

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

Filip Šklebar i Matej Ferenčević

**Pametni senzorski čvor za praćenje elektrokardiograma i
tjelesne aktivnosti**

Zagreb, 2016.

Ovaj rad izrađen je na Zavodu za elektroničke sustave i obradbu informacija na Fakultetu elektrotehnike i računarstva, pod vodstvom prof. dr. sc. Ratka Magjarevića i predan je na natječaj za dodjelu Rektorove nagrade u akademskoj godini 2015./2016.

Sadržaj

1. Uvod	1
2. Elektrokardiografija – mjerenje bioelektričnih potencijala srčanog mišića	2
3. Opis senzorskog čvora	4
3.1. Elektrokardiograf	4
3.2. Mikroprocesor	7
3.3. Akcelerometar	9
3.4. Ostali dijelovi uređaja	9
4. Izrada senzorskog čvora	12
5. Rezultati	16
5.1. Rezultati mjerenja elektrokardiografom	16
5.2. QRS detektor – Algoritam Pana i Tompkinsa	22
5.3. Mjerenje tjelesne aktivnosti akcelerometrom	26
5.4. Metoda određivanja intenziteta tjelesne aktivnosti	33
6. Zaključak	35
Zahvale	36
Popis literature	37
Sažetak	39
Abstract	40

1. Uvod

Današnji način života, pun stresa, s malo fizičke aktivnosti uz nezdravu prehranu u kombinaciji s trendom starenja populacije u razvijenim zemljama dovodi do povećanog razvoja kroničnih nezaraznih bolesti poput dijabetesa ili bolesti kardiovaskularnog sustava [1]. Ovaj trend primjećuje se i u zemljama u razvoju te vrši sve veći pritisak na zdravstveni sustav zbog povećanja troškova i nedostatka zdravstvenog osoblja.

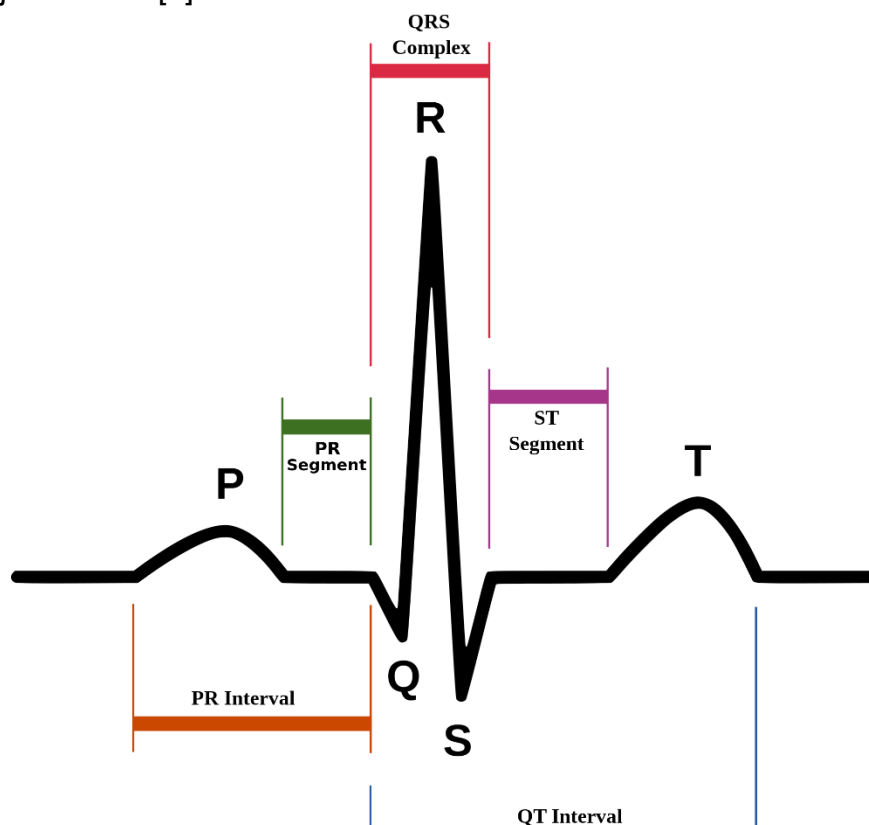
Kvaliteta medicinskih postupaka i liječenja može se poboljšati korištenjem modernih tehnologija koje postaju sve dostupnije i jednostavnije za korištenje. Cilj ovog rada je istražiti mogućnosti korištenja i definirati značajke prijenosnog medicinskog uređaja za praćenje pokreta osoba tijekom njihovih svakodnevnih aktivnosti odnosno pacijenata pri izvođenju terapijom propisanih vježbi. Uz praćenje pokreta, isti uređaj bilježi srčani ritam pomoću trokanalnog elektrokardiografa (EKG). Spomenuti EKG omogućava snimanje dijagnostičkom kvalitetom što ovaj uređaj čini posebnim u odnosu na slična rješenja te pruža mogućnost multiparametarske analize. Dodatno, uređaj ima mogućnost povezivanja na internet ili pametni telefon. Takav uređaj pruža pacijentu i liječniku jednostavan uvid u stanje bolesti kao i napredak u liječenju. Ovakav pristup omogućava brzu i pravodobnu reakciju liječnika ili pacijenta u slučaju uočenih neželjenih pojava ili promjena. Osim toga sakupljene podatke moguće je, uz poštivanje etičkog kodeksa, spremati u baze podataka te analizirati kako bi se u budućnosti pružilo kvalitetnije liječenje pacijentima s istom bolešću.

U sklopu ovog rada istražene su mogućnosti korištenja vlastito razvijenog uređaja. Dizajn uređaja optimiran je kako bi udovoljio zahtjevima sigurnosti te jednostavnosti korištenja. Analiziran je utjecaj različitih artefakata na kvalitetu mjerenja EKG signala. Praćenje pokreta vrši se pomoću ugrađenog troosnog akcelerometra, žiroskopa i magnetometra. Osim praćenja pokreta uređaj bilježi srčani ritam za vrijeme izvođenja vježbe pomoću trokanalnog elektrokardiografa (EKG). Prikupljeni podaci spremaju se na internu memoriju uređaja ili šalju u realnom vremenu putem *Bluetooth* protokola na drugi uređaj.

2. Elektrokardiografija – mjerenje bioelektričnih potencijala srčanog mišića

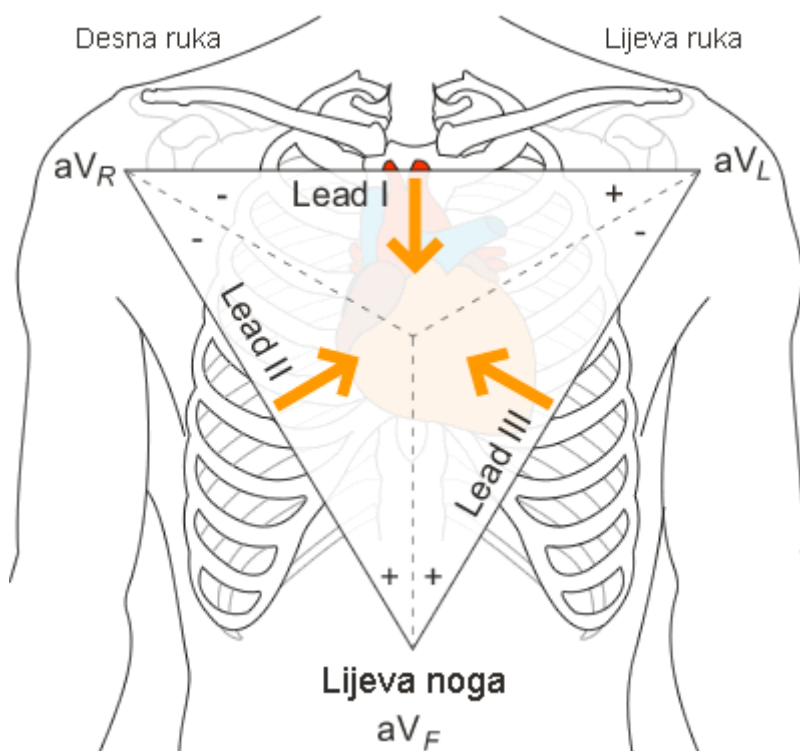
Mjerenje bioelektričnih potencijala srca ima najveću dijagnostičku vrijednost od svih ostalih biopotencijala koji se mogu mjeriti na čovjekovu tijelu. On ima najpravilniji valni oblik i mogu se smatrati kvazistacionarnim signalima [2]. Njegovom analizom mogu se utvrditi gotovo svi teži poremećaji rada srčanog mišića, kao i većina aritmija.

Srčani napon sastavljen je od potencijala različitog valnog oblika dobivenih depolarizacijom i repolarizacijom klijetki i pretklijetki. Na slici 1. prikazan je karakterističan valni oblik napona srca. Na njemu je uočljiv P-val koji odgovara depolarizaciji atrijske. Depolarizacija atrijske širi se iz sinusno-atrijskog (SA) čvora prema atrij-ventrikularnom (AV) čvoru. Interval PR predstavlja vrijeme širenja električnog impulsa od SA do AV čvora. Brza depolarizacija lijevog i desnog ventrikula stvara QRS kompleks u kojemu se pojavljuje pozitivan šiljak, tzv. R-zubac s dva negativna zupca Q i S. Amplituda QRS kompleksa puno je veća od amplitude P i T vala zbog veće mase mišića ventrikula u odnosu na mišiće atrijske. Repolarizacija ventrikula prikazana je T-valom [3].



Slika 1. Valni oblik napona srca i njegovi osnovni parametri [4]

Kako bismo mjerili napon srca elektrode treba postaviti u blizini srca. Einthoven je predložio da se elektrode postave u vrhove trokuta s osnovicom okrenutom prema gore, tzv. Einthovenov trokut. Slika 2. prikazuje karakterističan raspored elektroda u Einthovenovom trokutu. Srce za vrijeme depolarizacije i repolarizacije pretkljetki i klijetki predstavlja električni dipol koji se može predočiti vektorom, a naponi koji se mjere tzv. odvodi su projekcije vektora srčanog dipola na stranice trokuta. Tako je prvi odvod mjeren između lijeve i desne ruke, drugi odvod između desne ruke i lijeve noge te treći između lijeve ruke i noge. Osim ovih elektroda koristi se i četvrta elektroda smještena na desnu nogu koja je priključena na masu i na pojačalo u povratnoj vezi. Ono služi za potiskivanje napona smetnje najčešće uzrokovanog smetnjama uslijed napona elektroenergetske mreže.



Slika 2. Einthovenovi odvodi I, II, III [5]

3. Opis senzorskog čvora

Različit raspored elektroda omogućava da se električna aktivnost srca prati iz više kuteva od kojih je svaki prikazan kao pojedinačni kanal na ekranu. Svaki kanal predstavlja diferencijal napona između dvije ili više elektroda. To znači da je moguće imati više kanala nego elektroda. Za EKG uređaj s tri kanala potrebne su četiri elektrode. Pri tome se tri elektrode koriste za mjerenje električnih signala, a četvrta elektroda je referentna elektroda te služi za povećanje faktora potiskivanja.

3.1. Elektrokardiograf

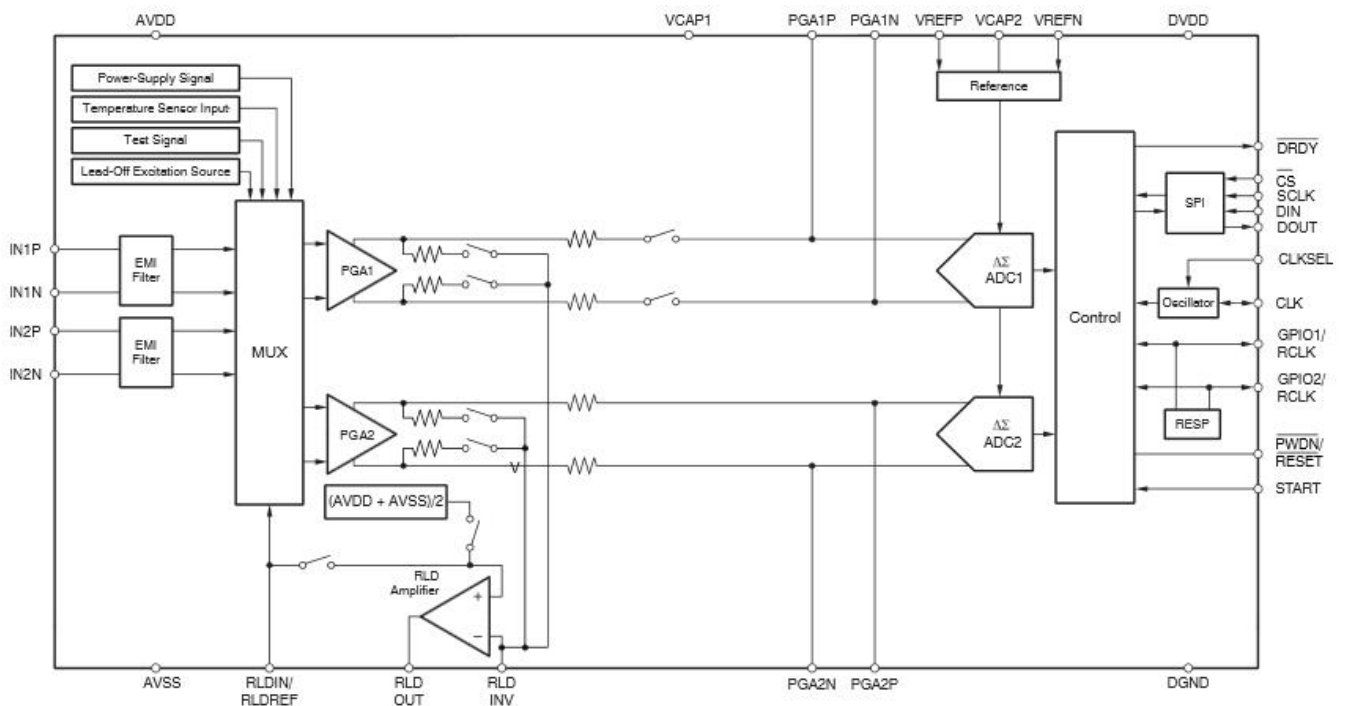
Temelj EKG uređaja čini 16 bitni dvokanalni delta sigma analogno-digitalni pretvornik *Texas Instruments ADS1192*. U njemu su integrirani signal takta i referentni *bandgap* izvor napona. Spomenuti A/D pretvornik posjeduje specifične EKG funkcije kao što su detekcija odvajanja elektrode od pacijenta i aktivni pogon desne noge (engl. *Driven Right Leg Circuit, DRL*) koji služi za povećanje faktora potiskivanja. Velik faktor potiskivanja vrlo je bitan kod mjerenja biopotencijala jer se njihova amplituda kreće u rasponima od nekoliko milivolta dok se amplituda napona smetnje na koži pacijenta kojoj je izvor najčešće napon gradske mreže frekvencije 50 Hz može kretati u rasponu od nekoliko volta. A/D pretvornik ima deklarirani faktor potiskivanja zajedničkih signala od 105 dB za smetnje frekvencije 50 Hz.

Slika 3. prikazuje funkcijsku blok shemu A/D pretvornika. Pretvornik se sastoji od RC filtra (EMI Filter), multipleksora (MUX), dva diferencijalna pojačala promjenjivog pojačanja (PGA), referentnog izvora napona i oscilatora te sklopa za komunikaciju s mikroprocesorom.

Na ulazima mjernih kanala nalaze se RC filtri širine pojasa 3 MHz nakon kojih se mjereni signal dovodi do multipleksora putem kojeg se signal sa *RLDIN* izvoda može dovesti na proizvoljno odabran kanal. Zatim mjereni signal dolazi do diferencijalnog pojačala označenog kao *PGA (programmable gain amplifier)* kojemu je moguće podešavati pojačanje upisom vrijednosti u odgovarajuće registre A/D pretvornika. Prije dolaska u A/D pretvornik signal prolazi kroz *Anti-aliasing* filter širine pojasa 8,4 kHz kako bi se uklonili signali viših frekvencija skupa sa smetnjama. Mjerni kanali dodatno su zaštićeni od elektrostatskih izboja (*ESD*) dodatkom Schottky dioda za mali signal (*small signal Schottky diode*) ispred ulaza mjernih kanala A/D pretvornika.

One imaju vrlo kratko vrijeme oporavka te su idealne za ovakav tip zaštite koja ne mora disipirati velike količine energije. Dodatak zaštite produljuje radni vijek uređaja budući da su elektrostatski izboji nastali trljanjem različitih triboelektričkih materijala (odjeća, obuća, namještaj) u neposrednom dodiru s osobom koja je priključena na EKG pojačalo relativno učestala pojava. Ostatak blok sheme prikazuje referentni izvor napona, oscilator te sučelje za povezivanje pretvornika s mikroprocesorom. Sučelje se temelji na protokolu za serijsku komunikaciju standardne oznake SPI (od engl. Serial Peripheral Interface) koji je namijenjen za komunikaciju između digitalnih naprava na manjim udaljenostima.

Odabir ovog A/D pretvornika nameće se kao logičan izbor jer su dimenzije i potrošnja krajnjeg EKG uređaja bitno smanjene u odnosu na rješenje s zasebnim pojačalima i A/D pretvornikom. Osim toga projektiranje i konstrukcija uređaja postaje lakša i brža te manje podložna pogreškama jer se koristi isprobano i tvornički ispitano sklopovlje. Pretvornik dolazi u *TQFP-32* pakiranju dimenzija 5x5 mm.

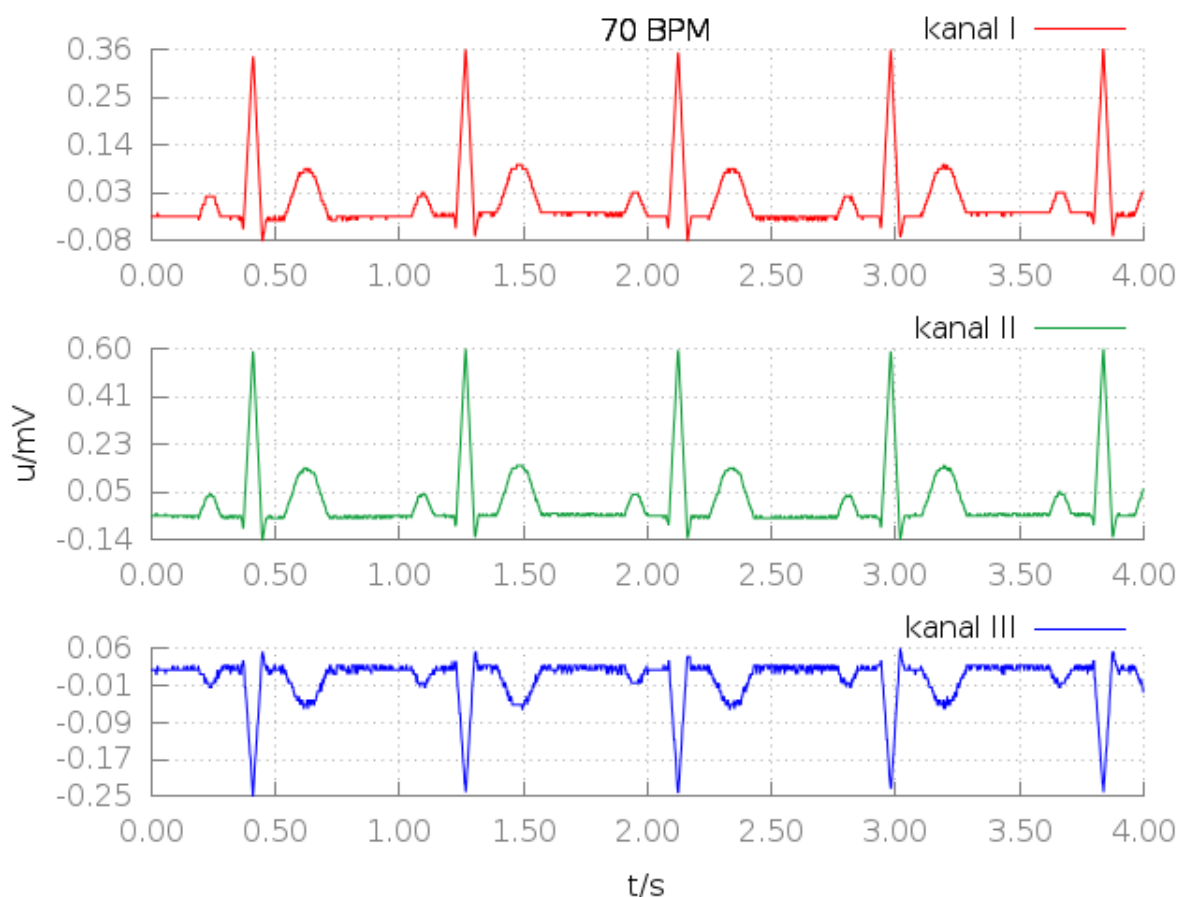


Slika 3. Funkcijska blok shema A/D pretvornika.
Slika preuzeta iz tehničkih značajki proizvođača [6]

Signal se s elektroda do A/D pretvornika dovodi oklopljenim kabelom na čijem aplikacijskom kraju za svaki kanal postoje utori za jednokratne tzv. *snap type*

elektrode. Kabel se spaja na uređaj pomoću 4 polnog konektora *UltraFit* tvrtke *Molex*. Spomenuti konektor odabran je jer zadovoljava mehaničkim karakteristikama po dimenzijama i čvrstoći držanja kabela. Također, mehaničkom izvedbom priključaka onemogućeno je krivo priključivanje kabela i dodirivanje vodljivih dijelova unutar konektora.

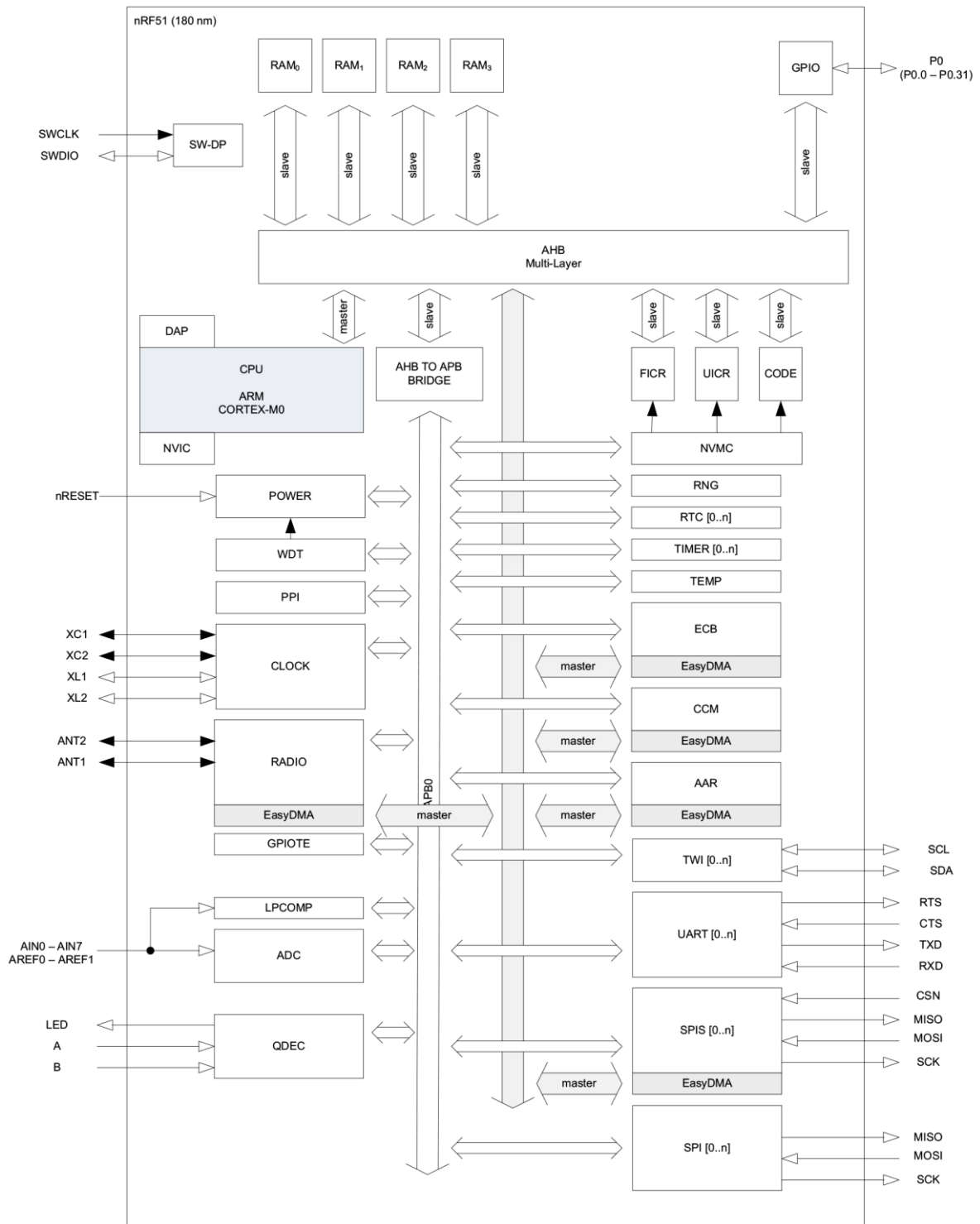
Prvo probno mjerenje opisanim EKG uređajem izvršeno je u laboratoriju Zavoda pomoću kardiosimulatora na kojemu je moguće mijenjati parametre signala poput broja otkucaja u minuti (BPM) i amplitude signala. Slika 4. prikazuje snimku sva tri standardna EKG kanala pri namještenoj vrijednosti broja otkucaja na simulatoru od 70 otkucaja u minuti u vremenskom prozoru duljine četiri sekunde. Snimljeni signal uspoređen je s komercijalnim EKG uređajem tvrtke Philips model *IntelliVue MP50* [7] te vizualnim pregledom na pokaznicima nismo mogli ustanoviti razlike u kvaliteti signala.



Slika 4. Izlazni signal kardiosimulatora snimljen razvijenim EKG pojačalom

3.2. Mikroprocesor

Mikroprocesor *nRF51822* tvrtke *Nordic Semiconductor* odabran je jer ima integrirani *Bluetooth low energy* (BLE) V4.1 modul koji radi na frekvenciji od 2,4 GHz te omogućuje propusnost od 2 Mbps. Osim toga odlikuje se niskom potrošnjom energije te povoljnom cijenom s obzirom na mogućnosti. Mikroprocesor ima *ARM Cortex M0* jezgru te širinu riječi od 32 bita. Programeru je dostupno 256 kB memorije za program te 32 kB radne memorije za izvođenje programa. Kao izvor signala takta koriste se visokofrekvencijski kristalni oscilator frekvencije 32 MHz te niskofrekvencijski kristalni oscilator frekvencije 32,768 kHz. Mikroprocesor omogućava fleksibilnost prilikom povezivanja perifernih uređaja jer posjeduje 31 univerzalni izvod (engl. *General Purpose Input Output*, GPIO) koje je moguće programirati po volji putem ugrađenog multipleksora. Time je znatno olakšano projektiranje tiskanih veza što je vrlo bitno kod uređaja malih dimenzija. Mikroprocesor dolazi u QFN48 pakiranju dimenzija 6×6 mm što ga čini idealnim za ugradnju na senzorski čvor malih dimenzija. U ovom poglavlju opisane su samo one značajke mikroprocesora koje su značajne za funkcioniranje projektiranog senzorskog čvora. Slika 5. prikazuje blok shemu mikroprocesora iz koje je moguće vidjeti ostatak dostupnih funkcija.



Slika 5. Blok shema mikroprocesora nRF51822 [8]

3.3. Akcelerometar

Za praćenje tjelesne aktivnosti pacijenta korišten je senzorski integrirani krug *MPU-9150* [9] tvrtke *InvenSense* unutar kojeg su ugrađeni troosni akcelerometar, žiroskop i magnetometar. Senzor je mikro elektro-mehanički sustav - MEMS te je uz same senzore ugrađeno šest 16 bitnih A/D pretvornika za akcelerometar i žiroskop te tri 13 bitna A/D pretvornika za magnetometar. Programer može odabrati jedno od nekoliko predefiniраниh mjernih područja za akcelerometar koja iznose $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, i $\pm 16g$ te nekoliko za žiroskop ± 250 , ± 500 , ± 1000 , i $\pm 2000^\circ/\text{sec}$ (dps). Magnetometar ima jedno mjerno područje čija skala iznosi $\pm 1200 \mu\text{T}$. *MPU-9150* također sadrži interni oscilator i FIFO registar koji pomaže smanjiti potrošnju energije prilikom čitanja podataka jer se mikroprocesor može prebaciti u niskoenergetski tzv. *sleep mode* za vrijeme trajanja punjenja registra novim podacima. *MPU-9150* se na mikroprocesor povezuje putem standardnog sučelja I²C frekvencijom od 400 kHz. Dolazi u LGA pakiranju dimenzija 4x4 mm.

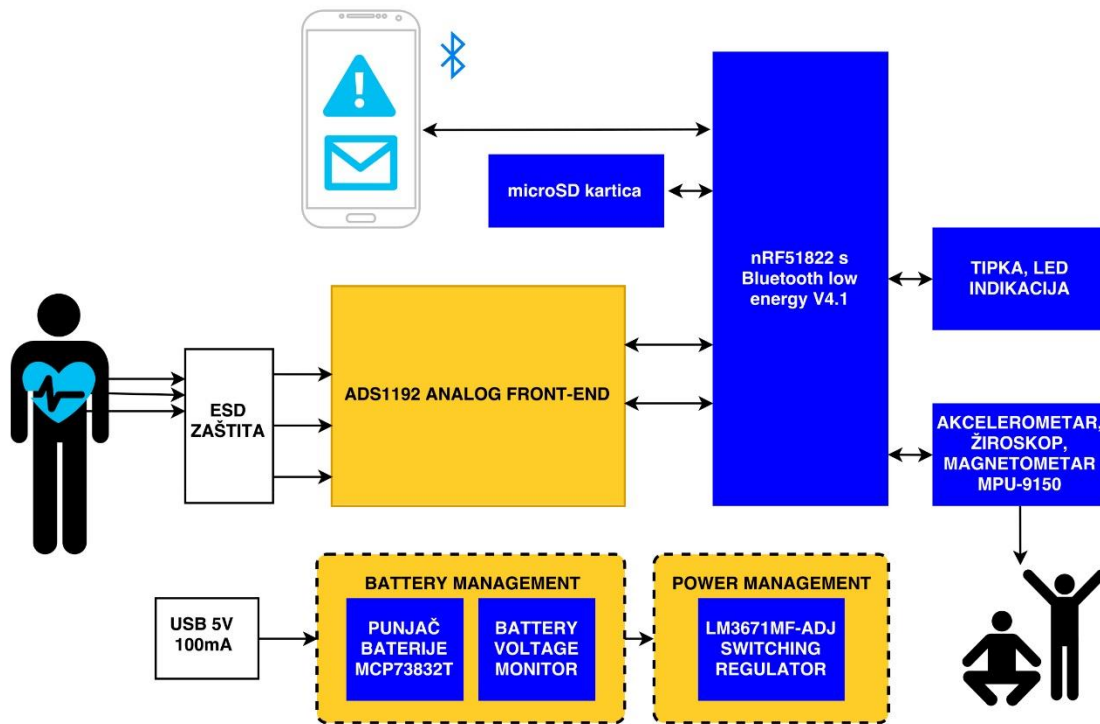
3.4. Ostali dijelovi uređaja

Ostatak uređaja čine periferni dijelovi neophodni za ispravan rad cijelog sustava.

Za pohranu podataka namijenjena je microSD kartica kapaciteta do 32 Gb na koju je moguće pohraniti neobrađene snimljene podatke za kasniju analizu.

Uređaj se napaja iz litij-ionske baterije kapaciteta 210 mAh koju je moguće puniti putem microUSB konektora koji se nalazi s donje strane uređaja. Pritom je važno napomenuti da je uređaj namjerno projektiran tako da je fizički nemoguće u isto vrijeme puniti bateriju i snimati elektrokardiogram radi zaštite korisnika (jer u slučaju kvara unutar punjača može doći do pojave napona opasnih po ljudski život).

Blok shema na slici 6. prikazuje cijeli projektirani uređaj.



Slika 6. Blok shema mjernog sustava

Tablica 1. pregledno prikazuje tehničke karakteristike razvijenog uređaja.

Tablica 1. Tehničke karakteristike uređaja

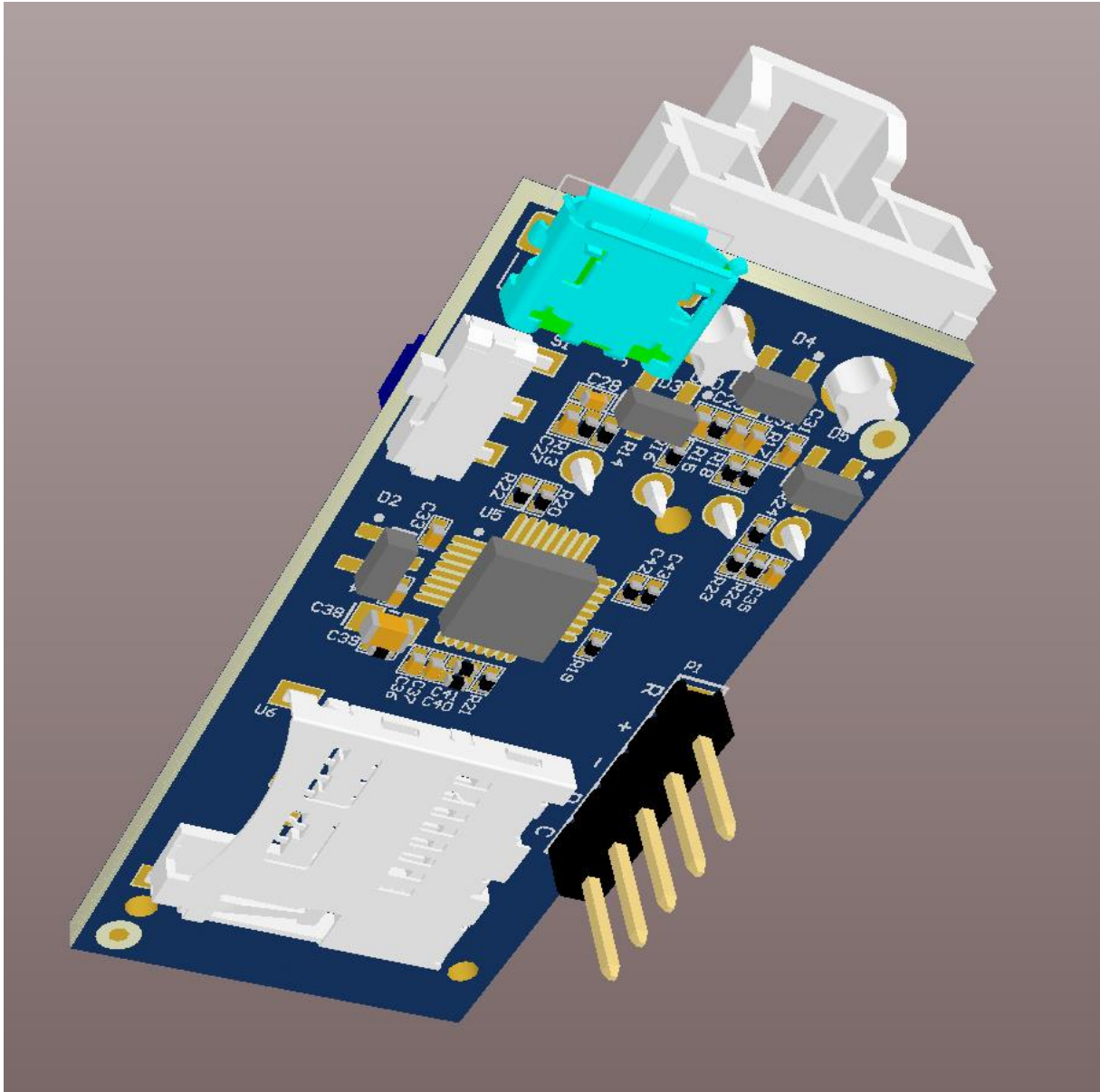
Načini rada	
Dijagnostički (Holter)	3 kanala
Monitoring	1 kanal
Interna memorija	microSD kartica do 32 Gb
Brzina uzrokovanja za EKG signal	500 Hz do 8000 Hz
Baterija	Punjiva Li-ion 3,7 V 210 mAh
Konektor EKG kabela	Molex Ultra Fit 4 pina
Izmjena podataka	<i>microSD kartica, Bluetooth V4.1</i>
Dodatne mogućnosti	Vibromotor, praćenje tjelesne aktivnosti pacijenta
Sigurnost	Nemoguće je u isto vrijeme puniti uređaj i imati spojen EKG kabel
Dimenzije v × š × d	15 × 23,5 × 53,5 mm

4. Izrada senzorskog čvora

Nakon definirane električke sheme pristupljeno je projektiranju tiskanih veza uređaja. Primarni zahtjev bile su male dimenzije te mala masa konačne izvedbe. Dimenzije proizvedene tiskane pločice iznose 21×46 mm. Da bi se postigla tako mala dimenzija uređaja pločica je izvedena s četiri sloja pri čemu se na vanjskim slojevima s objiju strana nalaze komponente i signalni vodovi. Na preostala dva unutrašnja sloja nalazi se cijeli sloj dodijeljen masi te sloj na koji je povezan radni napon od 2,8 V. Prelazak na četiri sloja također poboljšava otpornost uređaja na elektromagnetske smetnje iz okoline.

Gotovo sve pasivne komponente odabrane su u pakiranju za površinsko postavljanje (engl. *surface mount device*, SMD) oznake 0402. Oznaka pakiranja 0402 odgovara dimenzijama 1,0 × 0,5 mm. Komponente tih dimenzija vrlo je teško lemiti klasičnim postupcima. Ovaj uređaj proizveden je na automatiziranom uređaju za postavljanje SMD komponenti (engl. *Pick and Place machine*). U stroj je moguće uložiti potrebne komponente. Nakon toga mu je potrebno zadati koordinatu i orijentaciju svake komponente u odnosu na fiducijalne oznake (*fiducial mark*) na pločici. Uređaj nakon toga samostalno polaže komponente na pločice prethodno namazane lemnom pastom koja prekriva isključivo kontaktna mjesta komponentata. Nakon polaganja komponente je potrebno zalemiti u infracrvenoj pećnici programiranoj tako da ovisnost temperature u vremenu odgovara profilu korištene lemne paste. Budući da ova pločica posjeduje komponente s objiju strana postupak je potrebno ponoviti dva puta.

Kod projektiranja tiskanih veza vodilo se računa da krajnji uređaj mora biti smješten u prikladno kućište. Kako na tržištu ne postoji gotovo kućište koje bi odgovaralo razvijenom uređaju, bilo ga je potrebno projektirati i izraditi na 3D printeru. Kako bi projektiranje kućišta za ovakav uređaj s većim brojem konektora, tipaka i utora bio olakšan svim komponentama na tiskanoj pločici dodani su 3D modeli proizvođača. Slika 7. prikazuje 3D model tiskane pločice unutar razvojnog alata.



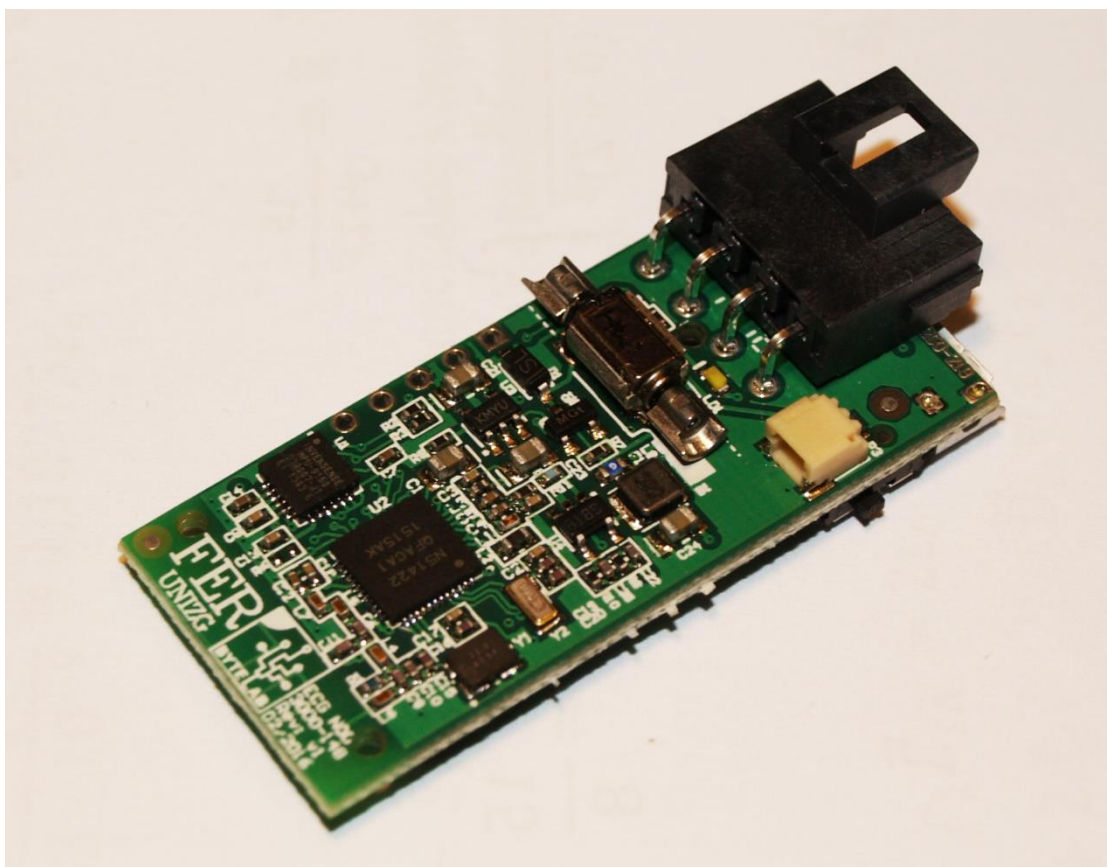
Slika 7. Pogled na 3D model tiskane pločice unutar razvojnog paketa Altium Designer [10]



Slika 8. Sastavni dijelovi uređaja: kućište, baterija i tiskana pločica



Slika 9. Sklopljeni uređaj. Može se vidjeti utor za SD karticu, tipka za uključenje/isključenje te kvačica za jednostavnije pričvršćivanje uređaja za odjeću korisnika



Slika 10. Fotografija gotove tiskane pločice uređaja

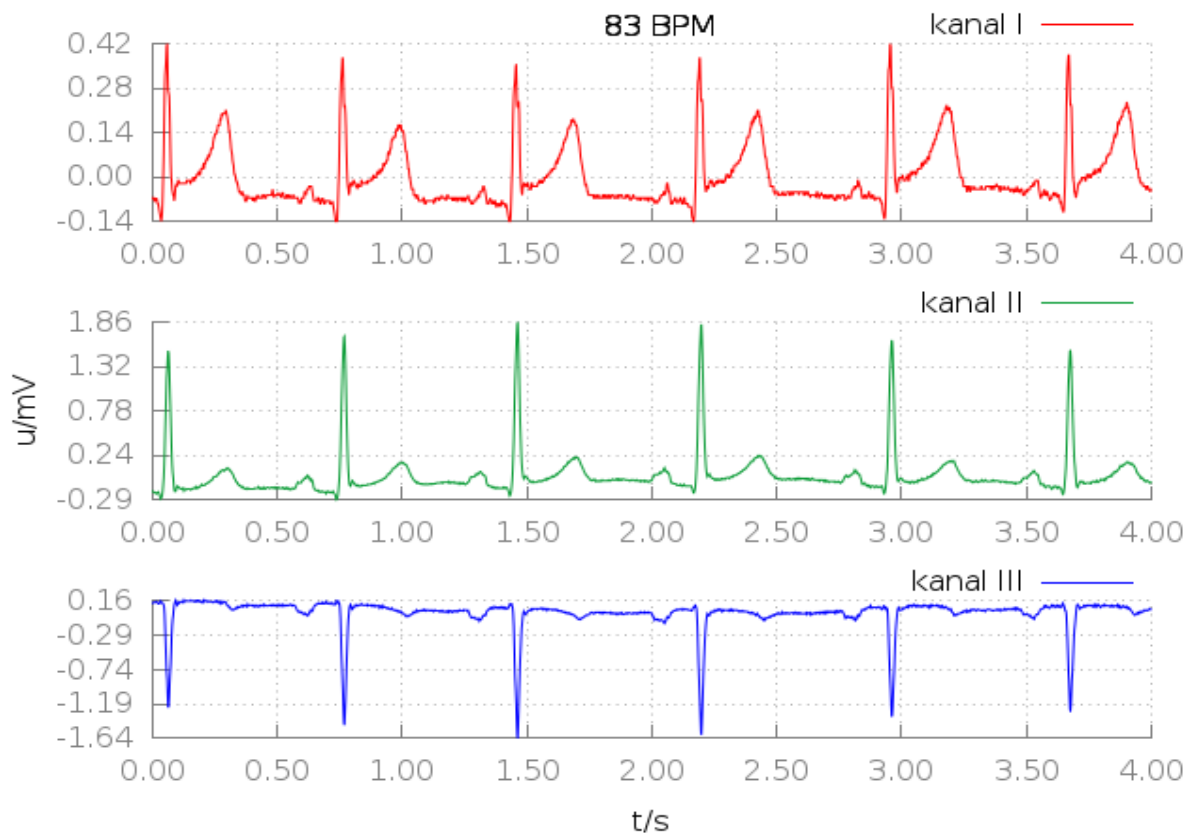
5. Rezultati

Pomoću razvijenog uređaja izvršena je serija mjerenja u kojoj su simultano praćeni elektrokardiogram i položaj/pokreti trupa ispitanika pri izvođenju različitih tjelesnih aktivnosti. Mjerenja uključuju sjedenje, vožnju sobnog bicikla, hodanje po ravnom terenu te uspinjanje uz stube sporim i brzim hodom.

Mjerenjima smo željeli utvrditi je li moguće razlikovati svaku od pojedinih aktivnosti pomoću akcelerometra te kvalitetu snimljenog elektrokardiograma budući da kod intenzivnijih tjelesnih aktivnosti može doći do pojave artefakata u signalu uslijed slabljenja kontakta elektroda s kožom i mišićne aktivnosti.

5.1. Rezultati mjerenja elektrokardiografom

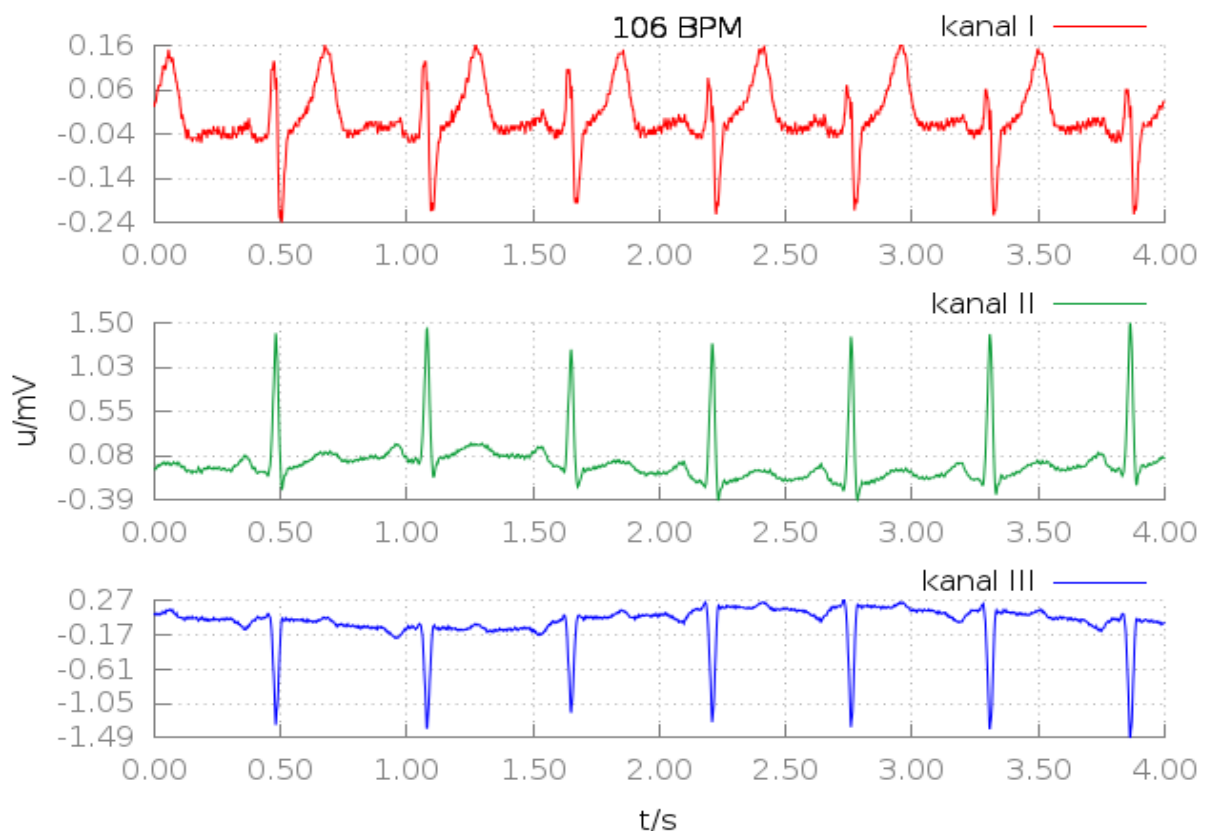
Elektrode su u svim elektrokardiografskim mjerenjima bile postavljene na način da tvore Eindhovenov trokut te im je pozicija ostala nepromijenjena kroz sva mjerenja. Svako pojedino mjerenje trajalo je pet minuta s pauzom od jedne minute između mjerenja. Aktivnosti su bili izvođene od manje zahtjevnih prema zahtjevnijima kako bi



Slika 11. Prikaz elektrokardiograma 1. ispitanika za vrijeme mirnog sjedenja

se spriječila pojava velikog broja otkucaja srca na aktivnosti niske zahtjevnosti. Korištene su samoljepljive jednokratne elektrode. Prije postavljanja elektroda koža je očišćena medicinskim alkoholom kao bi se pospješio kontakt.

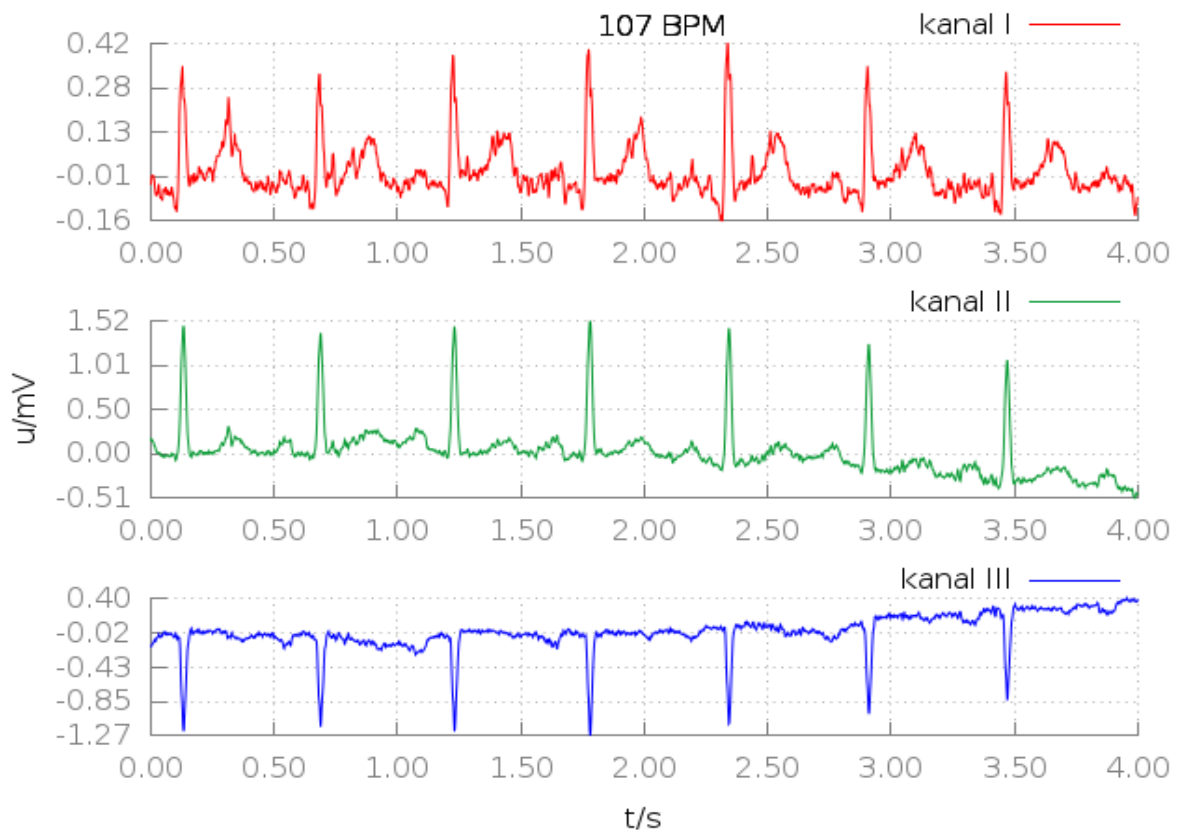
Sva mjerenja su provedena na dva ispitanika. Sve slike prikazuju tri kanala elektrokardiograma pri čemu je prikazan vremenski prozor od četiri sekunde, a broj otkucaja srca izračunat je prosjek kroz svih pet minuta trajanja aktivnosti. Slike 11. i 12. prikazuju oba ispitanika za vrijeme mirnog sjedenja.



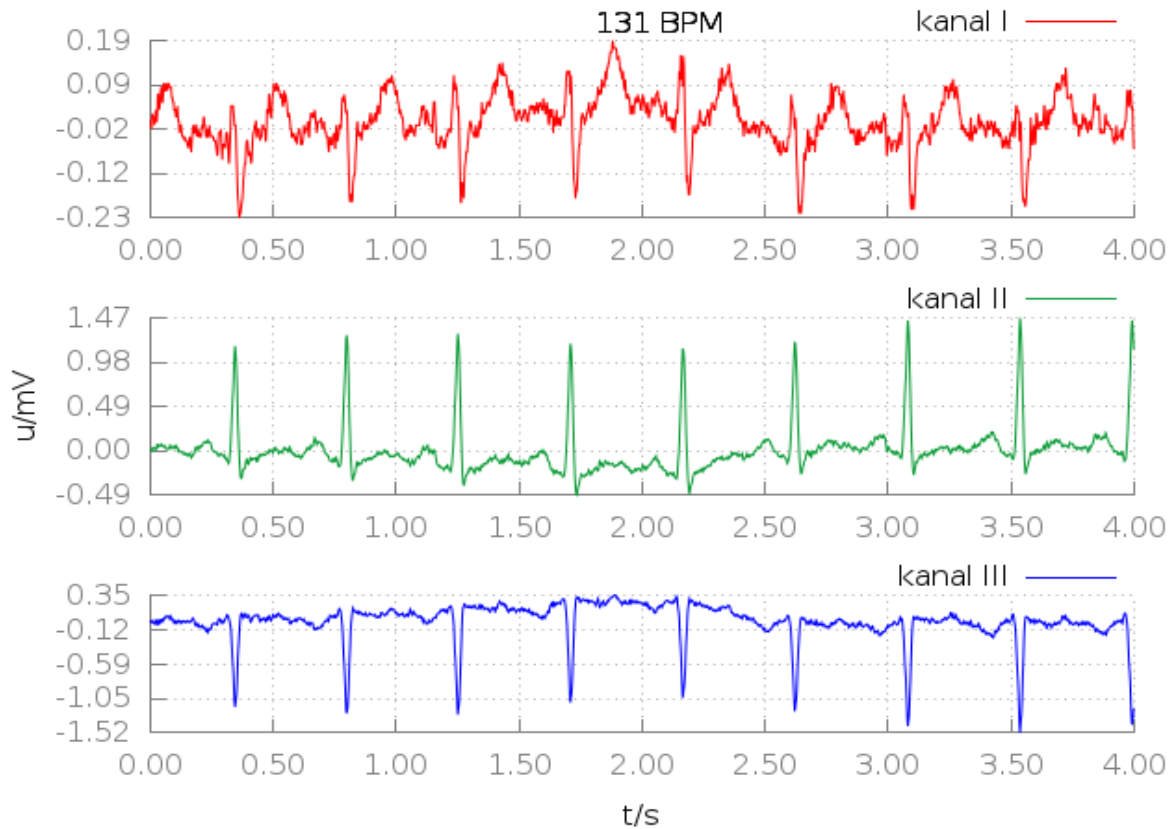
Slika 12. Prikaz elektrokardiograma 2. ispitanika za vrijeme mirnog sjedenja

Signali su u oba slučaja vrlo pravilni bez izraženih smetnji, šuma ili artefakata što je i očekivano budući da su osobe sjedile mirno pri čemu nije bilo osjetnog pomaka elektroda.

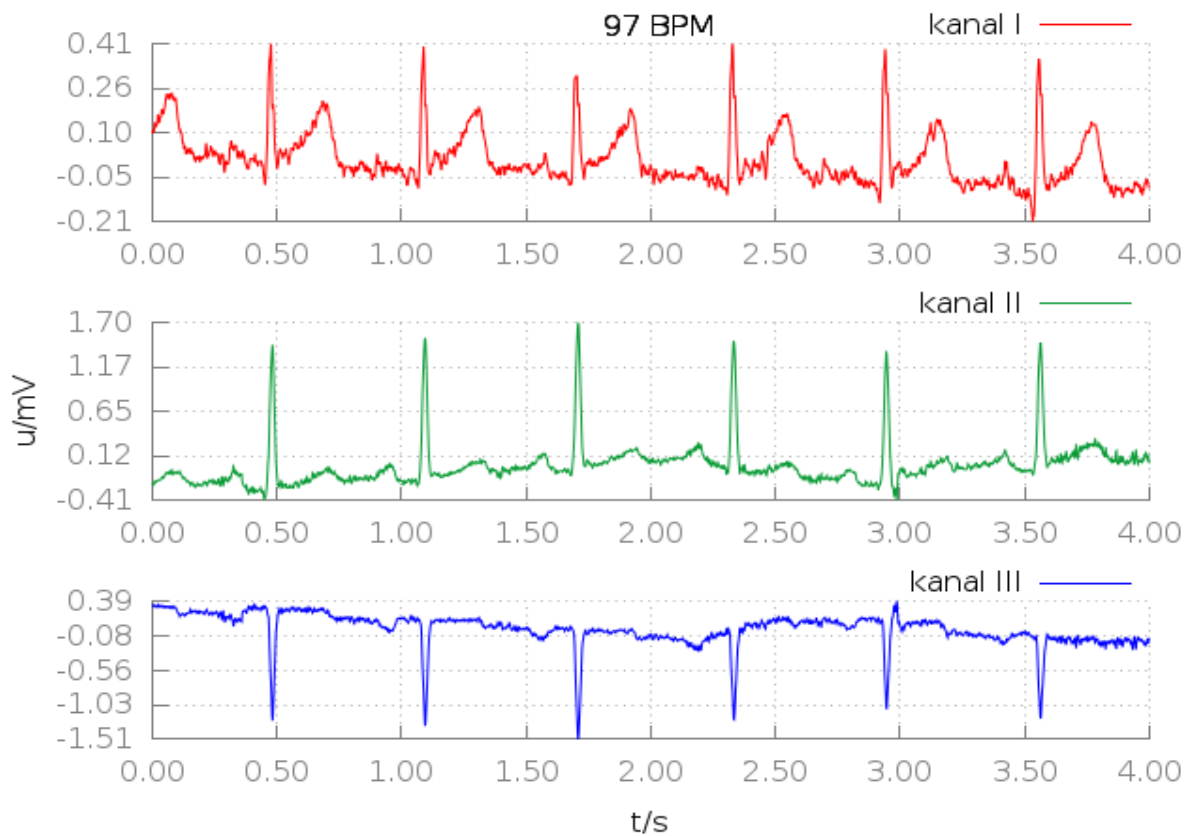
Iduće dvije slike prikazuju elektrokardiogram oba ispitanika za vrijeme vožnje sobnog bicikla u Laboratoriju za biomedicinsku elektroniku fakulteta. Na signalima su vidljivi blagi artefakti uslijed blagog pomicanja trupa ispitanika. Možemo zaključiti da vožnja bicikla nema značajan utjecaj na kvalitetu snimanja elektrokardiograma budući da trup ispitanika i elektrode pričvršćene na njega trpe minimalne pomake.



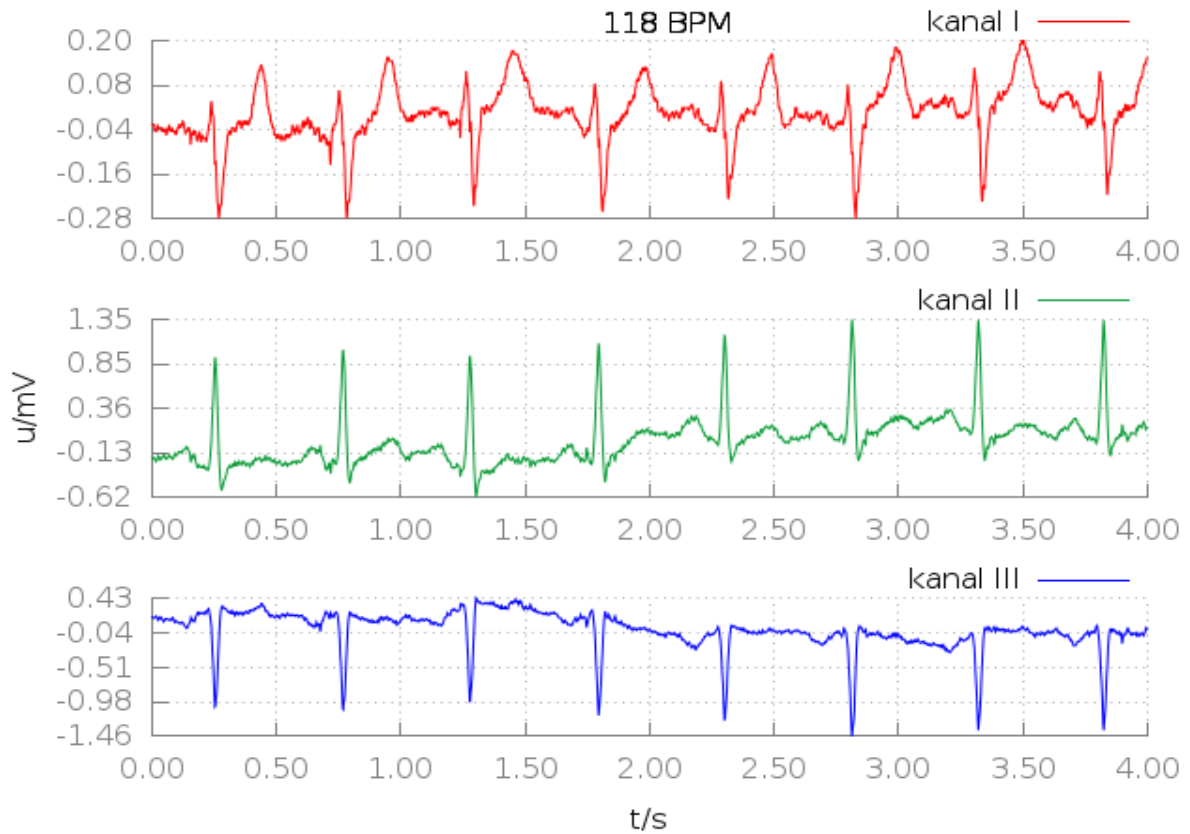
Slika 13. Prikaz elektrokardiograma 1. ispitanika za vrijeme vožnje sobnog bicikla



Slika 14. Prikaz elektrokardiograma 2. ispitanika za vrijeme vožnje sobnog bicikla

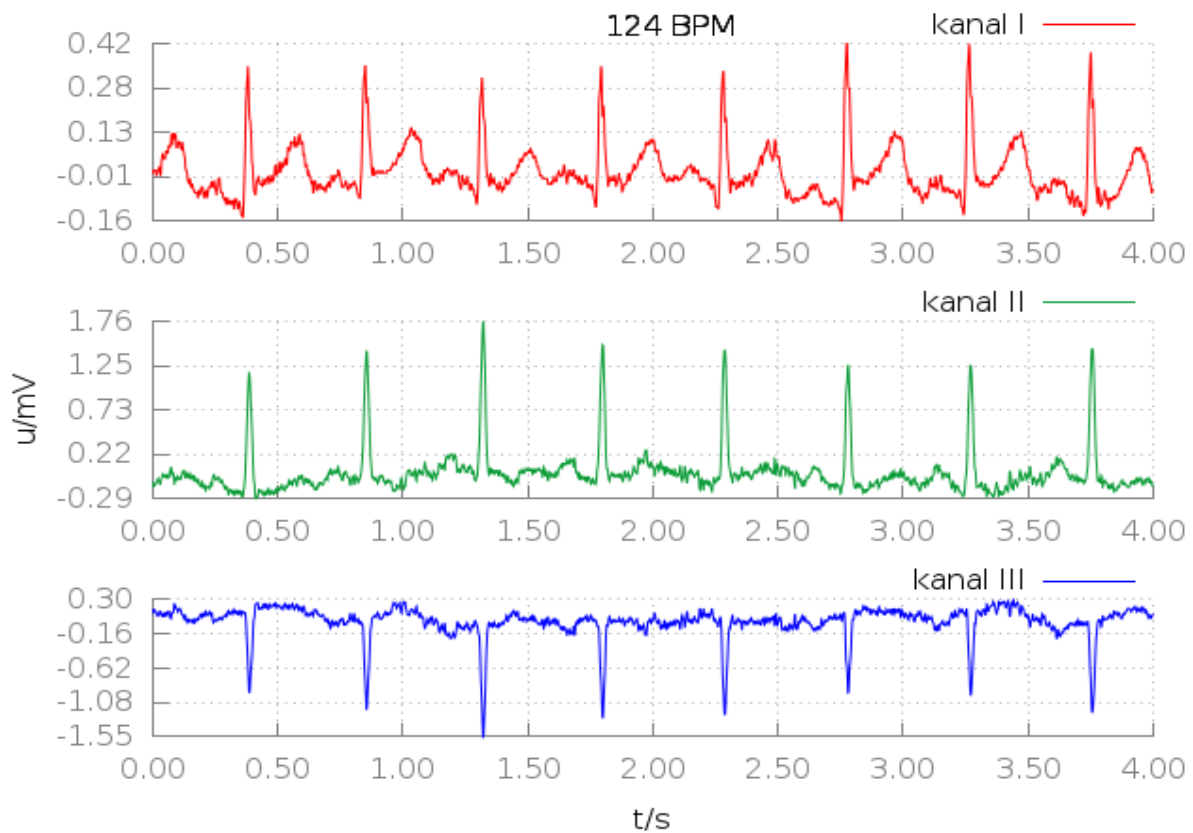


Slika 15. Prikaz elektrokardiograma 1. ispitanika za vrijeme hodanja ravnim terenom



Slika 16. Prikaz elektrokardiograma 2. ispitanika za vrijeme hodanja ravnim terenom

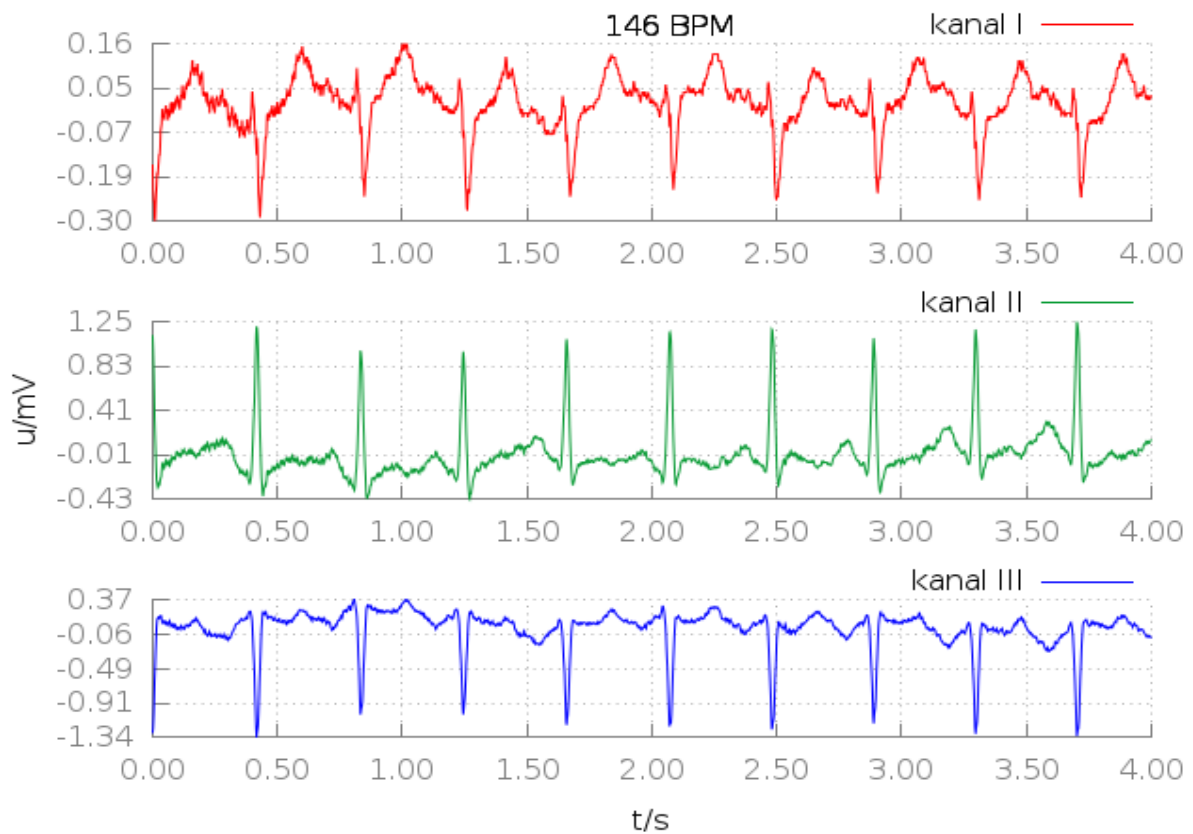
Slike 15. i 16. prikazuju oba ispitanika za vrijeme hodanja ravnim terenom. Blagi artefakti na signalu su ponovno prisutni ali kao i u slučaju sobnog bicikla gubitak na kvaliteti signala nije značajan.



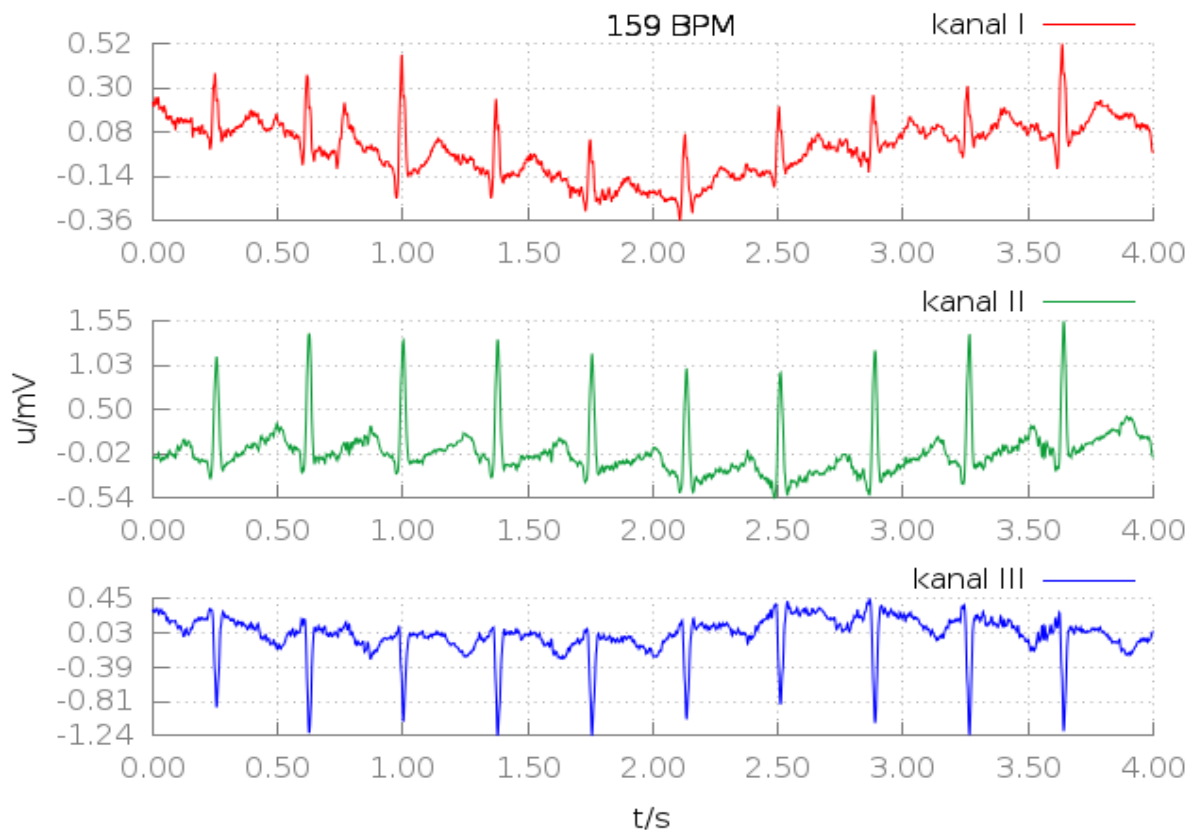
Slika 17. Prikaz elektrokardiograma 1. ispitanika za vrijeme polaganog hoda uz stube

Slike od 17. do 21. prikazuju elektrokardiogram oba ispitanika za vrijeme polaganog i brzog hodanja uz stube. Na snimkama brzog hoda uz stube su artefakti nešto izraženiji kao i pomak nulte razine vidljiv na slici 19. na drugom i trećem kanalu. Nešto izraženiji artefakti su očekivana pojava no usprkos tome svi signali dovoljno su kvalitetni za pouzdanu analizu rada srca.

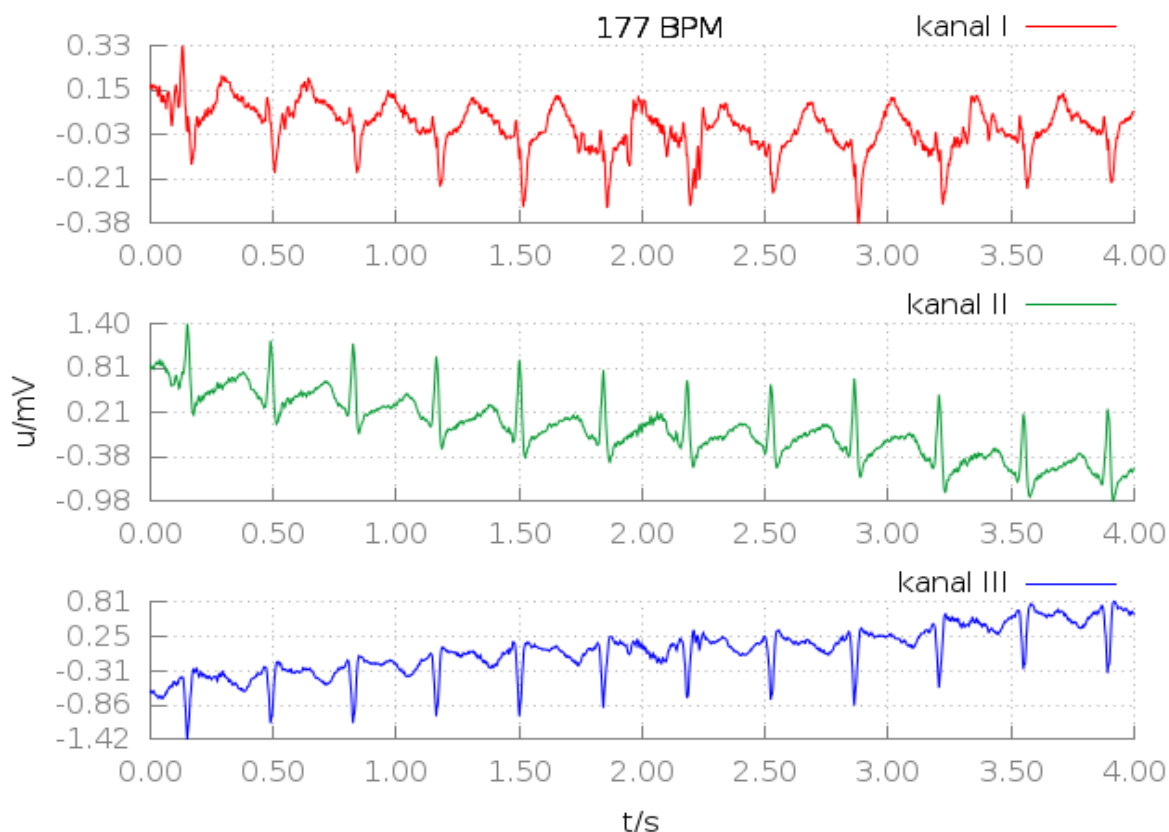
Na temelju provedenih mjerenja može se zaključiti da ispravno postavljene elektrode održavaju dobar kontakt s kožom te različite aktivnosti nemaju osjetan utjecaj na kvalitetu promatranog signala.



Slika 18. Prikaz elektrokardiograma 2. ispitanika za vrijeme polaganog hoda uz stube



Slika 19. Prikaz elektrokardiograma 1. ispitanika za vrijeme brzog hoda uz stube



Slika 20. Prikaz elektrokardiograma 2. ispitanika za vrijeme brzog hoda uz stube

5.2. QRS detektor – Algoritam Pana i Tompkinsa

Detekcija QRS kompleksa omogućuje mjerenje broja otkucaja srca. Algoritam pomoću kojeg se vrši detekcija algoritam je kojeg su 1985. osmislili Jiapu Pan i Willis J. Tompkins [11]. U daljnjem tekstu algoritam će se navoditi kao „algoritam Pan-Tompkins“. Prikazane slike 21. i 22. generirane su pomoću *MATLAB* [12] koda dostupnog sa službene *MathWorks* stranice [13] u svrhu bolje ilustracije načina rada algoritma.

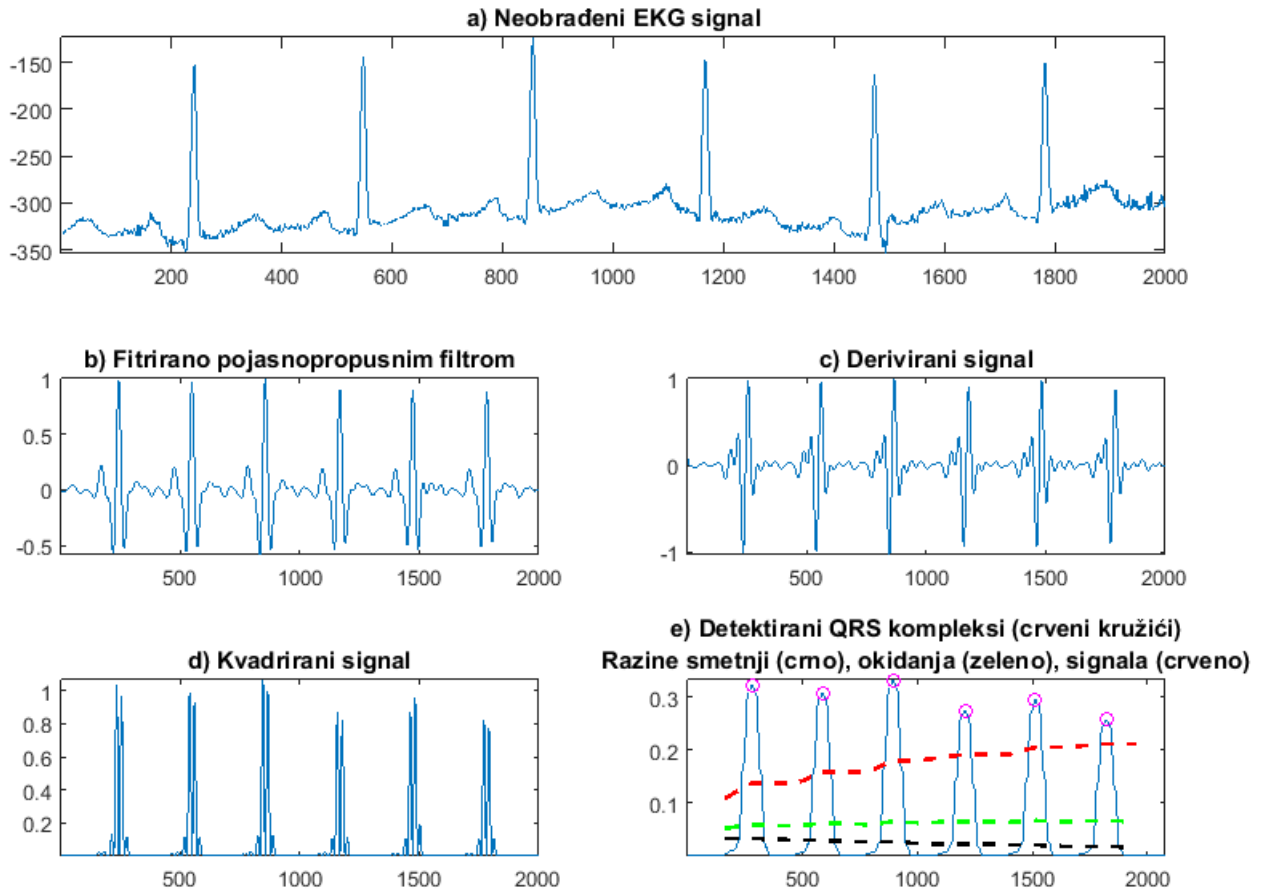
Algoritam Pan-Tompkins sastoji se od nekoliko koraka obrade signala. Svaki od tih koraka osmišljen je za implementaciju na mikroprocesoru te su sve operacije napravljene pomoću cjelobrojnih brojevnih vrijednosti bez upotrebe realnih brojeva. To uvelike olakšava implementaciju algoritma na mikroprocesoru jer većina mikroprocesora nema hardversku podršku za računanje s realnim brojevima. Zbog toga je moguće implementirati algoritam i na mikroprocesorima vrlo ograničenih mogućnosti.

Prva faza obrade signala pomoću algoritma Pan-Tompkins jest pojasnopropusni filter. Filter je napravljen tako da prvo potisne niske frekvencije pomoću visokopropusnog filtra, a zatim se podaci propuštaju kroz niskopropusni filter koji potiskuje visoke frekvencije. Raspon frekvencija koje su bitne za pronalaženje QRS kompleksa nalaze se unutar intervala od 5 do 15 Hz. Signal nakon obrade pojasnopropusnim filtrom prikazan je na slici 21. b), dok je originalni signal prikazan pod a). Nakon filtriranja signal je potrebno derivirati kako bi se iz njega mogla razlučiti područja brzih promjena koja u elektrokardiogramu obično predstavljaju R val. Derivirani signal prikazan je na slici 21. c). Derivirani signal potom se kvadrira kako bi maksimumi dodatno došli do izražaja. Prikaz kvadriranog signala moguće je vidjeti na slici 21. d).

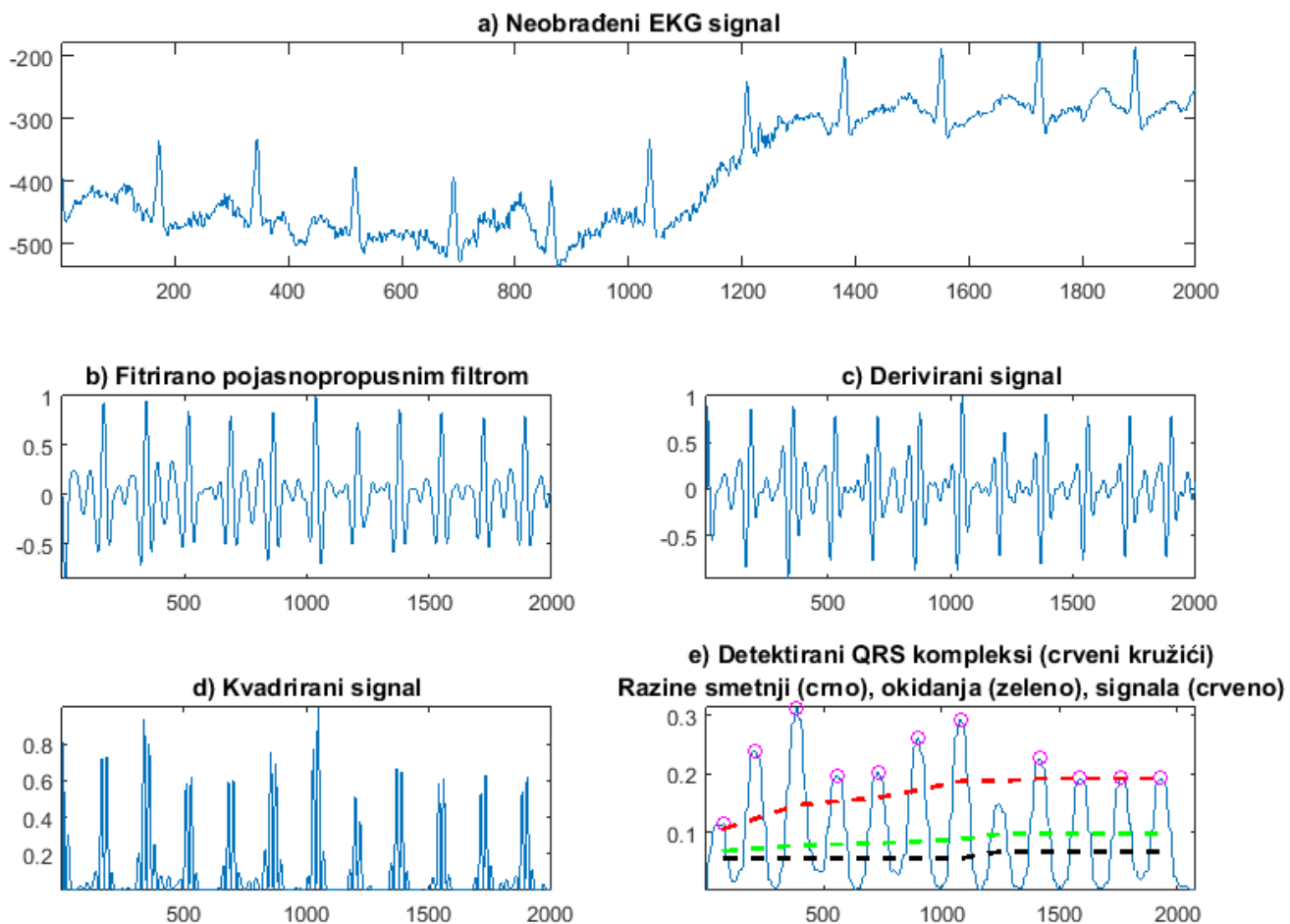
Nakon što signal prođe kroz sve korake obrade potrebno ga je pregledati koristeći određene uvjete. Početni uvjeti za obradu signala određuju se snimanjem dvije sekunde signala bez određivanja QRS kompleksa. Uvjeti koji su bitni za daljnju obradu signala su razina smetnji, razina signala i dvije različite granične vrijednosti okidanja čiji je izračun detaljno opisan u radu [11] na stranicama 4 i 5. Nakon što su uspostavljeni početni uvjeti algoritam konstantno prilagođava razine okidanja, signala i smetnji tijekom traženja narednih QRS kompleksa. Tako je osiguran dinamičan rad koji omogućuje prilagodbu promjeni ulaznog signala kao što su povećane razine smetnji, dodana istosmjerna komponenta i slično. Na slici 21. e) prikazan je ulazni filtrirani signal sa označenim detektiranim QRS kompleksima i razinama signala, smetnji i okidanja.

Na slici 22. moguće je vidjeti prikaz traženja QRS kompleksa pomoću algoritma na isječku signala brzog hoda uz stepenice jednog od ispitanika. Za razliku od slike 21. ulazni signal na slici 22. ima povećanu razinu smetnji, kao i dodanu promjenjivu istosmjernu komponentu. Algoritam je uspješno uspio detektirati sve QRS komplekse osim jednog između 1000-itog uzorka i 1500-tog uzorka. Razlog tome leži u činjenici da je signal neposredno prije detekcije pomaknut dodatnom istosmjernom komponentom koja prethodno nije postojala. To je na prikazu uzrokovalo pomak cijelog signala prema gore zbog čega su apsolutne vrijednosti uzoraka porasle. Algoritam se nije uspio prilagoditi toliko nagloj promjeni između dva susjedna QRS kompleksa. Algoritam nije pokušao detektirati nedetektirane QRS komplekse jer je brzina otkucaja srca bila dovoljno velika da je čak s jednim nedetektiranim QRS

kompleksom brzina otkucaja i dalje moguća za čovjeka. Primjerice, ako imamo signal sa tri QRS kompleksa čiji razmaci odgovaraju 120 otkucaja srca u minuti i ignoriramo srednji QRS kompleks dobit ćemo trenutnu brzinu od 60 otkucaja u minuti što je i dalje moguće za čovjeka.



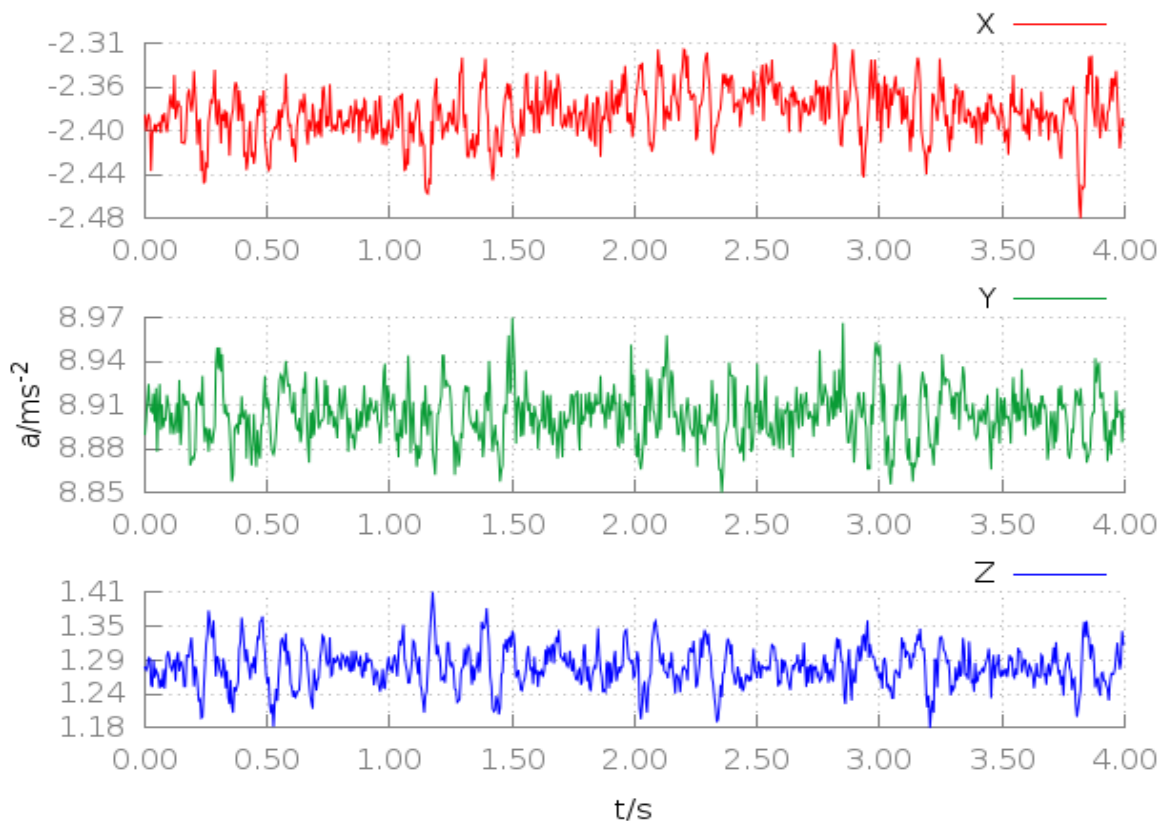
Slika 21. Detekcija QRS kompleksa pomoću algoritma Pan i Tompkins



Slika 22. Detekcija QRS kompleksa elektrokardiograma uz superponirane artefakte pomoću algoritma Pan i Tompkins

5.3. Mjerenje tjelesne aktivnosti akcelerometrom

Mjerenje tjelesne aktivnosti ispitanika akcelerometrom obavljeno je simultano elektrokardiografskim mjerenjima. Slike prikazuju sve tri osi u vremenskom prozoru od četiri sekunde. Položaj tijela moguće je odrediti proučavajući statičke komponente signala akcelerometra. Ako se statička komponenta gravitacijske sile nalazi na Y kanalu akcelerometra možemo zaključiti da je tijelo ispitanika uspravno. Ako se statička komponenta gravitacijske sile nalazi na Z kanalu akcelerometra možemo zaključiti da osoba leži, dok iz gravitacijske komponente na X kanalu možemo zaključiti da osoba leži na boku. Na signalu označenim s Y na slici 23. srednja vrijednost akceleracije je oko 9 m/s^2 što je približno jednako iznosu akceleracije gravitacijske sile. Iz toga možemo zaključiti da je tijelo ispitanika bilo uspravno.



Slika 23. Prikaz tjelesne aktivnosti 1. ispitanika za vrijeme mirnog sjedenja

Na prikazanim slikama može se vidjeti da prilikom mirnog sjedenja signal snimljen akcelerometrom nema periodičnih dijelova i male je amplitude. Zbog toga je lako moguće razlikovati mirovanje (sjedenje i ležanje) u odnosu na druge oblike tjelesne aktivnosti. Uređaj određuje miruje li osoba tako da provjerava prelazi li izmjenična

komponenta ulaznog signala akcelerometra (na svim osima) predodređenu granicu od $\pm 0,4 \text{ m/s}^2$. Granica je utvrđena pregledom snimki sa akcelerometra. Prilikom sjedenja ispitanika amplituda signala nije prelazila $\pm 0,1 \text{ m/s}^2$ dok je minimalna amplituda gibanja od $\pm 1 \text{ m/s}^2$ izmjerena prilikom vožnje sobnog bicikla. Granica je postavljena na $\pm 0,4 \text{ m/s}^2$ kako bi uređaj tolerirao male pomake tijela. Tako postavljenom granicom moguće je pouzdano detektirati razliku između mirovanja i gibanja. Ako uređaj ustvrdi da osoba miruje onda iz istosmjerne komponente akceleracije može očitati orijentaciju uređaja u prostoru iz čega se može odrediti položaj tijela čovjeka. Tako je moguće razlikovati sjedenje od ležanja.

Ako osoba nije u stanju mirovanja mikroprocesor u uređaju ne može dodatno odrediti o kojem se točno tipu aktivnosti radi. Iako se na prikazanim slikama mogu vidjeti jasne, periodične i karakteristične krivulje gibanja koje su međusobno različite, mikroprocesor u uređaju nema dovoljno procesorske snage da ih obradi u realnom vremenu. Iz slika se može vidjeti da oba ispitanika imaju drugačiji stil izvođenja raznih aktivnosti. Uzmimo za primjer hodanje. Možemo vidjeti da je Y signal hodanja oba ispitanika sličan. Time se vidi da oba ispitanika na sličan način koračaju čime im se cijelo tijelo na sličan način giba gore/dolje. Ako pak pogledamo X signal hodanja možemo vidjeti da signali nisu usporedivi. Prvi ispitanik ima veću amplitudu i manje maksimuma na tom signalu. To je moguće objasniti činjenicom da se oba ispitanika drugačije naginju lijevo/desno prilikom hodanja. Z signal akcelerometra govori o gibanju tijela u smjeru hodanja (naprijed/natrag) po čemu se naši ispitanici također razlikuju.

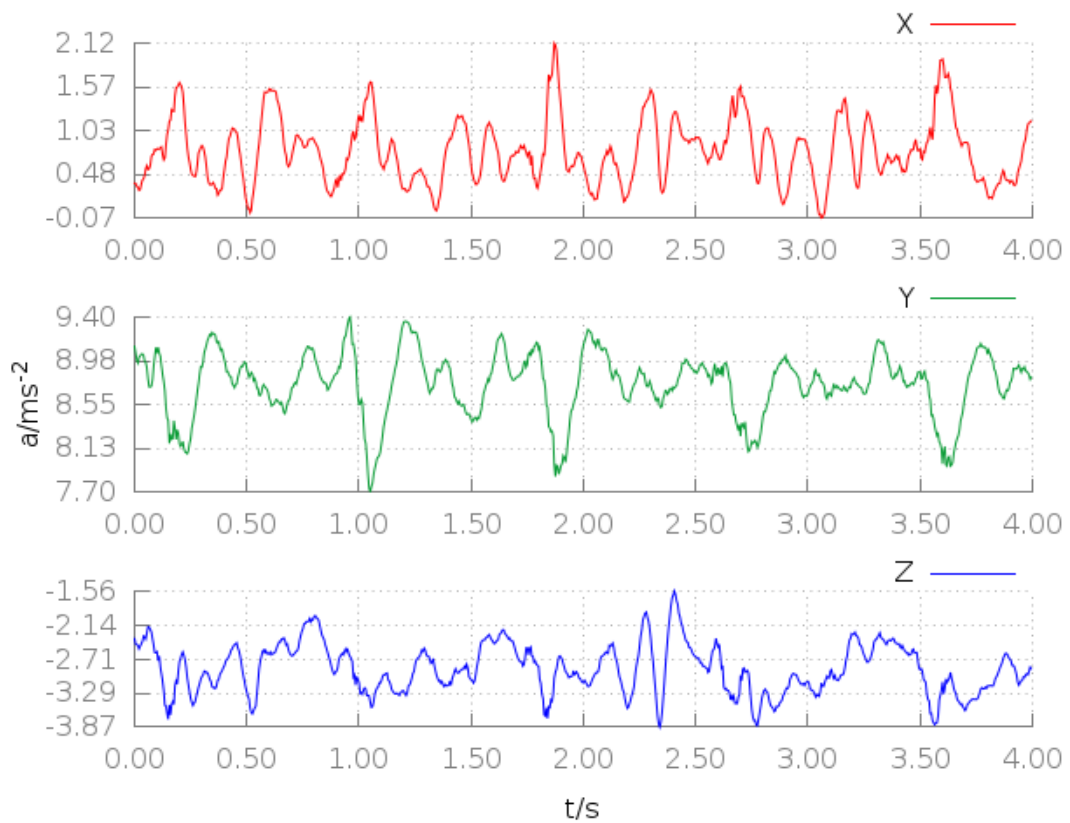
Jedna opcija koja ne zahtijeva puno procesorske snage, a mogla bi pružiti dodatnu klasifikaciju signala je postavljanje fiksnih vrijednosti intervala unutar kojih se signal mora nalaziti da bismo ga klasificirali kao neku vrstu aktivnosti. Granice je u određenoj mjeri moguće odabrati za jednog ispitanika, ali kada bi se te iste vrijednosti primijenile na drugom ispitaniku sustav ne bi radio ispravno. Pravo rješenje problema klasifikacije vrste aktivnosti jest implementacija neuronske mreže na mikroprocesoru uređaja koja bi prethodno bila naučena na velikoj količini podataka raznih ispitanika. Također, uređaj bi se morao moći umjeriti prema ispitaniku zato što su neka istraživanja pokazala da puno bolju klasifikaciju gibanja daju neuronske mreže koje su "naučene" prema podacima dobivenim od iste osobe kod koje se žele odrediti aktivnosti [14]. Obrada signala pomoću neuronske mreže bi zahtijevala proračun

raznih metrika kojima bi mogli opisati signal neuronskoj mreži. Neki od njih mogu biti DFT (diskretna Fourierova transformacija), srednja snaga signala, frekvencija i slično. Razne metrike prikazane su u tablici 3 rada [14] kao i načini treniranja neuronske mreže u tablici 1.

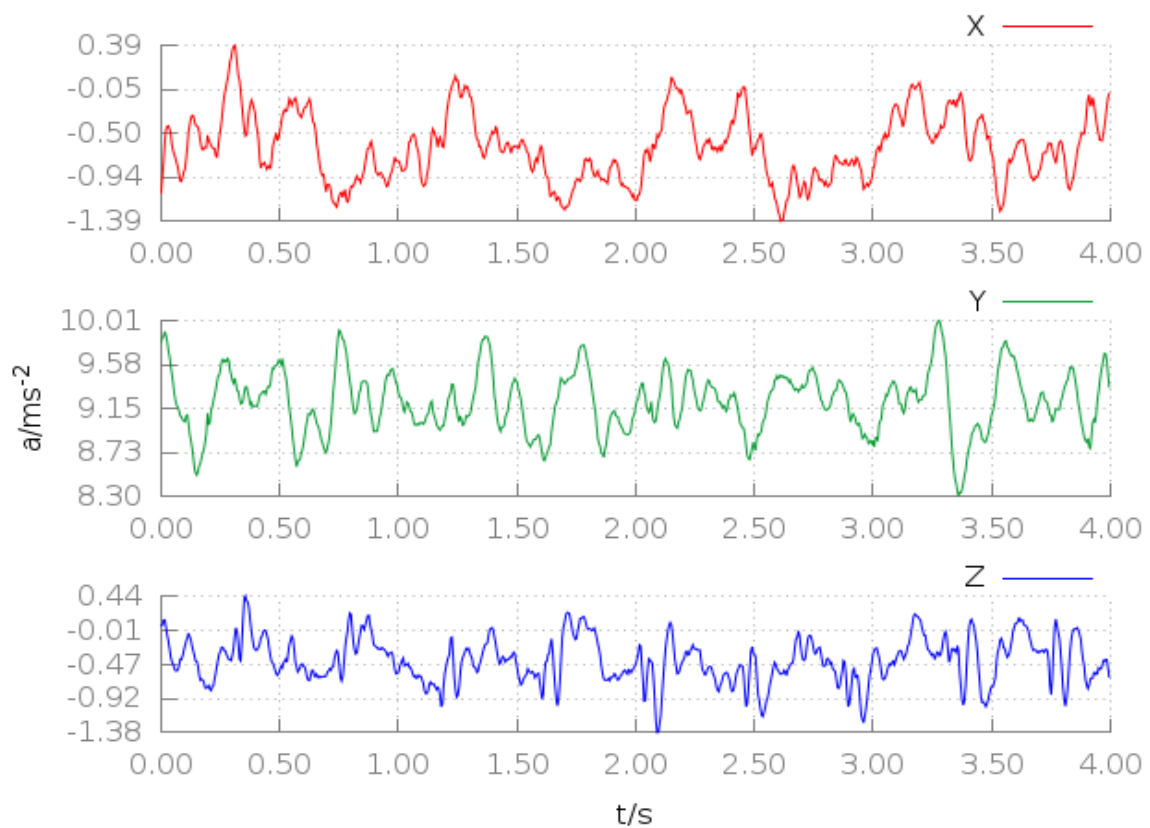
Mikroprocesor koji smo odabrali za izvedbu ovog senzorskog čvora omogućuje simultano snimanje i pohranjivanje elektrokardiograma i podataka o fizičkoj aktivnosti osobe koja nosi senzorski čvor, kao i izračunavanje broja otkucaja srca te razine fizičke aktivnosti kroz vremenski period od najmanje 20h, uz malu potrošnju punjive baterije iz napajanja i zadovoljavajuće male dimenzije kućišta senzorskog čvora. Na taj način osoba može pratiti promjene (očekivano povećanje) svoje fizičke spremne, odnosno u slučaju da senzorski čvor nosi pacijent, medicinsko osoblje dobiva vrijedne informacije o srčanom ritmu i njegovim promjenama s fizičkom aktivnošću pacijenta.

Snimljeni elektrokardiogrami i signali s akcelerometra mogu se analizirati na jačem računalu izvan stvarnog vremena te mogu služiti za treniranje neuronske mreže radi postizanja personaliziranih koeficijenata za klasifikaciju fizičke aktivnosti i moguće za razvoj individualnih upozorenja (alarma) temeljenih na elektrokardiogramu, srčanom ritmu i fizičkoj aktivnosti.

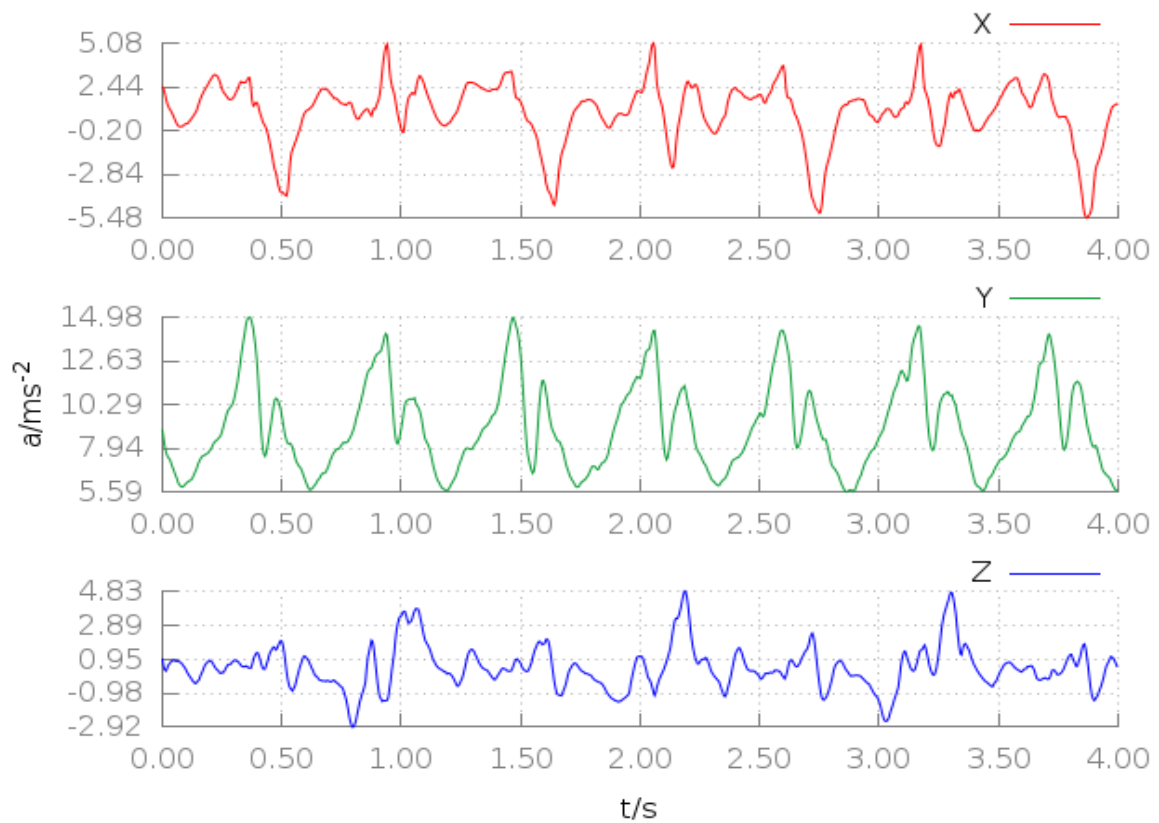
Prilikom pregleda signala s akcelerometra željeli smo utvrditi je li jedan akcelerometar dovoljan za dobru klasifikaciju raznih tjelesnih aktivnosti ili je za to potrebno više akcelerometara postavljenih na raznim dijelovima tijela. Pregledom signala možemo reći da aktivnosti koje smo uzeli u razmatranje možemo međusobno razlikovati daljnjom obradom na jačem računalu. Tome u prilog također ide istraživanje [15] iz kojeg je moguće vidjeti da razlika u preciznosti određivanja vrste gibanja nije puno povećana dodavanjem dodatnih akcelerometara. Samo sa jednim akcelerometrom točnost određivanja aktivnosti veća je od 90%. Također nas je zanimalo hoće li položaj našeg uređaja na tijelu bitno utjecati na mogućnost određivanja vrste fizičke aktivnosti. U ovom radu nismo mijenjali poziciju uređaja na tijelu budući da je uređaj predviđen da stoji blizu prsa kako bi kablovi i elektrode što manje ometali pacijenta. U radu [15] pokazano je da položaj akcelerometra ne utječe značajno na mogućnost točnog određivanja vrste fizičke aktivnosti.



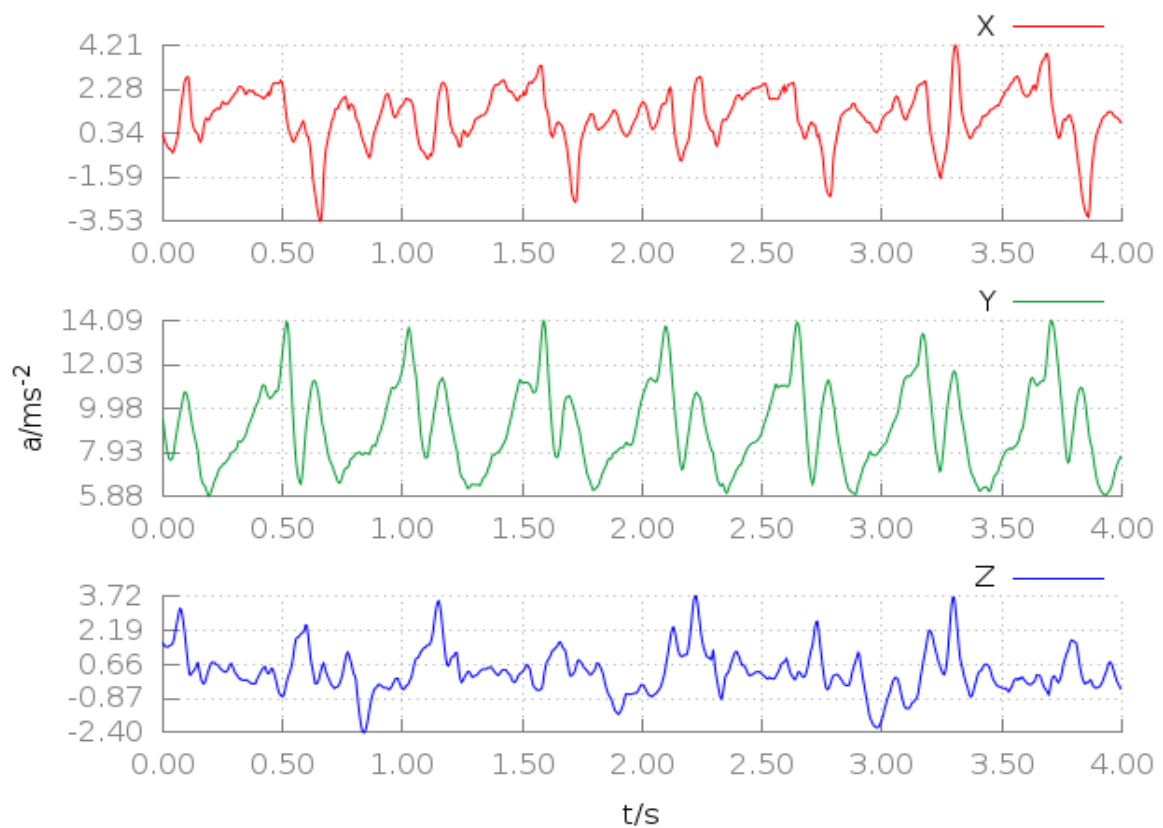
Slika 24. Prikaz tjelesne aktivnosti 1. ispitanika za vrijeme vožnje sobnog bicikla



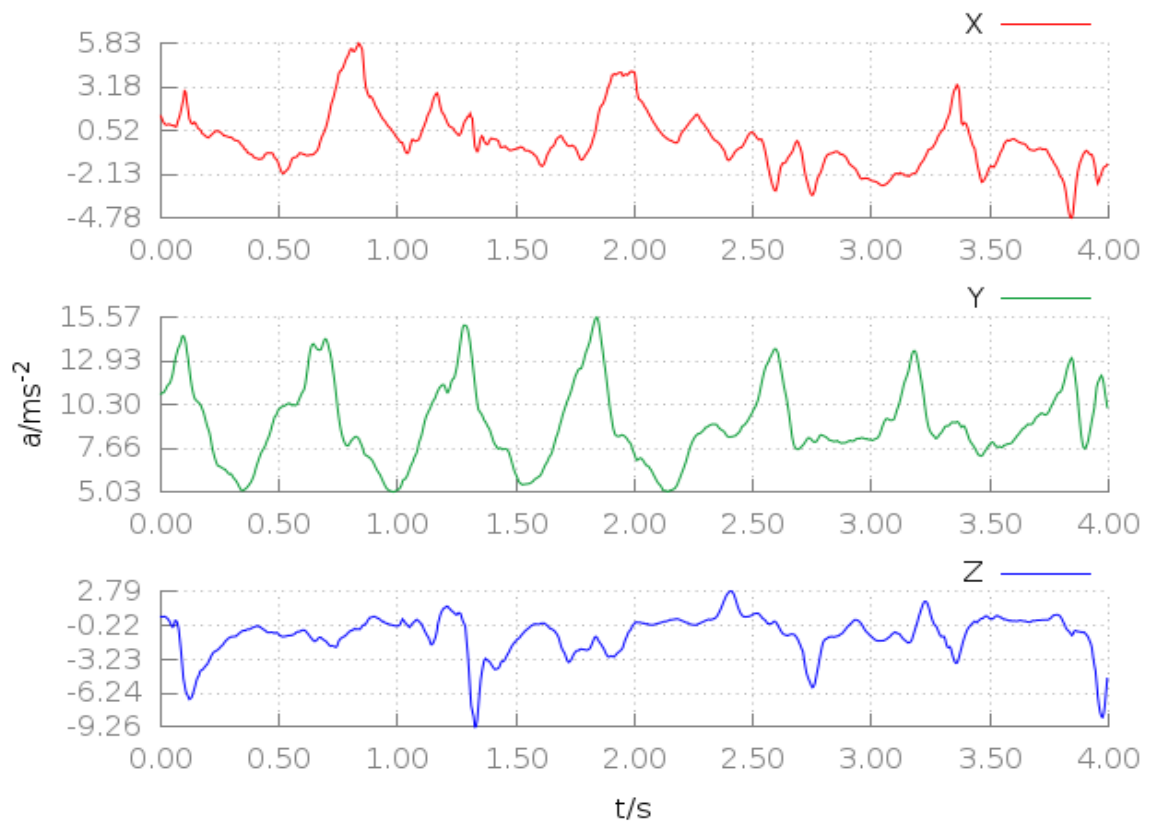
Slika 25. Prikaz tjelesne aktivnosti 2. ispitanika za vrijeme vožnje sobnog bicikla



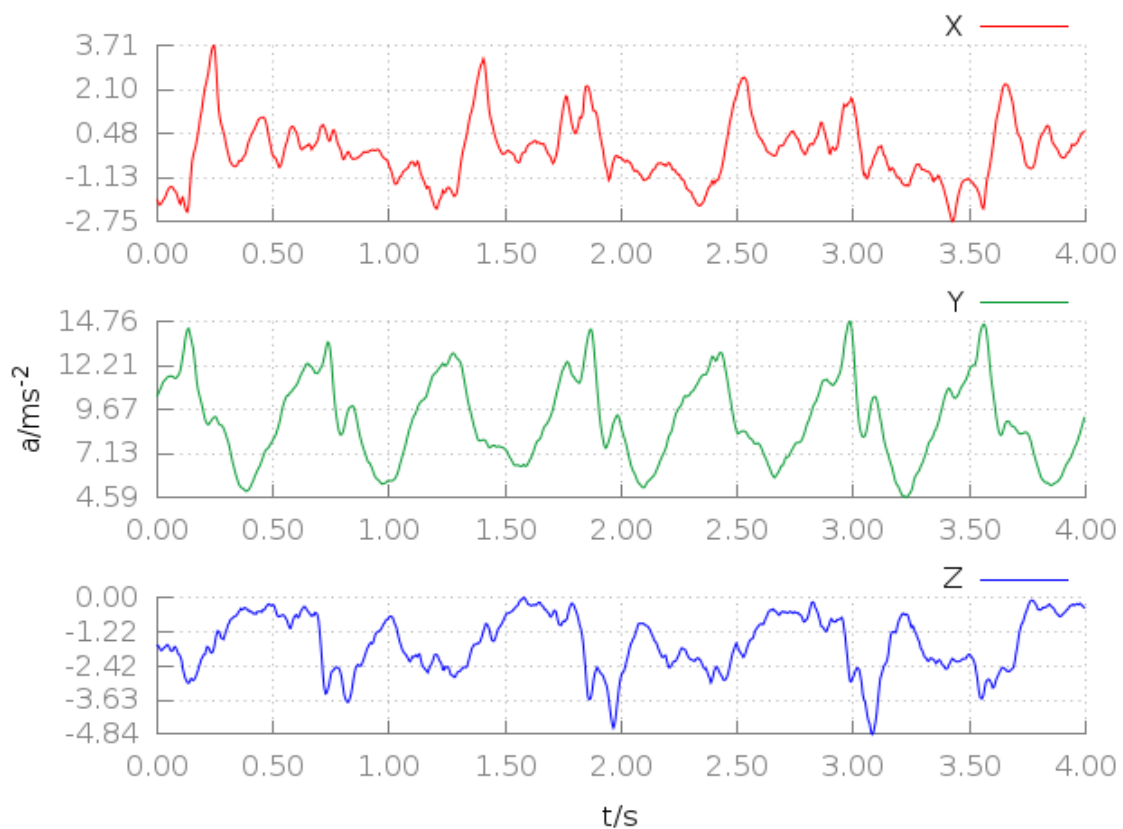
Slika 26. Prikaz tjelesne aktivnosti 1. ispitanika za vrijeme hodanja ravnim terenom



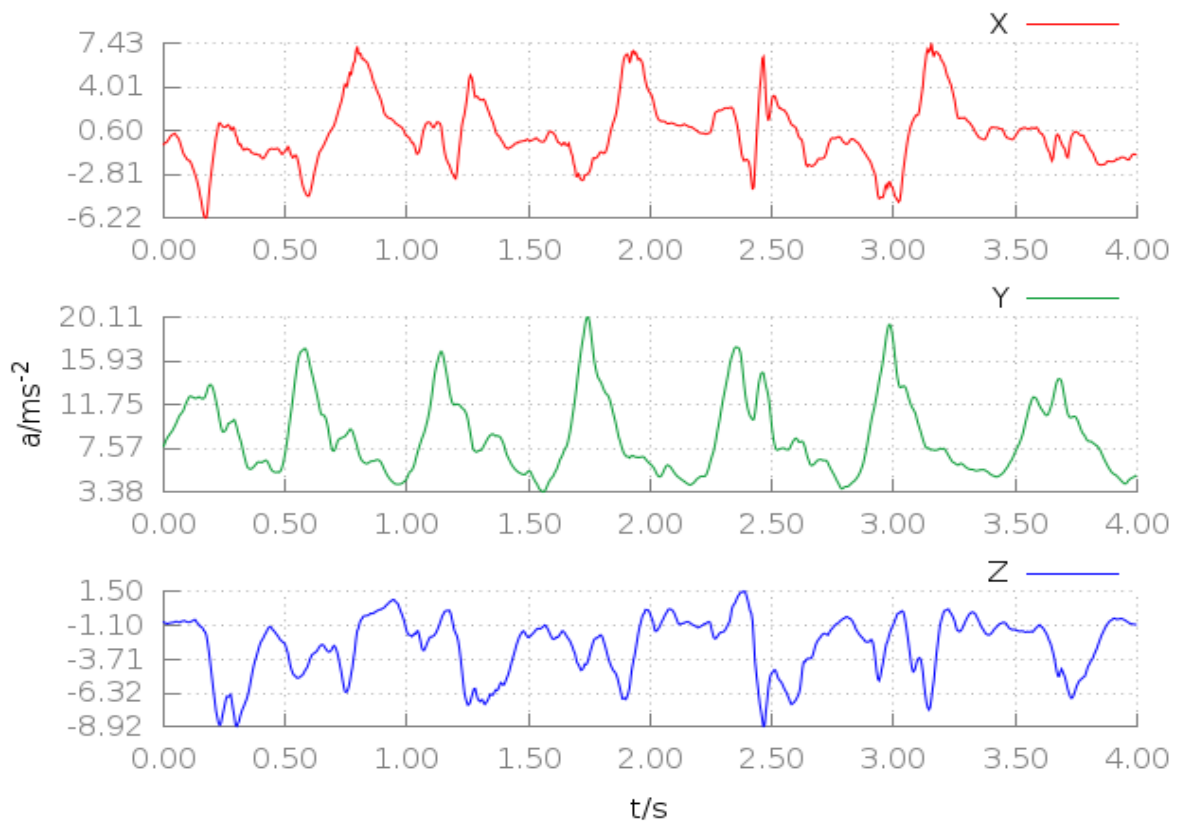
Slika 27. Prikaz tjelesne aktivnosti 2. ispitanika za vrijeme hodanja ravnim terenom



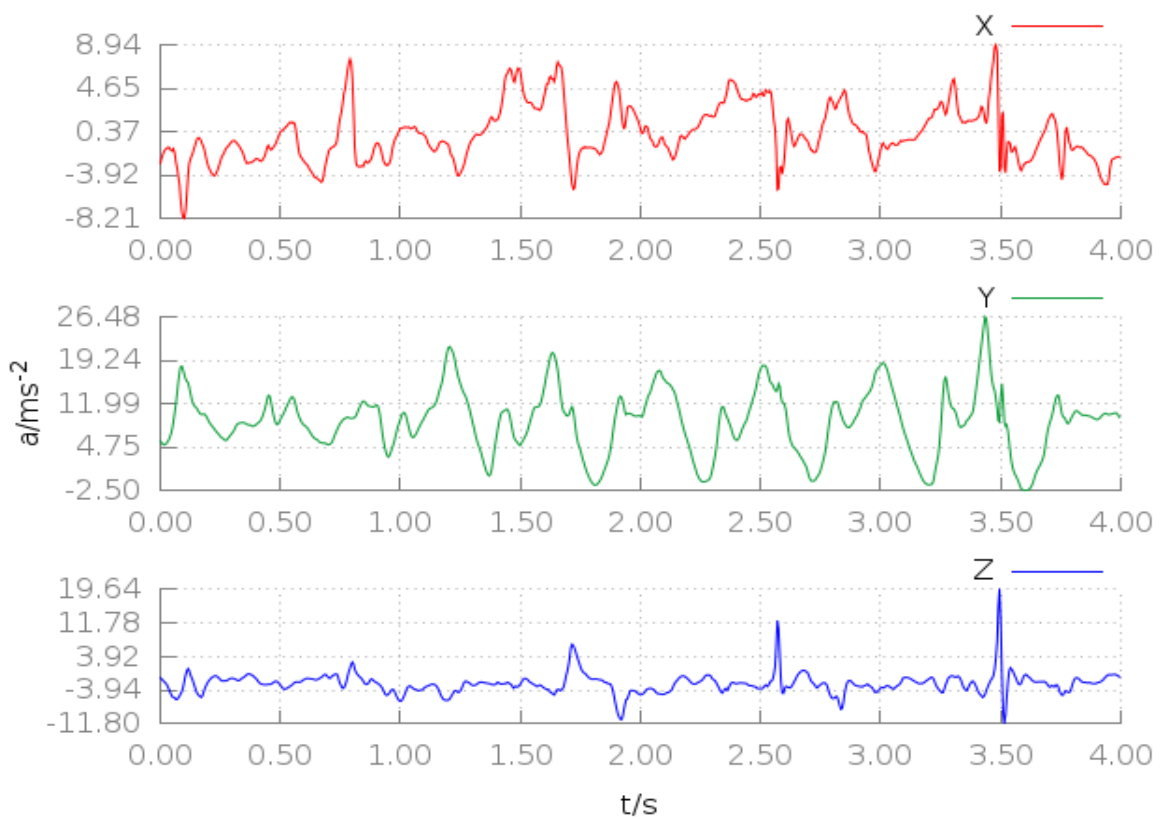
Slika 28. Prikaz tjelesne aktivnosti 1. ispitanika za vrijeme polaganog hodanja uz stube



Slika 29. Prikaz tjelesne aktivnosti 2. ispitanika za vrijeme polaganog hoda uz stube



Slika 30. Prikaz tjelesne aktivnosti 1. ispitanika za vrijeme brzog hoda uz stube



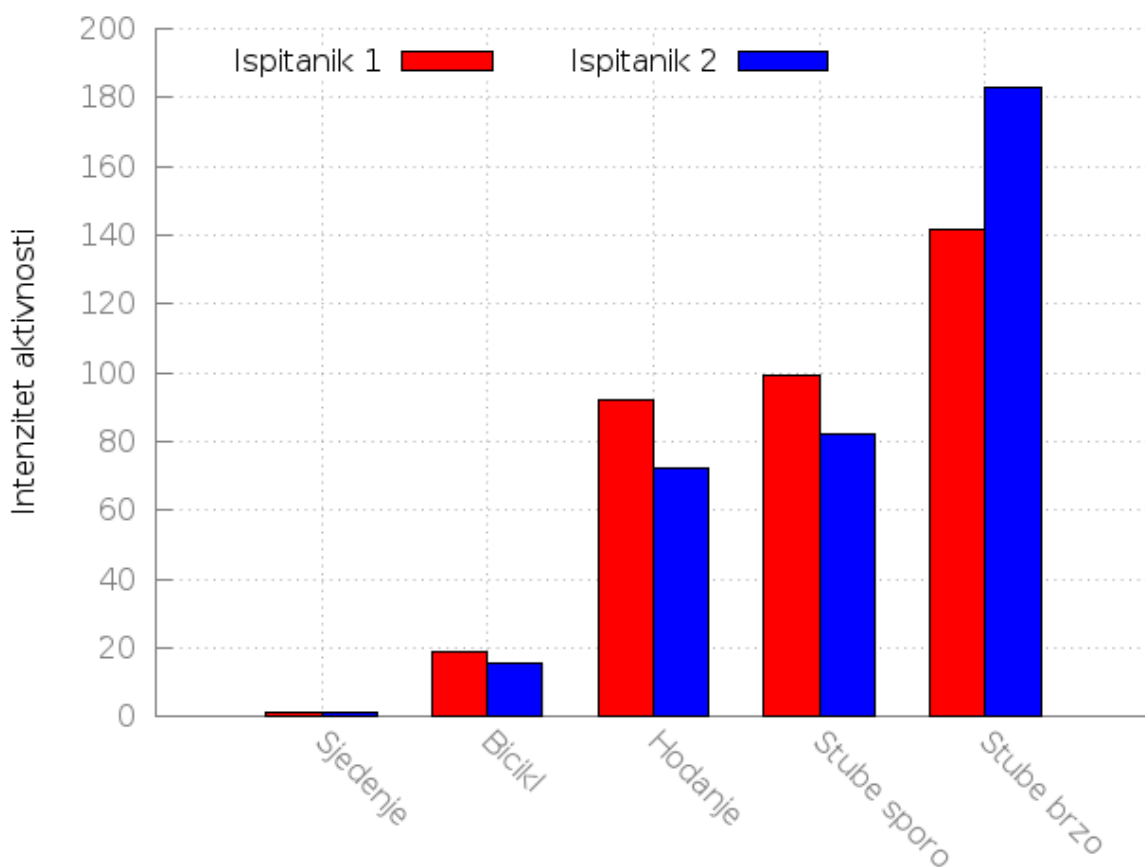
Slika 31. Prikaz tjelesne aktivnosti 2. ispitanika za vrijeme brzog hoda uz stube

5.4. Metoda određivanja intenziteta tjelesne aktivnosti

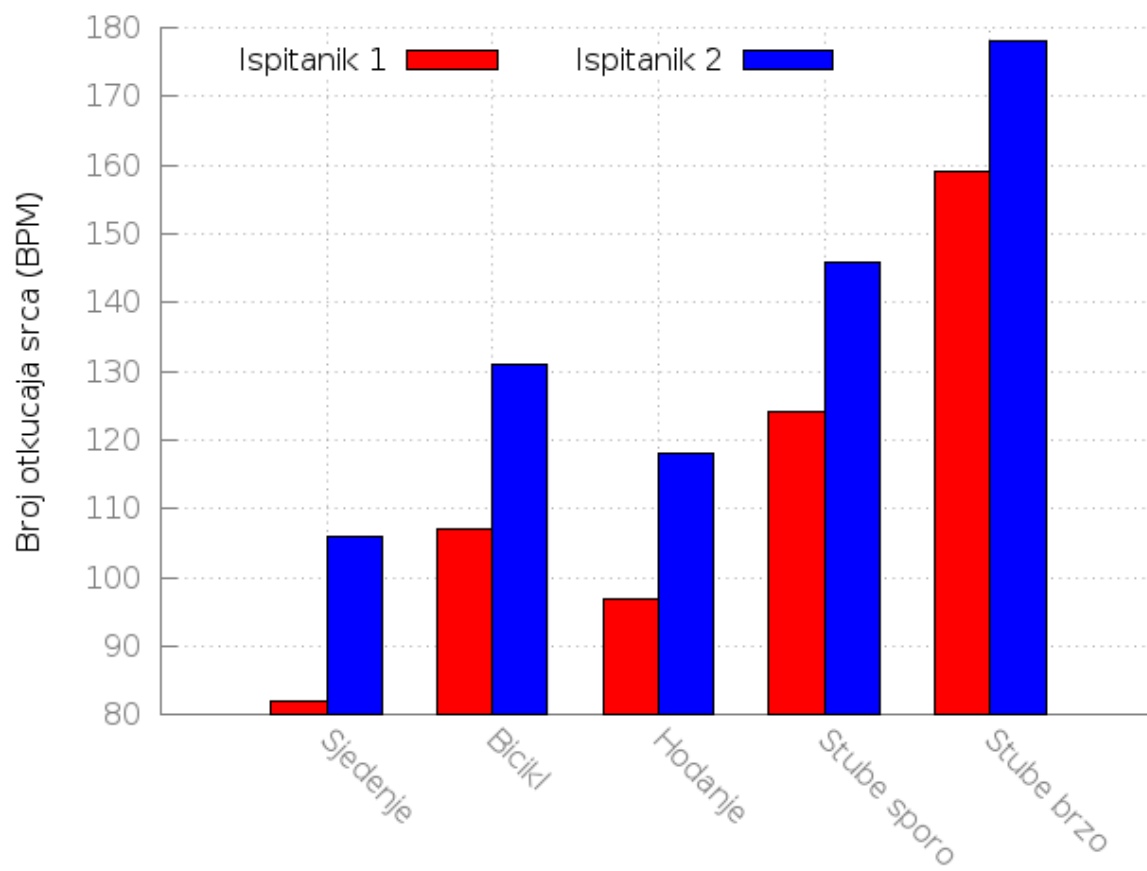
Intenzitet tjelesne aktivnosti (engl. *movement intensity*, MI) može se definirati formulom [16]:

$$MI(t) = \sqrt{a_x^2(t) + a_y^2(t) + a_z^2(t)}$$

gdje su $a_x(t)$, $a_y(t)$ i $a_z(t)$ vrijednosti akceleracija x, y i z osi izmjerenih akcelerometrom u trenutku t. Na signalu je prije obrade uklonjena statička komponenta gravitacijske sile. Nakon uklanjanja komponente gravitacije izvršena je integracija signala u vremenu te slika 32. prikazuje histogram intenziteta tjelesne aktivnosti. Iz histograma je vidljivo da je moguće razlikovati tri razine intenziteta tjelesne aktivnosti: nisku (sjedenje i ležanje), srednju (hodanje i sporo uspinjanje stubama) i visoku (brzo uspinjanje stubama). Usporedbom histograma intenziteta aktivnosti s histogramom broja otkucaja srca (slika 33.) može se primijetiti da se broj otkucaja srca povećava s intenzitetom aktivnosti što je i očekivano.



Slika 32. Histogram intenziteta tjelesne aktivnosti



Slika 33. Histogram broja otkucaja srca

6. Zaključak

Izvedeni rad prikazuje proces razvoja i izrade prijenosnog senzorskog čvora od ideje do realiziranog funkcionalnog prototipa. Istražili smo literaturu i uočili da nema jedinstveno prihvaćene metode i instrumentacije za dugotrajno, neprimjetno i ugodno praćenje srčanog rada i fizičke aktivnosti iako suvremene elektroničke komponente pružaju niz mogućnosti za realizaciju takvih uređaja. Odlučili smo se za vlastiti razvoj senzorskog čvora vodeći računa o funkcionalnosti te minimizaciji potrošnje i dimenzija uređaja i kućišta. Tijekom razvoja i izrade uređaja korištene su moderne tehnologije i procesi proizvodnje. Kao rezultat, izveden je uređaj koji malim dimenzijama i promišljenom ergonomijom udovoljava potrebama pacijenata i liječnika, odnosno osoba koje žele pratiti vlastitu fizičku aktivnost.

Na temelju provedenih elektrokardiografskih mjerenja možemo zaključiti da primijenjene samoljepive elektrode održavaju dobar kontakt s kožom pri čemu su primjetni manji padovi u kvaliteti signala kod aktivnosti koje traže jače pomicanje trupa. Algoritam korišten u analizi broja otkucaja srca vrši uspješnu detekciju QRS kompleksa u takvim signalima.

Analizirani su podaci prikupljeni akcelerometrom te je utvrđeno da je u realnom vremenu uz ispitivanje uvjeta da amplituda izmjenične komponente akceleracije mora biti veća od $\pm 0.4 \text{ m/s}^2$ moguće razlikovati mirovanje (sjedenje i ležanje) od intenzivnije fizičke aktivnosti. Pri tome nije moguće precizno razlikovati hodanje i uspinjanje uz stube zbog razlike u načinu kretanja među različitim ispitanicima. Za precizno razlikovanje gibanja potrebno je prikupljene podatke obraditi pomoću neuronske mreže te pronaći personalizirane pokazatelje razine i tipa aktivnosti za pojedine osobe i/ili pacijente.

Zahvale

Zahvaljujemo prof. dr. sc. Ratku Magjareviću na savjetima i ukazanom povjerenju.

Posebne zahvale kolegi Tvrtku Ćoriću za pomoć pri razvoju i izradi kućišta za senzorski čvor.

Popis literature

- [1] Global status report on noncommunicable diseases 2014., World Health Organization 2014, http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/148114/1/9789241564854_eng.pdf, pristupano 23. travanj 2016.
- [2] Micó P, Mora M, Cuesta-Frau D, Aboy M. Automatic segmentation of long-term ECG signals corrupted with broadband noise based on sample entropy. *Comput Methods Programs Biomed.* 2010 May; 98(2):118-29
- [3] Šantić, Ante: "Biomedicinska elektronika", Školska knjiga, Zagreb, 1995.
- [4] Slika 1. https://en.wikipedia.org/wiki/QRS_complex#/media/File:SinusRhythmLabels.svg, pristupano travanj 2016.
- [5] Slika 2. http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/images/bipolar_triangle02.gif, pristupano travanj 2016.
- [6] Texas Instruments, *Low-Power, 2-Channel, 16-Bit Analog Front-End for Bipotential Measurement*, studeni 2012., <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1192.pdf>, pristupano travanj 2016.
- [7] Philips IntelliVue MP40/MP50 Patient Monitor Technical Data Sheet, 2012. http://www.medtechnica.co.il/files/Monitors%20and%20Defibrilators/IntelliVue_MP40_50_Patient_Monitor.pdf, pristupano 28. travanj. 2016.
- [8] Nordic Semiconductor, *nRF51822 product specification V3.1*, 2014. https://www.nordicsemi.com/eng/nordic/download_resource/20339/13/50583719, pristupano travanj 2016.
- [9] Akcelerometar: „MPU-9150 Product Specification Rev 4.3“, 2013. <http://43zrtwysvxb2gf29r5o0athu.wpengine.netdna-cdn.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-9150-Datasheet.pdf>, pristupano 28. travanj. 2016.
- [10] Razvojno okruženje Altium Designer: <http://www.altium.com/> pristupano 28. travanj 2016.
- [11] Pan, Jiapu;Tompkins, Willis J.: „A Real-Time QRS Detection Algorithm“, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Volume:BME-32, Issue: 3, 1985.

- [12] Programski paket Matlab: <http://www.mathworks.com/products/matlab/>, pristupano 28. travanj. 2016.
- [13] Sedghamiz, Hooman; Complete Pan Tompkins Implementation ECG QRS detector, 31. listopada 2014.
<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/45840-complete-pan-tompkins-implementation-ecg-qrs-detector>, pristupano travanj 2016.
- [14] Khan, Adil Mehmood; Human Activity Recognition Using A Single Tri-axial Accelerometer, Kyung Hee University Phd. Thesis, veljača 2011.
- [15] Cleland, Ian, et. al; Optimal Placement of Accelerometers for the Detection of Everyday Activities, Sensors, Volume 13, Issue 7, srpanj 2013.
- [16] Zhang M., Sawchuk A.A. A Feature Selection - Based Framework for Human Activity Recognition Using Wearable Multimodal Sensors. BodyNets '11 Proceedings of the 6th International Conference on Body Area Networks, Beijing, China, (2011.), 92.-98.

Sažetak

Autori: Filip Šklebar i Matej Ferenčević

Naslov rada: Pametni senzorski čvor za praćenje elektrokardiograma i tjelesne aktivnosti

U ovom radu opisan je razvoj i izrada senzorskog čvora malih dimenzija koji se sastoji od trokanalnog elektrokardiografa, troosnog akcelerometara, žiroskopa i magnetometara te ostalih elektroničkih dijelova neophodnih za obradu i pohranjivanje podataka te komunikaciju. Provedena su mjerenja elektrokardiograma na ispitanicima koji su za to vrijeme izvodili određenu tjelesnu aktivnost. Mjerenja su provedena za vrijeme mirnog sjedenja, hodanja po ravnom, brzog i sporog uspinjanja stubama te vožnje sobnog bicikla.

Analiziran je utjecaj kvalitete snimljenog elektrokardiograma s obzirom na intenzitet pomicanja trupa ispitanika te je zaključeno da sklopovi i algoritmi za obradu signala uspješno otklanjaju artefakte uslijed navedenih oblika fizičke aktivnosti i da elektrode održavaju dobar kontakt s kožom. Primijećeni su manji padovi u kvaliteti signala kod aktivnosti koje traže jače pomicanje trupa.

Analizirani su podaci prikupljeni akcelerometrom te je utvrđeno da je u realnom vremenu moguće razlikovati mirovanje (sjedenje i ležanje) od gibanja. Pri tome nije moguće precizno razlikovati hodanje i uspinjanje uz stube zbog razlike u načinu kretanja među različitim ispitanicima. Za precizno razlikovanje gibanja potrebno je prikupljene podatke obraditi pomoću neuronske mreže te pronaći personalizirane pokazatelje razine i tipa aktivnosti za pojedine osobe i/ili pacijente.

Ključne riječi: EKG, Pametni senzorski čvor, Intenzitet tjelesne aktivnosti, m-zdravlje, akcelerometar, QRS detektor, potiskivanje smetnji, artefakt

Abstract

Authors: Filip Šklebar and Matej Ferenčević

Title: Smart sensor node for monitoring of electrocardiogram and physical activity

In this paper, development and design of a miniature sensor node comprising of a three-channel electrocardiograph and a tri-axial accelerometer, gyroscope and magnetometer as well as other electronic components necessary for processing and storage of acquired data and for communication is described. Measurements of electrocardiogram on subjects while they were doing certain physical activity were performed. Measurements were taken while subjects were sitting, walking on a flat surface, climbing stairs slowly and fast and riding a stationary bike.

The influence on the quality of the recorded electrocardiogram due to the intensity of subject movement was analyzed. Circuits and algorithms for data processing successfully suppress artefacts caused by specified types of physical activity. The electrodes maintain good contact with the skin with noticeable dips in signal quality when activities that require greater torso movement are performed.

Accelerometer measurements were analyzed and it was found that in real-time it is possible to distinguish between sitting/lying and movement. However, it is not possible to accurately distinguish between walking and climbing stairs because of differences in individual performance of certain types of activity. To accurately differentiate between various kinds of movements it is necessary to process the collected data using neural networks in order to find personalized features of activity intensity and type for individuals and/or patients.

Keywords: ECG, smart sensor node, Physical activity intensity, mobile health, Accelerometer, QRS detector, noise suppression, artefacts