111 subjects in the CARDIA study. *Circulation*, 92(4), 785-789.

79. Maron, B.J., Shirani, J., Poliac, L.C., Mathenge, R., Roberts, W.C., & Mueller, F.O. (1996). Sudden death in young competitive athletes: clinical, demographic, and pathological profiles. *Jama*, 276(3), 199-204.
80. Maron, B.J., Roberts, W.C., McAllister, H.A., Rosing, D.R., & Epstein, S.E. (1980). Sudden death in young athletes. *Circulation*, 62(2), 218-229.
81. Maron, B.J., Araujo, C.G., Thompson, P.D., Fletcher, G.F., de Luna, A.B., Fleg, J.L., ..., & Elosua, R. (2001). Recommendations for preparticipation screening and the assessment of cardiovascular disease in masters athletes: an advisory for healthcare professionals from the working groups of the World Heart Federation, the International Federation of Sports Medicine, and the American Heart Association Committee on Exercise, Cardiac Rehabilitation, and Prevention. *Circulation*, 103(2), 327-334.
82. Marouf, M., Vukomanović, G., Saranovac, L., & Božić, M. (2017). Multi-purpose ECG telemetry system. *Biomedical Engineering Online*, 16(1), 80.
83. Martin, C.M., & McConahay, D.R. (1972). Maximal treadmill exercise electrocardiography. *Circulation*, 46(5), 956-962.
84. Mason, R.E., Likar, I., Biern, R.O., & Ross, R.S. (1967). Multiple lead exercise electrocardiography. *Circulation*, 36(4), 517-525.
85. Mazić, S., Ilić, V., Đelić, M., & Arandjelović, A. (2011). Sudden cardiac death in young athletes. *Srpski Arhiv Celokupnog Lekarstva*, 139, 394-401.
86. Mazić, S., Životić-Vanović, M., Igrački, I., Živanić, S., & Velkovski, S. (2001). Jednostavan, pouzdan step-test za indirektnu procenu aerobne sposobnosti. *Medicinski Pregled*, 54(11-12), 521-529.
87. Mazić, S., Životić-Vanović, M., Igrački, I., Malićević, S., Živanić, S., & Nešić, D. (2000). Beogradski ergometrijski step test (BEST) – novi step test za brzu procenu fizičke sposobnosti. *Nova sportska praksa*, 3-4, 54-59.
88. Merela, B. (2013). *Odkrivanje kompleksov QRS elektrokardiograma*. Diplomski rad. Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za računalništvo in informatiko.
89. Mohorčič, M., & Depolli, M. (2016). Heart rate analysis with NevroEkg. In *2016 39th International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO)*, 467-472. IEEE.
90. Morin, J.B., Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., Samozino, P., & Lacour, J.R. (2012). Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *European Journal of Applied Physiology*, 112(11), 3921-3930.

91. Muhlsteff, J., Such, O., Schmidt, R., Perkuhn, M., Reiter, H., Lauter, J., ... & Harris, M. (2004). Wearable approach for continuous ECG-and activity patient-monitoring. In *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 1, 2184-2187. IEEE.
92. Nakamoto K. (1969). Electrocardiograms of 25 marathon runners before and after 100 meter dash. *Japanese Circulation Journal*, 33(2), 105-128.
93. Nemati, E., Deen, M. J., & Mondal, T. (2012). A wireless wearable ECG sensor for long-term applications. *IEEE Communications Magazine*, 50(1), 36-43.
94. O'Neal, W.T., Qureshi, W.T., Blaha, M.J., Keteyian, S.J., Brawner, C.A., & Al-Mallah, M.H. (2015). Systolic blood pressure response during exercise stress testing: the Henry Ford exercise testing (FIT) project. *Journal of the American Heart Association*, 4(5), e002050.
95. Orlov, O.I., Drozdov, D.V., Doarn, C., & Merrell, R.C. (2001). Wireless ECG monitoring by telephone. *Telemedicine and e-Health*, 7(1), 33-38.
96. Pan, J., & Tompkins, W. (1985). A real-time QRS detection algorithm. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 32(3), 230-236.
97. Park, C., Chou, P. H., Bai, Y., Matthews, R., & Hibbs, A. (2006). An ultra-wearable, wireless, low power ECG monitoring system. In *2006 IEEE biomedical circuits and systems conference*, 241-244. IEEE.
98. Parker, B.M., Londeree, B.R., Cupp, G.V., & Dubiel, J.P. (1978). The noninvasive cardiac evaluation in long-distance runners. *Chest*, 73(3), 376-381.
99. Pedoe, D.T. (2000). Sudden cardiac death in sport-spectre or preventable risk? *British Journal of Sports Medicine*, 34(2), 137-140.
100. Pelliccia, A., Maron, B.J., Culasso, F., Di Paolo, F.M., Spataro, A., Biffi, A., ..., & Piovano, P. (2000). Clinical significance of abnormal electrocardiographic patterns in trained athletes. *Circulation*, 102(3), 278-284.
101. Phibbs, B.P., & Buckels, L.J. (1975). Comparative yield of ECG leads in multistage stress testing. *American Heart Journal*, 90(2), 275-276.
102. Pigozzi, F., Spataro, A., Fagnani, F., & Maffulli, N. (2003). Preparticipation screening for the detection of cardiovascular abnormalities that may cause sudden death in competitive athletes. *British Journal of Sports Medicine*, 37(1), 4-5.
103. Popović, D., Brkić, P., Nešić, D., Stojiljković, S., Šćepanović, Lj., & Ostojić, M.Č. (2007). Elektrofiziološke karakteristike sportskog srca. *Medicinski Pregled*, 60(3-4), 156-159.

104. Popović, D., Mazić, S., Nešić, D., Šćepanović, Lj., Aleksandrić, B., & Ostojić, M. (2006). Incidencija iznenadne srčane smrti sportista. *Medicinski Pregled*, 59(7-8), 342-346.
105. Popović, D., Mazić, S., Nešić, D., Velkovski, S., Stojiljković, S., Mijić, N., ..., & Ostojić, M. (2007). Sindrom sportskog srca. *Srpski Arhiv za Celokupno Lekarstvo*, 135, 222-230.
106. Porszasz, J., Casaburi, R., Somfay, A., Woodhouse, L.J., & Whipp B.J. (2003). A treadmill ramp protocol using simultaneous changes in speed and grade. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 35(9), 1596-1603.
107. Puffer, J.C. (2001). Overview of the athletic heart syndrome. In: Thompson PD, ed. *Exercise and sports cardiology*. New York: McGraw-Hill: 30-42.
108. Rashkovska, A., Kocev, D., & Trobec, R. (2016). Clustering of heartbeats from ECG recordings obtained with wireless body sensors. In *2016 39th International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO)*, 461-466. IEEE.
109. Rashkovska, A., & Avbelj, V. (2017). Abdominal fetal ECG measured with differential ECG sensor. In *2017 40th International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO)*, 289-291. IEEE.
110. Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J. A. S. O. N., Della Croce, U., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(6), 1093-1100.
111. Saxena, S., & Vijay, R. (2017). Electro-physiology of heart with ECG signal analysis. *International Journal for Research in Applied Science & Engineering Technology*, 12(5), 1736-1740.
112. Scharhag, J., Schneider, G., Urhausen, A., Rochette, V., Kramann, B., & Kindermann, W. (2002). Athlete's heart: right and left ventricular mass and function in male endurance athletes and untrained individuals determined by magnetic resonance imaging. *Journal of the American College of Cardiology*, 40(10), 1856-1863.
113. Sharif, S., & Alway, S.E. (2016). The diagnostic value of exercise stress testing for cardiovascular disease is more than just st segment changes: A review. *Journal of Integrative Cardiology*, 2(4), 341-355.
114. Shen, C. L., Kao, T., Huang, C. T., & Lee, J. H. (2006). Wearable band using a fabric-based sensor for exercise ecg monitoring. In *2006 10th IEEE International Symposium on Wearable Computers*, 143-144. IEEE.

115. Shephard, R.J. (1996). The athletes heart: is big beautiful. *British Journal of Sports Medicine*, 30(1), 5-10.
116. Smith, W.G., Cullen, K.J., & Thorburn, I.O. (1964). Electrocardiograms of marathon runners in 1962 Commonwealth games. *British Heart Journal*, 26(4), 469-476.
117. Sneha, S., & Varshney, U. (2007). A wireless ECG monitoring system for pervasive healthcare. *International Journal of Electronics Healthcare*, 3(1), 32-50.
118. Strnad, P. (2017). Srce športnika in rekreativca – zakaj in kako ga spremljati. *Polet O₂*, 40-43.
119. Sundnes, J., Lines, G.T., Cai, X., Nielsen, B.F., Mardal, K-A., & Tveito, A. (2006). *Computing the electrical activity in the heart* (Vol 1.). Springer Science & Business Media.
120. Širaiy, B., Stanič, U. J., Poplas-Sušič, A., & Katkič, Z. (2018). Impact assessment of the morning gymnastics “1000 movements” via ECG and sport test. In *2018 41st International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO)*, 260-264. IEEE.
121. Širaiy, B., Ilić, V., & Trobec, R. (2018). Evaluating telemetric ECG body sensor signal in exercise stress test: Pilot study. In *2018 41st International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO)*, 265-270. IEEE.
122. Širaiy, B., & Trobec, R. (2018). Telemetric ECG monitoring during physical activity in field tests. In *21st International Multiconference Information Society 2018, Vol. I*, 50-52.
123. Širaiy, B., Trobec, R., & Ilić, V. (2019). Quality of one-channel telemetric ECG sensors signal in maximum exercise stress tests. *Measurement Science Review*, 19(3), 79-85.
124. Takalokastari, T., Alasaarela, E., Kinnunen, M., & Jämsä, T. (2014). Quality of the wireless electrocardiogram signal during physical exercise in different age groups. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(3), 1058-1064.
125. Thompson, P.D., Arena, R., Riebe, D., & Pescatello, L.S. (2013). American College of Sports M. ACSM’s new preparticipation health screening recommendations from ACSM’s guidelines for exercise testing and prescription. *Current Sports Medicine Reports*, 12(4), 215-217.

126. Trobec, R., Avbelj, V., & Rashkovska, A. (2014). Multi-functionality of Wireless Body Sensors. *Transactions on Internet Reserch*, 10(1), 23-27.
127. Trobec, R., Tomašić, I., Rashkovska, A., Depolli, M., & Avbelj, V. (2018). *Body sensors and electrocardiography*. Springer International Publishing.
128. Valchinov, E., Antoniou, A., Rotas, K., & Pallikarakis, N. (2014). Wearable ECG system for health and sports monitoring. In *2014 4th International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare-Transforming Healthcare Through Innovations in Mobile and Wireless Technologies MOBIHEALTH*, 63-66. IEEE.
129. Van Camp, S.P., Bloor, C.M., Mueller, F.O., Cantu, R.C., & Olson, H.G. (1995). Non-traumatic sports death in high school and college athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(5), 641-647.
130. Van Ganse, W., Versee, L., Eyllenbosch, W., & Vuylsteek, K. (1970). The electrocardiogram of athletes. Comparison with untrained subjects. *British Heart Journal*, 32(2), 160-164.
131. Viitasalo, M.T., Kala, R., & Eisalo, A. (1982). Ambulatory electrocardiographic recording in endurance athletes. *British Heart Journal*, 47(3), 213-220.
132. Westbury, D.R. (1971). Electrical activity of the heart. *The British Medical Journal*, 4(5790), 799-803.
133. Wieling, W., Borghols, E.A., Hollander, A.P., Danner, S.A., & Dunning, A.J. (1981). Echocardiographic dimensions and maximal oxygen uptake in oarsmen during training. *British Heart Journal*, 46(2), 190-195.
134. Wight Jr, J.N., & Salem, D. (1995). Sudden cardiac death and the 'athlete's heart'. *Archives of Internal Medicine*, 155(14), 1473-1480.
135. Williams, R.S., Eden, R.S., Moll, M.E., Lester, R.M., & Wallace, A.G. (1981). Autonomic mechanisms of training bradycardia: beta-adrenergic receptors in humans. *Journal of Applied Physiology*, 51(5), 1232-1237.
136. Wilson, F.N., Johnston, F.D., Macleod, A.G., & Barker, P.S. (1934). Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode. *American Heart Journal*, 9(4): 447-458.
137. Winter, D. A. (1978). Calculation and interpretation of mechanical interpretation energy of movement. *Exercise and sport sciences reviews*, 6(1), 183-256.

138. Yu, B., Xu, L., & Li, Y. (2012). Bluetooth Low Energy (BLE) based mobile electrocardiogram monitoring system. In *2012 IEEE International Conference on Information and Automation*, 763-767. IEEE.
139. Zehender, M., Meinertz, T., Keul, J., & Just, H. (1990). ECG variants and cardiac arrhythmias in athletes: clinical relevance and prognostic importance. *American Heart Journal*, *119*(6), 1378-1391.
140. Zeppilli, P., Fenici, R., Sassara, M., Pirrami, M. M., & Caselli, G. (1980). Wenkebach second-degree A-V block in top-ranking athletes: an old problem revisited. *American Heart Journal*, *100*(3), 281-293.

PRILOZI

Prilog 1. Izjava o autorstvu

Изјава о ауторству

Потписани Boris Širaiy

број индекса 5007/2015

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

Evalucija jednokanalnog telemetrijskog EKG uređaja u različitim maksimalnim

submaksimalnim terenskim i laboratorijskim testovima

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

Потпис докторанда

У Београду, 30.6.2019



Prilog 2. Izjava o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada**Изјава о истоветности штампане и електронске верзије
докторског рада**Име и презиме аутора Boris ŠiraićБрој индекса 5007/2015Студијски програм DAS – Eksperimentalne metode istraživanja humane lokomocijeНаслов рада Evaluacija jednokanalnog telemetrijskog EKG uređaja u različitim maksimalnim i submaksimalnim terenskim i laboratorijskim testovimaМентор van. prof. dr Vladimir IlićПотписани Boris Širaić

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис докторандаУ Београду, 30.6.2019

Prilog 3. Izjava o korišćenju**Изјава о коришћењу**

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

Evaluacija jednokanalnog telemetrijskog EKG uređaja u različitim

maksimalnim i submaksimalnim laboratorijskim i terenskim testovima

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио.

1. Ауторство
2. Ауторство - некомерцијално
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде
- 4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима**
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

Потпис докторанда

У Београду, 30.6.2019



Prilog 4. Saglasnost Etičke komisije za realizaciju istraživanja

UNIVERZITET U BEOGRADU
 FAKULTET SPORTA I FIZIČKOG VASPITANJA
 ETIČKA KOMISIJA

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ
 ФАКУЛТЕТ СПОРТА И ФИЗИЧКОГ ВАСПИТАЊА
 02 Бр. 1359/18-2
 29-08-2018 год.
 БЕОГРАД, Улица Перошева 158

Predmet - Na zahtev zaveden pod brojem 02-1359/18-1 od 11. 07. 2018. godine, koji je podneo doktorand Boris Širaiy, Etička komisija Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu daje saglasnost za realizaciju istraživanja pod nazivom „**Evaluacija jednokanalnog telemetrijskog EKG uređaja u različitim submaksimalnim i maksimalnim laboratorijskim i terenskim testovima**“. Istraživanje se planira u cilju izrade doktorske disertacije čiji je mentor van. prof. dr Vladimir Ilić, a saradnik u istraživanju vanr. prof. dr Roman Trobec.

S A G L A S N O S T

O b r a z l o ž e n j e

Na osnovu uvida u naert istraživanja pod nazivom „Evaluacija jednokanalnog telemetrijskog EKG uređaja u različitim submaksimalnim i maksimalnim laboratorijskim i terenskim testovima“ Etička komisija Fakulteta iznosi mišljenje da se, kako u konceptu tako i u planiranju realizacije istraživanja i primene dobijenih rezultata, polazilo od principa koji su u skladu sa etičkim standardima, čime se obezbeđuje zaštita ispitanika od mogućih povreda njihove psihosocijalne i fizičke dobrobiti.

U skladu sa iznetim mišljenjem Etička komisija Fakulteta daje saglasnost za realizaciju istraživanja pod nazivom „**Evaluacija jednokanalnog telemetrijskog EKG uređaja u različitim submaksimalnim i maksimalnim laboratorijskim i terenskim testovima**“

U Beogradu 13. 07. 2018.

Za Etičku komisiju

Članovi

1. red. prof. dr Dušanka Lazarević



2. red. prof. dr Dušan Ugarković



3. red. prof. dr Vladimir Koprivica





Prilog 5. Saglasnost ispitanika za učestvovanje u laboratorijskom testiranju**Istraživanje izbora pozicije postavljanja i načina pričvršćivanja Savvy EKG senzora u toku vršenja fizičke aktivnosti (doktorska disertacija)****Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja**

Ovim putem želimo da Vas zamolimo da učestvujete u istraživanju koje za cilj ima utvrditi na kojoj između 2 ponuđene pozicije Savvy EKG senzora ćemo dobiti bolji EKG signal u toku vršenja fizičke aktivnosti. Vaše učešće u istraživanju će nam pomoći da izborom pozicije koja daje bolje i kvalitetnije rezultate EKG merenja u budućnosti vršimo merenja na ispitanicima u toku vršenja fizičke aktivnosti.

Od Vas se očekuje da odradite test opterećenja na tredmilu odnosno sobnoj bicikli po RAMP protokolu, uz nadzor stručne osobe. Ukupno testiranje će trajati 25 minuta i ponoviće se 2 puta na svakom ergometru u dva različita dana. U jednom danu će Vam testiranje oduzeti otprilike sat vremena.

Učestvovanje u istraživanju ne donosi nikakav rizik po mentalno ili fizičko zdravlje ispitanika. Potpisom ove saglasnosti ispitanik potvrđuje da u istraživanju učestvuje dobrovoljno.

Ispitanik može odustati od istraživanja u bilo kom momentu bez potrebe da objašnjava lične razloge odustanka.

Prikupljeni podaci će se koristiti u svrhu izrade doktorske disertacije i objave naučne publikacije u naučnom časopisu. Podaci su anonimni i niko neće ni na koji način moći da dovede u vezu podatke sa konkretnim ispitanikom.

O ostalim informacijama o ovom istraživanju možete da kontaktirate van.prof.dr Vladimira Ilića u vreme konsultacija i predavanja ili doktoranta Borisa Širaiya na email: boris.siraiy@borli.si.

Potpisivanjem ovog dokumenta izjavljujete da ste u potpunosti razumeli gore navedene informacije i da se slažete sa učešćem u istraživanju i posredovanjem informacija.

Ime i prezime ispitanika: _____

Za statistiku:

Pol: _____ Starost: _____ Visina: _____ Težina: _____

U Beogradu, _____

Potpis učesnika

Prilog 6. Saglasnost ispitanika za učestvovanje u terenskom testiranju**Istraživanje kvaliteta EKG signala Savvy EKG senzora u toku izvođenja različitih terenskih testova (doktorska disertacija)****Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja**

Ovim putem želimo da Vas zamolimo da učestvujete u istraživanju koje za cilj ima utvrditi kvalitet signala Savvy EKG senzora u toku izvođenja različitih terenskih testova. Vaše učešće u istraživanju će nam pomoći da utvrdimo da li je moguće meriti EKG u toku izvođenja fizičke aktivnosti u realnim uslovima.

Od Vas se očekuje da odradite terenske testove šatl ran, sprint na 100 metara i Kuperov test 2400 metara, uz nadzor stručne osobe. Ukupno testiranje će trajati oko sat vremena i to u pet različitih dana.

Učestvovanje u istraživanju ne donosi nikakav rizik po mentalno ili fizičko zdravlje ispitanika. Potpisom ove saglasnosti ispitanik potvrđuje da u istraživanju učestvuje dobrovoljno. Ispitanik može odustati od istraživanja u bilo kom momentu bez potrebe da objašnjava lične razloge odustanka.

Prikupljeni podaci će se koristiti u svrhu izrade doktorske disertacije i objave naučne publikacije u naučnom časopisu. Podaci su anonimni i niko neće ni na koji način moći da dovede u vezu podatke sa konkretnim ispitanikom.

O ostalim informacijma o ovom istraživanju možete da kontaktirate van.prof.dr Vladimira Ilića u vreme konsultacija i predavanja ili doktoranta Borisa Širaiya na email: boris.siraiy@borli.si.

Potpisivanjem ovog dokumenta izjavljujete da ste u potpunosti razumeli gore navedene informacije i da se slažete sa učešćem u istraživanju i posredovanjem informacija.

Ime i prezime ispitanika: _____

Za statisku:

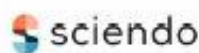
Pol: _____ Starost: _____ Visina: _____ Težina: _____

U Beogradu, _____

Potpis učesnika

Prilog 7. Naslovna strana objavljenog naučnog rada

MEASUREMENT SCIENCE REVIEW, 19, (2019), No. 3, 79-85



ISSN 1335-8871

MEASUREMENT SCIENCE REVIEWJournal homepage: <https://content.sciendo.com>**Quality of One-channel Telemetric ECG Sensor Signal
in Maximum Exercise Stress Tests**Boris Širaiy¹, Roman Trobec¹, Vladimir Ilić²¹*Josef Stefan Institute, Department of Communication Systems, Jamova cesta, 39, 1000, Ljubljana, Slovenia,
boris.siraiy@ijs.si*²*Faculty of Sport and Physical Education, University of Belgrade, Blagoja Parovića, 156, 11000, Belgrade, Serbia*

The aim of this study was to evaluate the quality of the ECG signal, obtained from a telemetric body-sensor device during a maximum stress test on an ergometer. Twenty-three subjects, 13 males, were included in the study (20.56±1.19 years). Two different sensor positions were verified on each subject by the concurrent use of two ECG sensors. Each subject participated in four exercise stress tests: two on a treadmill and two on a cycle ergometer. In the first test, both sensors were attached to self-adhesive skin electrodes on the body, while in the second test the sensors were additionally fixed with self-adhesive tapes. The measurements were compared on both ergometers, in terms of the ECG sensors' positions and the methods used for the sensors' fixation. The results showed a significant difference in the running speed that provides an assessable ECG signal between the non-fixed and the fixed sensors at position left inferior ($p = 0.000$), as well as between the positions left inferior and left superior in the first ($p = 0.019$), and in the second test ($p = 0.000$) on the treadmill. On the cycle ergometer the differences were significant between the positions left inferior and left superior in the first ($p = 0.000$), and the second test ($p = 0.003$), and between the tests with fixed and non-fixed sensors in the position left superior ($p = 0.011$). The study confirms that ECG sensors could be used for maximal exercise stress tests in laboratories, especially on a cycle ergometer, and that they present a great potential for future use of ECG sensors during physical activity.

Keywords: Cycle ergometer, ECG body sensors, exercise stress tests, healthcare, maximal physical activity, treadmill

Prilog 8. Deklaracija o ispunjavanju standarda medicinske sprave tipa IIa od strane Savvy EKG uređaja

Manufacturer: Saving, d.o.o.
Finžgarjeva ulica 4
SI-1000 Ljubljana, Slovenija

PRODUCT: Personal CARDiac activity monitoring system - PCARD

MODEL: Savvy

UMDNS: 36367

CLASSIFICATION: IIa according to Rule 10 of MDD, (Annex IX)

Hereby we declare that the above mentioned product complies with the essential requirements of medical device directive 93/42/EEC. All supporting documents are retained in the premises of the manufacturer.

The product was a subject of conformity assessment procedure in Annex II (Full quality assurance system), excluding section 4.

The company has implemented quality management system according to the requirements of standard: EN ISO 13485:2003/AC:2007.

Main Directives:



COUNCIL DIRECTIVE 93/42/EEC; As follows, the stated product is declared as medical devices;
RoHS Directive 2011/65/EU;
Directive 2014/53/EU;

Standards applied:

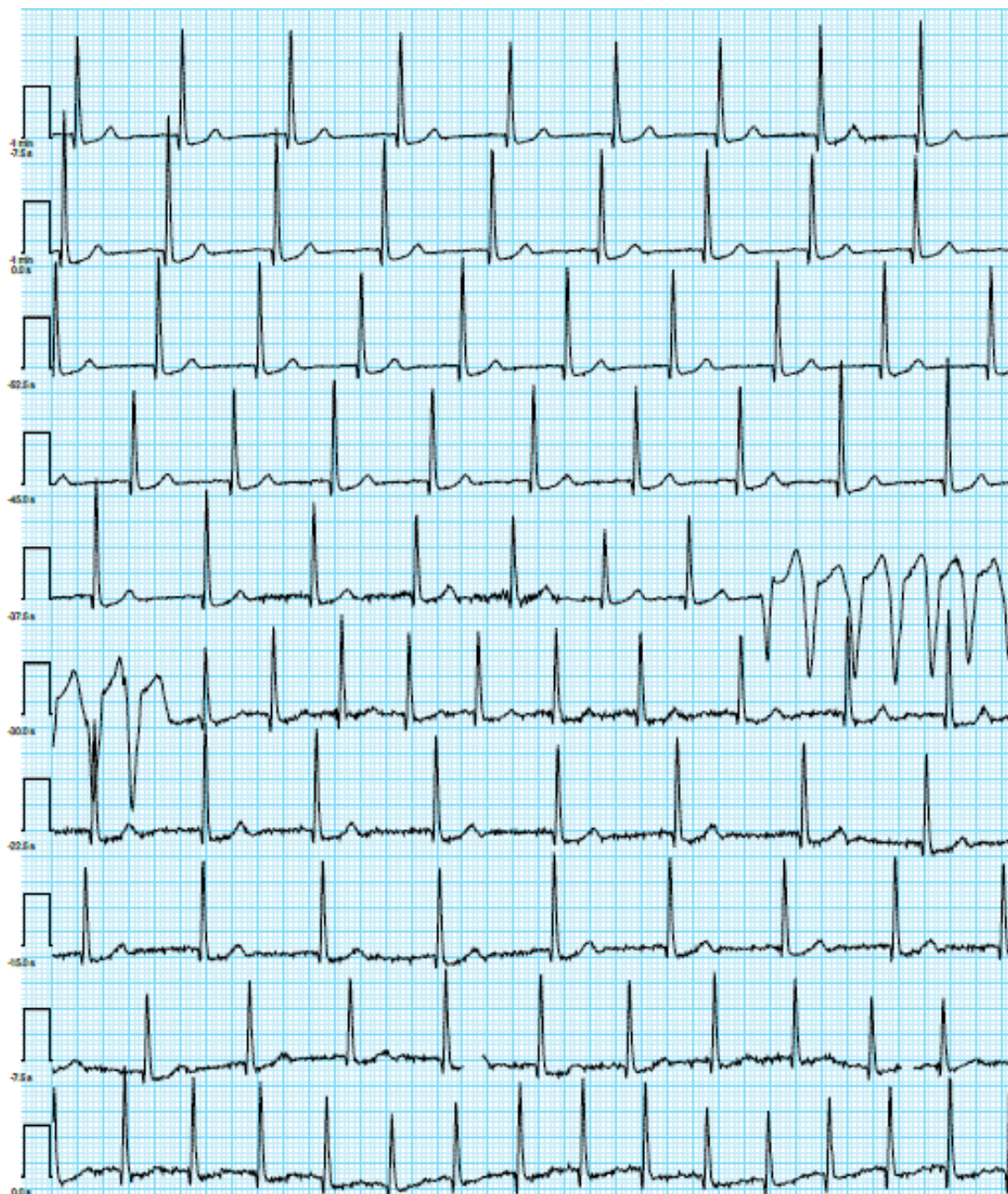
EN 60601-1:2006; EN 60601-1-2:2014; EN 60601-1-6:2010; EN ISO 62366:2010; EN ISO 62304:2006; EN ISO 14971:2012; EN 980:2008, EN ISO 10993-5:2009, ISO 10993-10:2010

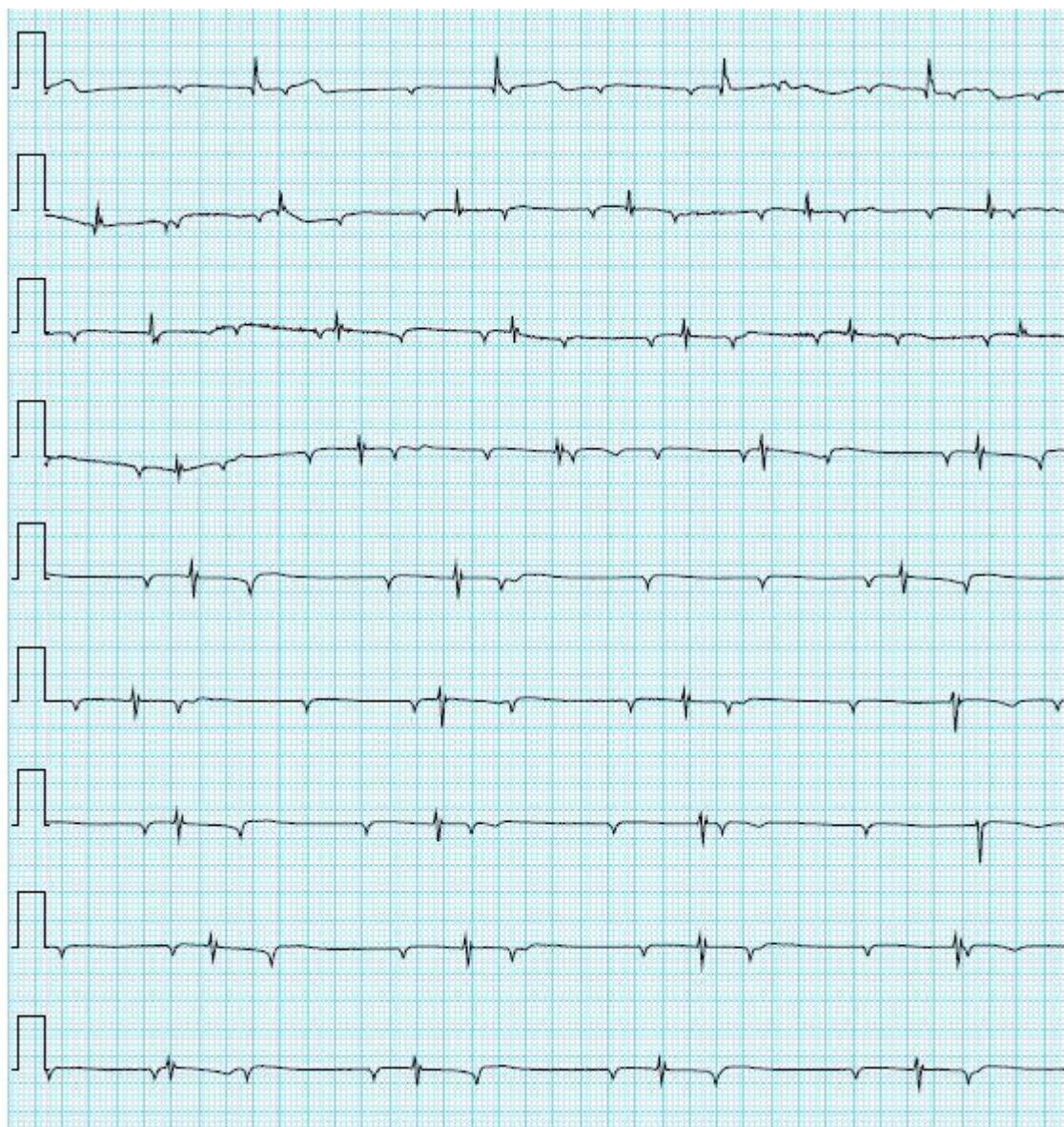
Notified Body: SIQ, Tržaška 2, SI-1000 Ljubljana, CE 1304
EC Certificate Nr: MDD-069
Issued: 10.11.2016
Valid until: 30.11.2019

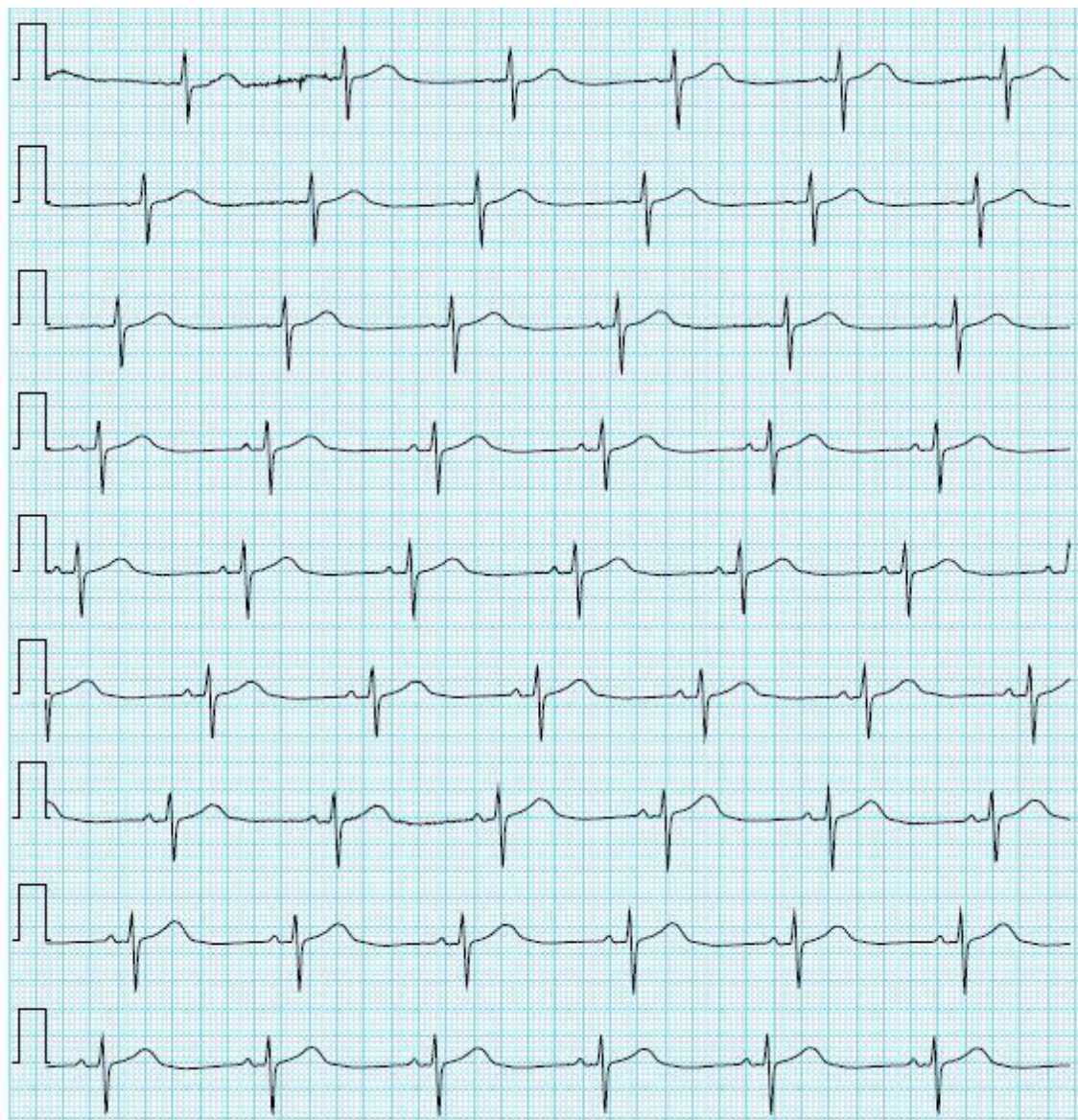
Ljubljana, 16.11.2016

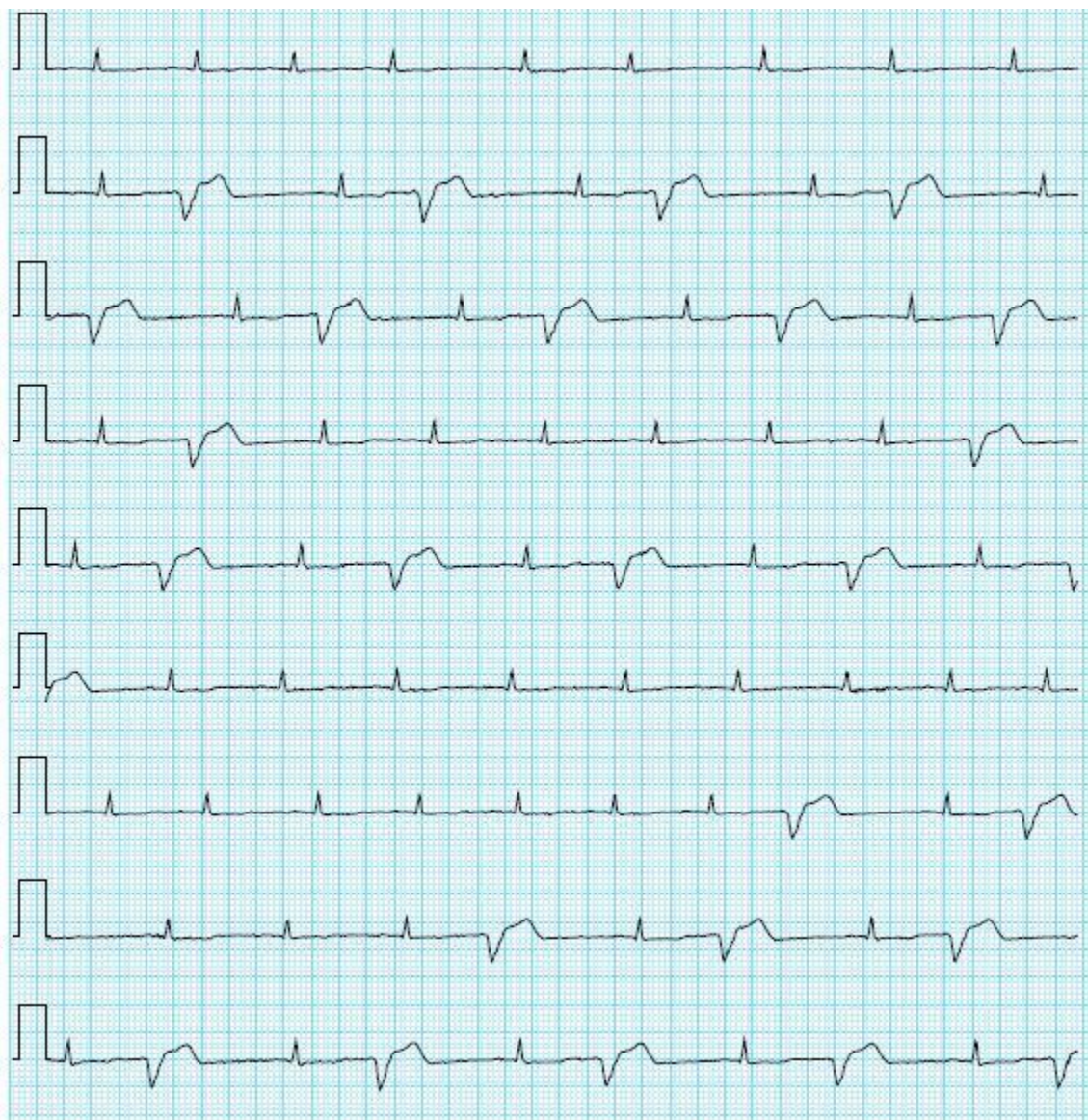

Saving d.o.o.
Tina Samarčič

Boris Širančič

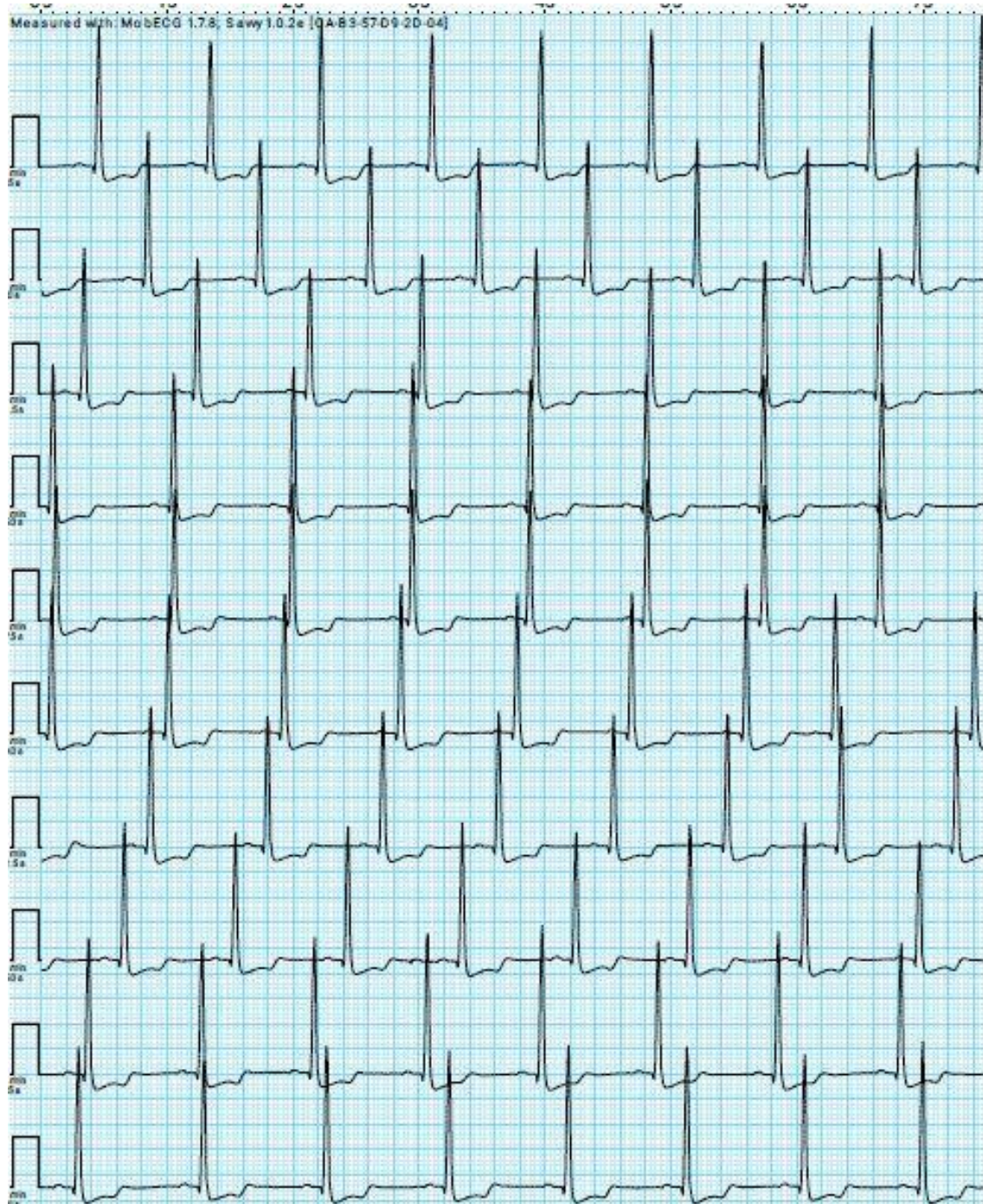
Prilog 8. Ventricularna fibrilacija 1

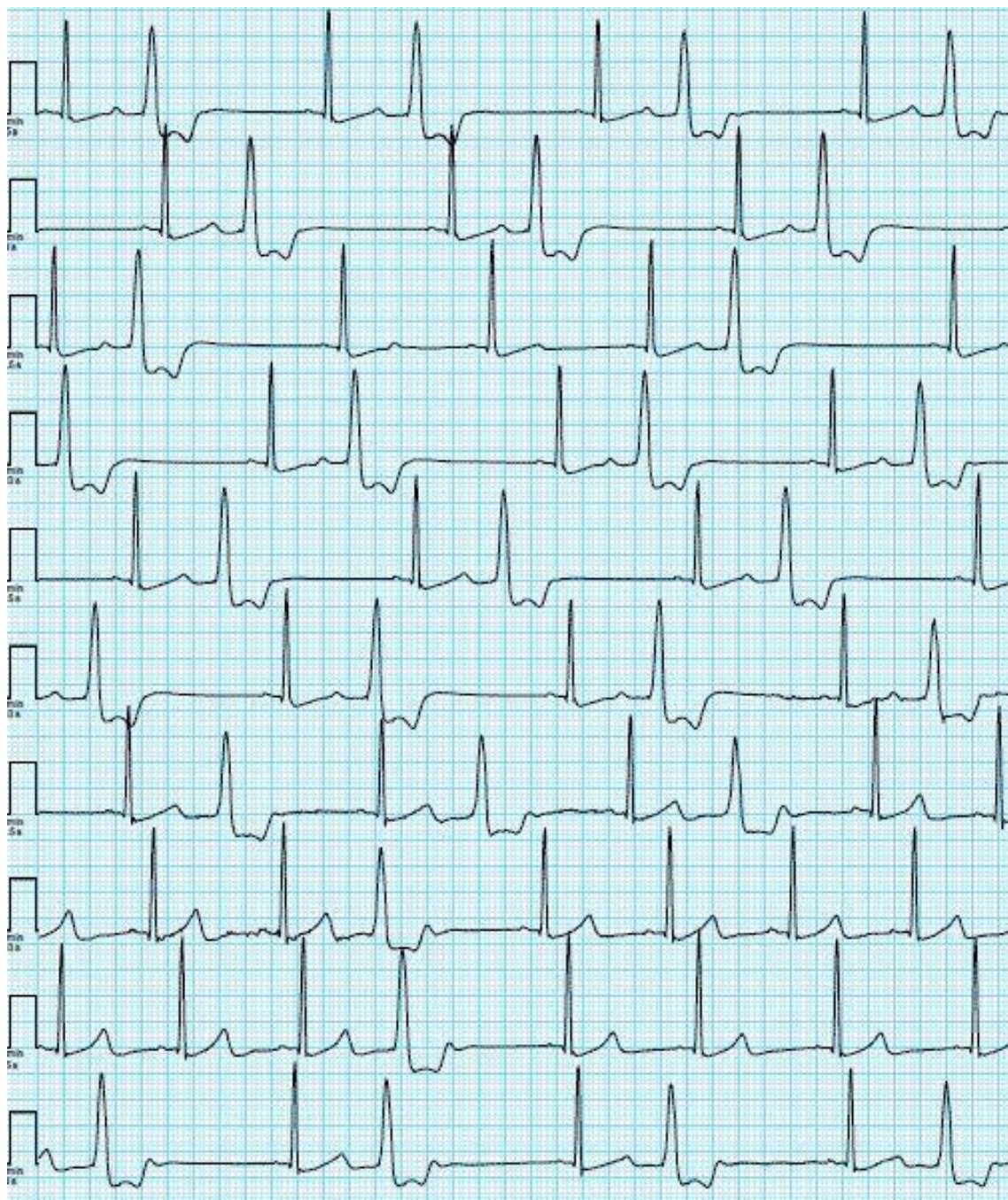


Prilog 9. AV blok trećeg stepena

Prilog 10. Atrijska fibrilacija

Prilog 11. Ventricularna fibrilacija 2

Prilog 12. Elevacija S-T spojnice kao sumnja na ishemiju

Prilog 13. Ekstrasistole po tipu VES

BIOGRAFIJA AUTORA

Boris Širaiy je rođen 15. maja 1985. godine u Ljubljani. Osnovnu školu u Cerknici završio je 2000. godine, a Srednju ekonomsku školu u Postojni 2004. godine. Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu upisao je 2005. godine i osnovne akademske studije završio u roku, u junu 2009. godine. Petu godinu akademskih studija upisao je 2009. godine i takođe završio u roku, u oktobru 2010. godine. Doktorske akademske studije upisao je 2015. godine i do kraja treće godine studija uspešno je položio sve ispite i odbranio predlog projekta doktorske disertacije.

Pre početka studija aktivno se bavio igranjem košarke u mladim kategorijama KK Cerknica i u seniorskom timu u 1.B ligi Slovenije. Najveći uspeh postigao je osvajanjem 4. mesta na „final fouru“ prvenstva Slovenije za juniore. Na drugoj godini studija počeo je da radi kao košarkaški trener i do kraja master studija radio je kao pomoćni trener u kadetskoj selekciji KK Cerak, zatim najpre kao pomoćni trener u kadetskoj i juniorskoj selekciji KK BASK i nakon toga kao glavni trener kadetske selekcije u tom klubu, da bi na kraju radio kao trener stažista u mladom timu KK Partizan u 1.B ligi Srbije. Nakon završetka studija četiri sezone se profesionalno bavio trenerskim poslom i u tom periodu dve godine bio je pomoćnik vođe omladinskog pogona KK Union Olimpija iz Ljubljane gde je radio sa selekcijama kadeta, juniora i mladog tima kluba. U tom periodu je kao član stručnog štaba osvojio 4. mesto sa kadetskom i juniorskom selekcijom na „final fouru“ prvenstva Slovenije i učestvovao na turniru Evrolige za juniore u Beogradu, gde je osvojio 7. mesto. Nakon toga dve godine je proveo kao glavni trener juniorske selekcije KK Cerknica sa kojom je u prvoj sezoni osvojio 4. mesto na „final fouru“ II. lige prvenstva Slovenije, a u drugoj sezoni se plasirao među osam najboljih ekipa II. lige prvenstva Slovenije. U tom periodu je osnovao i Školicu košarke Cerknica sa kojom je radio u toku rada u klubu.

Od 2015. godine saraduje sa preduzećem TMG-BMC d.o.o. i kao ekspert za tenziomiografiju drži predavanja na Fakultetima i Univerzitetima širom sveta, te vrši obuku za nove korisnike sistema za merenje. Od 2017. godine zajedno sa kompanijom saraduje na projektu Eurostars koji za cilj ima razviti napredniju verziju aparata. Na jesen 2017. godine počeo je saradnju sa Institutom „Jožef Stefan“ iz Ljubljane, gde radi kao

gostujući istraživač na projektu razvoja telemetrijskog EKG senzora i implementaciji istog u sportsku praksu. Na IJS bavi se i analizom kvaliteta različitih softvera za analizu EKG signala i analizom kvaliteta samog EKG signala. Takođe, delimično saraduje na Evropskom projektu SAAM (Supporting Active Ageing through Multimodal coaching).

Rad objavljen u međunarodnom naučnom časopisu:

- Širaiy, B., Trobec, R., & Ilić, V. (2019). Quality of one-channel telemetric ECG sensors signal in maximum exercise stress tests. *Measurement Science Review*, 19(3), 79-85.

Radovi objavljeni na konferencijama međunarodnog značaja:

- Širaiy, B., Stanič, J.U., Purger, A., Nagode, M., & Katkič, Z. (2019). Effect of “School of Health Society” exercise program on a group of elderly subjects. In *12. International Scientific Conference*, 495-501.
- Širaiy, B., Ilić, V., & Trobec, R. (2018). Evaluating telemetric ECG body sensor signal in exercise stress test: Pilot study. In *2018 41st International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO)*, 265-270. IEEE.
- Širaiy, B., Stanič, U. J., Poplas-Sušič, A., & Katkič, Z. (2018). Impact assessment of the morning gymnastics “1000 movements” via ECG and sport test. In *2018 41st International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO)*, 260-264. IEEE.
- Širaiy, B., & Trobec, R. (2018). Telemetric ECG monitoring during physical activity in field tests. In *21st International Multiconference Information Society 2018, Vol. I*, 50-52.