

Mirko Ostojić

By Mirko Ostojić

WORD COUNT	16224	TIME SUBMITTED	16:41
		PAPER ID	631

SINGIDUNUM UNIVERZITET U BEOGRADU
Tehnički fakultet

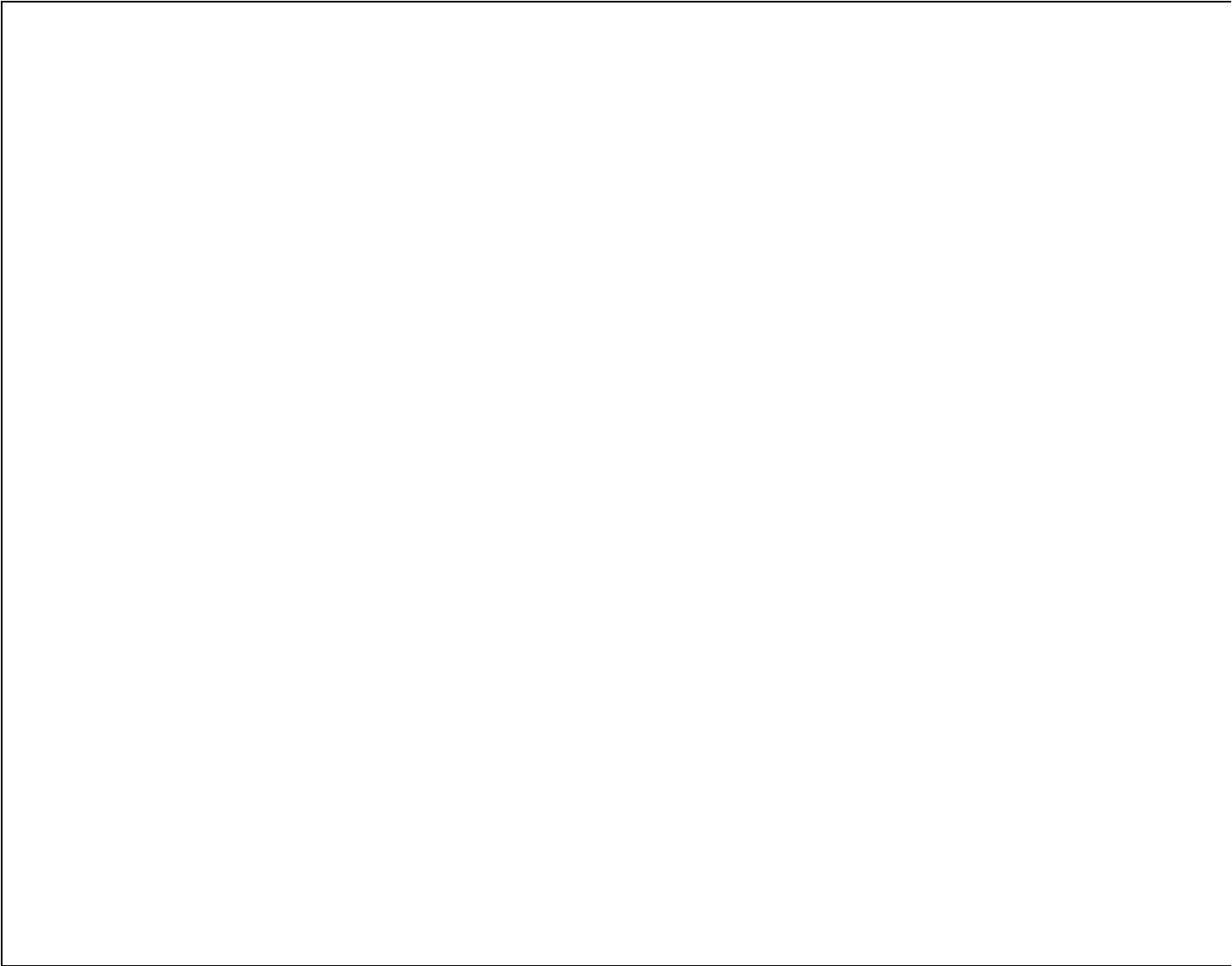
Elektrotehnika i računarstvo

Doktorska disertacija

ANALIZA ELEKTROMIOGRAFSKIH PROMENA ZADRŽANOG
DISANJA METODAMA DIGITALNE OBRADE SIGNALA

autor
mr Mirko Ostojić

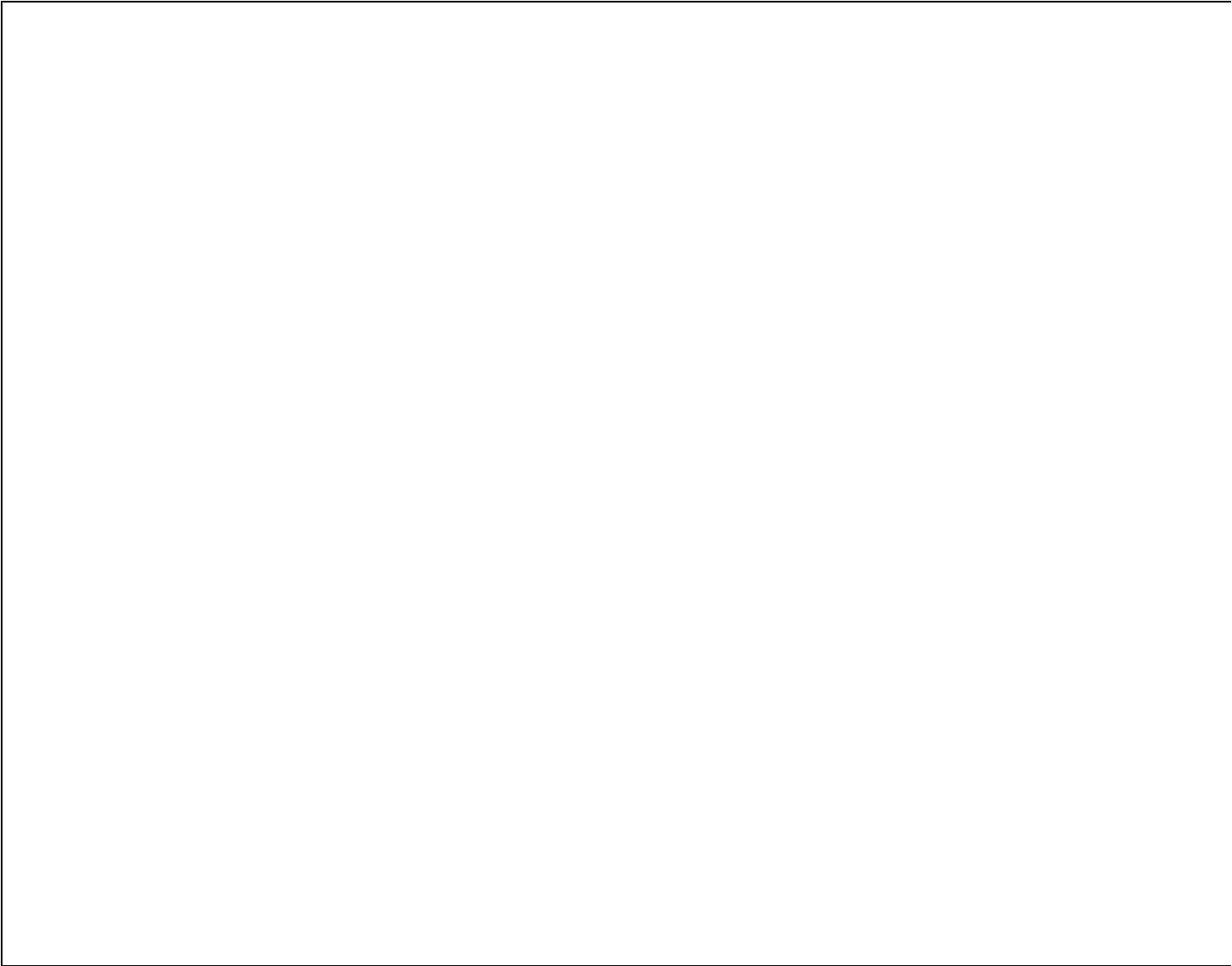
mentor
dr Milan Milosavljević, red. prof



SADRŽAJ

UVOD	1
Predmet istraživanja	1
Cilj istraživanja	1
Hipotetički okvir istraživanja	3
Aktuelnost	3
I POGLAVLJE ANATOMSKO-FIZIOLOŠKE POSTAVKE	5
1.1 Multi-organska anatomija disanja	5
1.2 Respiracioni centar	7
1.2.1 Pneumotaksički centar	9
1.3 Neurološki impulsni faktor	9
1.4 Elektrohemijska kontrola, transmiteri	10
1.5 Fiziologija mišića	13
1.5.1 Skeletno mišićno vlakno	14
1.5.2 Miofibrile	15
1.5.3 Opšti mehanizam mišićne kontrakcije	15
1.5.4 Tonus skeletnog mišića	16
1.6 Plućni volumen i kapaciteti	17
1.7 Alveolarni vazduh	19
II POGLAVLJE ZADRŽAVANJE DAHA, ETIKA I PROTOKOLI	21
2.1 Nacionalni projekti	21
2.2 Protokoli SLD	21
2.3 Zadržavanje Daha	21
2.3.1 Načini zadržavanja daha	21
2.3.2 Istorija zadržavanja daha u nauci	22
2.4 Tok merenja	25
2.5 Obuka ispitanika	28
III POGLAVLJE INSTRUMENTACIJA, TEHNIKA MERENJA, PROGRAMSKI ALATI	29
3.1 Tehnika merenja	29
3.2 Programi	30
3.3 Priprema ulaznih podataka	30

3.3.1 Sirovi signali.....	31
3.3.2 Excel ulazni signali.....	31
3.3.3 MAT ulazni signali.....	32
3.3.4 Pregled ulaznih fajlova.....	33
3.4 Srednja snaga signala u vremenu	34
3.5 SpekGraf.....	34
3.6 Segmentno razdvajanje spektralnih komponenti.....	35
IV POGLAVLJE REZULTATI.....	36
4.1 Mogućnost merenja	36
4.2 Vremenski domen	36
4.3 Srednja snaga	37
4.4 Promena spektralne gustine snage.....	42
4.5 Tangenta oporavka	45
4.6 Multi-strukturalna spektralna analiza	46
V POGLAVLJE DISKUSIJA.....	49
5.1 State of the Art polazište	49
5.1.1 Butejkova grupa.....	49
5.1.2 Proboji u površinskoj elektromiografiji.....	51
5.2 Inicijalna hipoteza i mogućnost akvizicije <i>sEMG</i> signala pri zadržanom disanju	52
5.3 Dinamika signala	54
5.4 Srednja snaga	55
5.4.1 Tangenta oporavka	57
5.5 Spektralna gustina snage.....	59
5.5.1 Propusni opseg	59
5.5.2 Grupne SGSS	60
5.5.3 Dinamika SGSS u trenutku udara	60
5.6 Post conclusion – sve se vidi na srcu.....	62
5.7 Primer aparature	63
VI POGLAVLJE ZAKLJUČAK	65
6.1 Rezultati hipoteza.....	65
6.2 Naučni doprinos	65
6.3 COVID Addenda.....	66
6.4 Literatura	68
VII DODATAK.....	72



UVOD

Uvod sadrži opšte podatke o statusu ovog problema u dostupnoj stručnoj literaturi i dokumentovanoj praksi.

Predmet istraživanja

Predmet istraživanja je postavka, merenje i analiza relevantnih elektromiografskih signala kao odgovor glavnog respiracionog centra na zadržavanje daha. Glavni respiracioni centar se nalazi u produženoj moždini i kontroliše dubinu i učestanost disanja odašiljanjem električnih impulsa adekvatnim disajnim mišićnim strukturama. Sa progresijom zadržavanja daha ovaj broj impulsa biva sve veći što dovodi do povećane inervacije adekvatnih mišićnih grupa.

Kao odgovor na pobuđenost od strane glavnog respiracionog centra izvesne grupe mišića obiluju električnim pražnjenjima. Glavna pretpostavka je da bi se ovi fenomeni mogli zabeležiti površinskom elektromiografijom. Priroda i analiza dobijenih digitalnih signala predstavljaju višestepen proces, a uzimaju u obzir veliki broj faktora od kojih su najvažniji neinvazivnost metode, brzina akvizicije i imunost na brojne artefakte.

Cilj istraživanja

Prvi cilj ovog istraživanja bio je odabir relevantnih mišićnih zona. U najuži izbor uključene su bile zone vrata i regija solarnog pleksusa.

Čvrsti postulati nisu još temeljno ustanovljeni, ali je uspostavljen konsenzus o postavci površinskih elektroda, vrsti i načinu njihovog aplikovanja, kao i o očekivanim dobijenim signalima [36].

Praktično se javljaju tri raznovrsne regije „u smislu elektromiografske (EMG) aktivacije primena se vrši na mišiću Sternocleidomastoideus (SCM), parasternalni mišići (PARA) i dijafragmalna grupa (DIA)” [58]. Međutim, još detaljnijim uvidom u ove radove uočava se da su oblasti PARA i DIA zapravo identične oblasti, pa se mogu ovi termini uzeti kao sinonimi.

Istraživanja *sEMG* signala mogu potpasti u najmanje u jednu od sledeće tri oblasti: “a) proboji u *sEMG* detekciji i tehnikama procesiranja, b) najnovija dostignuća u primenama kliničkih istraživanja površinske elektromiografije, i c) mioelektrična kontrola u neuro-rehabilitaciji [17]).

Ove studije uključuju kako bolesne, tako i zdrave ispitanike. Tako u slučajevima hroničnih bolesti najčešće se susreću hronična opstrukcija pluća (COPD) [4] i astma [10], uz naglašavanje mogućnosti ponovljivosti eksperimenata. Postoji takođe veliki broj radova sprovedenih nad zdravom populacijom kojima su mereni efekti različitih vežbi disanja [46]. Druga vrsta studija nad ovom populacijom korelirala je *sEMG* promene sa promenama u hemijskom sadržaju izdahnutog vazduha[53]. Brojni publikovani radovi na temu površinske elektromiografije uključivali su dobrovoljce sa različitim akutnim dijagnozama [31].

Digitalna analiza različitih parametara električnih bio-signala, kao što su amplitudska promena, promena srednje snage, Furijerova analiza i spektralna gustina snage trebale su pružiti specifičnu sliku vremenskog perioda samog kraja zadržavanja daha. Pozitivni rezultati bi otvorili jasnu mogućnost elektrofiziološkom merenju različitih biohemijskih parametara do kojih se inače dolazi posrednim putem, a svakako upotrebom nekomforne, skupe i vremenski zahtevne procedure.

Ovo istraživanje je sprovedeno kompletno nad zdravom populacijom. U oblasti vrhunskog sporta mogao bi se razviti brz, bezbedan i jeftin test za proveru trenutne

psihofizičke kondicije sportista [51] , uključujući neispavanost, preterani zamor, psihičku iscrpljenost, a često i početak akutne infekcije.

5

Jednom ustanovljene normalne vrednosti mogle bi poslužiti za upoređivanje različitih odstupanja kao potvrda određenih kliničkih etiologija. Ovo svakako otvara mogućnost za razvoj potpuno nove dijagnostičke metodologije površinskom elektromiografijom precizno definisanih oblasti.

Hipotetički okvir istraživanja

Opšta hipoteza od koje se krenulo u istraživanje u disertaciji je: *„Mogućnost merenja elektromiografskih promena u različitim oblastima kao odgovor disajnog centra na produženo zadržavanje daha“.*

Posebna hipoteza koja proizilazi iz opšte je: *„Elektromiografski odgovor je individualno prostorno specifičan iz minimalnog skupa oblasti u kojima se eventualna promena mora zabeležiti“.*

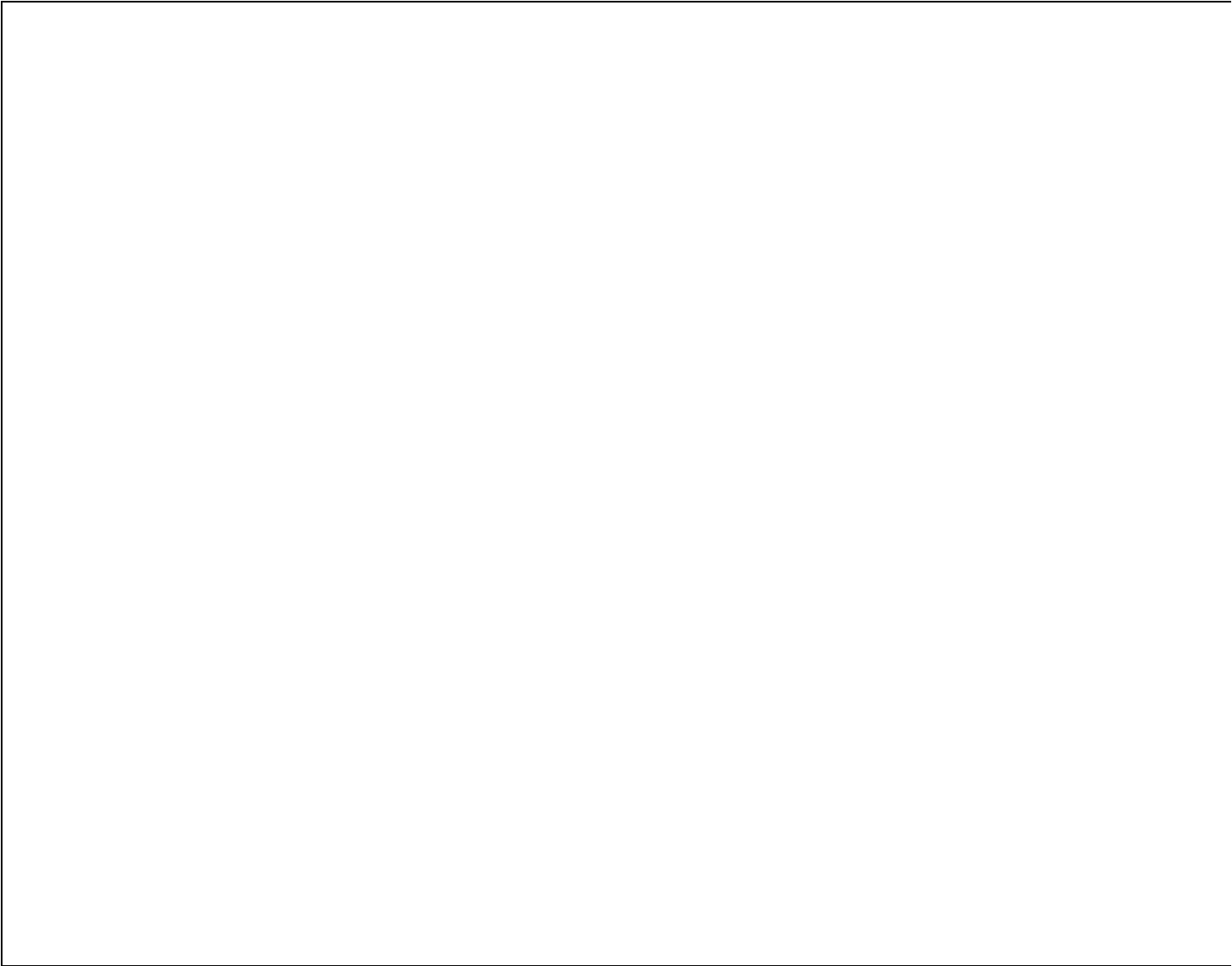
H1: Moguće je zabeležiti odgovor pneumotaksičkog centra pri kraju zadržavanja daha na površinskom miogramu.

H2: Precizno definisane vratna i regija solarnog plexusa su dovoljne za beleženje elektromiografske promene.

H3: Neophodno je meriti obe regije simultano da bi se promena uočila.

Aktuelnost

Tema doktorske disertacije je aktuelna, a naročito u svetlu pojačanog interesa usled pandemije COVID-19 sa plućima kao najugroženijim organom. Brzina dijagnostike, odnosno bitna odstupanja od normale, predstavljaju ključ u borbi protiv pandemija svih etiologija, pa u tom svetlu ovo istraživanje može imati posebnu vrednost.



I POGLAVLJE

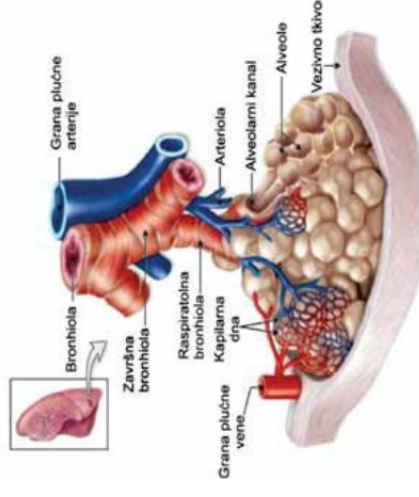
ANATOMSKO-FIZIOLOŠKE POSTAVKE

U okviru ovog poglavlja definisane su osnovne anatomske strukture i fiziološki mehanizmi kontrole disanja. Ovo uključuje vegetativne kontrolne centre u produženoj moždini, pomoćne disajne centre grudnog koša, njihovu neurološku kontrolu adekvatnih mišićnih grupa, kao i osnovne elektrohemijske mehanizme mišićne ćelije uz njihov zbirni uticaj u mišićnim tkivima.

1.1 Multi-organska anatomija disanja

Pored neophodnosti multidisciplinarnog pristupa u našoj problematici, neophodno je uključiti makar nekoliko sistemskih organa da bi se razumeo proces kontrole disanja ljudskog organizma.

U samom centru procesa respiracije nalazi se alveolarni sistem. U oba plućna krila alveola ukupno ima oko 3×10^8 , sa srednjim prečnikom od oko $0,2 \text{ mm}$. Ukupna efektivna površina svih alveola je oko 70 m^2 [20]. Slika 1.1 prikazuje kolorifikovanu respiracionu jedinicu.



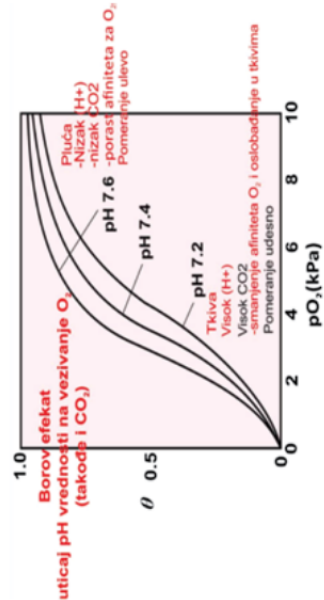
Slika 1.1: Respiraciona jedinica (*respiracioni lobulus*)

Sama alveola podseća na jedan bajt u računarskom sistemu, koji definiše nekoliko svojih glavnih karakteristika. Na alveoli se paralelno vrši ključna, žustra razmena kiseonika i ugljen-dioksida, većinom sa pomoćnim nosiocem hemoglobinom (97%) – manji deo se prenosi rastvoren u vodi. Kod zdravih osoba može se vezati oko 20 ml O₂ pri saturaciji od 100%.

Sami cilj disanja, konstantan transport dovoljne količine kiseonika u svaku ćeliju, može se slobodno označiti centrom celokupne fiziologije ljudskog organizma! Gajton eksplicitno navodi da je ovo dovoljan uslov za savršeno zdravlje čoveka. Antiteza ove rečenice mogla bi glasiti da svaki poremećaj zdravlja ima u osnovi poremećeni transport kiseonika u određenu grupu ćelija!

Pre nego što pređemo na globalnu kontrolu procesa respiracije, neophodno je podvući proces kojim se obezbeđuje reverzibilni proces vezivanja i oslobađanja kiseonika i ugljen-dioksida. U plućima se ugljen-dioksid oslobađa, a završnim ćelijama vezuje za hemoglobin, kreirajući zapravo izmenski proces sa kiseonikom. Ova problematika je potpuno

6 rasvetljena krajem XIX veka i opisana je Borovim i Holdenovim efektom. Osnovni parametar koji diktira da se kiseonik veže u alveoli za hemoglobin, a eventualno oslobodi u završnoj ćeliji je *pH* vrednost, odnosno kiselost sredine [Ganong 2016]. Pomeranje krive disocijacije u funkciji *pH* vrednosti grafički je prikazano na slici 1.2.



Slika 1.2: Borov efekt i pomeranje krive disocijacije udesno

U završnoj ćeliji je kiselost organizma povećana, pa je vezivanje ugljen-dioksida afinitet koji preovladava. U alveolama je proces potpuno suprotan, jer je sredina izrazito bazna. Smanjenje *pH* sa 7,4 na 7,2 pomera krivu udesno za oko 15%. Suprotno, porast *pH* od normalnih 7,4 na 7,6 pomera krivu ulevo za približno istu vrednost.

1.2 Respiracioni centar

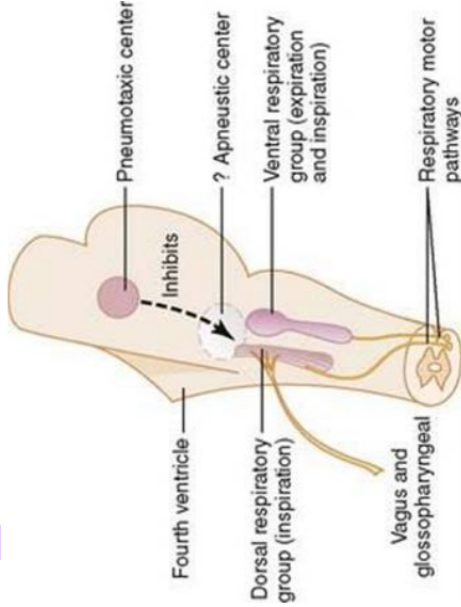
Centralni nervni sistem (*CNS*) kontroliše naše disanje korišćenjem posebnih receptorskih tkivnih grupa i slobodnih ćelija za određivanje trenutne koncentracije ugljen-dioksida, kiseonika i jona vodonika, koji te informacije dalje sprovode do mozga. Postoje dva tipa respiratornih hemoreceptora:

- centralni hemoreceptori, u produženoj moždini i ponsu, i
- periferni hemoreceptori.

Centralni hemoreceptori detektuju promene *pH* vrednosti cerebro-spinalne tečnosti i odgovorni su za spore i hronične respiratorne promene. Pošto je *CO2* rastvorljiv u krvi i može

proći kroz moždano-krvnu barijeru, glavni uzročnik *pH* varijabiliteta u mozgu predstavlja promena koncentracije CO_2 . Tri velike grupe neurona smeštenih bilateralno u produženoj moždini (Slika 3) i ponsu su:

- a) dorzalna respiraciona grupa u produženoj moždini, a koja uglavnom izaziva inspirijum;
- b) ventralna respiraciona grupa u ventrolateralnom delu produžene moždine, koja uglavnom izaziva ekspirijum, i
- c) pneumotaksička grupa ³ meštena dorzalno u gornjem delu ponsa, koja kontroliše frekvenciju i dubinu disanja.



SLIKA 1.3: RESPIRACIONI CENTRI

Osnovni ritam disanja, uglavnom, određuje dorzalna respiraciona grupa neurona. Čak i kada se preseku svi periferni nervi koji dolaze u produženu moždinu, kao i moždano stablo iznad i ispod medule, ova grupa neurona i dalje repetitivno odašilje salve inspirijumskih akcionih potencijala. Osnovni uzrok ove repetitivne aktivnosti nije poznat.

Nervni signal se šalje u različite respiracione mišiće, na prvom mestu to je diafragma[5]. Međutim, nervni signal ne čine akcioni potencijali s naglim početkom, već je reč

o inspirijumskom stepenastom signalu. On se postepeno pojačava, inače bi nagli impulsi izazivali dahtanje. Kontrolišu se dve karakteristike ovog inspirijumskog signala:

1. brzina jačanja signala, i
2. tačka naglog prekida signala, koja predstavlja uobičajeni način za kontrolu frekvencije disanja.

1.2.1 Pneumotaksički centar

Za naše istraživanje naročito je važan pneumotaksički centar. Ovaj centar šalje signale u inspirijumsku oblast. Primarno dejstvo ovog centra jeste kontrola tačke prekida inspirijumskog signala, čime se kontrolišu faze punjenja inspirijumskog signala. Kada je signal jak, inspirijum može trajati svega 0,5 s, dok suprotno, kada je slab, može se produžiti deset puta, što pluća preterano puni vazduhom.

Primarna uloga pneumotaksičkog centra je ograničavanje inspirijuma. Ovime se sekundarno utiče na povećanje frekvencije disanja, jer skraćenje inspirijuma skraćuje i ekspirijum, a time i ceo disajni ciklus. Snažan signal ovog centra može omogućiti variranje frekvencije disanja od 3 - 40 ciklusa u minutu.

1.3 Neurološki impulsni faktor

Inervacija mišićnih grupa je električne prirode. Imajući u vidu da je priroda miofibrila kontraktilnog karaktera [Raković, 2008], to znači da se svaki mišićni pokret indukuje jedino kontrakcijom.

Kao reakcija na povećani nivo pCO_2 -u aktivnim mišićima, pneumotaksički centar šalje sve veći broj električnih impulsa u određenom vremenskom intervalu, indukujući time uvećanu kontraktilnost aktuelnog mišića [43]. Navedeno dovodi do sledećih događaja koji se mogu pratiti sledećim dešavanjima [Barret et al. 2010]:

1. Zadržavanje vazduha uzrokuje linearan priraštaj pCO_2 .
2. Pneumotaksički centar reaguje na porast pCO_2 povećanom frekvencijom okidanja eferentnih neurona.
3. Respiratorne mišićne grupe bivaju pobuđene da bi pri novonastalom stanju došlo do hotimičnog udaha – voljom je moguće odgoditi ovaj proces.

Posle izvesnog perioda, „okidanje“ neurona dostiže frekvenciju koja se registruje kao osećaj tzv. „udara“ u regiji solarnog plexusa, ili osećaj nelagodnog gutanja. Ovo, u praktičnom smislu, zahteva obuku kako bi se isto prepoznalo, odnosno kako bi se voljom moglo

3 kontrolisati i produžiti zadržavanje daha.

U određenom trenutku, prag serije impulsa je tako gust da je dalje zadržavanje daha nemoguće, dovodi do prekida zadržke i do forsiranog inspirijuma. Ganong označava ovaj trenutak kao *tačku prekida* [Barret et al, 2010]. Funkcija između tačke prekida i zadržavanje daha do „udara“ je nelinearna po prirodi [60] i jedina veza je individualna sposobnost pojedinca da zadržava dah po sopstvenom osećaju.

U praktičnom primeru sporta, zadržavanje daha do „udara“ je mnogo konformnije i bezbednije nego maksimalno zadržavanje do tačke prekida.

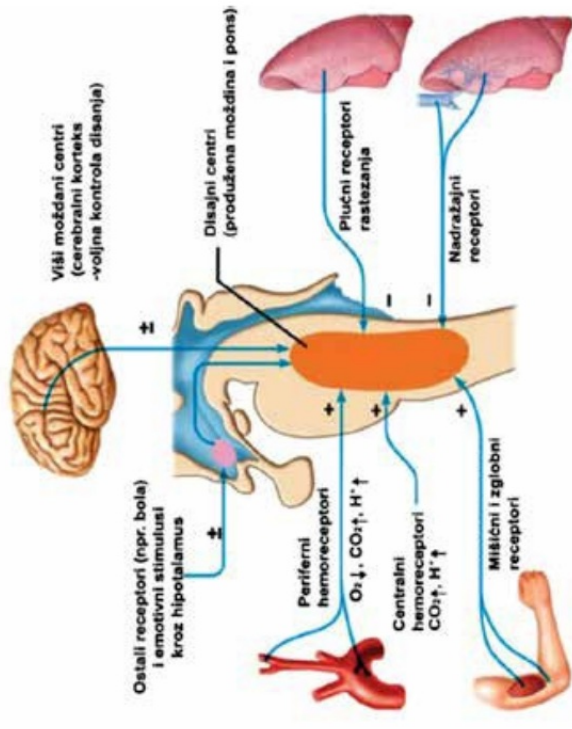
1.4 Elektrohemijska kontrola, transmiteri

Periferni hemoreceptori nadgledaju neposredne promene u koncentracijama CO_2 , O_2 i pH vrednosti u krvi i imaju ulogu kontrolora brzih promena. Sa stanovišta spektralne analize, pojednostavljeno, centralni hemoreceptori pripadaju nižim harmonicima spektra, a periferni višim.

Višak CO_2 ili H^+ jona u krvi, uglavnom, deluje direktno na sam respiracioni centar.

Nasuprot tome, O_2 nema značajan direktan efekat na respiracioni centar u mozgu, već skoro

isključivo deluje na periferne hemoreceptore (Slika 1.4). Poznato je da perifernim hemoreceptorima pripadaju:



Slika 1.4: Položaj centralnih i perifernih hemoreceptora

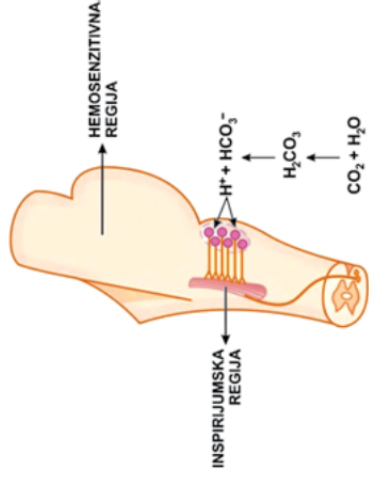
1. karotidno telo, koje se nalazi na mestu grananja velike karotidne arterije iz spoljašnje u unutrašnju sa obe strane vrata;
2. aortno telo, smešteno pored aortnog luka.

Oba telašca su prilično mala i veoma dobro su prokrvljena. Karotidno i aortno telo detektuju akutne promene CO_2 , pH i O_2 u arterijskoj krvi. Izlazni signali iz njih se prenose do respiratornog centra u mozgu, radi direktne regulacije disanja.

Verovatno postoje i dodatni hemoreceptori, često nazivani paraganglije, koji bi trebalo biti locirani u grudnoj i trbušnoj oblasti[15].

Pored toga, postoje i drugi receptori povezani sa respiratornim centrom, a nalaze se u samim plućima. Ovi receptori indirektno mogu uticati na disanje, uzrokovanjem npr. kašlja, kihanja, dubokih uzdisaja, hiperventilacije, zadržavanja vazduha i sl. Ovi receptori, takođe, mogu detektovati i prisustvo stranih objekata ili iritanata u disajnim putevima, stepen naduvanosti pluća i slične parametre.

Međutim, direktna hemijska kontrola se obavlja na naročitoj neuronskoj, hemosenzitivnoj oblasti, prikazanoj na slici 1.5.



Slika 1.5: Hemosenzitivna oblast

Ova oblast je veoma senzitivna na promene PCO_2 u krvi ili promene protona u krvi, a sama dalje stimuliše druge oblasti respiracionog centra.

Senzorne neurone u hemosenzitivnoj oblasti posebno dobro stimulišu protoni.

Štaviše, veruje se da su protoni jedini direktni stimulus za ove neurone. Sa druge strane, H^+ ne prolazi lako kroz krvno-moždanu barijeru. Zato ove promene u krvi imaju znatno manji efekat na hemosenzitivne neurone od promena koncentracije CO_2 , iako se smatra da CO_2 deluje indirektno na neurone izazivajući promenu koncentracije protona sledećom reakcijom:



Postavlja se pitanje zašto CO_2 ima jači učinak od protona u stimulaciji hemosenzitivne oblasti. Odgovor leži u različitom stepenu propustljivosti krvno-moždane barijere, koja je slabija za protone, dok CO_2 praktično prolazi kroz nju kao da ona ne postoji. Usled povećanja koncentracije CO_2 u intersticijumu produžene moždine i u cerebrospinalnom likvoru, CO_2 reaguje sa vodom stvarajući nove protone. Na taj način, paradoksalno, više protona dospeva u hemosenzitivnu oblast kada raste koncentracija ugljen-dioksida u krvi, nego kada raste koncentracija protona!

Ekscitacija respiracionog centra ugljen-dioksidom je privremenog karaktera, smanjujući se na petinu polaznog efekta tokom nekoliko dana. Do ovoga delimično dolazi usled bubrežne korekcije koncentracije protona u krvi. Bubrezi ovo postižu povećavanjem koncentracije bikarbonata u krvi, zatim vezivanjem protona u krvi i cerebrospinalnom likvoru, smanjujući njihovu koncentraciju. Još je važnije da, tokom nekoliko sati, bikarbonati sporo difunduju kroz krvno-moždanu i krvno-likvornu barijeru direktno reagujući s protonima u neposrednoj blizini respiracionih neurona, vraćajući koncentraciju protona gotovo do normale.

Zaključujemo da promena koncentracije CO_2 u krvi ima snažan akutni efekat na kontrolu disanja, ali slab hroničan efekat posle nekoliko dana adaptacije.

1.5 Fiziologija mišića

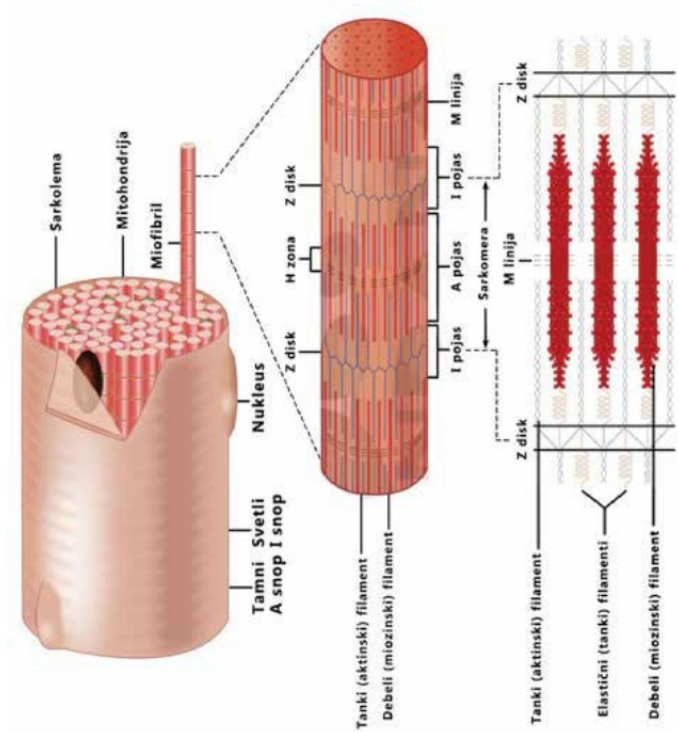
Jedna grupa mišića direktno sprovodi komande koje stižu iz respiracionog centra. Tu grupu zbirno zovemo disajna muskulatura. Važno je poznavati osnovne mehanizme i strukturu mišićnog tkiva, a ovde navodimo sažetke koji su najbitniji za naše istraživanje.

Skeletni mišići čine oko 40 % ljudskog tela, a tu treba dodati još oko 10 % glatkih mišića i samu strukturu srčanog mišića. Osnovni tipovi kontrakcija su praktično isti za sve grupe.

1.5.1 Skeletno mišićno vlakno

Svi skeletni mišići sastoje se od mnogobrojnih vlakana čiji je prečnik od 10 - 80 μm .

Svako od ovih vlakana se sastoji od sukcesivno manjih subjednica, prikazanih na sledećoj slici 1.6.



Slika 1.6: Organizacija mišićnih vlakana u snopove i promene njihovog međusobnog položaja pri kontrakcijama

Kod većine skeletnih mišića svako vlakno pruža se celom dužinom mišića. Oko 98 % vlakana je inervisano samo jednim nervnim završetkom koji je lokalizovan oko sredine samog vlakna.

1.5.2 Miofibrile

Svako mišićno vlakno se sastoji od nekoliko hiljada miofibrila. Svaka miofibrila je sagrađena od oko 1500 miozinskih i duplo više aktinskih filamenata, velikih polimerizovanih proteinskih molekula odgovornih za mišićnu kontrakciju. Debeli filamenti predstavljaju miozin, a tanki aktin.

Na snimku načinjenom elektronskom mikroskopijom, miozinski i aktinski filamenti se delimično preklapaju, što se uočava naizmeničnim svetlim i tamnim prugama miofibrila [12 Raković]. Na stranama se mogu zapaziti i male projekcije, tzv. poprečni mostovi. Interakcija ovih poprečnih mostova i aktinskih filamenata uzrokuje kontrakciju.

Krajevi aktinskih filamenata pričvršćeni su za tzv. *Z-disk*. Deo miofibrile (ili celog mišićnog vlakna) između dva susedna *Z-diska* naziva se sarkomera. Kada je mišićno vlakno kontrahovano, dužina sarkomere je oko $2\text{ }\mu\text{m}$. Pri toj dužini aktinski filamenti u potpunosti preklapaju miozinske, a vrhovi aktinskih filamenata upravo počinju da preklapaju jedan drugog. Na ovoj dužini mišić je sposoban da generiše svoju najveću silu kontrakcije.

1.5.3 Opšti mehanizam mišićne kontrakcije

Mehanizam započinjanja i izvođenja mišićne kontrakcije odvija se u sledećim sukcesivnim etapama:

1. Akcioni potencijal putuje duž motornog nerva do njegovih završetaka na mišićnim vlaknima.
2. Na svakom završetku nerv sekretuje malu količinu acetilholina, koji predstavlja neurotransmiter.
3. Acetilholin deluje na lokalno područje membrane mišićnog vlakna i otvara „acetilholin-zavisne“ kanale kroz proteinske molekule u membrani.

4

4. Otvaranjem ovih kanala velika količina Na -jona difunduje u unutrašnjost mišićnog vlakna. To inicira akcioni potencijal u mišićnom vlaknu.

4

5. Akcioni potencijal putuje duž membrane mišićnog vlakna na isti način na koji akcioni potencijali putuju duž membrane nervnih vlakana.

6. Akcioni potencijal depolarizuje mišićnu membranu, a dosta elektriciteta teče kroz centar mišićnog vlakna. Ovo dovodi do oslobađanja velike količine Ca^{2+} -jona iz sarkoplazminog retikuluma.

7. Kalcijumovi joni iniciraju privlačne sile između aktinskih i miozinskih filamenata koje uzrokuju njihovo klizanje jednih duž drugih, što je sam kontraktilni proces.

8. Posle intervala koji je deo sekunde, joni kalcijuma se pumpaju nazad u sarkoplazmin retikulum Ca^{2+} -membranskom pumpom.

1.5.4 Tonus skeletnog mišića

U situacijama kada mišić miruje, postoji izvestan stepen zategnutosti. Ova pojava se naziva mišićni tonus. On ne nastaje usled akcionog potencijala koji stimuliše vlakna, već isključivo od niskofrekventnih nervnih impulsa koji dolaze iz kičmene moždine. Ovi impulsi su delom kontrolisani signalima koji se iz mozga prevode na prednje motoneurone kičmene moždine, a delom signalima koji potiču iz mišićnih vretena u samom mišiću.

Ovim dolazimo do aparata za objašnjenje mišićne efikasnosti i energetske gubitaka mišićnog sistema koji sam zauzima oko 50 % telesne težine. Ukoliko obeležimo energiju normalnog mišićnog tonusa sa E_t , a maksimalnu energiju mišića sa E_{max} , onda bismo mogli definisati procenat gubitka energije povišenog tonusa mišića jednačinom:

$$\frac{E - E_t}{E_t}, E \leq E_{max}$$

Ukoliko ne postoji povećanje tonusa mišića, onda je gubitak usled uvećanog tonusa jednak nuli. Međutim, ukoliko je iz bilo kog razloga mišićni tonus povećan, dolazimo do zaključka da se deo energije uzaludno troši, mišić se bespotrebno zamara usled stvaranja završnih proizvoda u vlaknu. Ukoliko su čitave grupe mišića pod povećanim tonusom, ovaj efekat postaje naročito izražen. Ovo, takođe, predstavlja stres za nervni sistem i optimalno okidanje akcionih potencijala.

1.6 Plućni volumeni i kapaciteti

Proces merenja plućne ventilacije zove se spirometrija. Glavni deo aparature sastoji se od cilindra koji je naglavačke uronjen u sud s vodom i protivtegom. Prilikom pojedinačnog udisanja i izdisanja iz komore, cilindar se podiže i spušta, a na hartiji kimografa beleži se kriva tih pokreta.

Vazduh u plućima se prikazuje u vidu četiri volumena i isto toliko kapaciteta, a prosečne vrednosti prikazane na slici 1.7 iznose:

1. Disajni volumen („tidal” volume) - volumen koji se udahne ili izdahne prilikom svake normalne respiracije, i iznosi oko 500 ml.
2. Inspirijumski rezervni volumen - maksimalan, dodatni volumen vazduha koji se može udahnuti maksimalnim inspirijumom posle udisaja normalnog disajnog volumena i obično iznosi oko 3000 ml.
3. Ekspirijumski rezervni volumen - maksimalan, dodatni volumen vazduha koji se posle normalnog ekspirijuma može izdahnuti forsiranom ekspiracijom, i normalno iznosi oko 1.100 ml.
4. Rezidualni volumen - volumen vazduha koji ostaje u plućima i posle naj snažnijeg izdisaja. Prosečno iznosi oko 1.200 ml.

1.7 Alveolarni vazduh

Na svom putu iz normalne spoljašnje sredine, sastav vazduha se menja nekoliko puta u nosnim i bronhijalnim šupljinama pre nego što dosegne stabilnu, neophodnu graničnu koncentraciju različitih parametara. Pojedini sastojci se bitno razlikuju. Tabela 1.1 prikazuje promene koncentracije glavnih respiratornih gasova pri ulasku i izlasku iz pluća.

Tabela 1.1 : Parcijalni pritisci respiratornih gasova

Pacijalni pritisci respiratornih gasova pri ulasku i izlasku iz pluća (na nivou mora)					
	Atmosferski vazduh (mm Hg)	Ovlaženi vazduh (mm Hg)	Alveolarni vazduh (mm Hg)	Izdahnuti vazduh (mm Hg)	
N ₂	597.0	78.62%	563.4	74.09%	566.0 74.5%
O ₂	159.0	20.84%	149.3	19.67%	120.0 15.7%
CO ₂	0.3	0.04%	0.3	0.04%	40.0 5.3% 27.0 3.6%
H ₂ O	3.7	0.5%	47.0	6.2%	47.0 6.2%
Ukupno	760.0	100%	760.0	100%	760.0 100%

Postoji više razloga za nastajanje ove razlike:

1. Prilikom svakog udisaja alveolarni vazduh se samo delom zamenjuje atmosferskim vazduhom.

2. O₂ se stalno apsorbuje iz alveolarnog vazduha u krv.

3. CO₂ neprekidno difunduje iz krvi plućnih kapilara u alveole.

4. Suv atmosferski vazduh koji ulazi u disajne puteve ovlaži se još pre nego što dođe u alveole.

Normalan atmosferski vazduh sastoji se isključivo od azota i kiseonika. U tragovima se mogu naći ugljen-dioksid i vodena para. Međutim, čim vazduh dospe u disajne puteve, izlaže se tečnostima koje oblažu respiracione površine. Pošto je parcijalni pritisak vodene pare 47

razređuje sve ostale gasove u udahnutom vazduhu. Vodena para smanjuje Po_2 sa 159 mm Hg na 149 mm Hg .

U prethodnom poglavlju videli smo da funkcijski rezidualni kapacitet normalnih pluća iznosi približno 2.300 ml . Imajući na umu da svakim normalnim inspirijumom u alveole stiže oko 350 ml svežeg vazduha, jasno je da se sa svakim udisajem zamenjuje oko sedmina ukupne količine vazduha. Razvijajući koncentraciju vazduha u plućima u red, gde C_0 predstavlja početnu ispunjenost pluća vazduhom, dobijamo rekurzivnu formulu za opšti član u i -toj iteraciji:

$$C_i = C_{i-1} \left(1 - \frac{1}{7} \right), i = 1, 2, 3 \dots$$

II POGLAVLJE

ZADRŽAVANJE DAHA, ETIKA I PROTOKOLI

U ovom poglavlju pomenute su etičke norme za istraživanja ovog tipa, procedure o bezbednosti, edukacija ispitanika, celokupni primenjeni protokoli, sa posebnim naglaskom na neinvazivnost svih primenjenih eksperimenata.

Poseban fokus je stavljen u poglavlje o istoriji zadržavanja daha, koja se ozbiljno proučava u naučnim krugovima od samih početaka XX veka.

2.1 Nacionalni projekti

Ova studija i prateći eksperimenti bili su podržani od strane Ministarstva Obrazovanja, Nauke i Tehnologije Republike Srbije.

Dobar deo rezultata ove disertacije nastale su iz nacionalnog projekta OI 178027 „*Interdisciplinarna istraživanja kvaliteta verbalne komunikacije*“.

2.2 Protokoli SLD

Regrutacija ispitanika, njihova prethodna obuka i saglasnost za učešće u protokolu, kao i merenja su odrađena u skladu sa etičkim standardima Srpskog lekarskog društva označenih zvaničnim protokolom CE 01342. Procedura je sprovedena u skladu sa Helsinškom deklaracijom a učesnici su dali pismenu saglasnost pre početka eksperimentalne procedure.

Prilikom akvizicije različitih elektropoliografskih signala korišćene su isključivo površinske elektrode, tj. nije upotrebljena nijedna invazivna metoda na telu ispitanika.

Sukobi interesa

Autor izjavljuje da nema sukoba interesa u vezi sa objavljivanjem ove disertacije.

2.3 Zadržavanje Daha

Dah se u izvesnom stepenu može voljno zadržavati i u tome se najsazetije ogleda nevegetativni deo ove vitalne funkcije. Načini zadržavanja daha mogu se klasifikovati prema obrascu disanja pre samog zadržavanja daha. Istorija proučavanja ove oblasti seže do samih početaka modernog publikovanja naučnih radova, o čemu se upoznajemo u nastavku.

2.3.1 Načini zadržavanja daha

Sa slike (o disajnim kapacitetima) moguće je matematički sumirati varijabilnost metodike zadržavanja daha [28 Ganong].

Teoretski skup promjenljivih u ovom smislu mogao bi se klasifikovati kao:

1. način disanja pre zadržavanja daha – normalno, duboko, hiperventilirano;
2. količina vazduha u plućima nakon udaha, a pre zadržavanja daha;
3. količina vazduha preostala u plućima posle izdaha, a pre zadržavanja daha;
4. trajanje zadržavanja – do otkaza ili do nekog fiziološkog efekta;
5. ritam ponavljanja zadržavanja daha.

O svakoj od ovih stavki može se puno raspravljati, a na ovom mestu je najuputnije osvrnuti se na sažeti pregled naučnih radova problematike zadržavanja daha i brojnih koristi koji iz ovoga proizilaze.

2.3.2 Istorija zadržavanja daha u nauci

Sposobnost zadržavanja daha u što dužem vremenskom periodu povezivano je sa odličnim zdravljem i vitalnošću na svim prostorima. Modernoj nauci ovaj fenomen nije izmakao, tako da se ovaj istorijski fenomen može pratiti već više od jednog veka.

Magazin Lanceta je 1919. godine publikovao prvi rad koji opisuje primenu zadržavanja daha (*BHT*¹), a sprovedenu od strane vojnih lekara i potpukovnika Flaka. Kako je naglasio Dr Flak, vrednosti ispod 35 s smatrale su dovoljnim razlogom za „prizemljenje pilota“ [18]. U nastavku izlaganja on pojašnjava razlog za tako drastične mere. Jednom prilikom vojni lekari nameravali su da suspenduju pilota koji je pokazao neuobičajeno nizak nivo *BHT* od svega 23 s. Pilot je ipak dobio dozvolu da leti, izgubio kontrolu, srušio se i tragično završio. Komandanti su zaključili da je ovaj test bio zaista kredibilan kao indikator zdravstvenog stanja, a naročito stresa. Pri kraju svog rada Flak sugerije da ovi testovi mogu biti od koristi za testiranje hroničnog umora, industrijskog zamora i zamora radnika.

Dr Vud je ispitivao pacijente sa različitim simptomima Da Kosta sindroma (jedno od prethodnih imena za sindrom hroničnog umora). Nizak nivo *BHT* predstavljao je zajednički simptom na populaciji od 200 pacijenata [59].

Nekoliko godina kasnije, Dr Fridman, u tom trenutku direktor Instituta Harold Brum za kardiovaskularna istraživanja iz San Franciska, analizirao je svoje pacijente sa

neurocirkulatornim problemima. Dr Fridman 1945. godine navodi da je vreme zadržavanja daha direktno korelisano (obrnuta proporcionalnost) sa ozbiljnošću stanja dispneje[9].

Dr Mirski sa kolegama 1946. zaključuje da su uočene razlike (u sposobnosti zadržavanja daha) između normalne i kontrolne grupe pacijenata (sa različitim stresnim stanjima) od kliničkog značaja[39].

Rajan Kon i Džoel Kučer su tokom 60-ih godina testirali više od 100 pacijenata sa srčanim oboljenjima. U svom radu „*Zadržavanje vazduha pri iznalaženju mogućnosti rehabilitacije srčanih pacijenata*“ pišu o svom otkriću da je individua nesposobna da zadrži svoj vazduh bar 20" slab kandidat za stručnu rehabilitaciju. Uz to, podvlače pri kraju zaključka sugestiju da se vreme zadržavanja vazduha može smatrati efikasnom determinantom mogućnosti rehabilitacije[29].

U svom istraživanju gojaznosti Adam Hurevic 1987. navodi da zdravi, a gojazni kandidati nisu bili u stanju da pređu granicu od 15", dok je u slučaju normalne kilaže, rezultat prelazio 30".[24]

Slično tome, afrički istraživači su zabeležili da su uočene značajne razlike u srednjoj vrednosti kvejtlet indeksa (procenat predviđanja vitalnog kapaciteta) i vremena zadržavanja daha između normalnih i gojaznih ženskih subjekata. Obrnuto proporcionalna veza je uočena između procenjene telesne količine masti i *BHT* u visokom stepenu, tako da je svaki procenat predviđao vitalni kapacitet i vreme zadržavanja vazduha čiji je kvejtlet indeks bio iznad 30 kg/m²"[47].

Autor rada *Rangiranje perioda nedisanja tokom akutne astme: korelacija spirometrije i korisnost BHT* , Perez-Padija, sa saradnicima 1989. godine objavljuje:

Ovi rezultati sugerišu da:

- 1) intenzitet dispneje i *BHT* koreliraju sa stepenom obstrukcije vazdušnih puteva pri napadima akutne astme povezanih sa dispnejom u miru i
- 2) *BHT* varira inverzno sa intenzitetom dispneje prisutne u miru.[45]

Otuda, BHT ima korelaciju sa većinom bitnih parametara zvanično prihvaćenih pri dijagnozi astme.

Sličan rad su objavili nešto kasnije meksički autori Nevarez Nahera i Hernandez Kampos. Izveli su zaključak da *FEV1* (voljni ekspiratorni volumen) može biti pouzdano procenjen preko *BHT* [40].

Japanski doktori upoređivali su *BHT* normalnih subjekata kod *COPD*² pacijenata. Kod osam *COPD* - pacijenata meren je period bez javljanja respiratorne senzacije³. Vrednosti perioda bez respiratornih senzacija kod pacijenata sa *COPD* su očigledno bili znatno niži nego kod normalnih subjekata. Ovo sugerise da merenje perioda bez respiratornih senzacija može biti od značaja kod kliničkog testiranja geneze dispneje[41]. Ovaj rad je posebno značajan za naše istraživanje.

Za nauku su često značajni uzorci određenih ispitanika nad kojima je inicijalno sproveden eksperiment zbog sasvim drugih potreba. Tako nalazimo veoma interesantne rezultate na marginama dijagnostike pulmonalnog krvnog pritiska, odnosno pri *MRI* testiranju.

Adrijan Kendrik je koristio *BHT* za preciznije merenje pulmonalnog krvnog protoka. Veoma je važno da ispitanici zadržavaju svoj dah što je duže moguće radi preciznijeg merenja. Istraživači su imali 33 pacijenta sa srčanim smetnjama[27] i uočili su da za veoma dispnejčne pacijente *BHT* manji od 10 s bi bio poželjan, a 6 s sasvim prihvatljiv. Međutim, kod veoma bolesnih pacijenata, čak se 6 s smatra predugim. Autori su očigledno bili razočarani malim rezultatima *BHT* svojih pacijenata.

MRI testiranje često zahteva kod izvesnih merenja mirnoću pacijenata. U jednom vremenskom periodu pacijentu se nalaže da zadrži svoje disanje. Bolesni pacijenti sa brojnim problemima predstavljaju veliki izazov *MRI* stručnjacima jer ne mogu zadržavati svoj dah dovoljno dugo, što nije problem kod normalnih subjekata.

Abraham Teijor (1999.) u svom apstraktu o oboljenju koronarnih arterija piše: „*utvrđena je značajna razlika u sposobnosti zadržavanja daha bez pomeranja*“ ... ili

² hronična opstrukcija pluća

³ Tokom merenja zadržavanja daha periodi bez posebnih respiratornih senzacija koje je prekidano pojavom i

„održavanje konstantne pozicije dijafragme tokom ponovljenih zadržavanja daha predstavljalo je veliki izazov, u odnosu na normalne ispitnike“ .[52]

Da bi se ovaj problem razrešio, razvijane su nove tehnike *MRI* koje bi zahtevale kraći *BHT* (do svega nekoliko sekundi). Međutim, za neke pacijente, sa veoma ozbiljnim stanjima, nije bilo moguće zadržavanje daha ni u trajanju od 1 s.

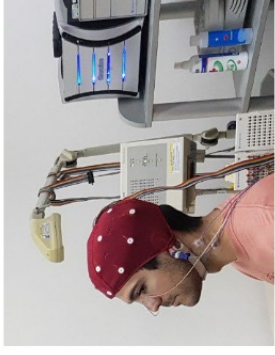
2.4 Tok merenja

Nakon serije probnih snimaka (uglavnom na autoru), sa ciljem iznalaženja mogućnosti akvizicije površinskog elektromiograma na određenim regijama, pristupilo se eksperimentalnoj proceduri uz učešće 30 mladih, zdravih ispitanika.

Tok i način izvođenja merenja su se sastojali iz sledećih koraka:

1. Ispitanik je sedeo na stolici, uspravnih leđa, u mirovanju 5 *min* kako bi opustio sve mišiće, a naročito disajne u kojoj je navedena relaksacija dovela do spontanog izdaha vazduha dišući isključivo kroz nos (usta stalno zatvorena);
2. Po sopstvenoj proceni ispitnik je nakon jednog spontanog udaha zatvarao nos desnim palcem i kažiprstom, uz simultani pritisak prekidača levom rukom (prvi pritisak prekidača);
3. Ispitanik je zadržavao nos zatvorenim sve dok nije osetio prvi nagon za udahom (praksa je pokazala da se ova prva želja pojavljuje kao nevoljno guranje dijafragme nagore ili pokret gutanja u predelu grla), i
4. Pritisak prekidača levom rukom i nakon 1 s izvođenje udaha.
5. Elektrode su bile postavljene na *m. sternocleidomastoideus-u* (sl. 2.1) i u nivou dijafragme sa desne strane. Način postavljanja elektroda bio je u skladu sa međunarodno dogovorenim topografskim linijama *toraksa*, u koje spadaju i aktuelne linije za ovaj rad [57]: *linea mediana anterior* (pruža se od *incisura jugularis* do *siphysis pubica*) i *linea sternalis* (pruža se paralelno duž bočne ivice grudne kosti). Sam postupak određivanja mesta (markiranje tačke u nivou dijafragme) na koje se postavljala gornja elektroda odvijao se na sledeći način: prvo se palpatorno definisao mali produžetak na kraju *sternuma* (*prosessus xyphoideus*) koji se nalazio na pravcu *linea mediana anterior*, da bi se na tom mestu izvršilo markiranje prve tačke. Zatim se određivao pravac koji je zauzimala *linea sternalis*. Poslednji korak je bio da se perpendikularno povuče

linija iz te tačke ka pravcu *linea sternalis* kako bi se dobilo mesto markiranja na koje se postavljala gornja elektroda na abdomenu. Donja elektroda na abdomenu se postavljala na markirano mesto koje se nalazilo na pravcu *linea sternalis*, ispod gornje elektrode (levo, slika 2.2), na distanci od 10 cm (desno, slika 2.3).



Slika 2.1 EEG kapa i elektrode na m. *Sternocleidomastoideus*



Slika 2.2 : inicijalna faza postavke elektroda. Ovde se vidi mali pomeraj DIA elektroda ka levoj strani, a u finalnoj verziji je pomeren sa suprotne strane uzdužne ose, u cilju smanjenja uticaja rada srčanog mišića.



Slika 2.3:Postavka DIA elektroda u dijafragmalnoj regiji. Finalna verzija.

Tipična postavka elektroda za SCM i DIA oblast je izvršena shodno predlozima i iskustvima grupe Merletija i Mucelija [36]) kao i Afšaripura [1].

Merenja su sprovedena na aparatu japanske proizvodnje *Neurofax EEG (Nihon Kohden)* koji je, zahvaljujući tehničkim performansama, omogućio multikanalno snimanje širokog spektra elektropoligrafskih signala, i to preko:

1. *EEG* kape, sa šesnaest kanala i dva para elektroda za uzemljenje,
2. *EKG* - srčani snimci po Ajnthovenu,
3. respiracionog signal sa vrha nosa – imao je zadatak da zabeleži trenutak udaha,

Paralelno akviziciji podataka neposrednog merenja vršeno je snimanje *HD*-kamerom kao deo inherentan ovoj studiji. Korišćena su dva sEMG snimljena signala upotrebom *Au-*površinskih elektroda, a sistem poseduje brojne druge mogućnosti [48]:

Standardna klinička metoda za merenje *EMG* je umereno invazivan metod, uvodeći iglene elektrode do oba kraja skeletnog mišića [13]. Pokazuje spektralne karakteristike do oko 450 Hz [54], što gotovo deset puta prevazilazi standardne *EEG* signale, a po intenzitetu i do sto puta. Ukoliko se pri ovim merenjima uključuje aktivacija željenih mišićnih grupa, ovaj saznavni proces postaje još kompleksniji, sa još širom paletom opsega i intenziteta registrovanih

varijacij. Dakle, u istraživanju je korišćen metod površinske elektromiografije (sEMG), koji predstavlja neinvazivnu, komfornu metodu [36]. Intenziteti su red veličine iznad EEG signala, a frekventni opseg je do 40 Hz [38].

2.5 Obuka ispitanika

Sama obuka je trajala nekoliko meseci, kao deo redovnih časova na predmetu „Fizička kondicija“ studenata Fakulteta za sport i fizičku kulturu Univerziteta u Beogradu.

Studenti su najpre upoznati sa teoretskom osnovom ovog eksperimenta, značaja pravilnog disanja i efekta sposobnosti zadržavanja daha, a shodno mogućnosti podizanja rezultata u sportskom ronjenju na dah i različitim tehnikama plivanja, a naročito u početnih 50 metara [14].

Po obavljenoj teoretskom nastavi pristupilo se konkretnim vežbama zadržavanja daha i njihovom pravilnom izvođenju. Studenti su bili motivisani da postignu što veće vreme zadržavanja svog daha.

Potom je sledilo upoznavanje sa mernom procedurom koja je nekoliko puta bila ponavljana.

Sama procedura snimanja je bila u sportskom, prijateljskom i opuštenom duhu i prošla je veoma glatko.

Celokupna procedura snimanja je potpuno neinvazivna, traje do pet minuta i omogućava eksport signala na različite druge platforme [26]. Za izvođenje nekoliko originalnih pored standardnih procedura korišćen je Matlabov “signal processing toolbox” [25], kao nekoliko originalnih programa pisanih u Python programskom jeziku [38].

III POGLAVLJE

INSTRUMENTACIJA, TEHNIKA MERENJA, PROGRAMSKI ALATI

U ovom poglavlju detaljno se obrađuje praktična primena korišćene instrumentacije kojom su izvršena merenja nad našim ispitanicima, kao i mernim parametrima od interesa. Takođe su objašnjeni programi koji su bilo deo standardnog paketa *MATLAB* ili su bili specijalno pisani za ovu namenu. Pojedini programi su originalno pisani još pre 20 godina u programskom jeziku C, a pojedini najnoviji u poslednjoj verziji 3.7 programskog jezika *Python*.

3.1 Tehnika merenja

Stroga naučna pravila nalažu da u svakom eksperimentu bude uključena samo jedna hipoteza čija će se verodostojnost utvrđivati. Međutim, broj mehanizama koji će se pratiti nema ograničenje i svakako je bolje imati veći broj sinhrono snimljenih događaja koji bi u nekom stepenu mogli pratiti određenu hipotezu.

U idealizovanom slučaju snimanje bioelektričnih aktivnosti predstavlja simultano merenje kompletnih elektropoligrafskih signala,⁴ *EEG*, *EKG*, *EMG*, respiracionih direktnih i pletizmografskih, uz željenu paletu hemijskih analiza. Robusnost poligrafske aparature se najpre meri odnosom signal/šum željenih biofizičkih signala, koja je samo teoretski beskonačna veličina.

Sledeći parametar bismo mogli definisati kao efektivnu frekvenciju odabiranja⁵ kao umnožak broja snimanih kanala sa pojedinačnom učestanošću odabiranja. Naš uređaj ima *EFO* od $48\text{kHz} \cdot \text{broj_kanala}$, što znači da ako je $F_s=5\text{ kHz}$, maksimalni broj simultano snimljenih kanala bi iznosio 9. Izvestan broj snimaka, a svakako prvih nekoliko je snimljeno sa $F_s=2\text{ kHz}$.⁶ Lako se prepoznaje Nikvistova frekvencija kao polovina učestanosti odabiranja, pa ti signali poseduju teoretske spektre od 1 kHz . [21]

Ovde će se ukratko izvesti zaključak da je sa ovakvim tipom aparature moguće paralelno merenje i *EEG* signala, bez gubitka bitnih informacija o prirodi miografskih signala. U daljem izlaganju pokazaće se da je realni spektar miografskih signala sa dinamičnim promenama u rangu standardnog β_2 opsega, dakle svakako nije prelazio 50 Hz . Ovim je

⁴ EEG, EKG, EMG, pletizmografa isl.

⁵ EFO

ujedno zaokruženo još jedno dostignuće ovog istraživanja potvrđujući da je učestanost odabiranja od 200 Hz sasvim dovoljna za ovakvu prirodu dinamičkog istraživanja.

3.2 Programi

Primenjeni programi i skripte su uglavnom inicijalno pisani za programski paket *MATLAB*, a zbog otvorenosti koda predloženi su kodovi i za programski jezik *Python* (poslednja verzija 3.6 u trenutku publikovanja). U nastavku su ukratko opisane sve skripte/programi poštujući vremenski sled njihovog razvoja. Referentni kodovi su priloženi u dodatku.

Kodovi su razvijani tako da bi se lako omogućila tzv. *batch* obrada (obrada većeg broja programa u pozadini, ne ometajući uobičajen rad za računarom), odnosno modularizaciji različitih radnji. Takođe se vodilo računa o objektno orijentisanoj paradigmi i pogodnostima koje ona pruža, a danas su već opšti standard. O tome više u samoj akviziciji i predprocesiranju podataka.

3.3 Priprema ulaznih podataka

Sam uređaj *Kohden* poseduje sve standardne sisteme filtracije i atenuacije elektropoligrafskih signala. Potpuno je izolovan od okruženja, a zbog eventualnih malicioznosti nije priključen ni na Internet. Bez obzira na to, prisutni su šumovi različitih uzročnika:

- beli šum (manje više konstantan), koga je nemoguće izbeći;
- uticaj visokonaponske mreže (50 Hz u Evropi) – uređaj ga dosta dobro filtrira, ali ne u potpunosti, što je i demonstrirano pri samom kraju rezultata u nastavku;
- preslušavanje između različitih kanala – očigledno uticaj rada srčanog mišića je ovde ubedljivo najizraženiji pa se u određenim regijama jasno vidi preslušani *EKG*-signal;
- nevoljni mišićni pokreti imaju rušilački efekat na snimke i verovatno predstavljaju najvećeg uzročnika za pojavu nečitljivih delova snimaka. Kvalitetnim treningom se mogu značajno smanjiti.

Svaki sirovi snimak je imao dužinu od preko 5 minuta, sa dva događaja koje je ispitanik označavao pritiskom prekidača. Prvi pritisak bi označio početak zadržavanja daha, a drugi prekid i vraćanje normalnom disanju prilikom fiziološkog odgovora na zadržavanje daha. Događaji koje nazivamo udar u ovom radu, čiji je bio dokiti žičta sakupljena od bar 10

sekundi u miru – na početku i sa kraja sirovog signala, kao i po bar 10 sekundi pre, odnosno posle udara.

U idealnom slučaju bismo dobili četiri sekvence koje smo opisali kao:

1. pre zadržavanja daha (sekvenca sa početka snimanja kada se ispitanik lepo opustio);
2. posle zadržavanja daha (do 10 s nakon prvog pritiska tastera)
3. pre udara (do 10 s pre udara završavajući se sa drugim pritiskom tastera, dakle u trenutku udara). Ovde je vreme prikazivano od -10 s do 0 s na graficima.
4. posle udara (do 10 s započevši sa drugim pritiskom tastera). Vreme je mereno od 0 s do 10 s na graficima ukazujući na period relaksacije posle udara.

Za potrebe efektnijeg prikazivanja rezultata određenih analiza, faze 3 i 4 su spojene u jednu sekvencu, gde je nulto vreme označavalo trenutak udara, odnosno drugi pritisak tastera.

3.3.1 Sirovi signali

Posle izdvajanja validnih sekvenci za svakog ispitanika dobijena su četiri signala u izvornom .m00 tekst formatu koji Kohden aparatura podržava, a može se smatrati standardnom u elektropoligrafskim snimanjima. Dobijene sekvence su dobijale sledeće nastavke, a poštujući vremenski sled događaja:

- PreZadržavanja;
- PosleZadržavanja;
- PreUdara;
- PosleUdara;

Svi snimci u izvornom formatu su priloženi u dodatku.

3.3.2 Excel ulazni signali

Zbog brojnih pogodnosti, a pre svega široke rasprostranjenosti, tekst format ulaznih signala je importovan u .xlsx format. Svaki od trideset ispitanika je dobio četiri Excel fajla od 4 kolone, gde su tekstualna zaglavlja obeležena sledećim redosledom s leva na desno:

1. Resp – označavajući respiracioni signal

- 2. Puls – ukazujući na srčanu aktivnost, odnosno *EKG*-signal;
- 3. Vrat – označavajući promene napona na krajevima sternocleidomastoideus mišića (*SCM*);
- 4. Plex – označavajući promene napona u dijafragmalnoj regiji (*DfA*)

3.3.3 MAT ulazni signali

Pošto su sve obrade inicijalno vršene u MATLAB okruženju sledovala je konverzija svih spremnih ulaznih signala u *.mat* format, originalni format ovog matematičko-dizajnerskog paketa. Za osnovne četiri skupine format ulaznih signala je dobio formu:

$$S_{xy_Period},$$

gde su *xy* mogli biti između 01 – 30, a Period je jedna od četiri već pomenute periode, ukazujući na sekvencu pre zadržavanja daha, posle zadržavanja, pre, odnosno posle udara. Time je dobijeno 120 signala.

Radi jasnije slike, signal *S03_PosUdara* označava sekvencu posle udara trećeg ispitanika.

Pomenuli smo da su treća i četvrta sekvenca spojene u jedinstven signal, sa nultom vrednošću na vremenskoj osi oko sredine, a umesto *S* korišćeno je slovo *B*, tako da je trideset dobijenih signala bilo obeleženo jednostavno sa *B01 – B30*.

Transformaciju *.xlsx* formata u *.mat* format je moguće sprovesti na nekoliko načina unapred definisanim *MATLAB* komandama. Imajući u vidu *OOP* (objektno-orijentisano programiranje) pristup, koristili smo se *readtable* komandom u formi:

$$S_{xy} = readtable('UlazniExcelFajl.xlsx')$$

Izgled spremnog *.mat* fajla ima formu kao na sledećoj slici:

Variables - S19posZ

S19posZ

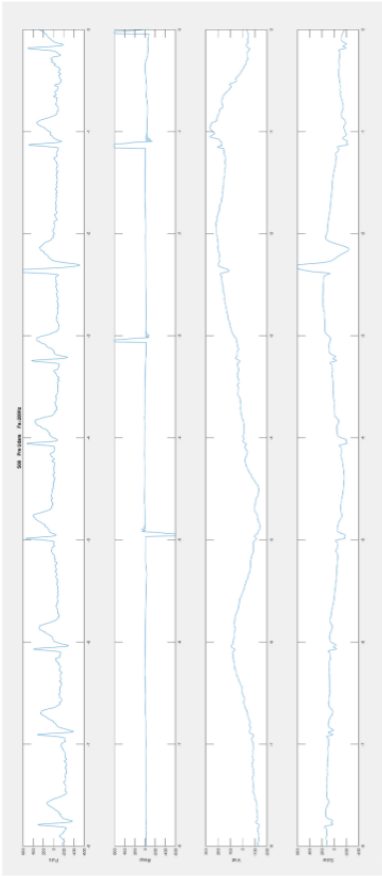
18000x4 table

	1	2	3	4	5
	Resp	Puls	Vrat	Plex	
1	0.5000	30.4700	17.7700	122.8000	
2	0.5100	37.8300	17.4700	124.7100	
3	0.5100	45.1200	17.1900	126.7700	
4	0.5100	52.2300	16.9400	128.9600	
5	0.527	59.2000	16.7100	131.3100	
6	0.5200	66	16.4800	133.7800	
7	0.5300	72.6200	16.2600	136.3700	
8	0.5300	79.0300	16.0800	139.1000	
9	0.5400	85.1500	15.9200	141.9900	
10	0.5400	90.9300	15.7900	145.0300	
11	0.5400	96.3800	15.6800	148.2100	
12	0.5400	101.4200	15.5800	151.5100	
13	0.5400	106	15.5000	154.9100	

Slika 3.1: .mat fajl devetnaestog ispitanika posle zadržavanja daha spreman za obradu. Prikazano je prvih 13 redova a vidi se da ih ima ukupno 18000. Svaka kolona ima zaglavlje sa svojim nazivom, jasno indukujući da li se radi o respiracionom signalu, *EKG* (Puls), *SCM* (vrat) ili *DIA* (Plex) signalu.

3.3.4 Pregled ulaznih fajlova

Za pregled fajlova unutar *MATLAB* okruženja razvijena je glavna skripta *ulaznigraf*. Grafik fajla *.mat* tipa, prikazan pomoću naše skripte *ulaznigraf*, prikazan je na slici 3.2.



Slika 3.2: Primer dijagrama u .mat formatu osmog ispitanika u fazi pre udara. Vide se četiri grupe signala: srčanog, respiracionog, vratne i dijafagnalne regije.

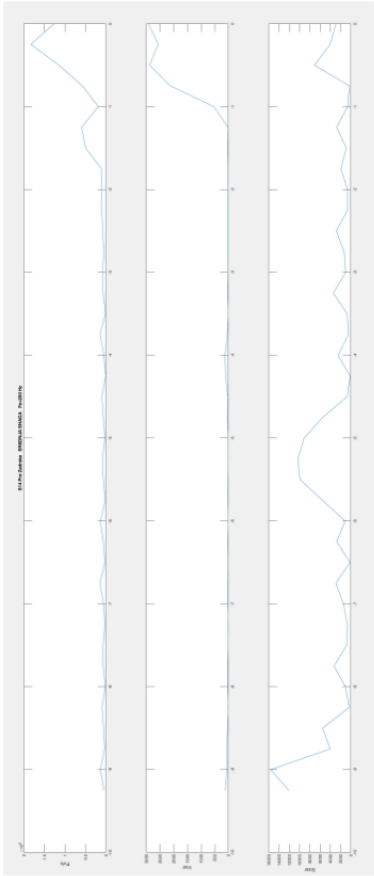
Normalno su prikazivane sekvence u vremenskom domenu za četiri signala, a moguće je isto raditi 'sample to sample'.

3.4 Srednja snaga signala u vremenu

Za analizu i prikaz promene srednje snage signala u vremenu korišćeni su *srsnag* i *srsnag2* glavne skripte, koje pozivaju nekoliko pomoćnih programa.

Glavna ideja ovih programa je bilo usrednjavanje srednje vrednosti kvadrata signala (izraženih u μV) na periodu od 1s, sa međusobnim preklapanjem prozora od 50% - ovim su izbegnute nagle promene u izlaznom signalu⁷

Program *srsnag* pokazuje vremenske promene u sekundama, a *srsnag2* bit po bit. Izlazni dijagram je prikazan na sledećoj slici:



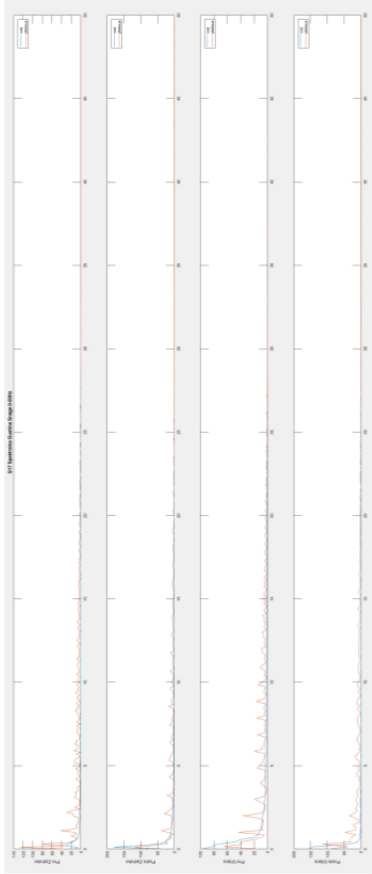
Slika 3.3: rezultat programa *srsnag* za 14. ispitanika pre zadržke daha. Vidimo tri grafika koji prikazuju usrednjenu vrednost kvadrata amplitude (ili srednje snage) P_{AV} za srčani, vratni i dijafragmalni signal.

3.5 SpekGraf

Skripta *SpekGraf* poziva nekoliko potprograma koji u centru imaju algoritam za standardnu brzu Furijevu transformaciju (*FFT*).

Zbog preglednosti, za svakog ispitanika su prikazana zbirno za sva četiri vremenska perioda promene spektralne gustine snage za *SCM* i *D/A* regiju. Vremenski sled dijagrama je odozgo na dole.

Pomoćni potprogrami *spektar1* i *spektVP* daju rezultat u grafičkom domenu čiji je jedan primer prikazan na slici 3.4:



Slika 3.4: Primer promene spektralne gustine snage 17. ispitanika tokom sve četiri faze

3.6 Segmentno razdvajanje spektralnih komponenti

Ovo je najisloženiji algoritamski deo čiji je opšti cilj bio da se dokaže da eventualne promene nastale zadržavanjem daha ne potiču od srčane aktivnosti u bilo kom smislu.

O ovome podrobno govorimo u Diskusiji, a prateći programi su dati u prilogu.

IV POGLAVLJE REZULTATI

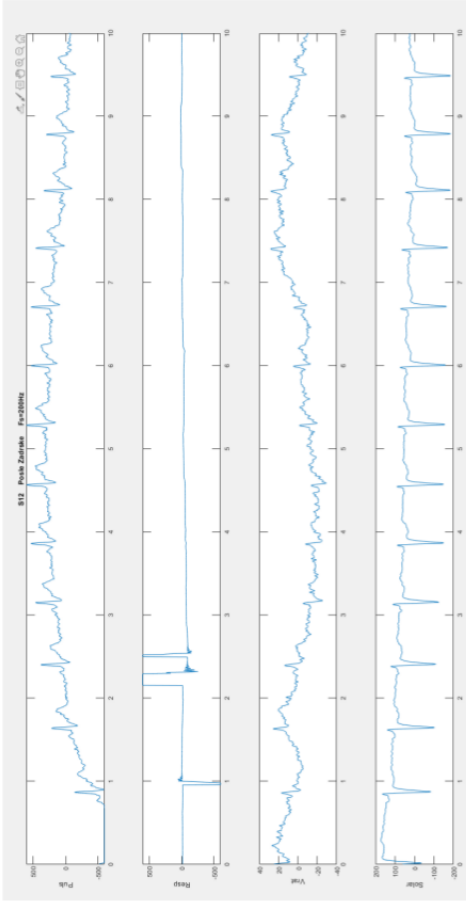
U ovom poglavlju sumarno su prikazani dobijeni merni rezultati. Objašnjeni su zbirno svi merni signali, postupci njihovog filtriranja i uzimanja najinteresantnijih zona. Relevantni podaci svrstani su u četiri grupe shodno karakterističnim vremenskim intervalima koje smo po**h**vatrali. Tako svaka analiza se deli prema ovim intervalima: vremenski moduli, amplitudske promene, promena srednje snage, dinamika spektralne gustine snage.

4.1 Mogućnost merenja

Posle višemesečnog istraživanja, uspešno su definisane dve regije za merenje površinskog elektromiograma (*sEMG*). Dobijeni su kvalitetni signali, bez ikakvih prekida u vratnoj i regiji solarnog plexusa. One su precizno opisane u prethodnom poglavlju. Vratna regija je obuhvatala snimanje na krajevima *m. Sternocleidomastoideus* i dobijeni signali su dobili kod *SCM*, a regija solarnog plexusa, ili dijafragmalna regija dobila je skraćenicu *DIA*.

4.2 Vremenski domen

Za svakog ispitanika dobijene su četiri sekvence u vremenskom domenu četiri signala. Primer jednog takvog je prikazan na slici 4.1:



Slika 4.1: Vremenski domen **dvanaestog** ispitanika **pre zadržavanja** daha.

Vidimo 10 s snimka za ispitanika broj 12 posle zadržske daha. Prvi signal je *EKG*, drugi respiracioni na vrhu nosa, treći je vratni (*SCM*) signal, a poslednji četvrti je regija solarnog plexusa (*DIA*) signal. Frekvencija odabiranja je bila 200 Hz.

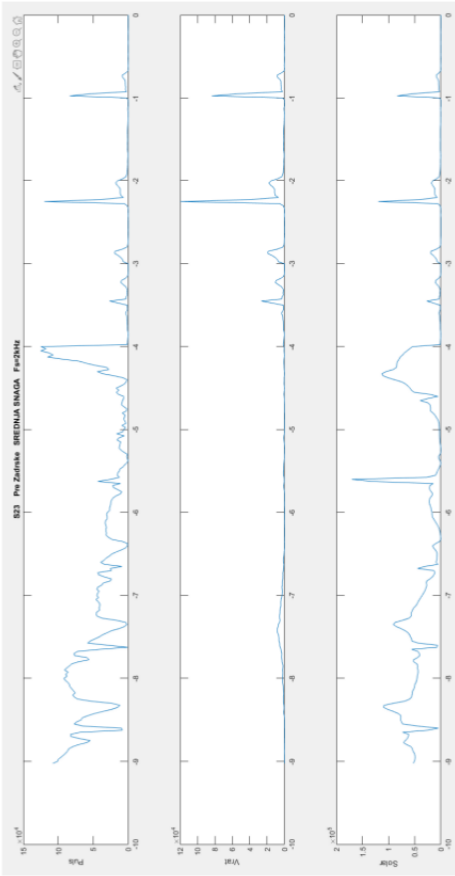
Kompletna lista ulaznih signala je priložena u Dodatku.

4.3 Srednja snaga

Inicijalno posmatranje dobijenih rezultata je ukazivalo na sličnost signala u prvoj i poslednjoj fazi merenja, dakle pre zadržke i već nekoliko sekundi po normalizaciji disanja. U fazi udara uočene su ozbiljne fluktuacije, pa je logično bilo proveriti srednju vrednost kvadrata dobijenih signala (prikazanih u μV) i njihovu promenu sa vremenom.

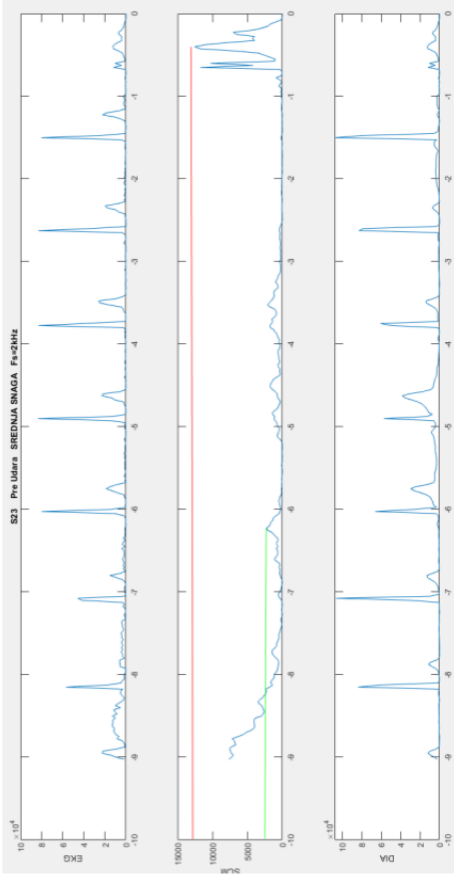
Korišćen je prozor širine 2 s (400 odbiraka sa nižom frekvencijom odabiranja, a 4000 odbiraka sa frekvencijom odabiranja od 2 kHz) sa preklapanjem od 50 %. Rezultati su izuzetno interesantni, pogotovu imajući u vidu da su praktično invarijantni na većinu šumova.

Slika 4.2 prikazuje srednju snagu (P_{AV}) nad tri signala: EKG, vratnoj regiji (SCM) i dijafragmalnoj



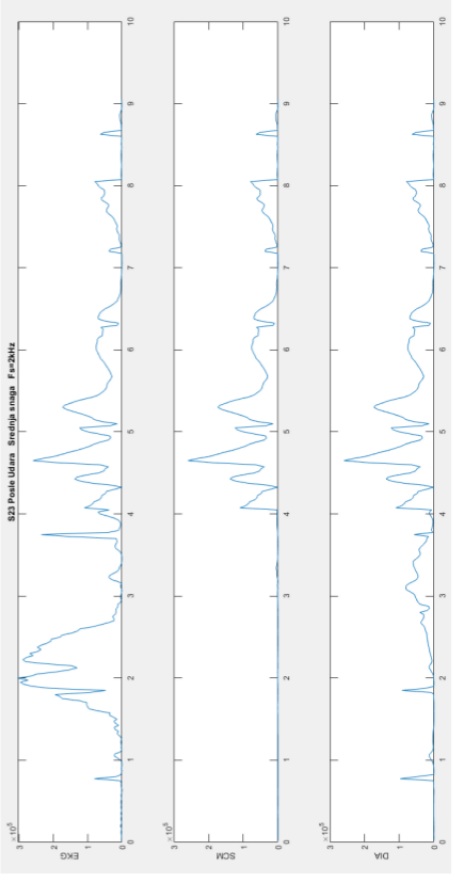
Slika 4.2: P_{AV} 23. ispitanika pre zadržke daha. U trenutku 0 ispitanik je istovremeno pritisnuo prekidač po prvi put levom rukom i desnom rukom zatvorio nos. Frekvencija odabiranja je 2 kHz, pa se u trenutku dve sekunde i jednu sekundu pre kraja vidi propagacija srčanog impulsa. Ovo je rešeno povećanim stepenom preklapanja prozora kasnije za ovu frekvenciju odabiranja, a za većinu signala, koji su odabirani sa 200 Hz, ovaj stepen preklapanja je bio sasvim dovoljan, čime su izbegnute nagle fluktuacije signala.

Na sledećoj slici vidimo stanje neposredno pre udara.



Slika 4.3: SCM regija do pre samog udara ne pokazuje bilo kakve bitne fluktuacije. U trenutku udara vidi se ekskluzivno povećanje od pre 400 %

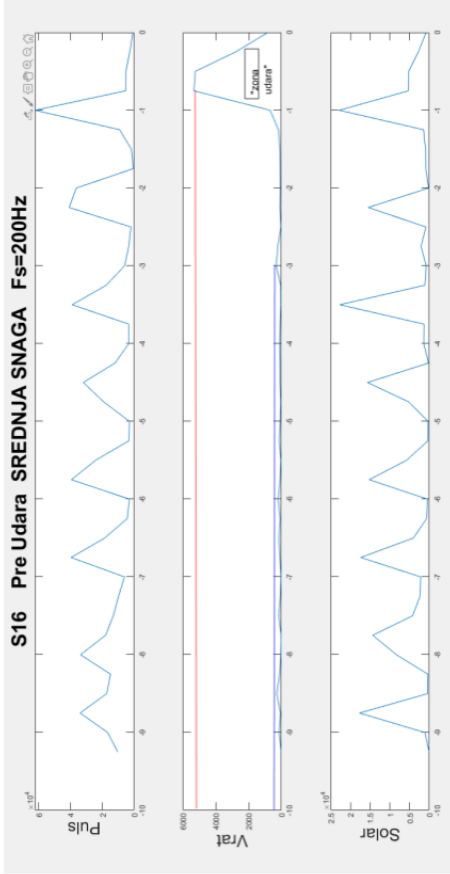
Sledeća slika je vremenski nastavak prethodne koja pokazuje odsustvo bilo kakve fluktuacije u SCM regiji.



Slika 4.4: 23. ispitanik posle udara i promena P_{AV} . Uočava se odsustvo promena u SCM regiji posle udara. Posle 4. sekunde ispitanik je mislio da je vežba gotova, tako da vidimo propagaciju šuma usled pokreta preko svih kanala.

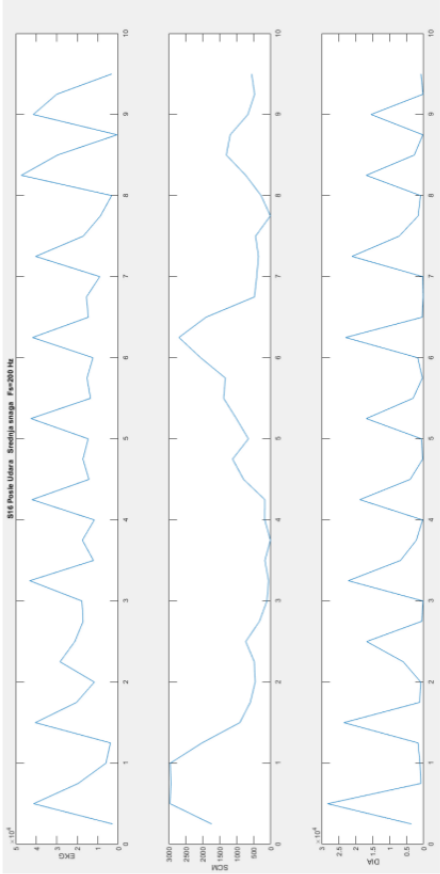
Prethodne tri slike jasno pokazuju da se jasna promena u trenutku udara desila ekskluzivno u vratnoj, SCM regiji i da je dobar pokazatelj ovog fenomena. Uz to, pravilnim preklapanjem prozora, otpornost sistema na šumove i preslušavanja je znatno uvećana [33 Milosavljević].

Međutim, nije kod svih ispitanika zapažena ekskluzivna promena u vratnoj regiji. Manji broj slučajeva je pokazivao ekskluzivni priraštaj jedino u D/A regiji. Takav je slučaj sa npr. 16. ispitanikom. Na sledeće dve slike jasno uočavamo ovu promenu



Slika 4.5: 16. ispitanik i P_{AV} pre udara. Vidi se ekskluzivni priraštaj u vratnoj regiji od oko 10 puta!

Uočava se mirna aktivnost do jedne sekunde pre samog udara, a zatim nagli skok u zoni udara. Na sledećoj slici uočavamo brz povratak na početne, niske vrednosti.

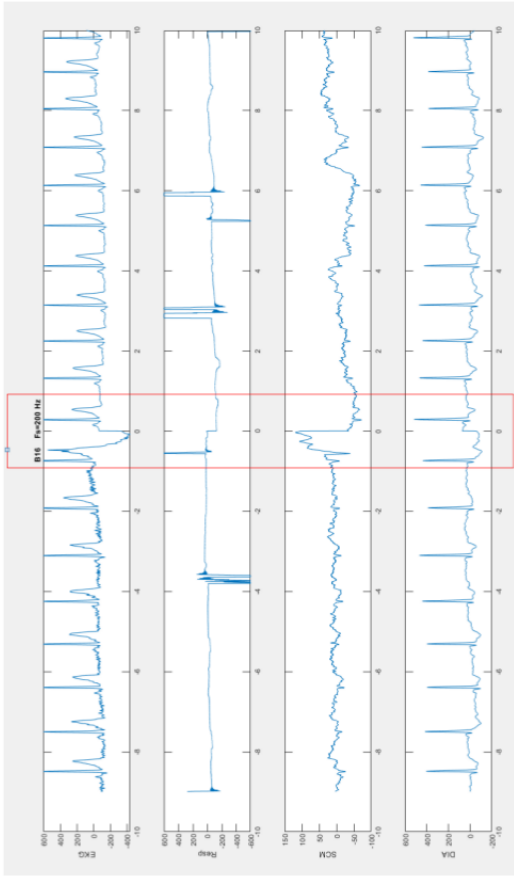


Slika 4.6: 16. ispitanik u zoni posle udara i prikazana promena P_{AV} . Vidi se žustar povratak u zoni *SCM*, a *EKG* i *D/A* signali pokazuju istu monotonost.

Posle 6. sekunde uočavamo pokrete koje je ispitanik napravio smatrajući da je vežba gotova.

Zbog praktičnosti za svih trideset ispitnika su spojene posljednje dve faze, a u dodatku su obeleženi sa *B01-B30*.

Na slici 4.7 je prikazan primer u vremenskom domenu za prethodnog, 16. ispitanika, koji je pokazao ekskluzivne promene u *D/A* regiji.



Slika 4.7: Vremenski domen 16. ispitanika koji spaja zone pre i posle udara (kontinualan snimak). Nulta vrednost x-ose pokazuje trenutak udara. Vidi se ekskluzivna promena u *SCM*(vratnoj) regiji. Takođe se uočava veoma zanimljiva promena u *EKG* regiji u istoj vremenskoj zoni, a o tome na samom kraju rezultata.

Sledeća tabela prikazuje sumarne statističke rezultate za sve ispitanike promene srednje snage u vremenu.

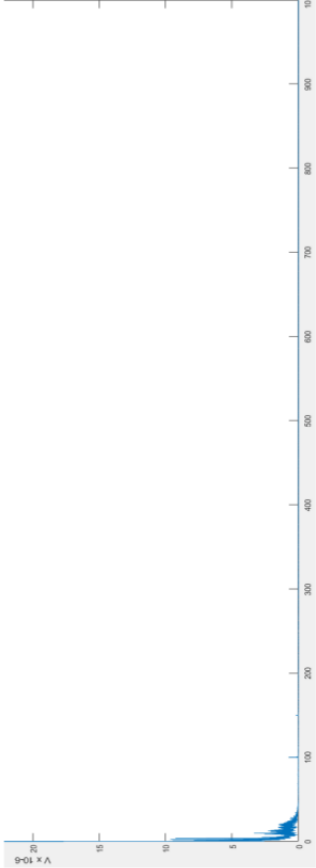
Tabela 4.1. Sumarni rezultati promene srednje snage za celokupnu populaciju od 30 ispitanika

No	P^{SC}_{rest}	P^{SC}_{bump}	P^D_{rest}	P^D_{bump}	ΔP^{SC}	ΔP^D	ΔP^{MAX}	$T_{fus} [ms]$
1	9.00	34.50	36.00	36.00	283.33%	0.00%	283.33%	800.00
2	7.00	38.00	500.00	1550.00	442.86%	210.00%	442.86%	1800.00
3	10.00	120.00	48.00	350.00	1100.00%	629.17%	1100.00%	1200.00
4	10.00	29.50	11.00	35.50	195.00%	222.73%	222.73%	750.00
5	6.00	21.00	40.00	40.00	250.00%	0.00%	250.00%	1100.00
6	23.00	51.00	200.00	200.00	121.74%	0.00%	121.74%	700.00
7	5.00	45.00	100.00	180.00	800.00%	80.00%	800.00%	600.00
8	18.00	49.00	18.00	110.00	172.22%	511.11%	511.11%	1500.00
9	5.00	33.00	25.00	32.00	560.00%	28.00%	560.00%	2100.00
10	32.00	42.00	20.00	70.00	31.25%	250.00%	250.00%	2050.00
11	2.00	22.00	60.00	20.00	1000.00%	-66.67%	1000.00%	2000.00
12	5.20	18.30	4.50	4.50	251.92%	0.00%	251.92%	1900.00
13	20.30	99.80	50.00	50.00	391.63%	0.00%	391.63%	800.00
14	100.00	30.00	37.00	72.00	-70.00%	94.59%	94.59%	1200.00
15	12.00	23.00	42.00	42.00	91.67%	0.00%	91.67%	1800.00
16	2.30	50.00	15.00	15.00	2073.91%	0.00%	2073.91%	1200.00
17	7.00	120.00	90.00	120.00	1614.29%	33.33%	1614.29%	700.00
18	8.00	41.00	5.00	23.00	412.50%	360.00%	412.50%	1700.00
19	9.00	72.00	200.00	160.00	700.00%	-20.00%	700.00%	1800.00
20	12.00	23.50	25.00	17.00	95.83%	-32.00%	95.83%	1100.00
21	6.00	19.50	10.00	10.00	225.00%	0.00%	225.00%	1400.00
22	20.50	28.50	38.50	132.00	39.02%	242.86%	242.86%	1800.00
23	21.00	120.00	120.00	120.00	471.43%	0.00%	471.43%	600.00
24	26.00	14.00	20.00	106.00	-46.15%	430.00%	430.00%	1400.00
25	8.00	8.00	10.00	120.00	0.00%	1100.00%	1100.00%	1100.00
26	5.80	11.80	35.00	34.00	103.45%	-2.86%	103.45%	900.00
27	4.00	12.00	10.00	4.00	200.00%	-60.00%	200.00%	800.00
28	7.00	41.00	160.00	130.00	485.71%	-18.75%	485.71%	1900.00
29	4.00	29.00	30.00	30.00	625.00%	0.00%	625.00%	600.00
30	9.00	21.00	24.00	25.00	133.33%	4.17%	133.33%	400.00
AVG	13.80	42.25	66.13	127.93	425.16%	133.19%	509.50%	1256.67
St.dev					489.23%	255.40%	467.40%	523.21
Δ^+					91.67%	94.59%	91.67%	400.00
Δ^+					2073.91%	1100.00%	2073.91%	2100.00

Kolona P^{SC}_{rest} označava stanje mira P^{SC}_{bump} P_{AV} vrednosti tokom udara u SCM oblasti, dok slično P^D_{rest} predstavlja stanje mira, a P^D_{bump} je vrednost tokom udara P_{AV} u DIA oblasti, a s obzirom na način označavanja japanske grupe [Arhiv 31]. Procentualni priraštaj od P_{AV} za SCM i DIA regije su označene kao ΔP^{SC} i ΔP^D . Maksimalni priraštaj za svakog ispitanika priložen je u sledećoj koloni koju smo označili sa ΔP^{MAX} . T_{RELX} je P_{AV} relaksacioni period na inicijalno stanje. AVG red pokazuje jednostavne srednje vrednosti svake kolone, dok $St. dev$ prikazuje standardnu devijaciju poslednje četiri kolone sa desna. Najupečatljivije ćelije u prvoj (No), šestoj (ΔP^{SC}) i sedmoj (ΔP^D) koloni su u masnim slovima. Dok Δ_{MIN} prikazuje minimalni priraštaj, Δ_{MAX} ukazuje na priraštaj zadnje dve kolone sa desna. Stoga su, Δ -redovi za ΔP^{SC} i ΔP^D kolone predstavljeni podebljanim slovima.

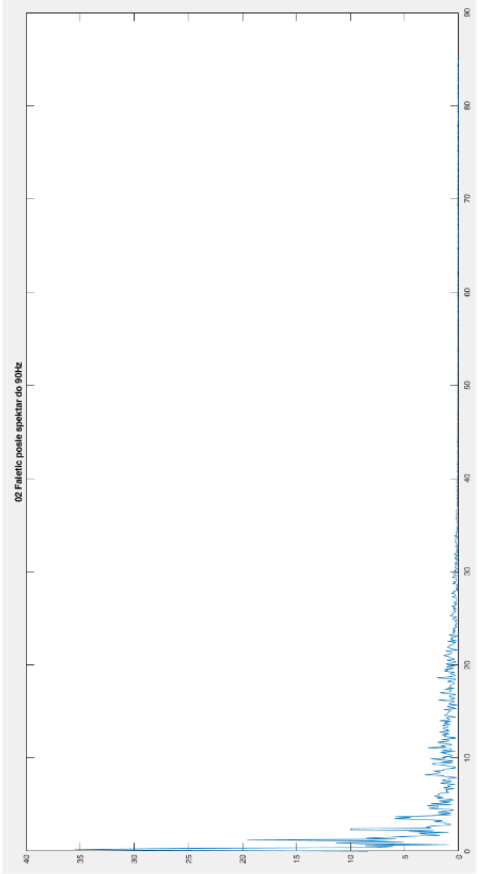
4.4 Promena spektralne gustine snage

U delu o korišćenim programima već smo pomenuli da je za potrebe pronalaženja spektralne gustine snage korišćena brza Furijerova transformacija (*FFT* algoritam). Program je najpre je bio testiran na sumarnom signalu dve sinusoide uronjenim u šum. Algoritam je takav da daje odličnu tačnost po horizontalni, dakle daje tačnu noseću učestanost, a tačnost amplitude, dakle ordinata se povećava sa širinom uzorka, tj. koeficijentom broja uzetih tačaka i frekvencije odabiranja. Rezultati FFT analize nad teoretskim spektrom pri frekvenciji odabiranja od 2kHz ima sledeći izgled:



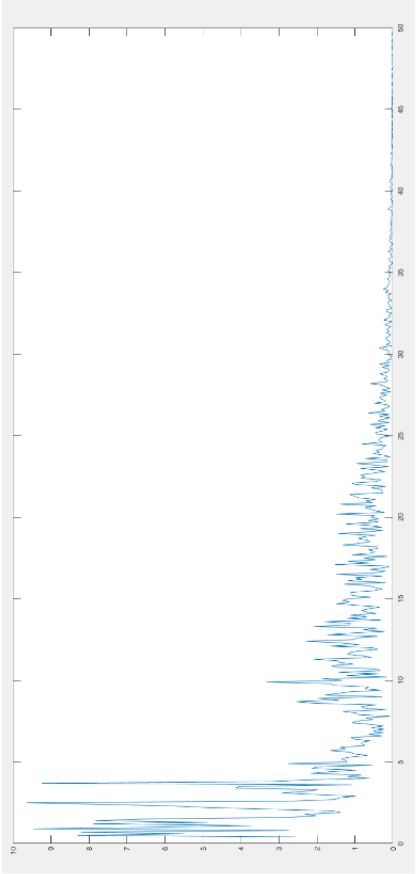
Slika 4.8: Primer spektra *sEMG* signala pri učestanosti odabiranja od 2 *kHz*. Lako se vidi odsustvo bitnih komponenti bitno ispod 100 *Hz*, sugerišući posledično da bi frekvencija odabiranja od 200 *Hz* bila sasvim dovoljna.

Prethodna slika jasno pokazuje odsustvo bitni komponenti preko 100 *Hz*. Ukoliko zumiramo dalje, uočavamo još precizniji broj detalja i osobenosti dobijenog spektra. Na spektru do 90 *Hz* vidimo ponovo dobar deo grafika bez značajnijih komponenti:



Slika 4.9: Primer gornjeg spektra u opsegu 0-90 Hz. Ovdje se jasno vidi odsustvo bitnih komponenti do 50 Hz.

Jasno se uočava da je dovoljno posmatrati spektralne karakteristike na još nižem opsegu. Sledeća slika to prilično jasno pokazuje.



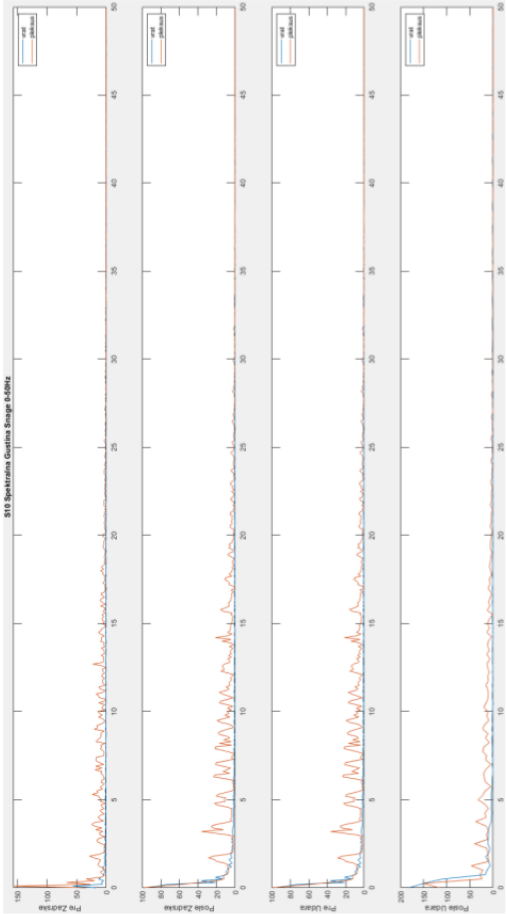
Slika 4.10: Praktični opseg spektra za posmatranje. Uočava se jasno odsustvo bitnih komponenti preko 45 Hz.

Na slici 4.10 vidi se jasno odsustvo bitnih komponenti preko 45 Hz, a tačni proračuni težinskih koeficijenata spektralne gustine snage pokazuju da snaga signala je manja od 0,1 % u opsegu iznad 45 Hz za sve ispitanike.

Zaključujemo da što se tiče propusnog opsega nema značajnijih komponenti iznad 40 Hz, što sugerise da je za dalja istraživanja sasvim dovoljna učestanost odabiranja od 200 Hz.

Za svakog ispitanika je na jednoj strani prikazana spektralna gustina snage. Imamo četiri grafika a na svakom se nalazi SGS za vratnu i regiju solarnog pleksusa. Slika 4. 11 to i najbolje pokazuje.

Da bi se vizualizovao vremenski domen, redosled događaja je s vrha ka dnu.



Slika 4.11: Spektralne gustine snage za vratnu i dijafragmalnu regiju u sve četiri merne vremenske zone. Plavi grafika označava vratni SGS, a narandžasti dijafragmalnu, odnosno regiju solarnog pleksusa.

Prvi osvrt na prirodu ovih grafika ukazuje na postojanje očekivane, snažne niskofrekventne komponente koja mora dobrim delom poticati od srčane aktivnosti (signalu do 1 Hz *ULF spectrum*). U ovoj oblasti je takođe kod svih signala zapažena redovno visoka dinamika, a tek kod jednog dela u oblastima oko 13 Hz.

Kada se posmatra ULF deo spektra može se uočiti nekoliko karakterističnih zapažanja:

1. Pre početka eksperimenta i pri samom početku SGS u delu solarnog pleksusa je veći od vratnog, gotovo red veličine.
2. Taj odnos se svakako menja u korist vratnog dela sa progresom eksperimenta.

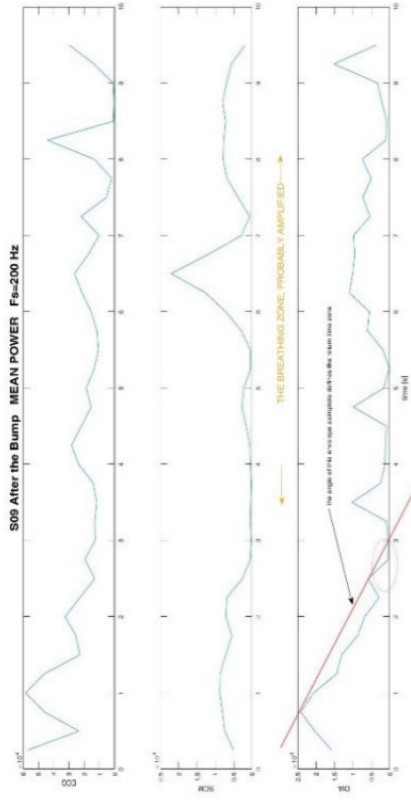
3. Prištaj vratnog dela tokom udara je uvek prisutan i često premašuje
SGS solarnog pleksusa
4. Pri završetku eksperimenta imamo povrćaj slike sa početka
eksperimenta.
- Zaključak je da bi merenje *ULF* komponenti moglo biti ključno za komfornija i
specifičnija buduća merenja.

Opravdano je očekivati da će komponente oko 13 Hz imati šta da prikažu, tj. čini se da je dinamika u tom opsegu u oblasti „udara“ veoma visoka.

4.5 Tangenta oporavka

Oporavak signala posle zadržavanja daha je takođe pokazao veoma interesantne karakteristike. Stoga krenimo sa vizualnim prikazom.

Slika 12 prikazuje za devetog ispitanika vremensku zonu neposredno nakon udara. Ovde se uočava dominantni udar samo u *DIA* regiji, gde se jedina bitna promena u monotonosti svih signala može zapaziti⁸. Ona traje oko svega 3 s, nakon čega svi signali pokazuju iste prethodne obrasce.



Slika 4.12: Promena srednje vrednosti kvadrata amplitude posle „udara“

Slika 4.12 prikazuje odozgo nadole promene *EKG*, *SCM* i *DIA* signala. Nagib crvene linije je proporcionalan brzini oporavka srednje vrednosti kvadrata amplitude. Što je nagib bliži

ravnom uglu, to je oporavak sporiji. Sve relevantne promenljive ovog istraživanja su sadržane u uglu tangente crvene linije na ovoj slici. Ona direktno zavisi od vrednosti *y*-ose koja predstavlja maksimalnu vrednost srednje snage u posmatranom događaju, a *x*-osa je vreme relaksacije, tj. vreme za koje srednja snaga signala se povratu na vrednosti sa početka eksperimenta. Uočava se veoma nagli povratak srednje snage u *DIA* regiji nakon normalizacije disanja. Crvena linija je konstruisana spajanjem maksimuma opadajuće krive (*downtrend line*). Posmatranjem brzine opadanja crvene trend linije započa se da opada različitom brzinom, što je opisano uglom, na slici 4.12 kod tačke 3 na *x*-osi.

Tabela 4.2 Rezultati parametara statističke analize merenih varijabli

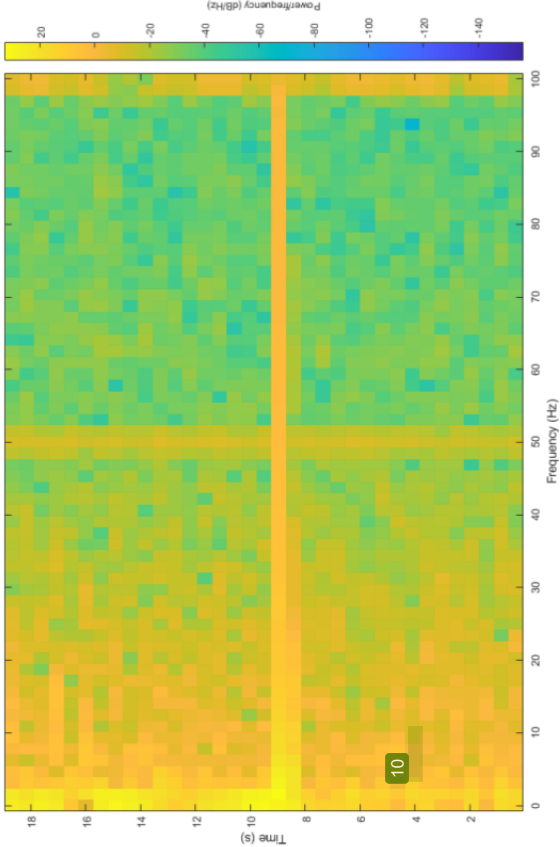
Parametri statističke analize	BHT[ms]	Pscw [mW]	PdIA [mW]	TrLx [ms]	Ugao relaksacije signala [°]
SREDNJA VREDNOST	28466.67	36.46	20.40	1288.33	15.87
MIN	11000.00	10.00	10.00	400.00	4.09
MAX	66200.00	80.00	40.00	2100.00	55.49
ST. DEVIJACIJA	12471.66	22.93	11.07	432.18	10.90
STD/ MEAN [%]	43.81%	62.88%	54.29%	33.55%	68.67%

Vrednosti vremena relaksacije na početnu vrednost T_{rlh} za uzorak variraju od 400 – 2100 *ms* i prikazani su sumarno na Tabeli 4.2. Srednja vrednost je 1288,33 *ms* sa standardnom devijacijom od 432,18. Rezultati unakrsne korelacione analize (Kolmogorov-Smirnov dvostrani test) pokazali su nisku vrednost ispod 5% ($K-S=3,87298, p<0,001$) i odsustvo veza između svih relevantnih promenljivih, što u ovom slučaju znači da vreme relaksacije nije uslovljeno niti vremenom zadržavanja daha, niti vrednostima maksimalne srednje snage u vratnoj, odnosno dijafragmalnoj regiji. Vreme relaksacije ima najmanji odnos od 33.55% između standardne devijacije i srednje vrednosti, te najpreciznije opisuje pomenuti fenomen povraćaja maksimalne srednje snage na početne vrednosti.

4.6 Multi-strukturalna spektralna analiza

Poslednje pitanje koje je preostalo je bilo razjašnjenje postojanja eventualnih specifičnih spektralnih komponenti prilikom udara, kao i njihovo samo poreklo. Sve vreme se na umu imao uticaj aktivnosti srčanog mišića.

Ovde su iskorišćene mogućnosti *Matlab* potencijali analize signala do samog maksimuma. Slika 4.13 prikazuje tri relevantne informacije modulišući intenzitet spektralne gustine snage bojom:

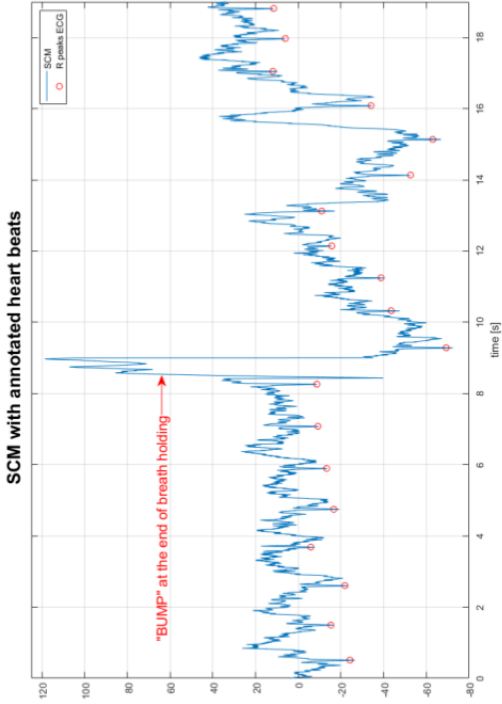


Slika 4.13: Spektralna gustina snage od *SCM* tokom zadržavanja daha; udar je dosegnut pri $t = 9$ s; Frekvencija odabiranja je $F_s=200$ Hz. Korišćen je Hanningov prozor pri $NFFT=128$; sa preklapanjem od 108 odbiraka.

Na horizontalnoj osi vidimo učestanosti u rasponu od 0-100 Hz. Leva vertikalna osa prikazuje vreme, a sa desne strane je priložena legenda modulisana intenzitetom spektralne gustine snage.

Vidimo da su komponente na nižim učestanostima većeg intenziteta. Takođe, uočava se nizak stepen ugrađenog filtriranja u Kohdenovu opremu, označavajući jasne komponente na 50 Hz koji potiču od visokonaponske mreže.

Ono što je najvažnije za naše istraživanje, uočava se jasan priraštaj snage u trenutku udara koji je nominalno bio u devetoj sekundi. On se jasno uočava prisustvom oker horizontalne trake na nivou $t = 9$ s na slici 4.14:



Slika 4.14: SCM promene u periodu pre i posle prekida zadržavanja daha. Udar se desio u $t = 9\text{ s}$; precizni momenti srčanih otkucaja označeni su crvenim kružićima.

Slika 4.14 jasno pokazuje ekskluzivitet trenutka udara koji se dogodio u $t = 9\text{ s}$. Vidimo da signal pre i posle ovog događaja ne izlazi iz opsega vrednosti $-40\text{ }\mu V$ do $+40\text{ }\mu V$, a da je tokom udara nakon tri hitra zupca dosegao hitro $120\text{ }\mu V$, a onda žustro sišao do $-70\text{ }\mu V$.

Svi rezultati su sumarno prikazani u Dodatku.

V POGLAVLJE DISKUSIJA

U ovom poglavlju bavimo se tumačenjem dobijenih rezultata, njihovim međusobnim vezama, kao i specifičnom problematikom za svaku od ponuđenih ideja.

5.1 State of the Art polazište

Osnovna ideja vodiija ovog rada je bila mogućnost merenja efekata zadržavanja daha elektropoliografskim signalima i uočavanje značajnih promena prilikom procesa zadržavanja daha. Efekti zadržavanja daha u praksi mogu biti praćeni od 50-ih godina XX veka od sovjetske grupe okupljene oko K. P. Butejka, a zadnjih dvadeset godina je napravljen veliki prodor u površinskoj elektromiografiji rešavanjem brojnih problema akvizicije i pravilnim tumačenjem dobijenih rezultata. Različiti efekti disanja su takođe razmatrani poslednjih godina u ovom svetlu, ali su efekti u svim fazama zadržavanja daha ostali po strani. Krenimo redom.

5.1.1 Butejkova grupa

Ova problematika je najintenzivnije istraživana sa ciljem dobijanja praktičnih rezultata od strane sovjetskih naučnika 1960-ih godina u centru za Kosmička i biološka istraživanja u Novosibirsku pod rukovodstvom čuvenog naučnika Konstantina Pavlovića Butejka. Brojni uspešni rezultati ovog nacionalnog instituta pružili su uvid u određene parametre koji su mahom bili mehaničke i hemijske prirode. Uočene su različite promene u sadržaju kompozita vazduha, kao i određene promene u standardnim hemijskim rezultatima telesnih tečnosti ispitanika.

Iako je bila reč o vojnim programima, često strogo poverljivim, rezultati su se vrlo brzo pokazali, pa dostignuća kao što su prvi isar u kosmosu, čovek u kosmičkom brodu (Jurij Gagarin), a nedugo i u slobodnom prostoru (Aleksej Tihonov) su zahtevali izuzetno poznavanje problematike disanja. Ovaj niz se svakako proširio na složene zadatke rešavanja ventilacije supersoničnih aviona, nuklearnih atomskih podmornica ili strateških skloništa sa dugotrajnom autonomijom duboko pod zemljinom površinom.

Dr Butejko je takođe uočio linearnu vezu između sposobnosti zadržavanja daha i alveolarne koncentracije ugljen-dioksida:

$$PaCO_2 [\%] = 3,5\% + 0,5 * BHT$$

Ovde $PaCO_2$ predstavlja alveolarnu koncentraciju CO_2 u procentima; 3,5% je minimalni sadržaj CO_2 , a 0,5 je koeficijent proporcionalnosti; BHT je vreme zadržavanja daha posle laganog izdisaja, nakon sedenja u miru od 5 – 10 minuta.

Ovu je formulu Butejko patentirao 1986. godine[6]. U dodatku je priložena veza između $PaCO_2$ merenu u procentima i milimetrima živinog stuba⁹. U patentu je navedeno da se ista preciznost dobija i upotrebom profesionalnih dijagnostičkih uređaja. Mnogi radovi zapadnih autora tvrde, indirektno, da se BHT snižava sa opadanjem CO_2 , mada ne postoje za sada praktični radovi na ovom polju.

Opseg Butejkove formule nije širok, ali sasvim dobro funkcioniše pri najčešćim rezultatima $PaCO_2$ i BHT , tj. kada je BHT u opsegu od 10 - 60 s. Ne može biti primenjena na veoma bolesne pacijente, kada je $PaCO_2$ u opsegu od 20 - 30 $mm\ Hg$ ili čak niža. Zaista, minimalna vrednost $PaCO_2$, prema ovoj formuli iznosi 3,5% ili oko 27 $mm\ Hg$, dok se u medicinskoj praksi susrećemo sa vrednostima od 20 $mm\ Hg$ ili čak nižim kod kritično bolesnih pacijenata. Na drugom kraju krive, za visoke intenzitete $PaCO_2$ i BHT , govori se o izuzetnim ljudima (npr. majstori joge), koji mogu zadržavati svoj dah više minuta, ali njihov iznos $PaCO_2$ je jedva nešto preko medicinskih normi!

Napomena: ova formula ne može biti primenjena pri izvesnim fiziološkim poremećajima respiratornog, cirkulatornog i nervnog sistema. Mek Fejden i Lajon su 1968. godine zabeležili slučajeve emfizema pluća i ozbiljne astme, kada su rezultati bili niži od predikcije formule. U izvesnim slučajevima BHT može biti i veći nego što se očekuje, kao pri hirurškim intervencijama na karotidnom telu disajnog centra[35] ili pri privremenoj paralizi respiratorne muskulature[9].

⁹ Primer: Računanje normalnog BHT Butejkovom formulom. [ud3.67] Normalni arterijski i alveolarni CO_2 pritisak iznosi oko 40 $mm\ Hg$. Standardni atmosferski pritisak na nivou mora iznosi oko 760 $mm\ Hg$. Izražen u procentima linearnom transformacijom je normalni $PaCO_2$ oko 5,26 % [ud68]. Ova vrednost je ekvivalentna vrednosti od $BHT = 35\ s$, i slaže se s većinom eksperimentalnih nalaza iz ove oblasti.

Od električnih signala, a shodno limitima tadašnje kompiuterske opreme, svi bitni rezultati se mogu vezati za promenu rada srčanog ritma, gde su takođe uočene interesantne korelacije.

Brojni fenomeni su ostali na nivou grubih mehaničkih svojstava ili na nivou „osećaja“.

5.1.2 Proboji u površinskoj elektromiografiji

U poslednjoj deceniji prošlog veka počela je pojava radova iz oblasti površinske elektromiografije (sEMG) u korelaciji sa različitim respiratornim efektima [7]. Broj novih radova je počeo dobijati eksponencijalni priraštaj, pa su se pojavili i zbornici ove vrste radova [17]. Do danas postoji najmanje 10.000 radova, od kojih se oko 1% mogu klasifikovati kao pozitivne u svetlu preciznosti postavki i ponovljivosti eksperimenata.

Tokom snimanja različitih tipova bio-signala šumovi i različiti artefakti su praktično neizbežni, a najčešće i prilično uočljivi [55]. Imajući ovo na umu, prva složenija analiza na koju smo se koncentrisali bila je promena srednje snage u vremenu (P_{AV}) usled konstantnog prisustva velikog dela šuma. Bar u prvoj aproksimaciji uticaj šuma se mogao smatrati konstantnim u svim fazama merenja [22]. Ovo naravno na kraju zahteva potvrdu kompletne statističke analize.

Nekoliko puta je korišćena metoda preklapanja prozora pri proračunu P_{AV} površinskog elektromiograma u SCM I DIA oblasti[2]. Pošto je DIA jako zasićena sa EKG signalom, koristili smo širinu prozora od 1 s sa ciljem minimizovanja njegovog uticaja. Npr. prosečni RR interval na slici signala iznosi 1.02 s. U slučaju frekvencije odabiranja od 200 Hz, uzimano je preklapanje od 100 uzoraka između dva uzastopna prozora.

Vidljivi priraštaj snage je uočen neposredno pre „udara“ u svim slučajevima, ali

uglavnom u SCM oblasti [16]. Ipak, od ukupno 30 ispitanika Petoro je imalo ekskluzivni priraštaj od P_{AV} u DIA oblasti. Ovo je u saglasju sa izjavom Sankt Peterburške grupe oko Segizbajeve da je “vratna oblast mnogo podložnija zamoru nego interkostalna” [49,50].

Već smo spomenuli praktičnu mogućnost produžavanja zadržavanja daha izvesni vremenski period i nakon fiziološkog odgovora [34], što je bilo očekivano i tokom naših eksperimenata.

Nedavno je grupa okupljena oko profesora Leđuna publikovala rad na temu praćenja forme profesionalnih biciklista, ukazujući na promene P_{AV} sEMG signala lokomotornih mišića usled zamora, a isto tako mereći i periode oporavka [30]. Njihova opservacija je pokazala značajne promene u dve od četiri merne grupe.

Naši rezultati su pokazali da je 16.6% ispitanika pokazalo ekskluzivni priraštaj jedino u DIA oblasti, što je veoma približan broj levorukosti celokupne ljudske populacije. Dr

Milenković u svom radu sumarno podvlači glavne procentualne karakteristike levorukosti “Postoji veoma mala promena u odnosu levorukih od Paleolita negde pre 10,000 godina i procenjuje se da je njegova vrednost oko 10%”, mada “postoje određene raznolikosti od naroda do naroda”, podvlačeći na kraju da “proračuni izvršeni u Srbiji o levorukosti (5-10%) ipak odstupaju od ostatke Zapadne Evrope (11-14%)” [37]. Ovo ostavlja otvoreno pitanje, ali i mogućnost, da je reagovanje DIA ili SCM oblašću urođena, individualna karakteristika individue poput levorukosti.

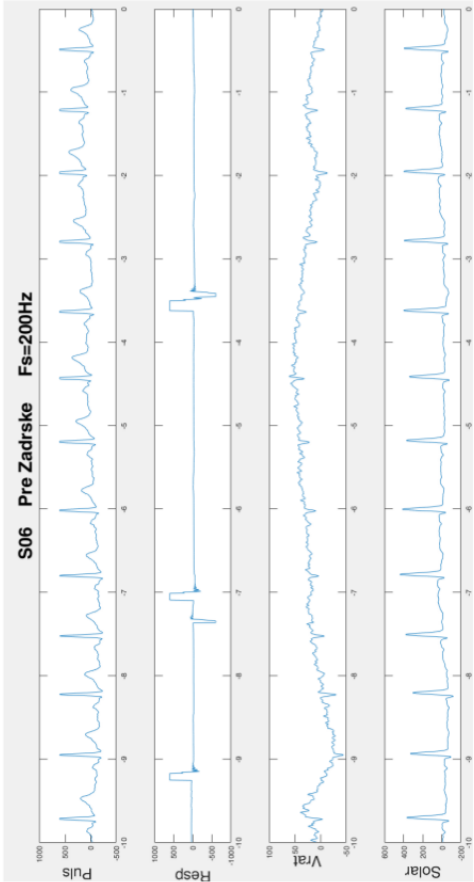
5.2 Inicijalna hipoteza i mogućnost akvizicije sEMG signala pri zadržanom disanju

Prvi zadatak je predstavljao dokaz mogućnosti paralelnog merenja sEMG, uz uočavanje izvesne dinamike u različitim etapama primenjenog eksperimenta. Posle nekoliko meseci ispitivanja i proučavanja iskustava sličnih istraživanja u svetu došlo se do uspešne akvizicije sEMG signala sa precizno definisane dve regije.

Opisanim protokolima dobijeno je 30 sirovih multikanalnih signala - snimaka, a nakon uklanjanja artefakata četiri grupe signala (nisu korišćeni EEG signali) prema odgovarajućim vremenskim intervalima, a na slici 1:

1. normalno stanje, bez aktivnosti, pre zadržavanja daha;

2. faza na početku zadržavanja daha;
3. stanje fiziološkog odgovora na produženo zadržavanje daha, već definisanog kao „udar“;
4. poslednja faza neposredno posle udara sa relaksacionim periodom na kraju [44].



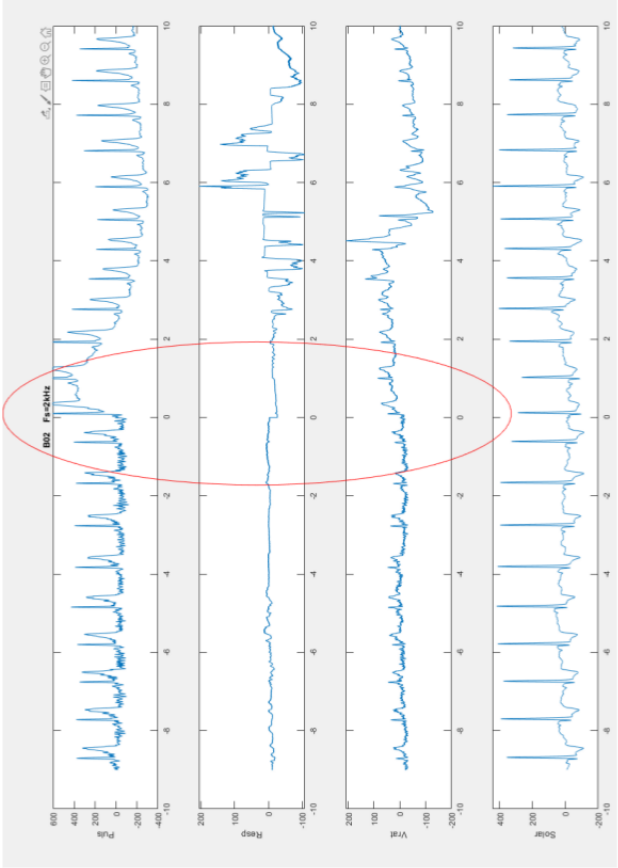
Slika 5.1 Vremenski domen snimljenih signala

Na Slici 1 prikazana su četiri dobijena signala za jedan vremenski interval. Konkretno navedeni primer izmerenih signala u miru odnosi se na šestog ispitanika. Uočavaju se četiri signala odozgo na dole: *EKG*, respiratorni signal, *sEMG* signal u vratu (*SCM*) i u regiji solarnog plexusa (*DIA*). Učestanost odabiranja je bila 200 Hz. Vidi se tipični zdravi *EKG* signal, dok signal *RESP* pravilno indikuje, kako *inspiration*, tako i *expiration*.

Ovim je praktično dokazana inicijalna, prva hipoteza, da je moguće merenje *sEMG* signala pri zadržanom disanju u precizno definisanoj vratnoj i dijafragmalnoj oblasti. U nastavku ćemo se po fokusiranju na frekventne karakteristike dobijenih signala usmeriti na mogućnost paralelne akvizicije dodatnih elektropoliografskih signala, bez gubitaka u realnom spektru. Ovo otvara mogućnost za novu paletu eksperimenata na ovu temu.

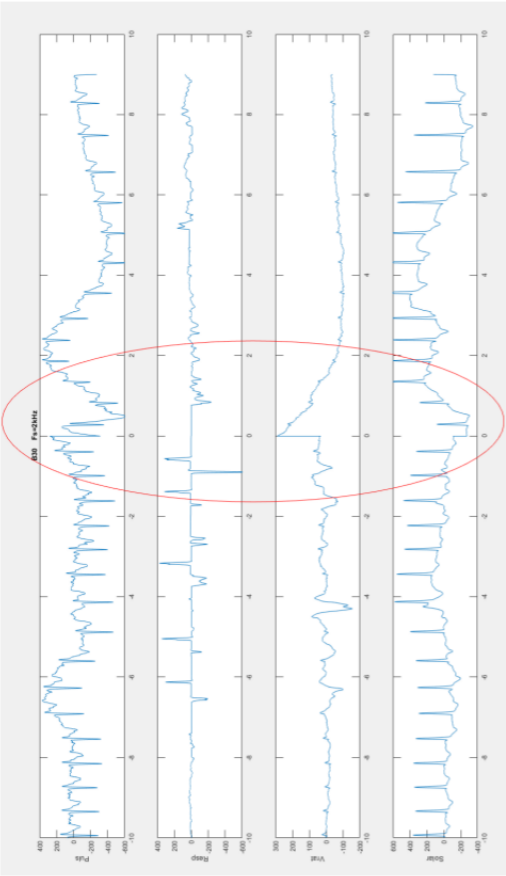
5.3 Dinamika signala

Posmatranjem signala u vremenskom domenu uočeni su slični obrasci i intenziteti signala na početku i kraju eksperimenta, tj. u prvoj i četvrtoj fazi merenja (Slika 5.2). Međutim, u trenutku udara uočavaju se veoma interesantne promene. One se odlikuju kako po samom intenzitetu, tako i u pojavi različitih obrazaca, takođe izraženih amplituda.



Slika 5.2: Treća i četvrta faza drugog ispitivanja. 0 predstavlja trenutak udara. Uočava se jasan priraštaj u vratnoj regiji, kao i promena na EKG signalu.

Na sledećoj slici 5.3 vidimo uticaj i u D/A regiji.



Slika 5.3. Treća i četvrta faza tridesetog ispitanika. Sličnim promenama u prethodnom slučaju pridodate su i promene u *DIA* regiji u vremenskom domenu.

Fokusrirajući se na *sEMG* promene, pregledom kompletne populacije uočava se promena u trenutku udara u bar jednoj od *sEMG* oblasti. Nekada su promene uočljive u obe regije istovremeno, a nekada samo u jednoj. Dosta češće promene se registruju u *SCM* regiji.

Propagacija signala reakcije do svesnog opažanja slaže se sa modernim istraživanjima i ide od 0.2 s [3] do 1.42 s [32]¹⁰.

Ovim je potvrđena dodatna hipoteza da je trenutak udara pokazao ekskluzivne promene već u vremenskom domenu. Stoga je sledeći prirodan korak bio sprovođenje različitih tehnika analiza signala.

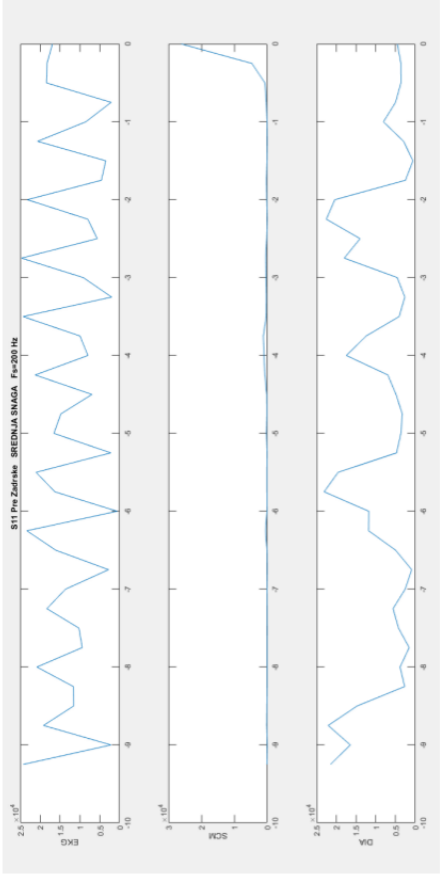
5.4 Srednja snaga

S obzirom na izraženu promenu intenziteta amplitude signala u regiji udara najpre se pristupilo izvođenju analize usrednjene vrednosti kvadrata amplitude digitalnog signala u vremenskom domenu na pogodnim prozorima [42 Ostojeć Milosavljević]. Pre nego što se

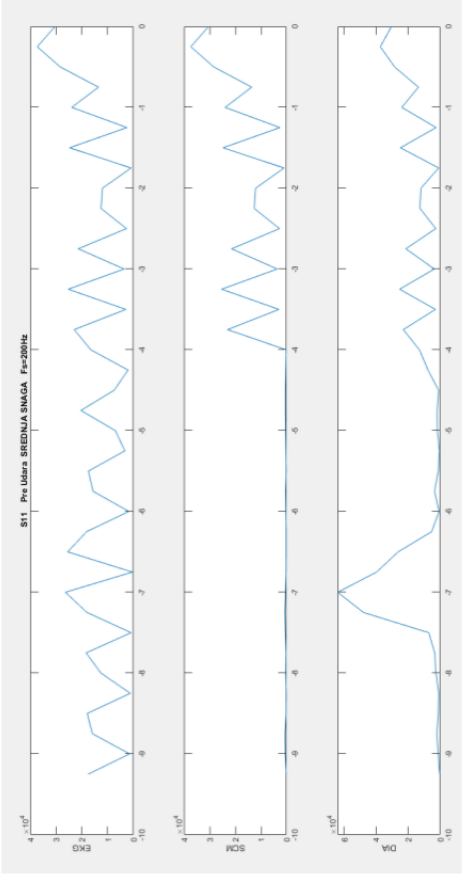
¹⁰ The researchers include different cumulative periods. The full propagation may include the sum of the following steps: time of the sense reaction to the stimulus (visual, auditory, sensual), signal propagation from the sense cells to the brain, time of the reaction of cortex, and the time of pulse propagation from cortex by motor

osvrnemo na robusnost ove vrste analize na uvek prisutne šumove i efekte preslušavanja, pogledajmo detaljnije sliku 5.4 koja se sastoji iz tri pod-grafika :

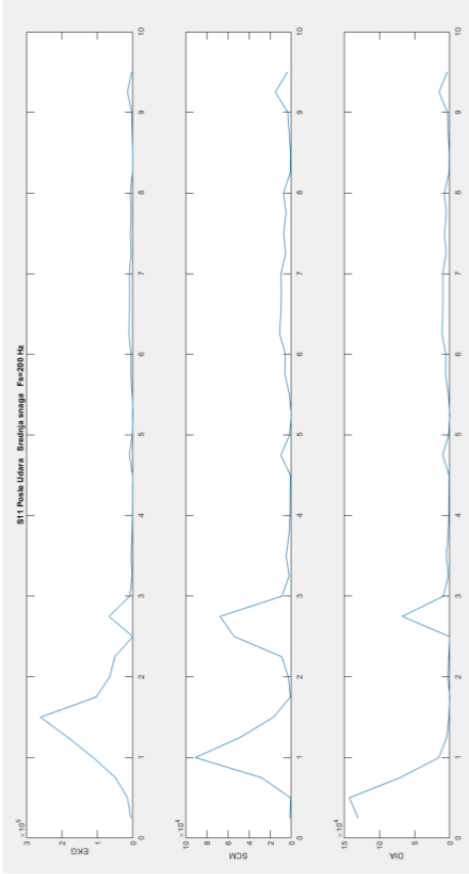
A)



B)



C)



Slika 5.4: Promena P_{AV} 11. ispitanika A) pre zadržavanja daha; B) pre udara; C) posle udara.

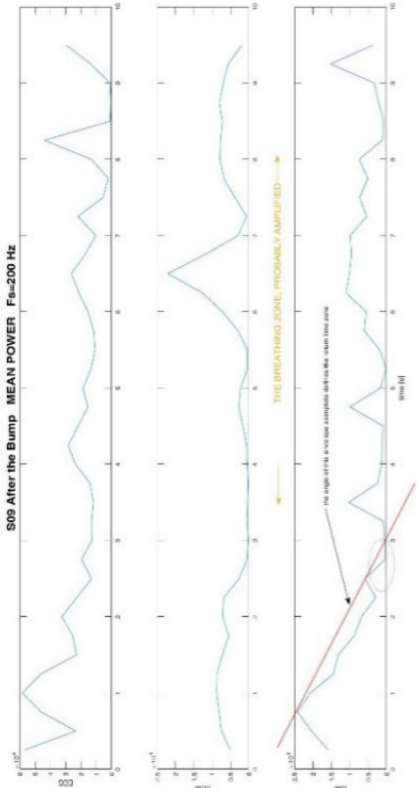
U sva tri slučaja uočava se fluktuacija *EKG* i *DIA* srednje snage (često koristimo i oznake P^{ECG} i P^{DIA} , sa adekvatnim fazama merenja u indeksu). Međutim P_{AV} u *SCM* oblasti (skraćeno P^{SCM} , sa adekvatnim fazama merenja u indeksu) u prvoj i na kraju treće faze je veoma blizu x-osi, tj. ima nisku vrednost. Neposredno pred zonu udara ova vrednost poraste nekoliko puta i odličan je indikator trenutka udara.

Primitili smo preslušavanja *EKG* signala naročito u *DIA* oblasti, ali ni *SCM* ne može biti imuna na isti. Usrednjavanjem kvadrata amplitude dobija se ravnija kriva, jer samim preklapanjem prozora gube se nagli skokovi signala. Zato je srednja snaga, iako prilično jednostavna, jedno od glavnih sredstava za analizu ove pojave. Na kraju ćemo i predstaviti *stand-alone* idejni uređaj koji bi mogao vršiti akviziciju i pravilnu detekciju ove pojave.

5.4.1 Tangenta oporavka

Oporavak P_{AV} signala posle zadržavanja daha je takođe pokazao veoma interesantne karakteristike. Stoga krenimo sa vizualnim prikazom.

Slika 5.5 prikazuje za devetog ispitanika vremensku zonu neposredno nakon udara. Ovde se uočava dominantni udar samo u *DIA* regiji, gde se jedina bitna promena u monotonosti svih signala može zapaziti. Ona traje oko svega 3 s, nakon čega svi signali



Slika 5.5: Promena srednje vrednosti kvadrata amplitude posle „udara“

Slika prikazuje odozgo nadole promene EKG, SCM i DIA signala. Nagib crvene linije je proporcionalan brzini oporavka srednje vrednosti kvadrata amplitude. Što je nagib bliži ravnom uglu, to je oporavak sporiji. Sve relevantne promenljive ovog istraživanja su sadržane u uglu tangente crvene linije na ovoj slici. Ona direktno zavisi od vrednosti y-ose koja predstavlja maksimalnu vrednost srednje snage u posmatranom događaju, a x-osa je vreme relaksacije, tj. vreme za koje se srednja snaga signala povratu na vrednosti sa početka eksperimenta. Uočava se veoma nagli povratak srednje snage u DIA regiji nakon normalizacije disanja. Crvena linija je konstruisana spajanjem maksimuma opadajuće krive (*downtrend line*). Posmatranjem brzine opadanja crvene trend linije zapaža se da opada različitom brzinom, što je opisano uglom, na slici 5.5 kod tačke 3 na x-osi.

Tabela 5.1 Rezultati parametara statističke analize merenih varijabli

Parametri statističke analize	BHT[ms]	Pscm [mW]	Pdia [mW]	Trlx [ms]	Ugao relaksacije signala [°]
SREDNJA VREDNOST	28466.67	36.46	20.40	1288.33	15.87
MIN	11000.00	10.00	10.00	400.00	4.09
MAX	66200.00	80.00	40.00	2100.00	55.49
ST. DEVIJACIJA	12471.66	22.93	11.07	432.18	10.90
STD/ MEAN [%]	43.81%	62.88%	54.29%	33.55%	68.67%

Vrednosti vremena relaksacije na početnu vrednost T_{th} za uzorak variraju od 400 – 2100 ms i ovde su prikazani. Srednja vrednost je 1288,33 ms sa standardnom devijacijom od 432,18.

Rezultati unakrsne korelacione analize (Kolmogorov-Smirnov dvostrani test) pokazali su niski vrednost ispod 5% ($K-S=3.87298$ $n=1000$) i odnose na razliku između svih relevantnih

promenljivih, što u ovom slučaju znači da vreme relaksacije nije uslovljeno niti vremenom zadržavanja daha, niti vrednostima maksimalne srednje snage u vratnoj, odnosno dijafragmalnoj regiji. Vreme relaksacije pokazuje najmanji količnik od 33.55% između standardne devijacije i srednje vrednosti, te najpreciznije opisuje pomenuti fenomen povraćaja maksimalne srednje snage na početne vrednosti.

5.5 Spektralna gustina snage

Furijerova analiza se koristi već 300 godina u različitim oblastima i daleko je prevazišla i samog Ž.Ž. Furijea. Od inicijalnog rada „Provođenje toplotne energije u čvrstim telima“ [19], prošlo se kroz nekoliko oblasti primena do glavnog oruđa astronoma i ogromnom vojnom resursu u smislu praćenja, presretanja i navigacije borbenih sredstava.

Furijerova analiza je nezamenljivo sredstvo u analizi bio-signala. U našem istraživanju koristili smo ga u tri vida:

1. realni propusni opseg dobijenih signala;
2. dinamika spektralne gustine snage četiri oblasti od interesa;
3. brza dinamika afektiranih signala u oblasti udara.

5.5.1 Propusni opseg

U uvodnom delu je naglašeno da standardni elektromiografski signali pokazuju opsege do oko 450 Hz u miru, upotrebom subkutanim elektrodama. Ovo sve važi u miru, a dinamika raste ukoliko se nalaže pravljenje pokreta tokom snimanja.

U našem slučaju, spektralna analiza nije pokazala prisustvo bilo kakvih značajnijih komponenti iznad 70 Hz. Napominjemo da je naša Kohden aparatura sposobna za merenje do ukupno 48 kHz učestanosti odabiranja (u tom slučaju bi bio meren samo jedan kanal). Posle nekoliko proba, potpuno se sa sigurnošću moglo tvrditi da je učestanost odabiranja od 2 kHz sasvim dovoljna za multikanalno snimanje.

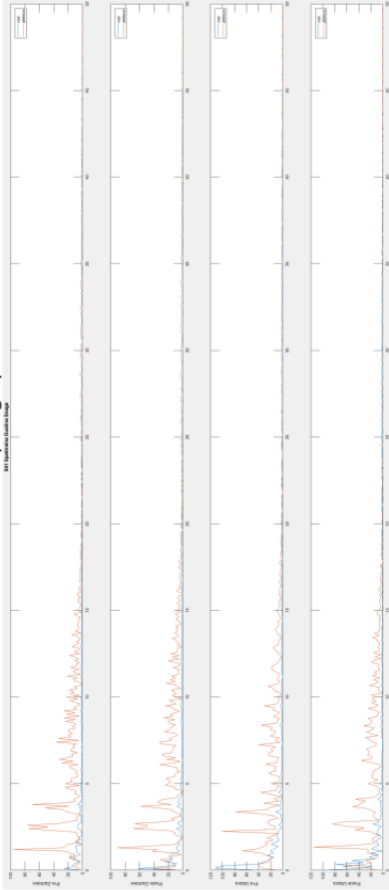
Kasnije detaljne analize su utvrdile da je učestanost odabiranja od 200 Hz sasvim dovoljna. Jedna grupa signala je merena sa 200 Hz, a druga sa 2 kHz.

U svakom slučaju, ovo trasira put za buduća merenja u smislu slobode koju bi istraživači imali sa brojem paralelnih kanala za akviziciju različitih mernih parametara. O budućim metodici nri samom bratu, čama viša naučiti

5.5.2 Grupne SGSS

Iako su prozori nad kojima je sprovedena *FFT* prilično veliki (do 10 s za svaku fazu), uočava se jasna promena u intenzitetu određenih spektralnih komponenti.

Na slici 5.6 smo uzeli ove četiri zone za prvog ispitanika:



Slika 5.6: Spektralne gustine snage za prvog ispitanika. Vremenski sled događaja je od vrha ka dnu. Legenda sa desne strane pokazuje vratnu regiju označenu plavom bojom, a crvena je dijafragmalna regija.

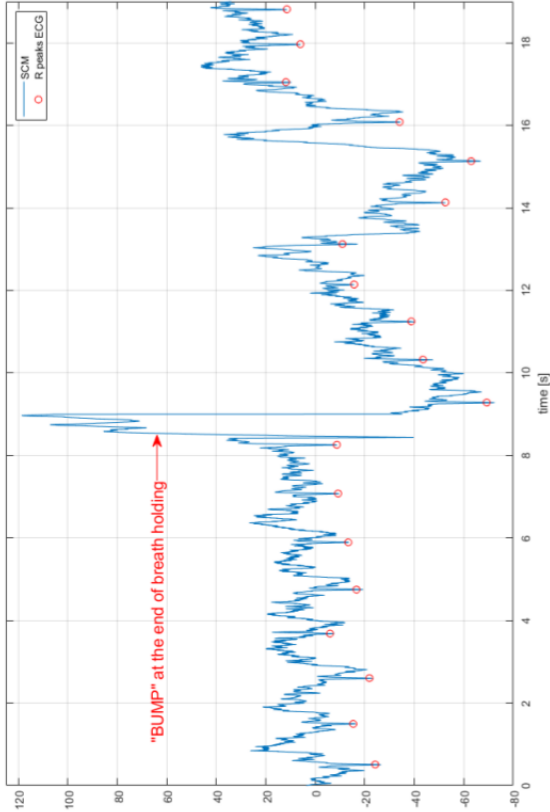
Niskofrekventne komponente su veoma uočljive, dobrim delom usled uticaja srčane aktivnosti gde je gro spektralne snage u opsegu do oko 1 Hz. U miru je intenzitet u *DIA* regiji izrazito veći, ali u fazi udara uočava priraštaj od nekoliko puta u vratnoj, tj. *SCM* regiji. Povraćaj na normalne vrednosti se dešava u poslednjoj fazi.

Ovo predstavlja takođe kredibilan rezultat praćenja elektrofizioloških promena tokom zadržavanja daha. Kakva je preciznija dinamika promene spektralnih komponenti?

5.5.3 Dinamika SGSS u trenutku udara

U poglavlju Rezultati smo prikazali signal B16 za šesnaestog ispitanika. Ovaj signal predstavlja spoj treće i četvrte faze, a u devetoj sekundi se dogodio udar. Ukoliko na taj signal dodamo trenutke srčanih otkucaja (*q-peak*) i obeležimo ih crvenim kružićima dobijamo sledeći grafik:

SCM with annotated heart beats

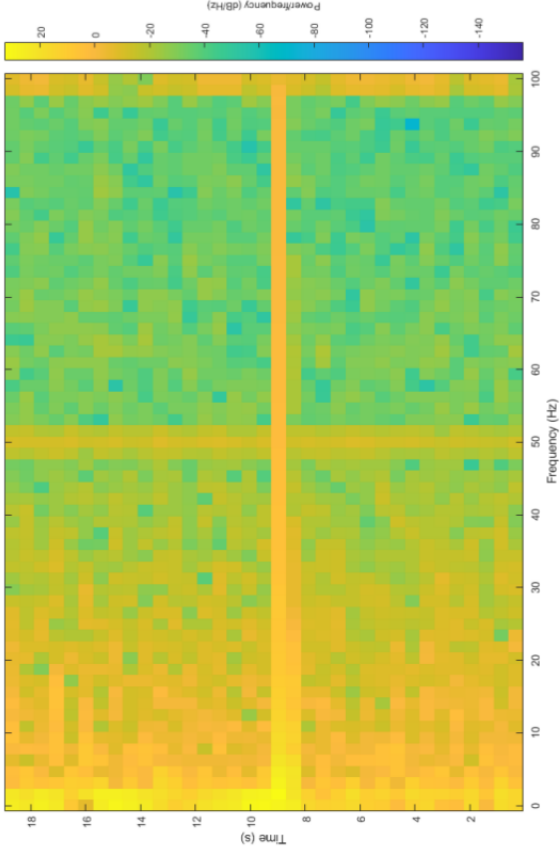


Slika 5.7: SCM promene u periodu pre i posle prekida zadržavanja daha. Udar se desio u $t = 9$ s; precizni momenti srčanih otkucaja označeni su crvenim kružićima.

U devetoj sekundi se jasno vidi specifična promena, sa veoma interesantnim obrascima, a ceo događaj se odigra za vreme između dva srčana otkucaja. Ovo je ujedno i dokaz da uočena promena ne potiče izvorno od srčane aktivnosti.

Prva karakteristika su tri rastuća zupca uz porast od oko četiri puta, a zatim nagli pad od oko tri puta u odnosu na dotadašnji minimum. Nakon prvog udara promena u pozitivnim impulsima se više ne uočava, a obrazac u negativnim zonama ostaje još nekoliko sekundi.

Da je deveta sekunda nešto izuzetno, pokazuje i sledeći efektni grafik na slici 5.8:



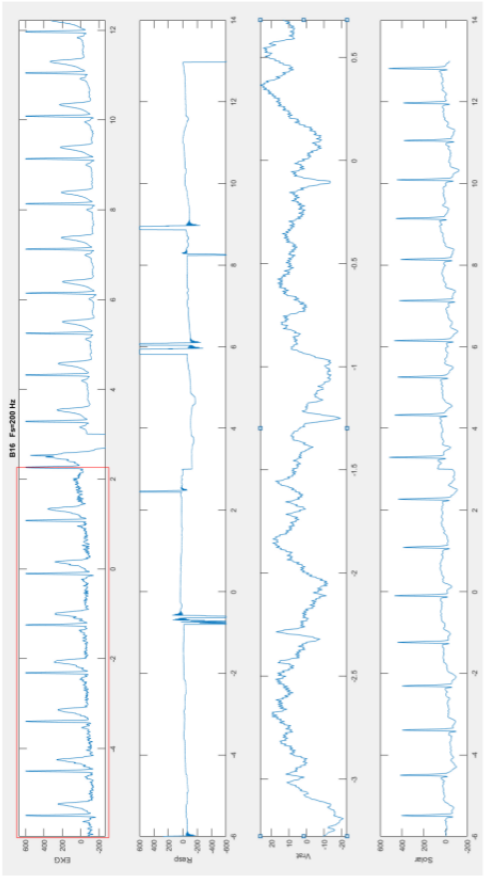
Slika 5.8: Spektralna gustina snage od *SCM* tokom zadržavanja daha; udar je dosegnut pri $t = 9$ s; Sampling frequency $F_s=200$ Hz. Korišćen je Hanningov prozor pri $NFFT=128$; sa preklapanjem od 108 odbiraka.

Vidi se ozbiljan priraštaj u svim spektralnim komponentama jedino u oblasti devete sekunde (širine nekih 0.2 s). Takođe se uočava i preostali šum od visokonaponske mreže na 50 Hz.

5.6 Post conclusion – sve se vidi na srcu

Kada se već jasno definisala oblast promena i potvrdila pomoću nekoliko metoda, izvršen je pregled i ostalih signala, u potrazi za sličnim „anomalijama“.

Na slici 5.9 vidimo za istog 16. ispitanika prikaz *EKG*, *SCM* i *DIA* signala u različitim uvećanjima.

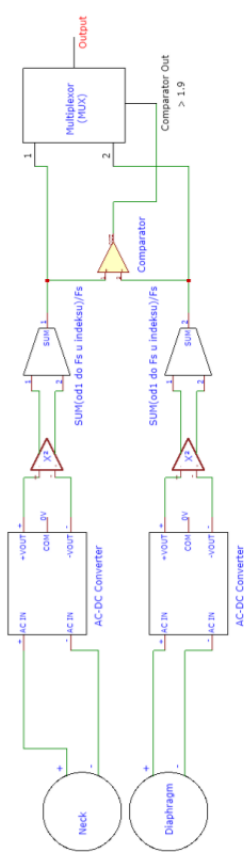


Slika 5.9: Treća i četvrta faza 16. ispitnika sa pogodnim uvećanjima relevantnih signala u vremenskom domenu. *EKG* pokazuje prisustvo komponente iz β – oblasti od oko 30 Hz.

Promena u spektralnom domenu koja se dešava unutar crvenog pravougaonika se ogleda u postojanju komponente od 30 Hz, koja u sledeće dve do tri sekunde po normalizaciji disanja nestaje. Interesantno je da se ova promena uočava i do sedam sekundi pre trenutka udara.

5.7 Primer aparature

Na slici je prikazana idejna aparatura koja bi nezavisno vršila akviziciju i signalizaciju postignutog stanja.



Slika 5.10: Stand-alone aparatura za akviziciju i signalizaciju dostignutog udara.

Kompletna šema posle A/D konvertora mogla bi biti povezana *Wireless* sistemom. Default vrednost za koeficijent je 1.9 ali bi taj blok mogao biti zamenjen AI blokom [11], koji bi bio samoučeća mreža za prepoznavanje željenog praga dostignute snage.

Prikupljeni podaci bi se automatski aplikovali u prigodnu bazu podataka [56].

Šema takođe omogućava sukcesivno dodavanje novih input-signala, a ugrađeni multiplexer obezbeđuje da je finalni signal rezultat samo jednog, najreprezentativnijeg signala sa ulaza.

VI POGLAVLJE ZAKLJUČAK

5

Ovo poglavlje sadrži zaključak sa mogućim implikacijama na dalji naučni razvoj, planove za konkretan razvoj pre svega u Srbiji, kao i spisak referentne literature. Najpre se sumarno prikazuje rezultat glavne i pomoćnih hipoteza.

6.1 Rezultati hipoteza

Sprovedene metode i analiza dobijenih podataka doveli su do sledećih konkretnih odgovora na postavljene hipoteze.

Najpre je dokazana Opšta hipoteza od koje se krenulo u istraživanje, što znači „Moguće je merenje sEMG promena u različitim oblastima kao odgovor disajnog centra na produženo zadržavanje daha“.

Na osnovu dobijenih rezultata, dokazano je da je neophodno merenje u obe regije da bi se svaka promena zabeležila površinskim elektromiogramom. To znači da je Posebna hipoteza takođe potvrđena: „Elektromiografski odgovor je individualno prostorno specifičan iz minimalnog skupa oblasti u kojima se eventualna promena mora zabeležiti“.

Sumarno iskazano istraživanje je pokazalo zbirno:

H1: Moguće je zabeležiti odgovor pneumotaksičkog centra pri kraju zadržavanja daha na površinskom miogramu.

H2: Precizno definisane vratna i regija solarnog plexusa su dovoljne za beleženje elektromiografske promene.

H3: Neophodno je meriti obe regije simultano da bi se promena uočila.

6.2 Naučni doprinos

Serija eksperimenata i utvrđenih činjenica otvara novo polje u akviziciji elektrotehničkim putem do sada isključivo psiholoških i mehano-hemijskih fenomena. Ekskluzivitet događaja promene srednje snage jedino pri kraju produženog zadržavanja daha opravdava ovaj pristup, a kriva brzine relaksacije na početne vrednosti verovatno krije potpunu korelaciju sa parcijalnim koncentracijama najvažnijih gasova u krvi – kiseonika i ugljen-dioksida. Imajući u vidu da se ovi parametri dobijaju isključivo hemijskim putem iz krvi pacijenta, gde se kao ulazni parametar uvodi *pH* vrednost, zapaža se prednost neinvazivnosti

i promptnosti rezultata. Ovo je mnogo značajnije za parijalnu koncentraciju ugljen-dioksida, kao glavnog kontrolnog parametra respiracije, a takođe i nezamenljivog katalizatora u preko 250 reakcija ljudskog organizma.

Slična merenja pri različitim akutnim i hroničnim stanjima mogu ukazati na određene obrasce, koji mogu vremenom ukazati i potvrditi određene dijagnoze.

U vrhunskom sportu, automatizovana tehnika bi mogla služiti za brzu proveru spremnosti sportiste za predstojeće napore. Neretko se dešava da sportisti uopšte nisu spremni za intenzivniji trening ili nastup usled premorenosti, loših navika, ili na samom početku infekcije, što može imati i fatalne posledice.

Otvaraju se mogućnosti za nova istraživanja na ovom planu. Pored osnovnih mogućnosti ponavljanja eksperimenta na većoj populaciji, isto bi se moglo korelirati sa brojnim kliničkim merenjima gasova i parametara disanja.

Veoma interesantno bi bilo merenje iste grupe dobrovoljaca u produženom vremenskom periodu, kao i koreliranje sa njihovim psiho-fizičkim stanjem.

Opravdana je pretpostavka da bi različite etiologije zdravstvenih poremećaja pokazale drugačije rezultate, što bi otvorilo put ka novom načinu dijagnostikovanja ovih stanja.

6.3 COVID Addenda

Ova doktorska disertacija je okončana u jeku pandemije COVID-19. Sva ranijost ljudske civilizacije, podeljenosti između naroda, bolesna trka za profitom i velika disproporcija ulaganja u naučna istraživanja doveli su do poražavajućeg manjka ideja kako se izboriti sa ovom pošasti, uz ogromnu dezinformisanost svih slojeva društva.

Nekoliko puta sam naglasio uspešnu postavku ugljen-dioksid na pijedestal glavnog kontrolnog respiracionog parametra od strane američkih i britanskih naučnika u prvoj polovini XX veka, a potom i praktične primene ovih dostignuća od strane njihovih sovjetskih kolega. Važnost daljih istraživanja u smislu precizne, brze i neinvazivne metodike dijagnostike koncentracije ugljen-dioksida u različitim zonama organizma ne može biti prenaglašena, a elektrotehnika sa analizom digitalnih signala otvara velike mogućnosti u tom smislu.

Trenutna saznanja za sve životno ugrožene pacijente od Covida-19 ukazuju na targetiranje svih kapilara stvaranjem krvnih ugrušaka počevši od plućnih alveola. Sličnost ovog mehanizma i snažne alergijske reakcije je izrazita.

Imajući u vidu da je ugljen-dioksid bitan relaksant u svim tkivima, smatram da buduća istraživanja na intubiranim pacijentima moraju uključiti dodavanje ovog gasa, a verovatno i azot-monoksida, u kiseoničku smešu inkrementalnim dozama, što bi moralo dovesti do bitnog pada smrtnosti intubiranih pacijenata, odnosno kasnijih trajnih posledica na različitim organima.

6.4 Literatura

- [1] Afshripour B, Soedirdjo S, Merletti R. Two-dimensional surface EMG: The effects of electrode size, interelectrode distance and image truncation, Biomed Signal Process Control. 2019 March; 49:298-307. DOI: 10.1016/j.bspc.2018.12.001.
- [2] Alessio SM. Digital Signal Processing and Spectral Analysis for Scientists, Signals and Communication Technology. Springer: Cham; 2016.
- [3] B. Libet, Time of Conscious Intention to Act in Relation to Onset of Cerebral Activity, Brain 106: pp. 623-642, 1983.
- [4] Basso-Vanelli RP, Di Lorenzo VAP, Ramalho M, Labadessa IG, Requeiro EMG, Jamami M, et al. Reproducibility of inspiratory muscle endurance testing using Power Breathe for COPD patients. Physiotherapy Res Int. 2018 Jan; Vol. 23(1). DOI: 10.1002/pri.1687 . PMID: 28394092. Epub 2017 Apr 10
- [5] Bordoni B., Zanier E., *Anatomic connections of the diaphragm: influence of respiration on the body system.* J Multidiscipline Healthcare 2013; 6: 281–291.
- [6] Butejko KP, Primene Butejko metoda u praksi (na ruskom); Titul, Odesa 1998.
- [7] Cabral EEA, Fregonezi GAF, Melo L, Basoudan N, Mathur S, Reid WD. Surface electromyography (sEMG) of extradiaphragm respiratory muscles in healthy subjects: A systematic review. J Electromyogr Kinesiol. 2018 Oct; 42:123-135. DOI: 10.1016/j.jelekin.2018.07.004. PMID: 30077087. Epub 2018 Jul 19
- [8] **Campbell** EJM, Freedman S, Clark TJH, Robson JG, Normal J, *Effect of curarisation on breathing time*, Lancet, 1966; Jul 23, 207.
- [9] Campbell EJM, Freedman S, Clark TJH, Robson JG, Normal J, effect of curarisation on breathing time, Lancet, 1966; Jul 23, 207
- [10]Costa IP, Politti F, Cahalin LP, de Carvalho EFT, Costa D, Corrêa JCF, et al. Acute Effects Using Light-Emitting Diode Therapy (LEDT) for Muscle Function during Isometric Exercise in Asthma Patients: A Pilot Study. Biomed Res Int. 2019 Jan 16; 2019:7501870. DOI: 10.1155/2019/7501870. eCollection 2019. PMID: 30775383
- [11]D. Drašković, M. Cvetanović, B. Nikolić, *SAIL - Software system for learning AI algorithms*, computer applications in engineering education, Vol. 26, No. 5, pp. 1195 - 1216, Jun 2018
- [12]D. **Raković**, *Biophysics*, 2008, IASC & IEFPG, Belgrade, 2008, pp. 132-149.
- [13]D.C.J. Luca. *The use of surface electromyography in biomechanics*. Journal of applied biomechanics, 1997
- [14]David Thomas, *Swimming: Steps to Success*, 3rd edition 2005, Leisure Press, ISBN 0-7360-5436-7
- [15]Deane BM, Howe A, and Morgan M, *Abdominal vagal paraganglia: distribution and comparison with carotid body in the rat*, Acta Anatomica 1975, Basel: 3: 19-28
- [16]Devaprakash D, Weir GJ, Dunne JJ, Alderson JA, Donnelly CJ. *The influence of digital filter type, amplitude normalisation method, and co-contraction algorithm on clinically relevant surface electromyography data during clinical movement assessments*, J Electromyogr Kinesiol. 2016 Dec; 31:126 – 135. DOI: 10.1016/j.jelekin.2016.10.001. PMID: 27810649. Epub 2016 Oct 13

- [17]Dos Reis IMM, Ohara DG, Januário LB, Basso-Vanelli RP, Oliveira AB, Jamami M. *Surface electromyography in inspiratory muscles in adults and elderly individuals: A systematic review*. J Electromyogr Kinesiol. 2019 Feb; 44:139–155. DOI: 10.1016/j.jelekin.2019.01.002. PMID: 30658230. Epub 2019 Jan 11
- [18]Flack *The Medical Requirements for Air Navigation*, Lancet 1919, October, Vol 196, p829-878
- [19]J. Fourier, *Théorie analytique de la chaleur*, IRPHE, Sceaux, 1988
- [20]Guyton AC. *Physiology of the human body*. John E. Hall PhD (Author), Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology, 13th ed. Sunder College Publishing: Philadelphia; 2016.
- [21]H. Nyquist, Certain topics in telegraph transmission theory, Trans. AIEE, vol. 47, pp. 617–644, New York, 1928
- [22]Holcman D, Schuss Z. Asymptotics of Elliptic and Parabolic PDEs: and their Applications in Statistical Physics, Computational Neuroscience, and Biophysics. 1st ed. Churchill College: Cambridge; 2018.
- [23]hronična opstrukcija pluća
- [24]Hurewitz AN, Sampson MG, *Voluntary breath holding in the obese*, Journal of Applied Physiology, 1987; Jun:62(6): 2371-6.
- [25]Jngle VK, Proakis JG. Digital Signal Processing Using Matlab, Cengage Learning: Stanford; 2017.
- [26]Jenkins DM, Housh TJ, Bergstrom HC, Cochrane KC, Hill EC, Smith CM, et al. Basic reporting and interpretation of surface EMG amplitude and mean power frequency: a reply to Vitgotsky, Ogborn, and Phillips. Eur J Appl Physiol. 2015 Dec; 116(3):659-661. DOI: 10.1007/s00421-015-3315-5. PMID: 26705244
- [27]Kendrick AH, Rozkovec A, Papouchado M, West J, Laszlo G, *Single-breath breath-holding estimate of pulmonary blood flow in man: comparison with direct Fick cardiac output*, Clinical Science, London, 1989; Jun: 76(6): 673-676.
- [28]Kim EB. Ganong’s Review of Medical Physiology, 26th Ed. 26th ed. New York: McGraw-Hill Education; 2019.
- [29]Kohn RM & Cutcher B, *Breath-holding time in the screening for rehabilitation potential of cardiac patients*, (Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine; 1970); 2(2): 105-107.
- [30]Lejun W, Qineng S, Guoqiang M, Mingxin G, Wenxin N, Jun Q. Pedaling Performance Changing of Elite Cyclists Is Mainly Determined by the Fatigue of Hamstring and Vastus Muscles during Repeated Sprint Cycling Exercise. BioMed Research International. Jan 2020; DOI: 10.1155/2020/7294820
- [31]Luiso D, Villanueva JA, Belarte-Tornero LC, Fort A, et al. Surface respiratory electromyography and dyspnea in acute heart failure patients, PLoS One, 2020 Apr; 15 (4): e0232225. DOI: 10.1371/journal.pone.0232225.eCollection 2020.
- [32]M. Masao and M. Hallett, The timing of the conscious intention to move, Eur J Neurosci. Dec; 28(11), pp. 2344–2351, 2008
- [33]M. Milosavljevic, Robust Digital Processing of Speech Signals, Springer, New York, 2017
- [34]Maoz U, Yaffe G., Koch C, Mudrik L. *Neural precursors of decisions that matter--an ERP study of deliberate and arbitrary choice*. bioRxiv September 2017. DOI: <https://doi.org/10.1101/097626>

- [35]McFadden ER & Lyons HA, Arterial-blood gases in asthma, (New England Journal of Medicine, 1968); May 9, 278 (19): 1027- 1032.
- [36]Merletti R, Muceli S. Surface EMG detection in space and time: Best practices. J Electromyogr Kinesiol. 2019 Dec; Vol. 49. DOI: [10.1016/j.jelekin.2019.102363](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102363)
- [37]Milenkovic S, Belojevic G, Paunovic K, Dragana D. *Historical Aspects of Left-handedness, Journal Serbian Archives of Medicine*, Dec 2019; 147:11(2):782-785. DOI: 10.2298/SARH190522095M
- [38]Milosavljevic M. *Robust Digital Processing of Speech Signals*. Springer: New York; 2017.
- [39]Mirsky A, Lipman E, Grinker R, *Breath-holding time in anxiety state*, Federation proceedings; 1946; 5: 74.
- [40]Nevarez-Najera A, Hernández-Campos S, Rodríguez-Morán M, Guerrero-Romero F, *Estimating forced expiratory volume in one second based on breath holding in healthy subjects* (na španskom), (Archivos de Bronco neumóloga, 2000); Apr; 36(4): 197-200.
- [41]Nishino T, Sugimori K, Ishikawa T, *Changes in the period of no respiratory sensation and total breath-holding time in successive breath-holding trials*, Clinical Science, London, 1996, Dec; 91(6): 755-761.
- [42]Ostojic M, Milosavljevic M. The Possibility of Electromyography Measuring as The Answer to Breath Holding. Sinteza 2019; 307-312. DOI: 10.15308/Sinteza-2019-307-312
- [43]Ostojić M. *Umeće Disanja*. Pešić & Sinovi: Belgrade; 2018.
- [44]Ostojić, M., Milosavljević, M., Kovačević, A., Stokić, M., Stefanović, Đ., Mandić-Gajić, G. & Jeličić, J. (2020). Changes in the power of surface electromyogram during breath-holding. *Serbian archives of medicine*, DOI: <https://doi.org/10.2298/SARH191118037O>
- [45]Perez-Padilla R, Cervantes D, Chapela R, Selman M, Rating of breathlessness at rest during acute asthma: correlation with spirometry and usefulness of breath-holding time, (Revista Investigación Clínica, 1989); Jul-Sep; 41(3): 209-213.
- [46]Ramsook AH, Molgat-Seon Y, Schaeffer MR, Wilkie SS, Camp PG, Reid WD, et al. Effects of inspiratory muscle training on respiratory muscle electromyography and dyspnea during exercise in healthy men. J Appl Physiol (1985). 2017 May 1;122(5):1267-1275. DOI: 10.1152/japplphysiol.00046.2017. PMID: 28255085. Epub 2017 Mar 2
- [47]Sanya AO, Adesina AT, *Relationship between estimated body fat and some respiratory function indices*, The Central African Journal of Medicine, 1998; Oct; 44(10): 254-8.
- [48]Schetteler K. F. The aEEG Booklet, Nihon Kohden, Duesseldorf, 2018. Available from: <https://www.nihonkohden.com/>
- [49]Segizbaeva MO, Timofeev NN, Donina Zha, Kur'yanovich EN. *Effects of inspiratory muscle training on resistance to fatigue of respiratory muscles during exhaustive exercise*. Adv Exp Med Biol. 2015; 840:35-43. DOI: 10.1007/5584_2014_20. PMID: 25248344
- [50]Segizbaeva, Donina Zha, Timofeev NN, Korolyov VN, Golubev VN, Aleksandrova NP. *EMG analysis of human inspiratory muscle resistance to fatigue during exercise*, Adv Exp Med Biol. 2013;788:197-205. DOI: 10.1007/978-94-007-6627-3_29. PMID: 23835979
- [51]Stefanović DJ, *Filosofija, nauka, teorija i praksa sporta*, Beograd, Naučna knjiga, 2011.
- [52]Taylor et al, *Differences between normal subjects and patients with coronary artery disease for three different MR coronary angiography respiratory suppression techniques*, (Journal of Magnetic Resonance Imaging, 1999)

- [53]Trevisan ME, Bouffleur J, Soares JC, Haygert CJ, Ries LG, Corrêa EC. Diaphragmatic amplitude and accessory inspiratory muscle activity in nasal and mouth-breathing adults: A cross-sectional study. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015 June; 25, 463-468. DOI: 10.1016/j.jelekin.2015.03.006. PMID: 25900327. Epub 2015 Apr 6
- [54]V.A. Boxtel, Optimal signal bandwidth for the recording of surface EMG activity of facial, jaw, oral, and neck muscles. *Psychophysiology*, pp. 38, 22–34, 2001
- [55]van Leuteren RW, Hutten GJ, de Waal CG, Dixon P, van Kaam AH, de Jongh FH Processing transcutaneous electromyography measurements of respiratory muscles, a review of analysis techniques. *J Electromyogr Kinesiol.* 2019 Aug 1; 48:176-186. DOI: 10.1016/j.jelekin.2019.07.014. PMID: 31401341. Epub 2019 Aug 1
- [56]Veinović, G. Šimić, A. Jevremović, I. Franc, *Baze podataka*, Univerzitet Singidunum, 2013
- [57]Vigotsky AD, Halperin I, Lehman GJ, Trajano GS, Vieira TM. *Interpreting Signal Amplitudes in Surface Electromyography Studies in Sport and Rehabilitation Sciences*, *Front Physiol.* 2018 Jan; 4:8:985. DOI: 10.3389/fphys.2017.00985. eCollection 2017. PMID: 29354060
- [58]Walterspacher S, Pietsch F, Walker DJ, Röcker K, Kabitz HJ. *Activation of respiratory muscles during respiratory muscle training.* *Respir Physiol Neurobiol.* 2018 Jan; 247:126-132. DOI: 10.1016/j.resp.2017.10.004. PMID: 29037769. Epub 2017 Oct 14
- [59]Wood P, *Da Costa's syndrome*, British Medical Journal 1941; 1:767.
- [60]Rakimov A., Normal Breathing, Amazon Digital Services, Toronto, 2014.

VII DODATAK

Vremenski domen	2d
Pre Zadržske	4d-33d
Posle Zadržavanja	34d-63d
Pre Udara	64d-93d
Posle Udara	94d-123d
Trenutak Udara	124d-153d
Srednja snaga	154d
Pre Zadržske Srednja snaga	157d-186d
Posle Zadržske Srednja snaga	187d-216d
Pre Udara Srednja snaga	217d-246d
Posle Udara Srednja snaga	247d-276d
Furijerova Analiza i Spektralna Gustina Snage.....	277d
Paralelna SGS	278d-307d
Primenjeni programi	DVD
MATLAB programi	MATLAB dir.
Skripte	SCRIPT dir.
Python coding	PYTHON dir.
Statističke analize	STATISTICS

VREMENSKI DOMEN

Fokus ovog istraživanja je predstavljalo merenje EMG signala u vratnoj i regiji solarnog pleksusa, ali su svuda mereni EKG i respiratorni signali. U ovom elaboratu i na dalje vidimo vizuelne predstave tih signala u vremenskom domenu. Napominjemo da je urađen i jedan broj snimaka sa kompletnom EEG-kapom i da je za potrebe budućih istraživanja, čiji će fokus predstavljati kros-korelacione analize neuro-kardio-muskularnih signala, moguće komforno sprovesti sa najsavremenijim uređajima za neinvazivnu akviziciju elektrofizioloških signala.

Prikazani su signali u vremenskom domenu u vratnoj regiji, regiji solarnog pleksusa, elektrokardiogram i respiracioni signal na vrhu nosa. Podeljeni su u četiri etape:

1. pre zadržke daha;
2. posle zadržke daha;
3. pre fiziološkog odgovora na zadržavanje daha, skraćeno pre udara;
4. posle udara

Varijacije u frekvenciji odabiranja

Jedan broj signala je snimljen sa frekvencijom odabiranja od 2kHz a druga grupa sa deset puta manjom frekvencijom od 200 Hz. U delu sa frekventnom analizom pojašnjeno je da je učestanost odabiranja od 200 Hz sasvim dovoljna za našu prirodu istraživanja, koja bi teoretski mogla biti spuštena čak na 100 Hz. Sem pratećih programa, ove varijacije nemaju nikakvih uticaja na naše istraživanje.

Signali S01, S02, S17, S19, S20, S23, S26, S27 i S28 snimani su sa $F_s=2\text{kHz}$. Ostali su mereni sa frekvencijom odabiranja od 200 Hz i to je naznačeno na svakom grafiku.

Dužina signala

Za sve četiri oblasti odabrana je oblast od oko 10 sekundi trajanja gde god je bilo moguće.

Šum u ovakvim signalima je uvek prisutan, a nekada bi onemogućio da se uzmu duže frekvence, naročito u delovima gde je moralo dolaziti do fizičkog pomeranja ispitanika. Međutim, zbog prirode postavke eksperimenta, ovo nije previše uticalo na rezultate koji su prikazani u nastavku. Stoga se može doneti zaključak da imamo kvalitetno snimljene signale za 30 ispitanika koji su po uzrastu, zdravstvenom stanju i stepenu utreniranosti veoma ujednačeni – studenti fakulteta za sport.

Nekoliko zdravih ispitanika je takođe testirano da bi se uočila eventualna odstupanja. Neki su bili mlađi, a neki stariji od dominantne grupe.

Vizuelna analiza

EKG signal je svuda u standardnim okvirima, a kako se eksperiment približavao kraju uglavnom je vizuelno uočljivo ubrzanje pulsa, što se sve nalazi u standardnim okvirima.

Respiracioni signal je ovde najviše služio da se uoče periodi zadržavanja daha i potpuno je ispunio svoju funkciju.

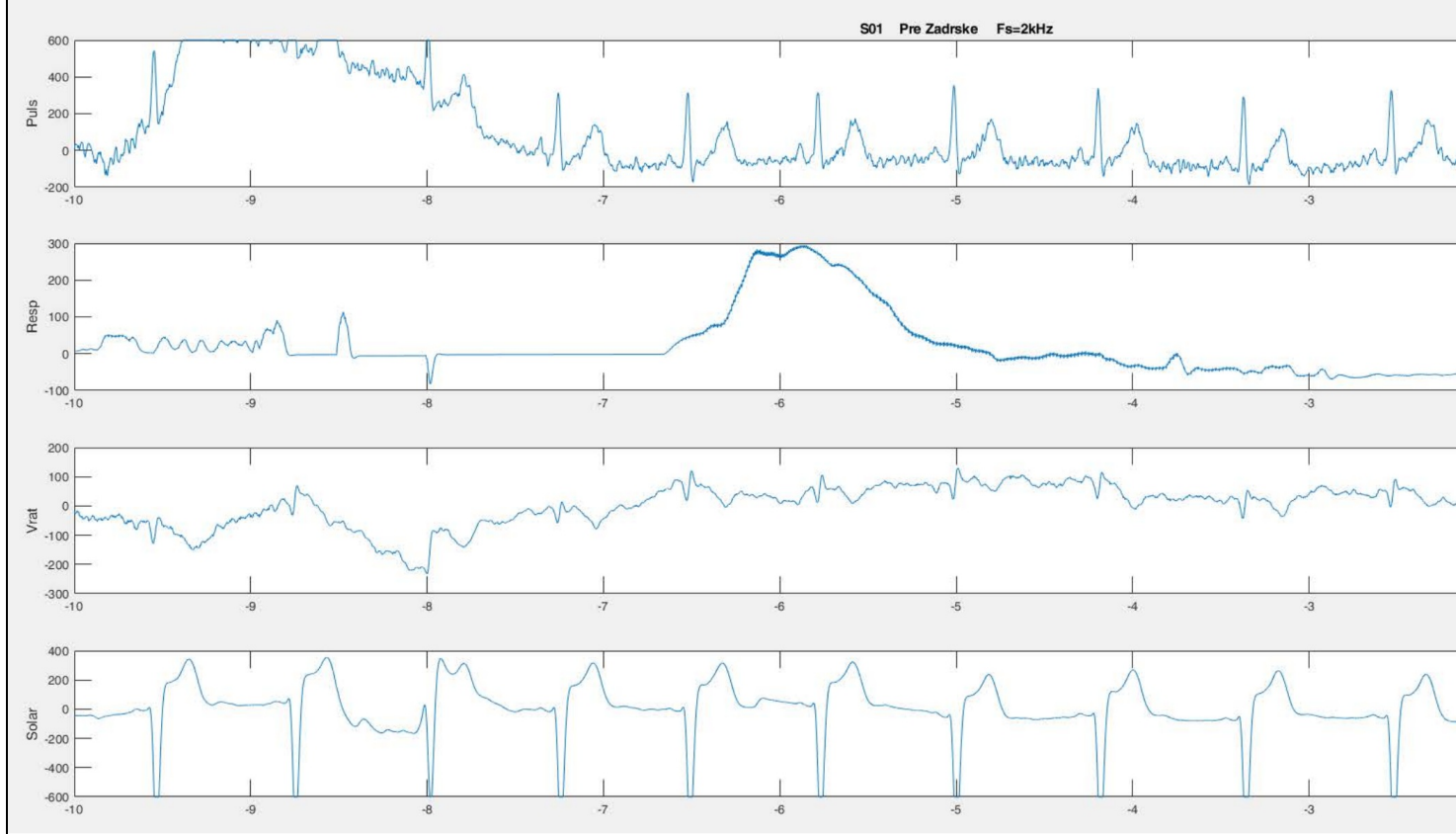
EMG signali gotovo bez izuzetka pokazuju „preslušavanje“ sa EKG signalom, uz napomenu da je uticaj na vratnu regiju daleko manji. Postoje varijacije u stepenu uticaja elektrokardiograma sa progresom eksperimenta.

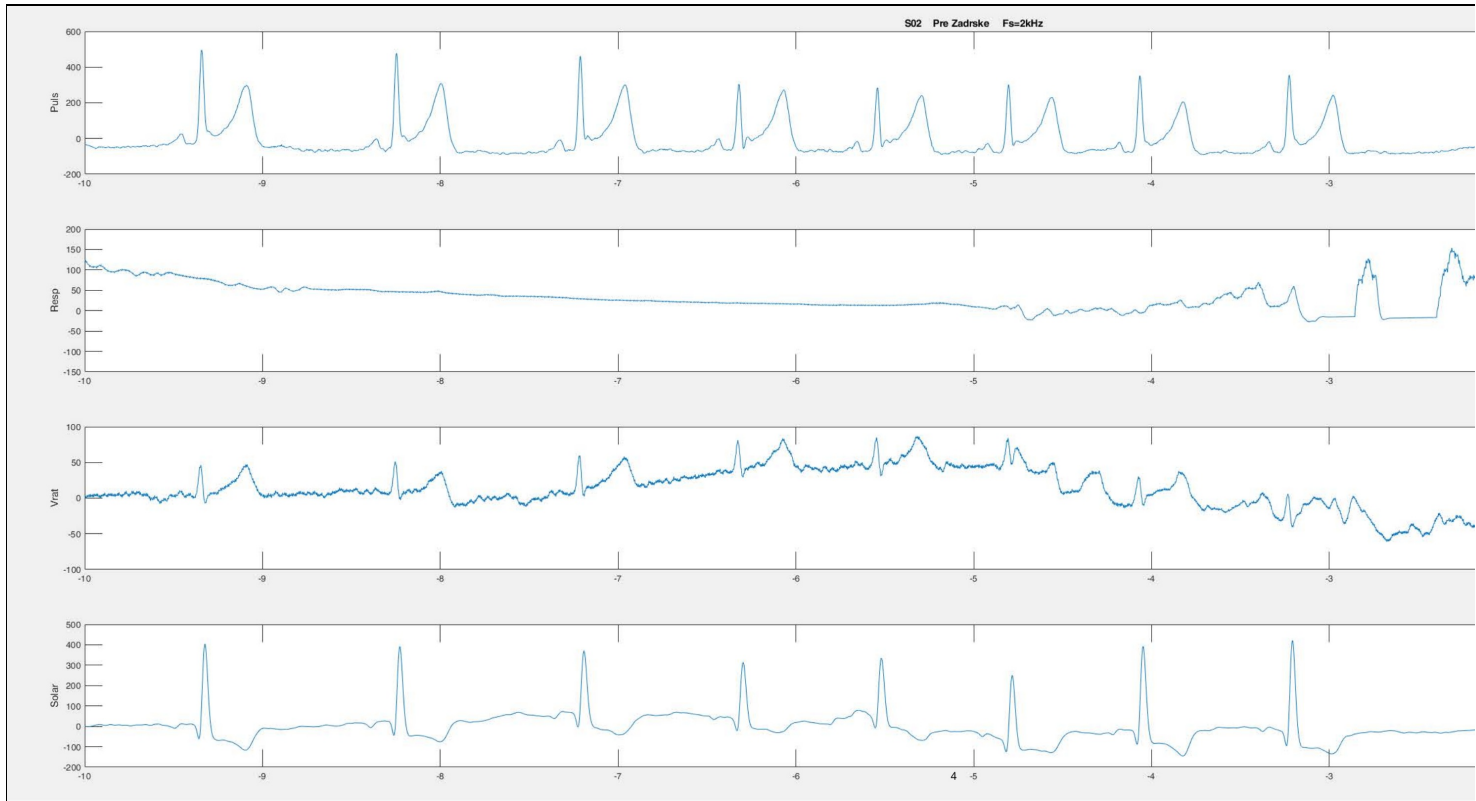
Fokus promena od interesa je trebao nastupiti u zoni „udara“, tj. kada je ispitanik osetio fiziološki odgovor na zadržavanje daha – on bi se kod većine javio u zoni solarnog pleksusa, a jedan broj bi ga prvo osetio u vratnoj regiji.

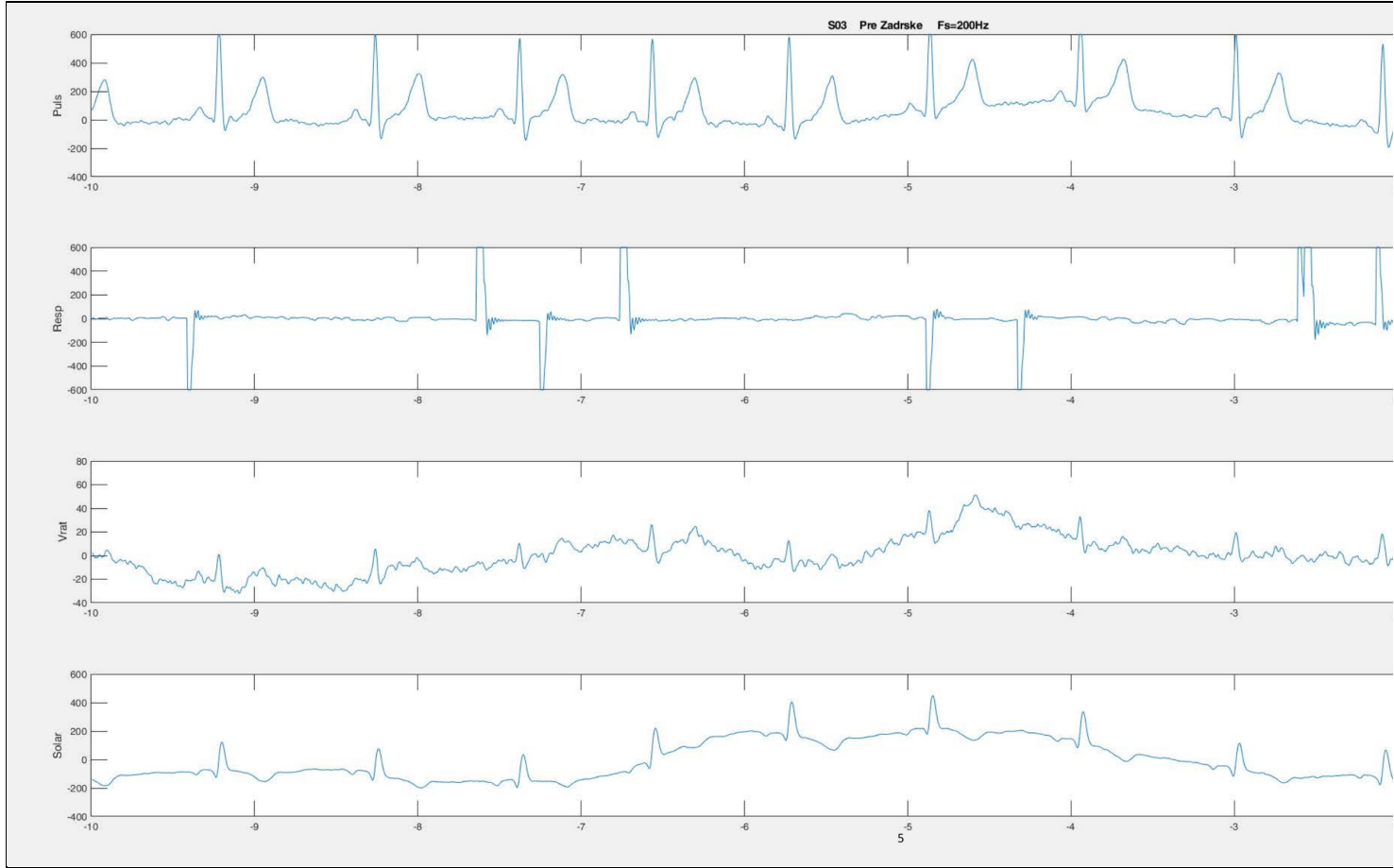
Već u vremenskom domenu mogu se uočiti kod većine ispitanika ozbiljni priraštaji neposredno pre „zone udara“, najčešće u vratnoj regiji! Nekoliko ispitanika je priznalo da je zadržavalo dah još neko vreme posle fiziološkog odgovora, jer nisu bili sigurni u svoj osećaj. Kod njih se vidi nekoliko sekundi pre samog „udara“ priraštaj u naponu EMG signala¹.

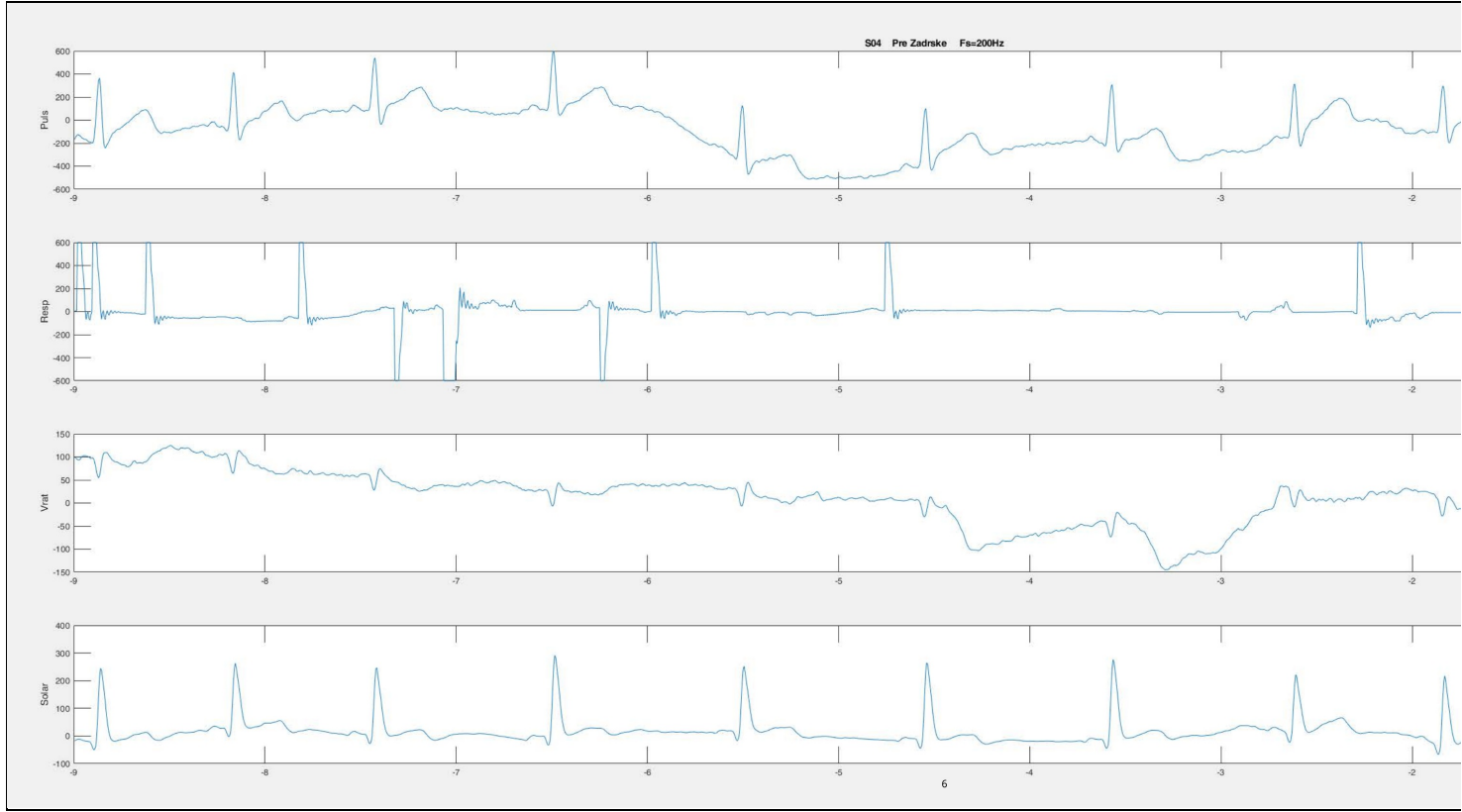
Takođe se u završnim fazama eksperimenta primećuje normalizacija svih signala, tj. ujednačavanje sa onima pre zadržavanja daha. Zona „udara“ se nameće kao fokus svih daljih analiza.

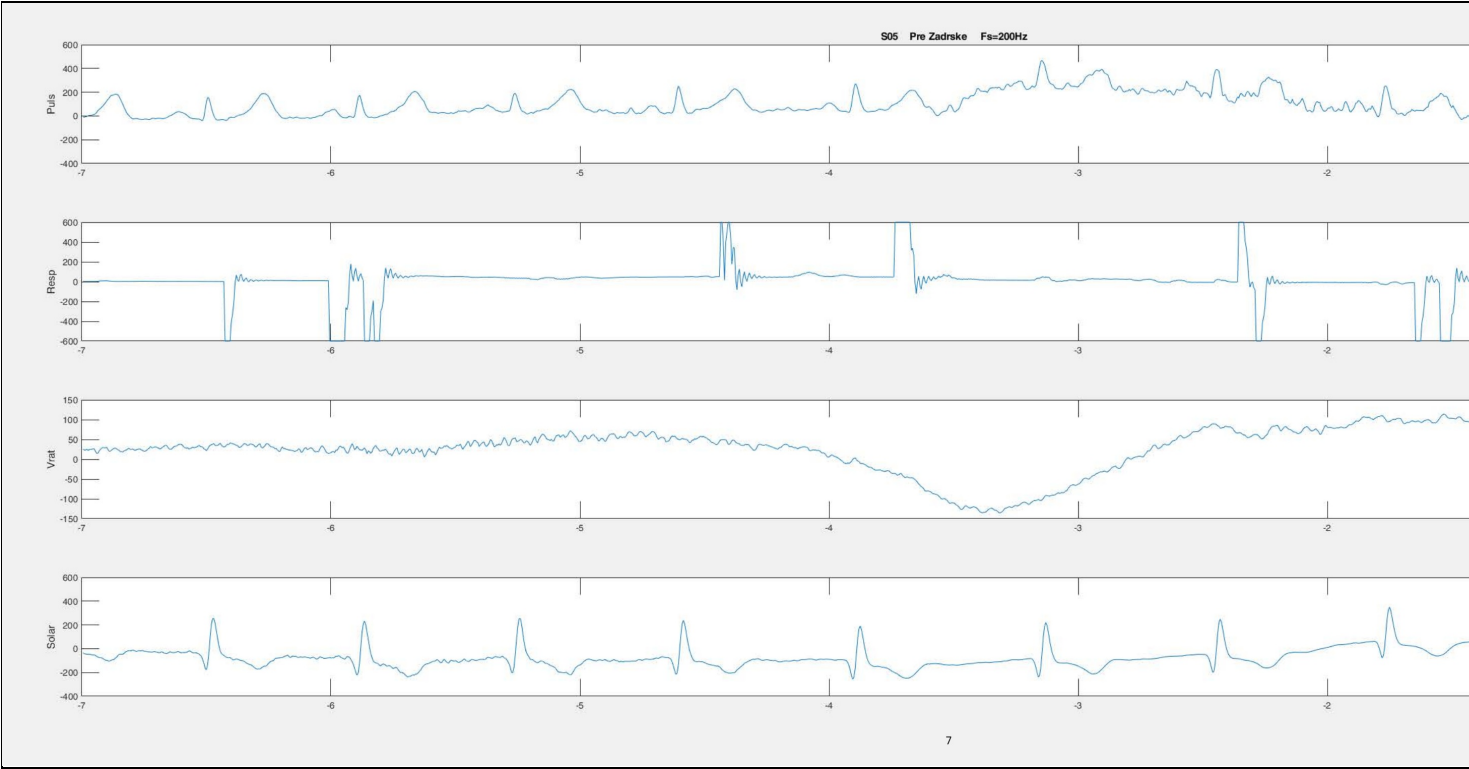
¹ taster su pritisnuli ipak nešto kasnije pošto bi osetili „udar“ u vratnoj/*solar plexus* regiji.

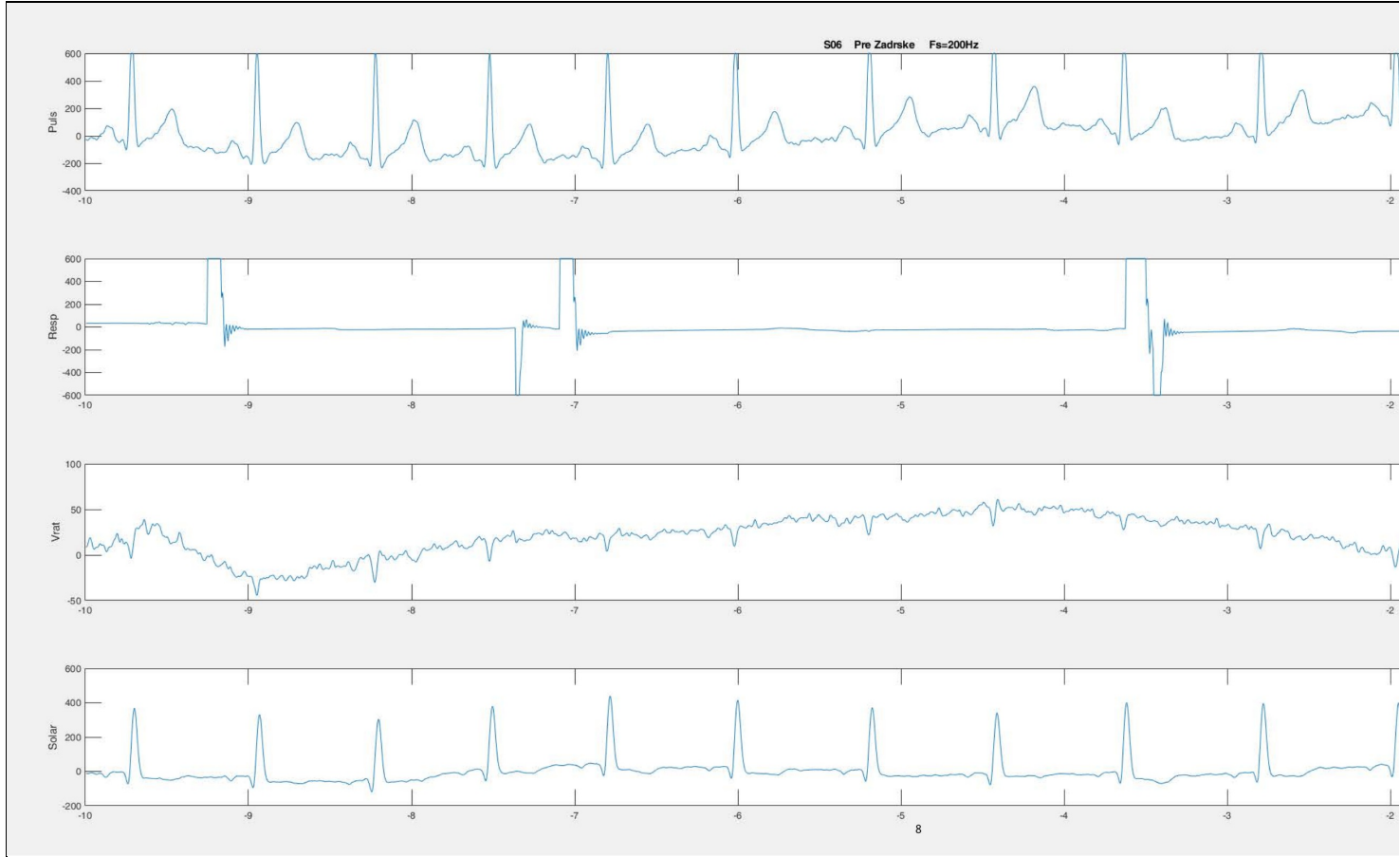


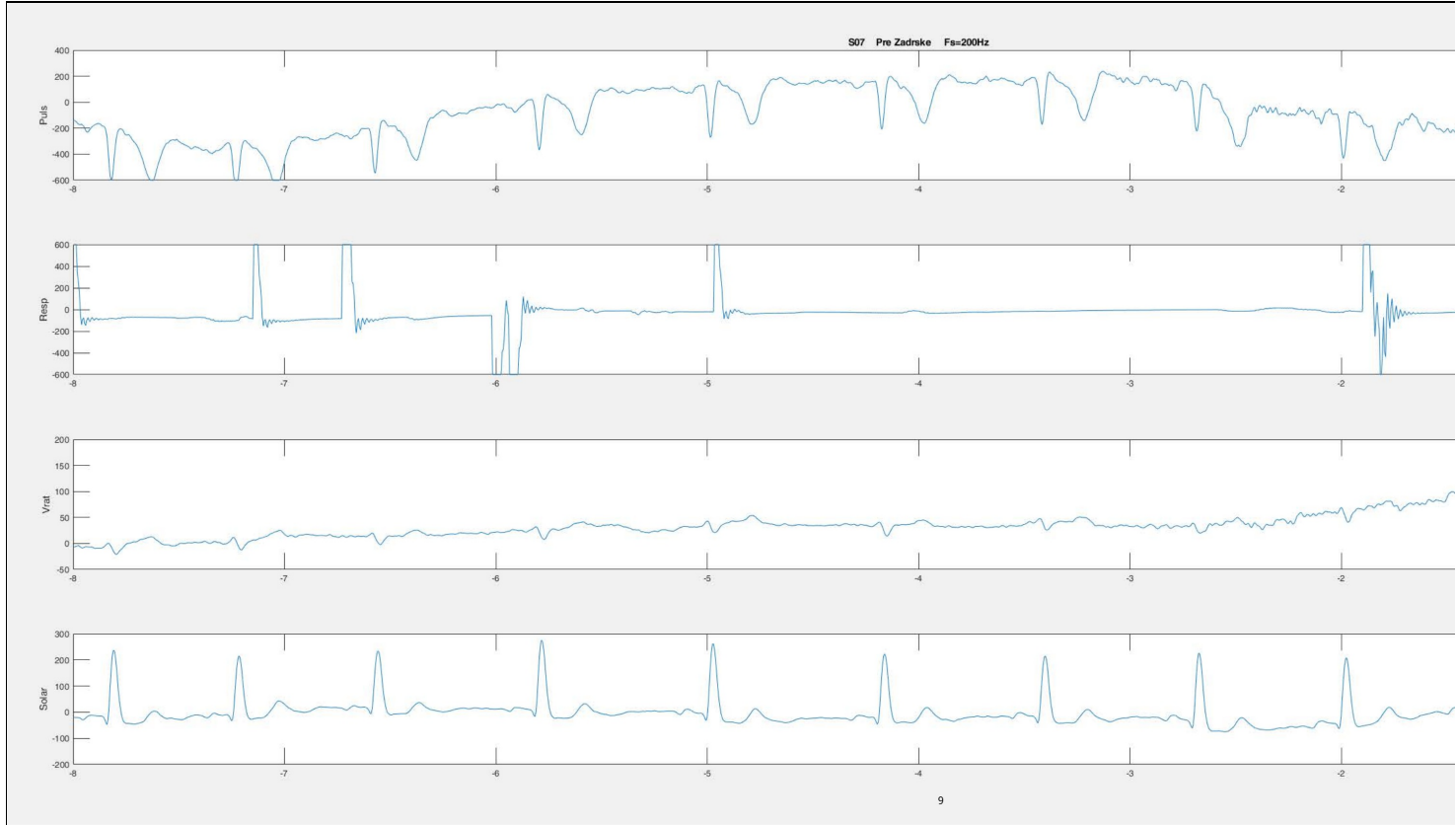


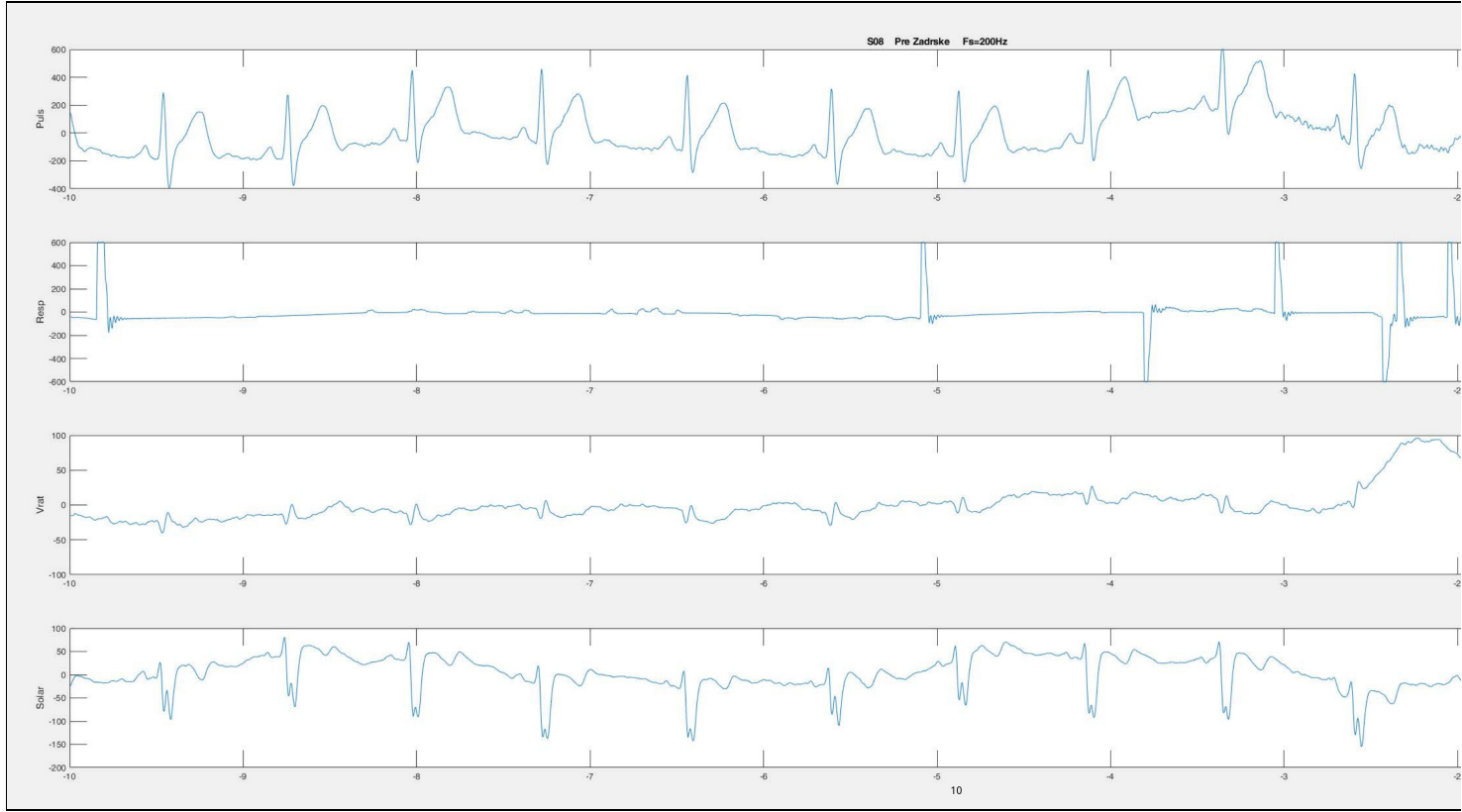


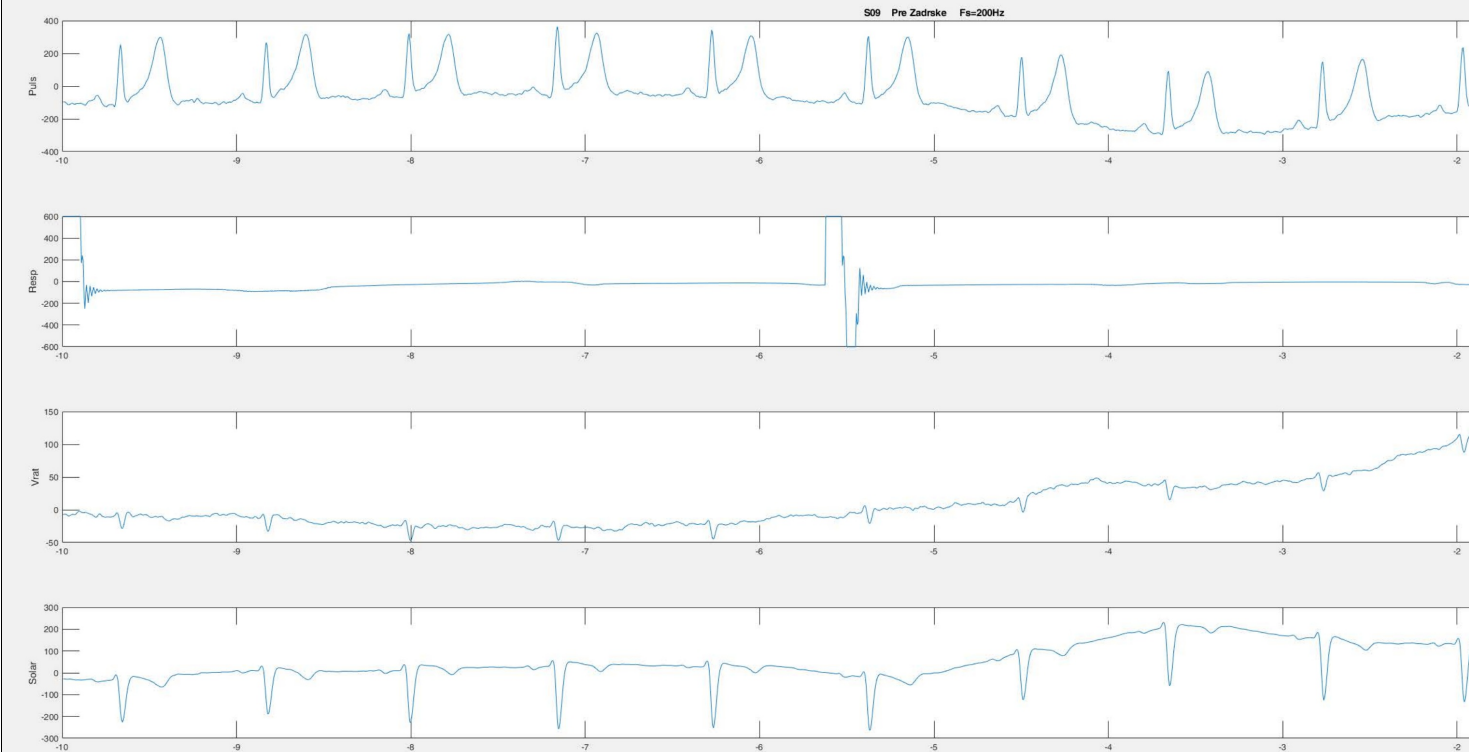


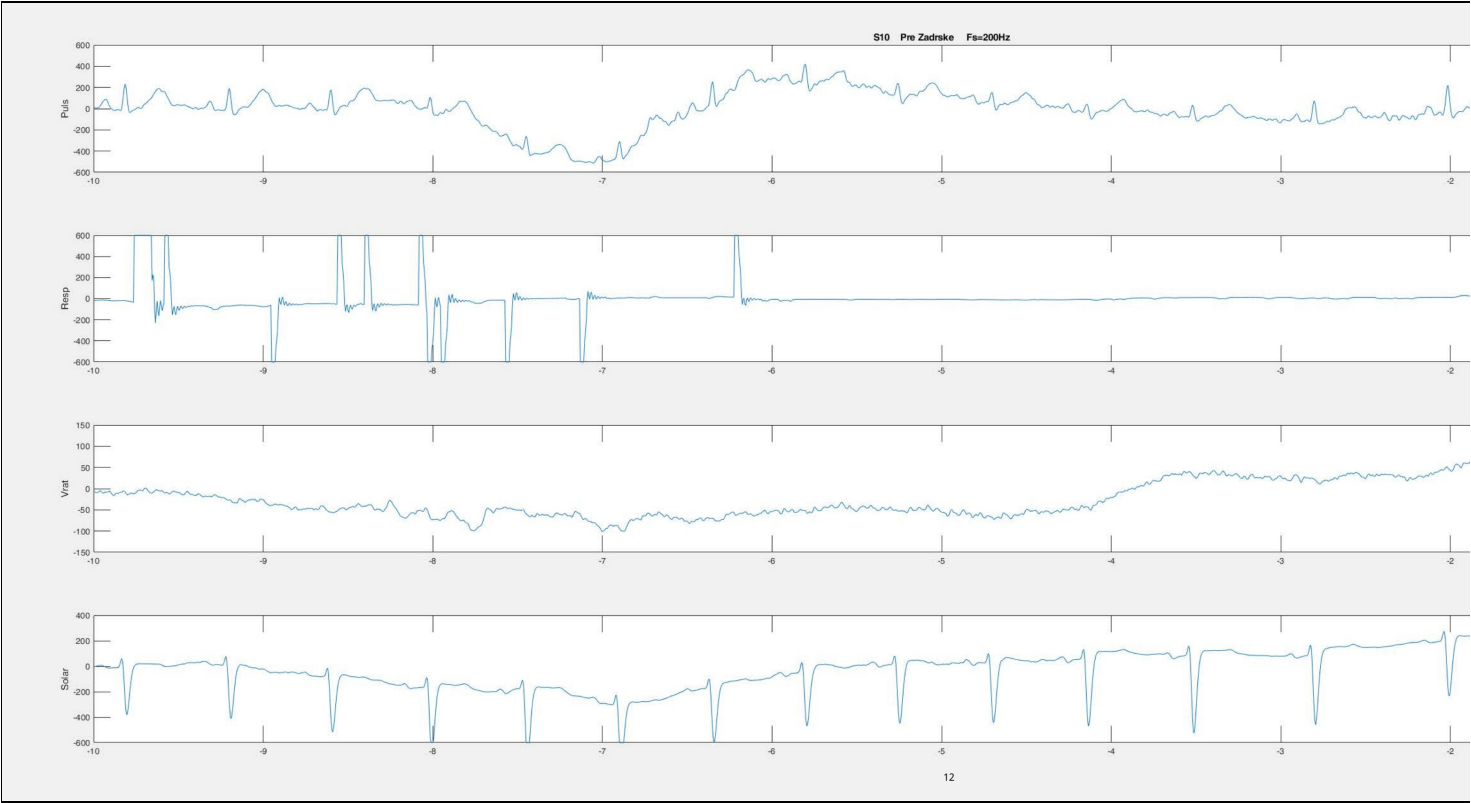


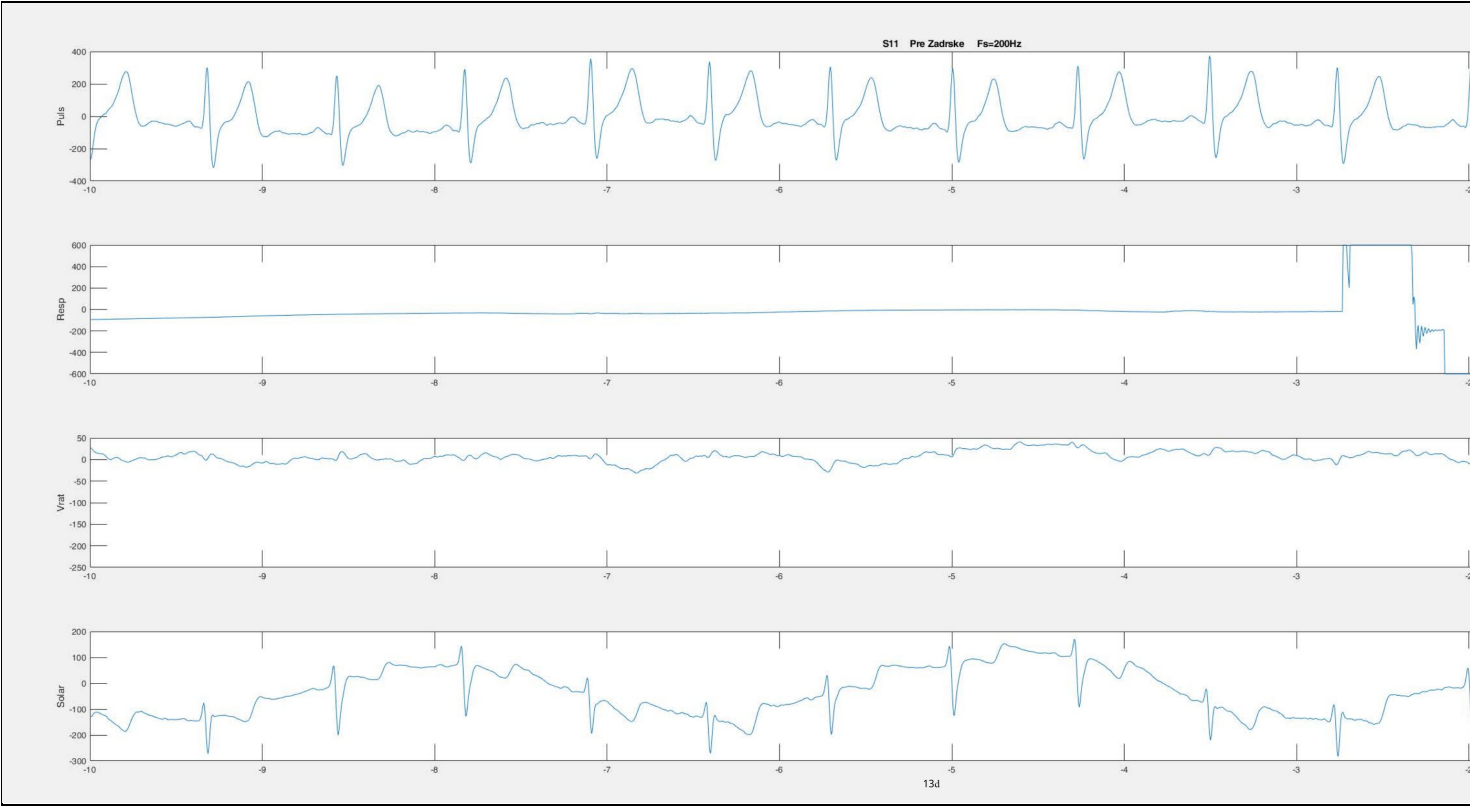


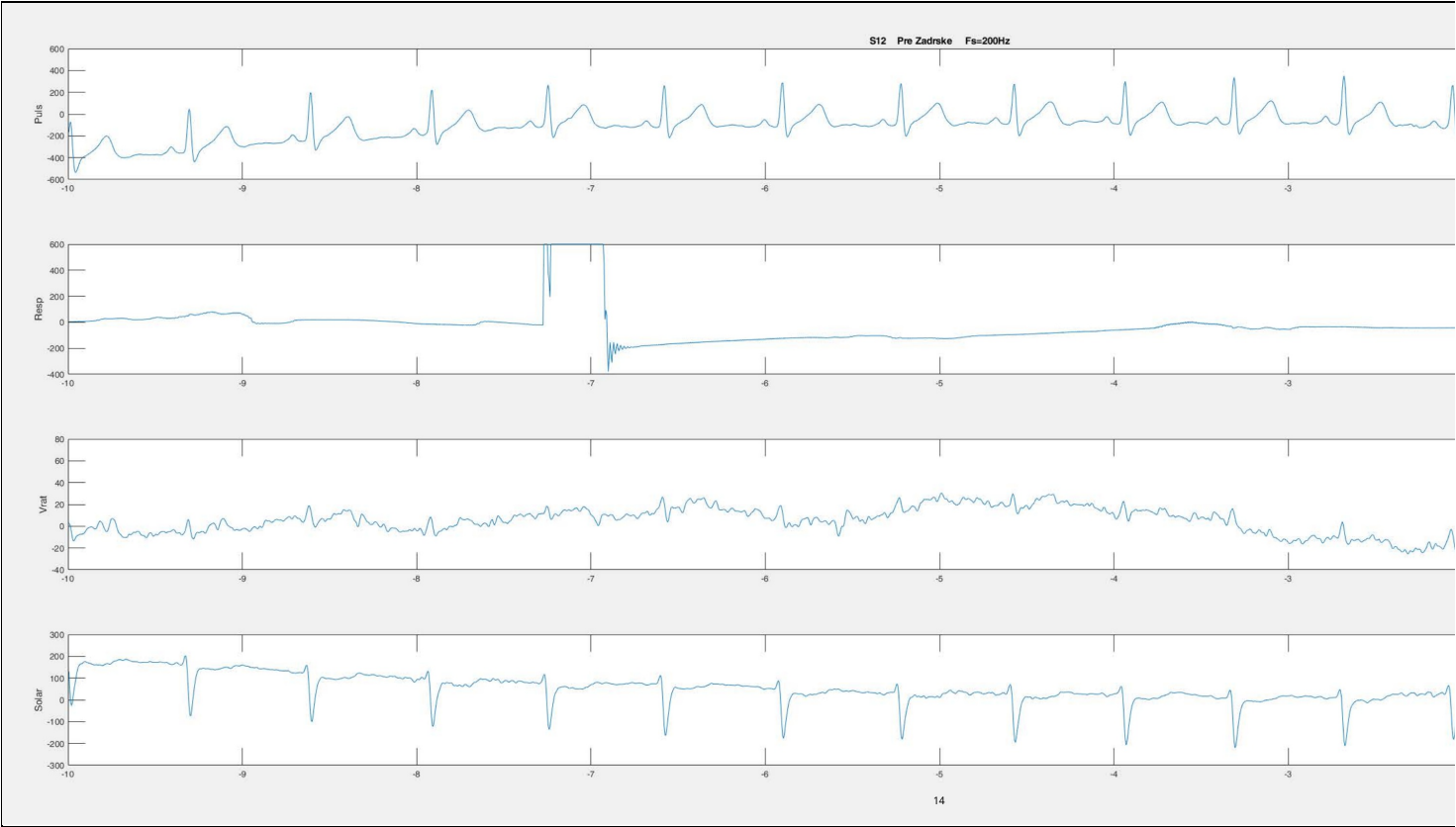


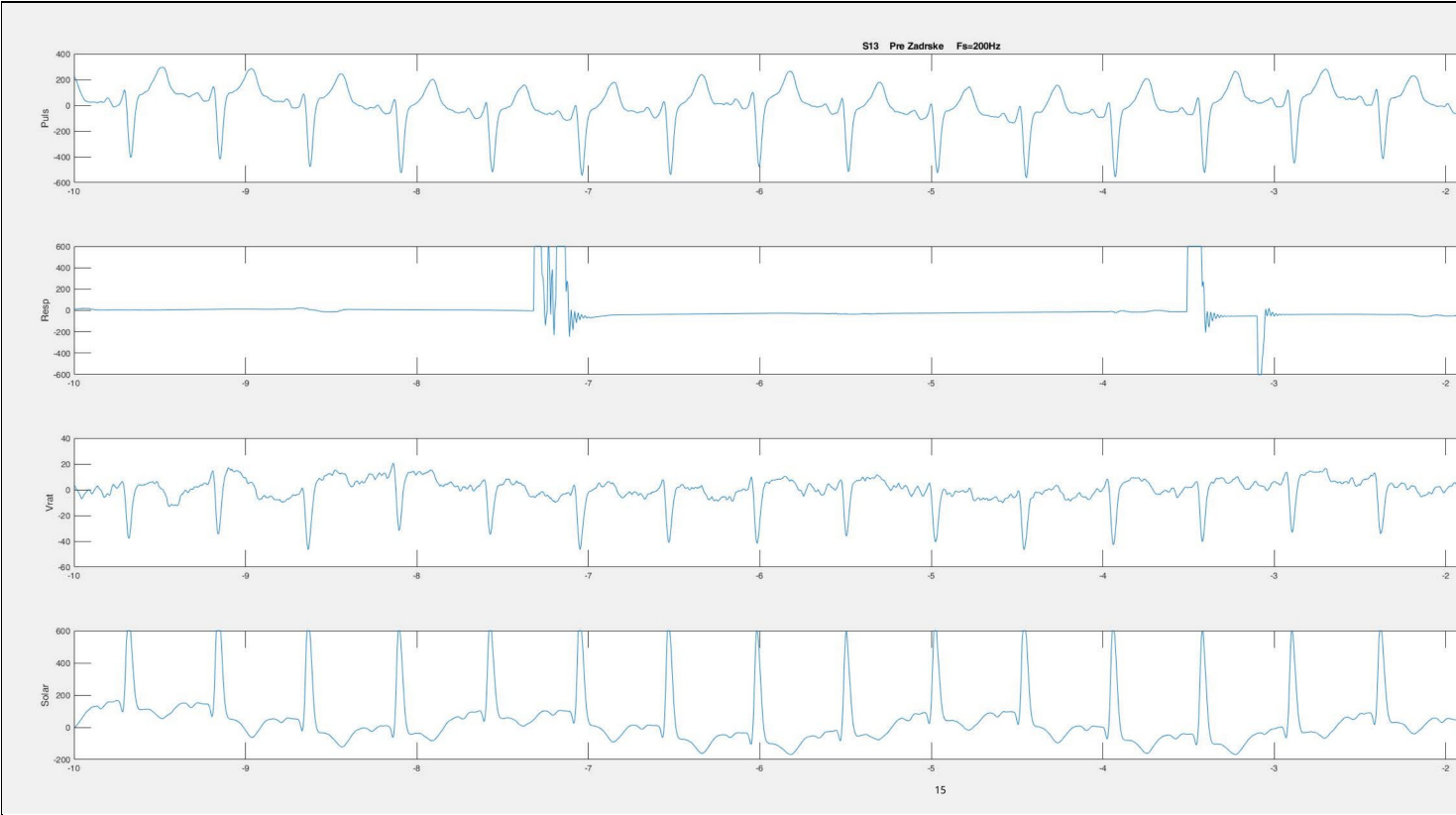


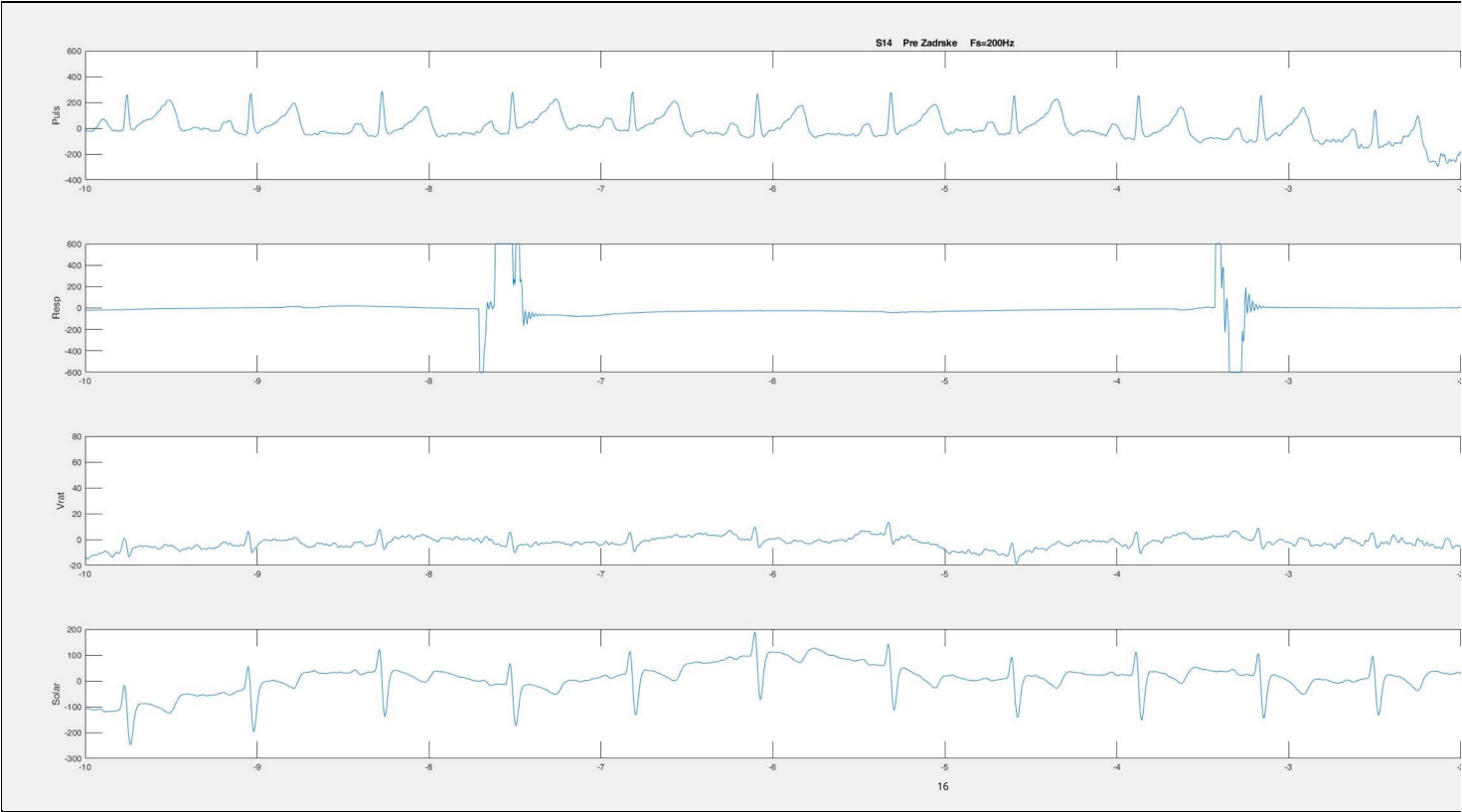


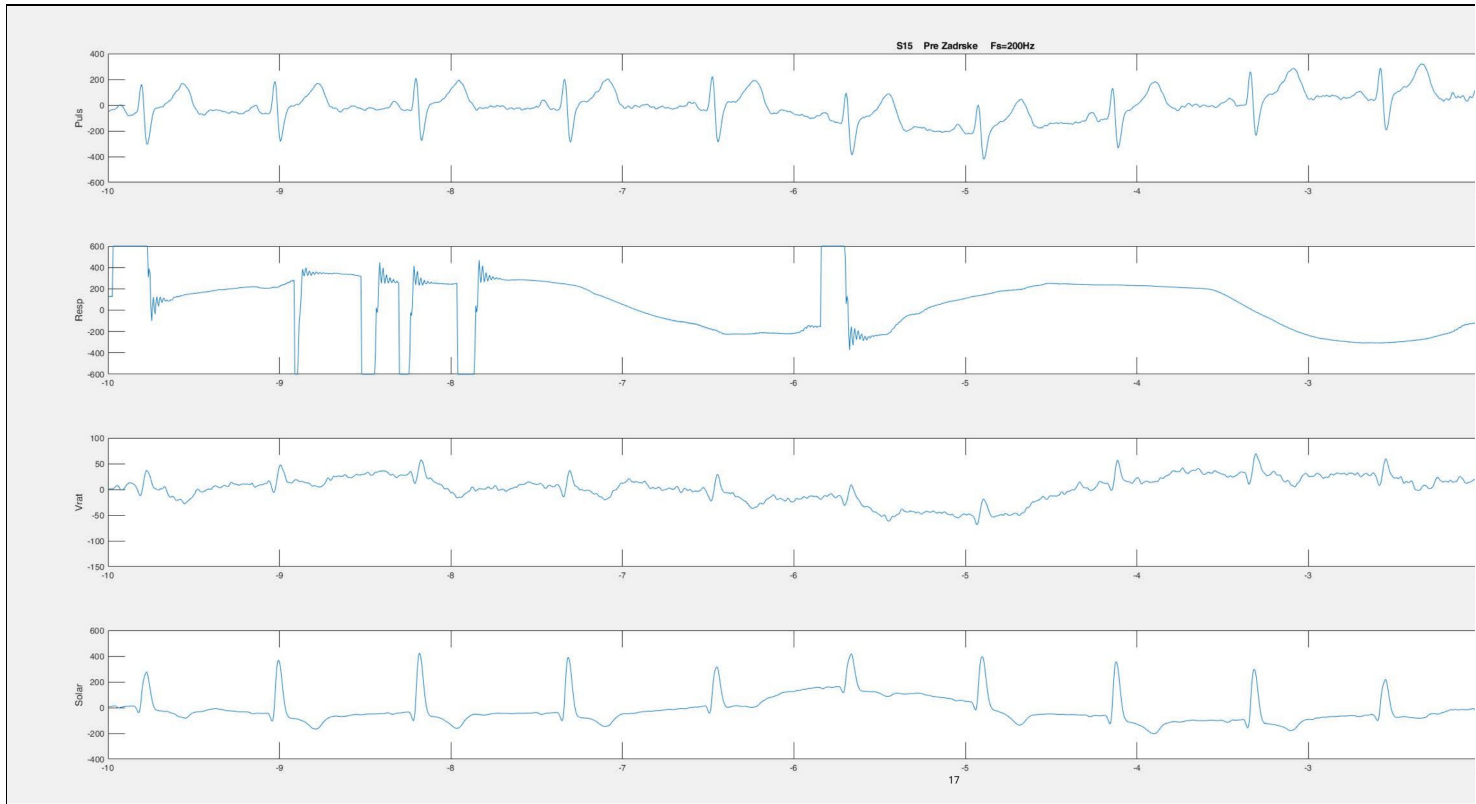


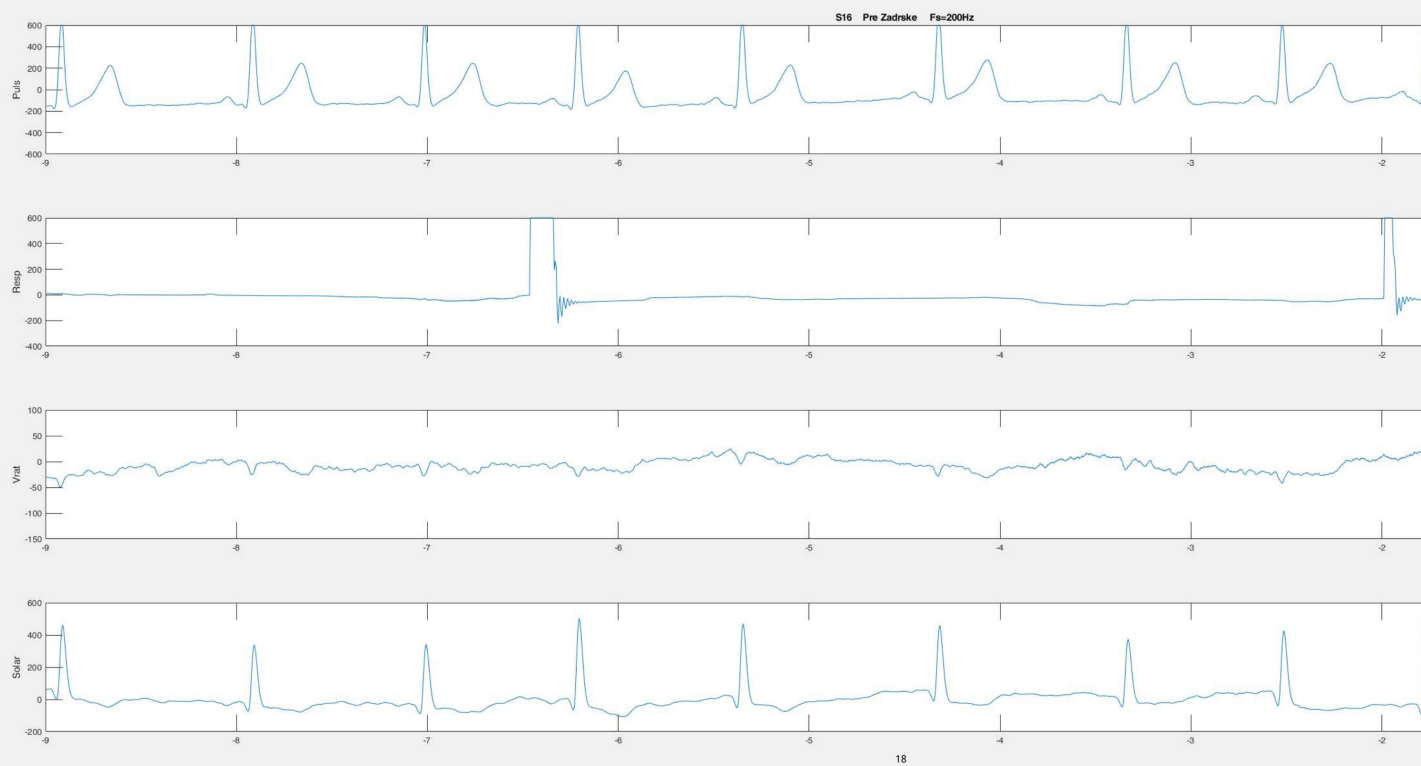


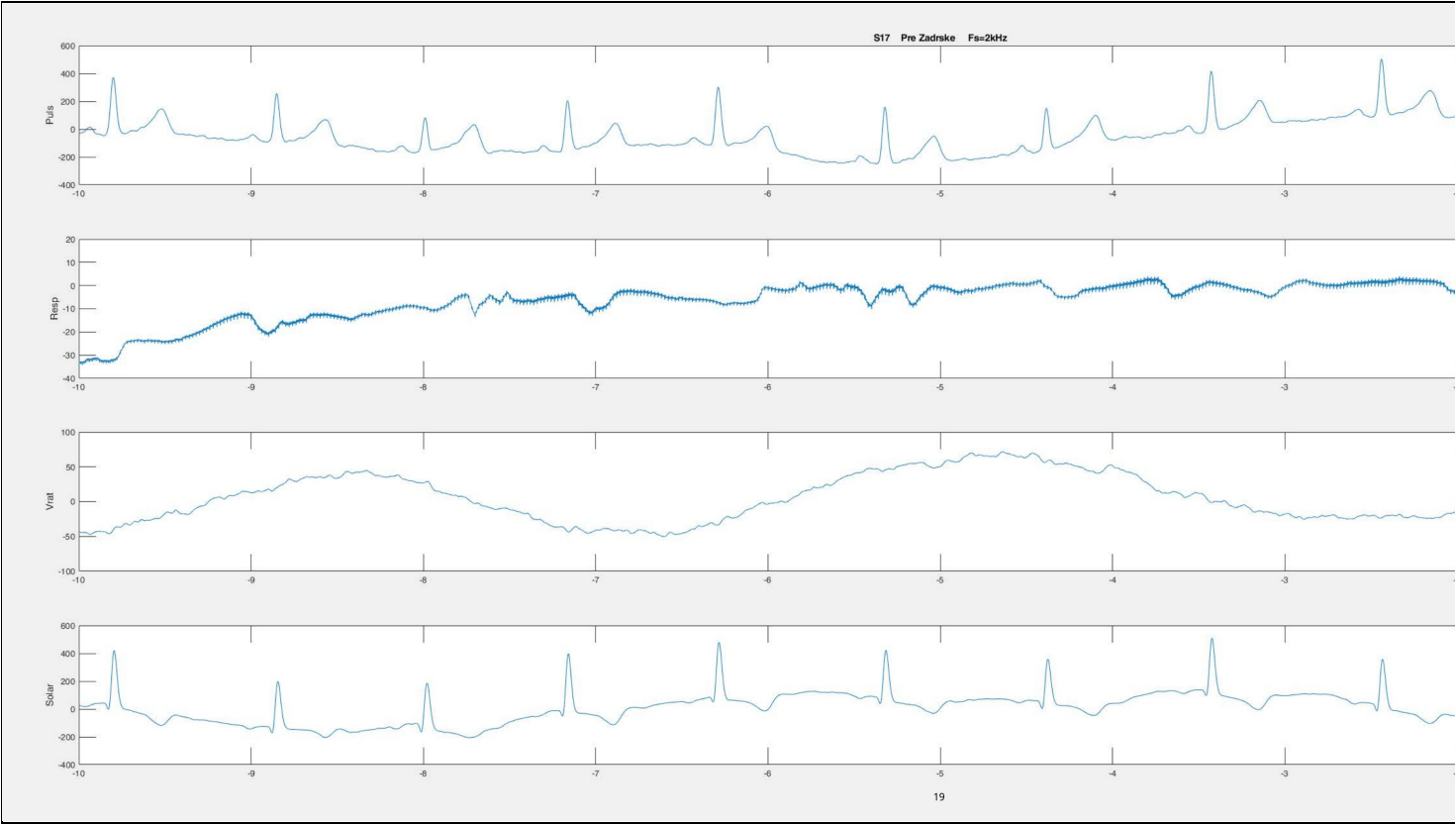


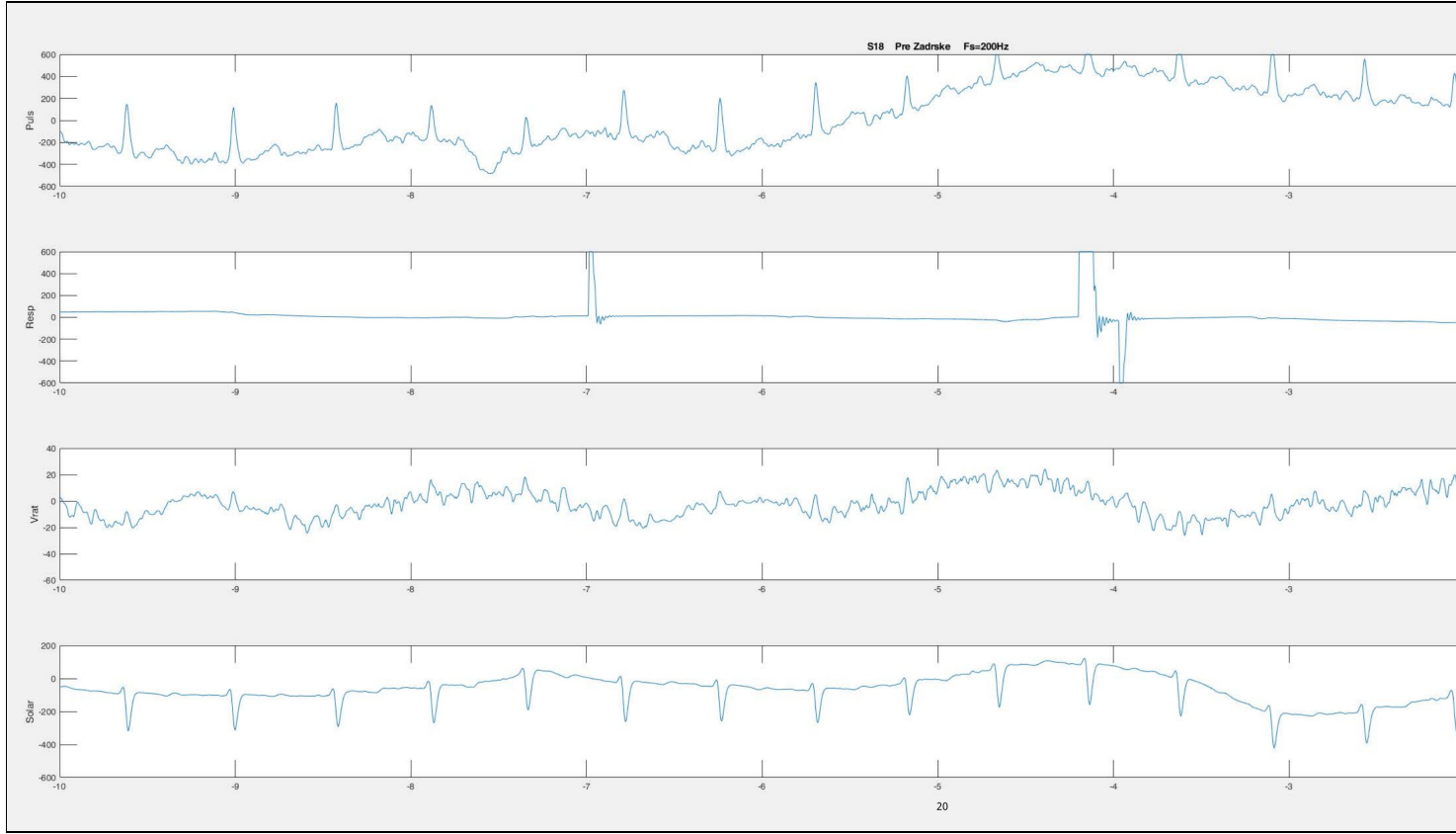


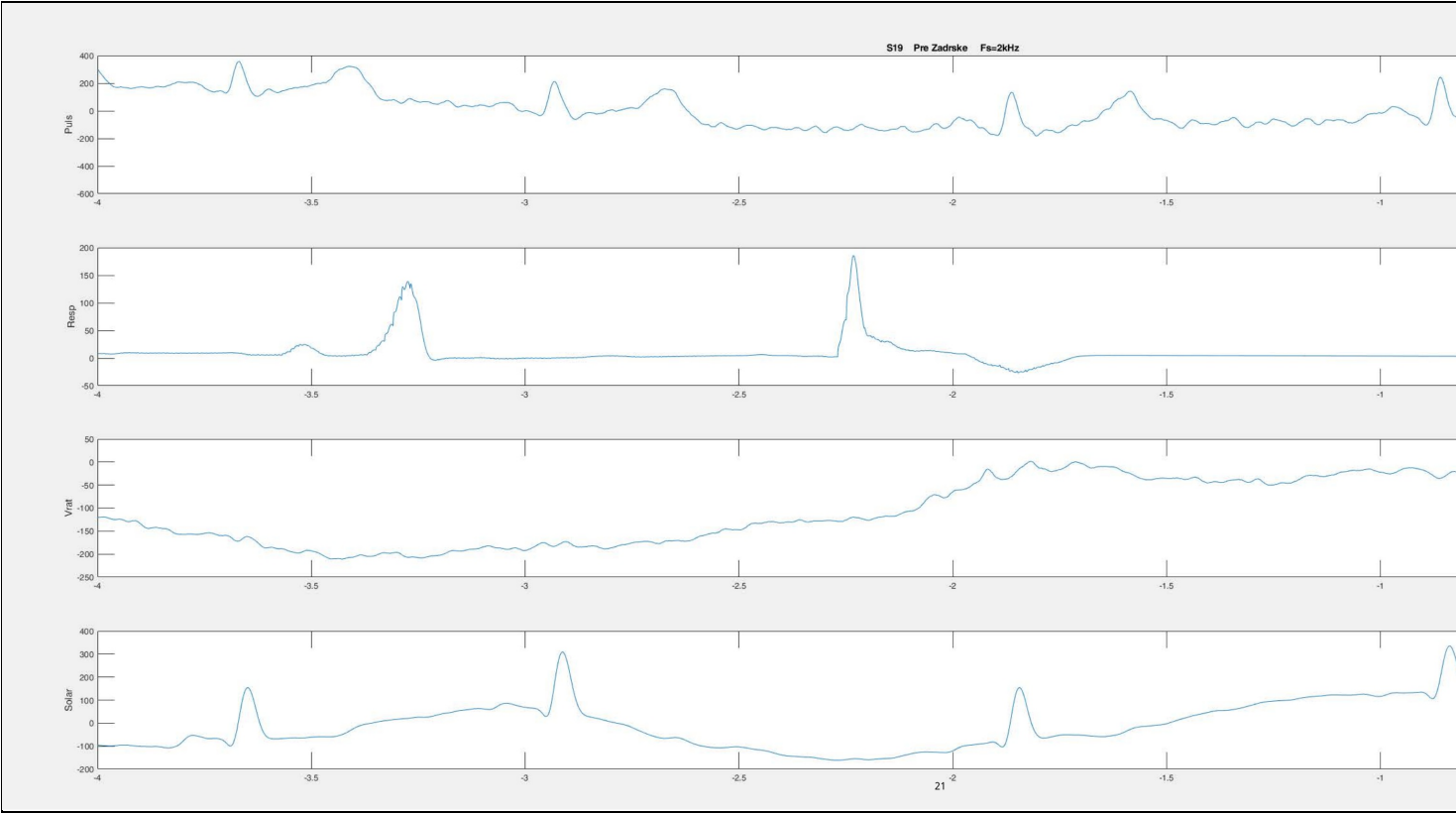


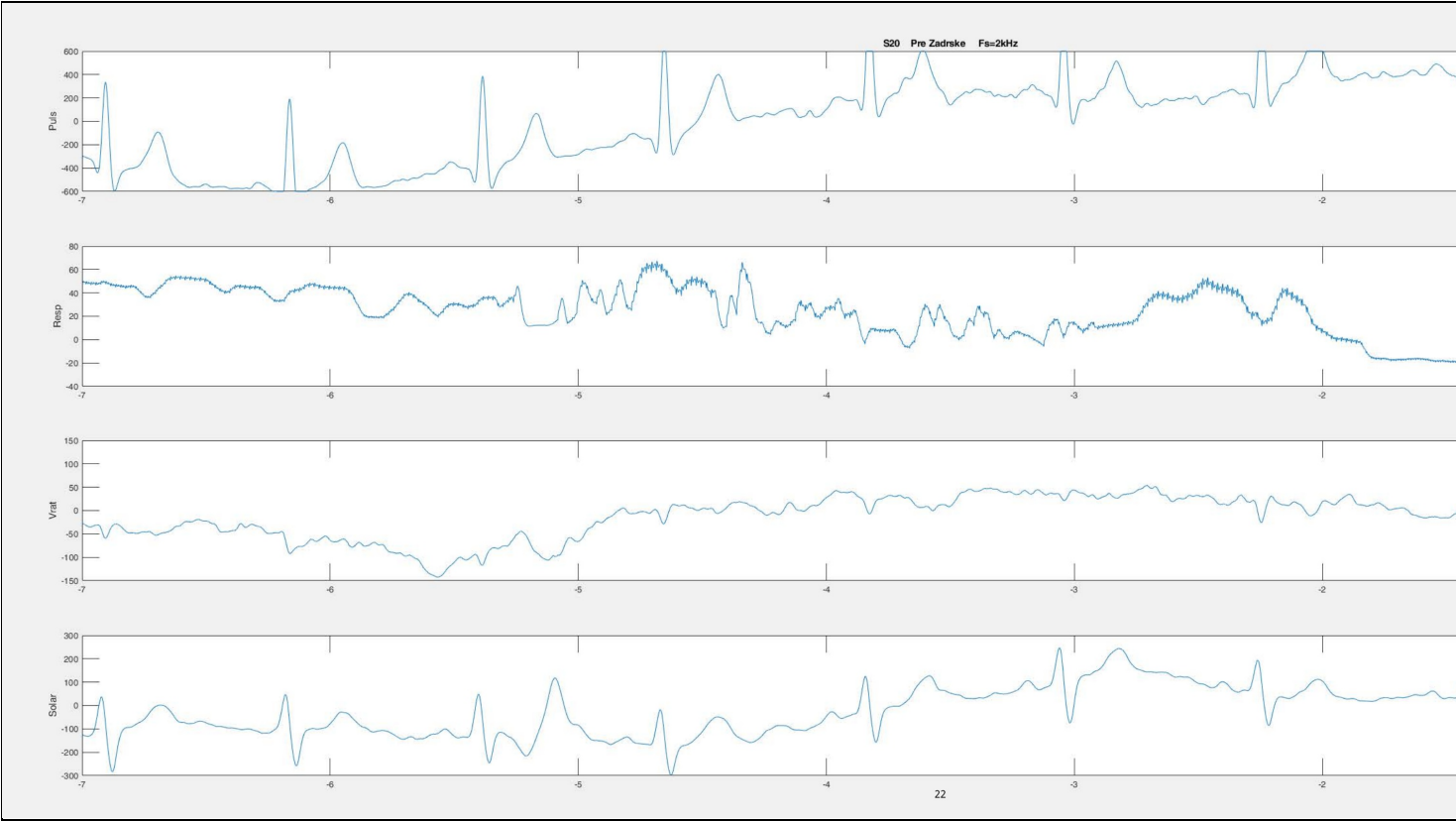


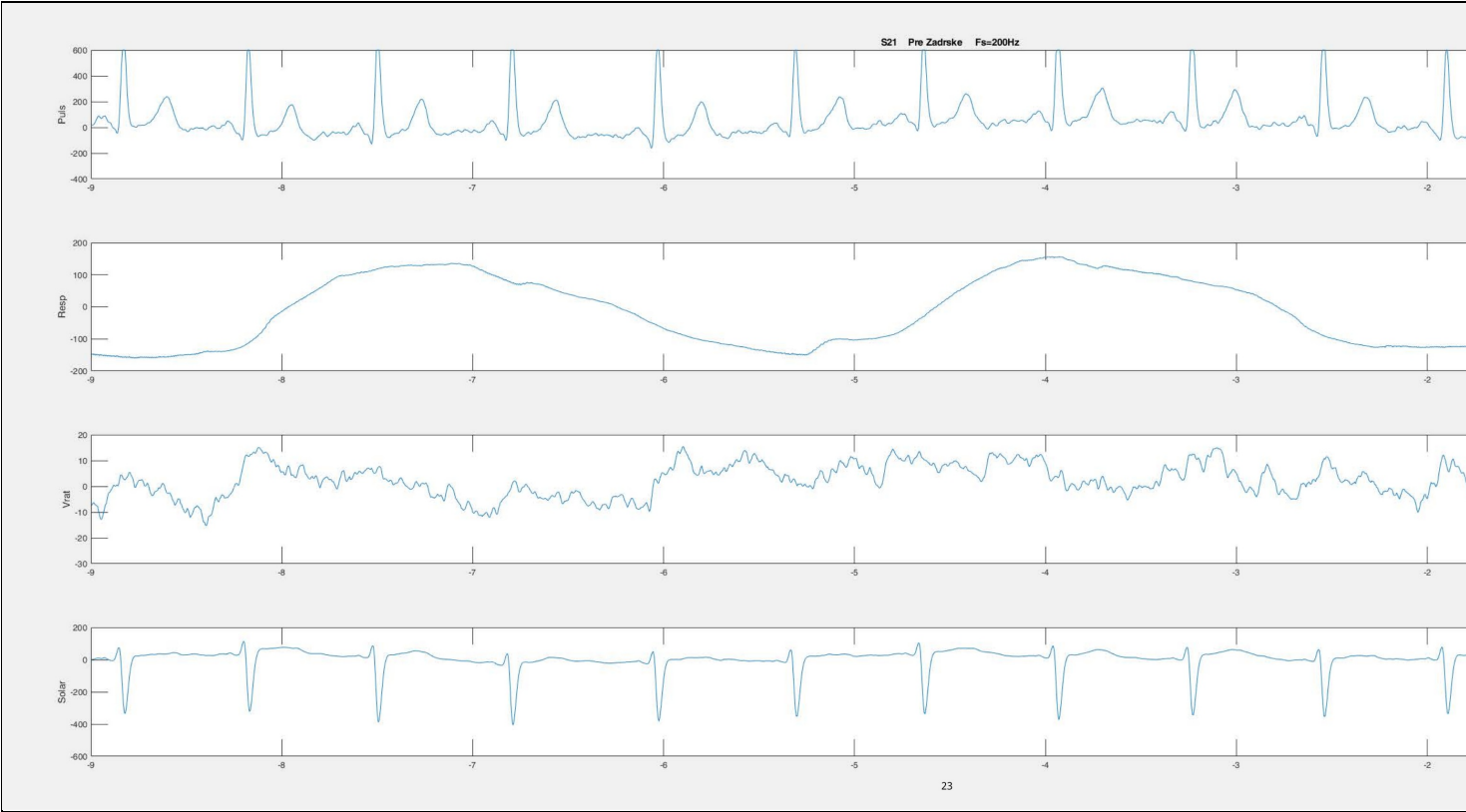


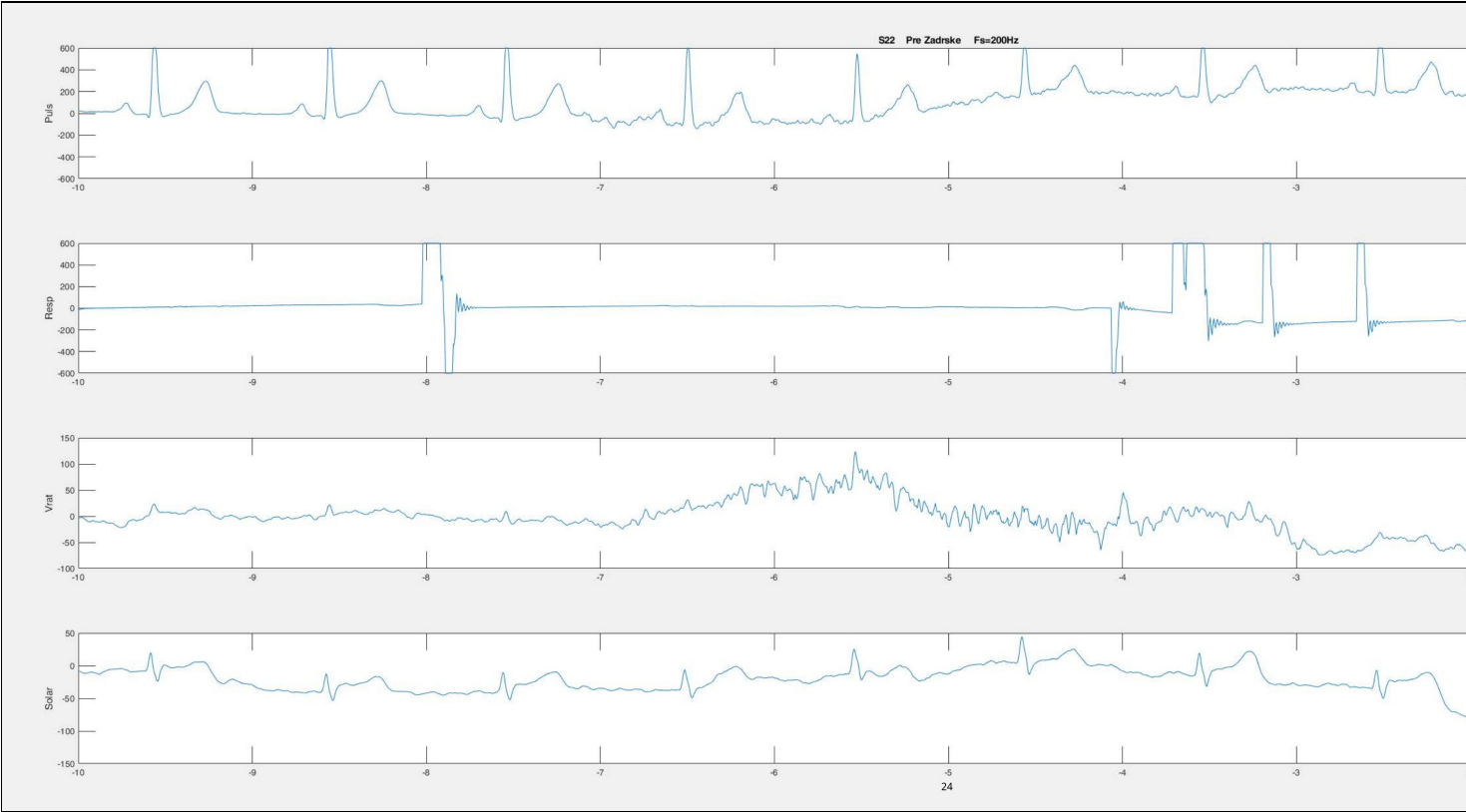


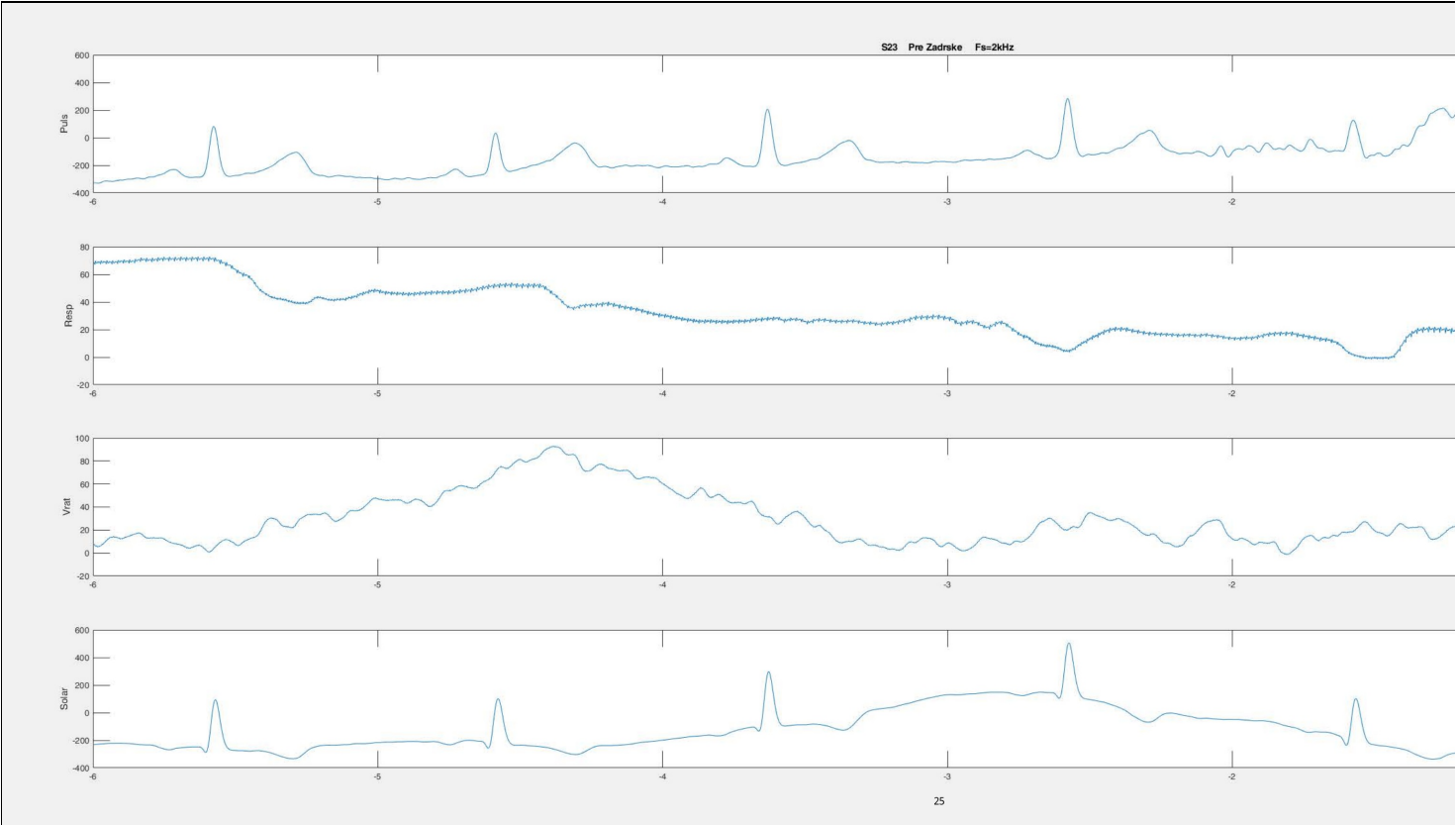


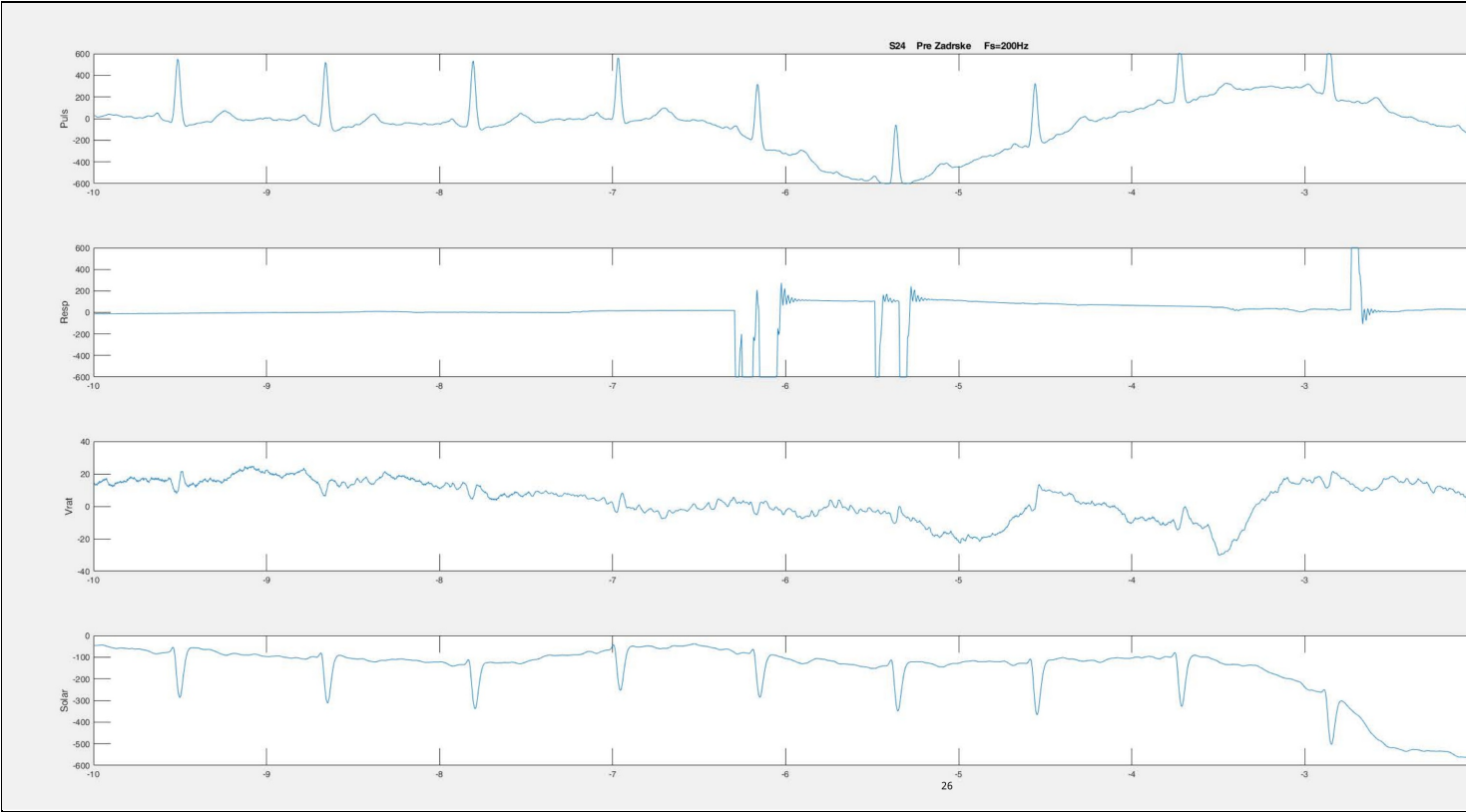


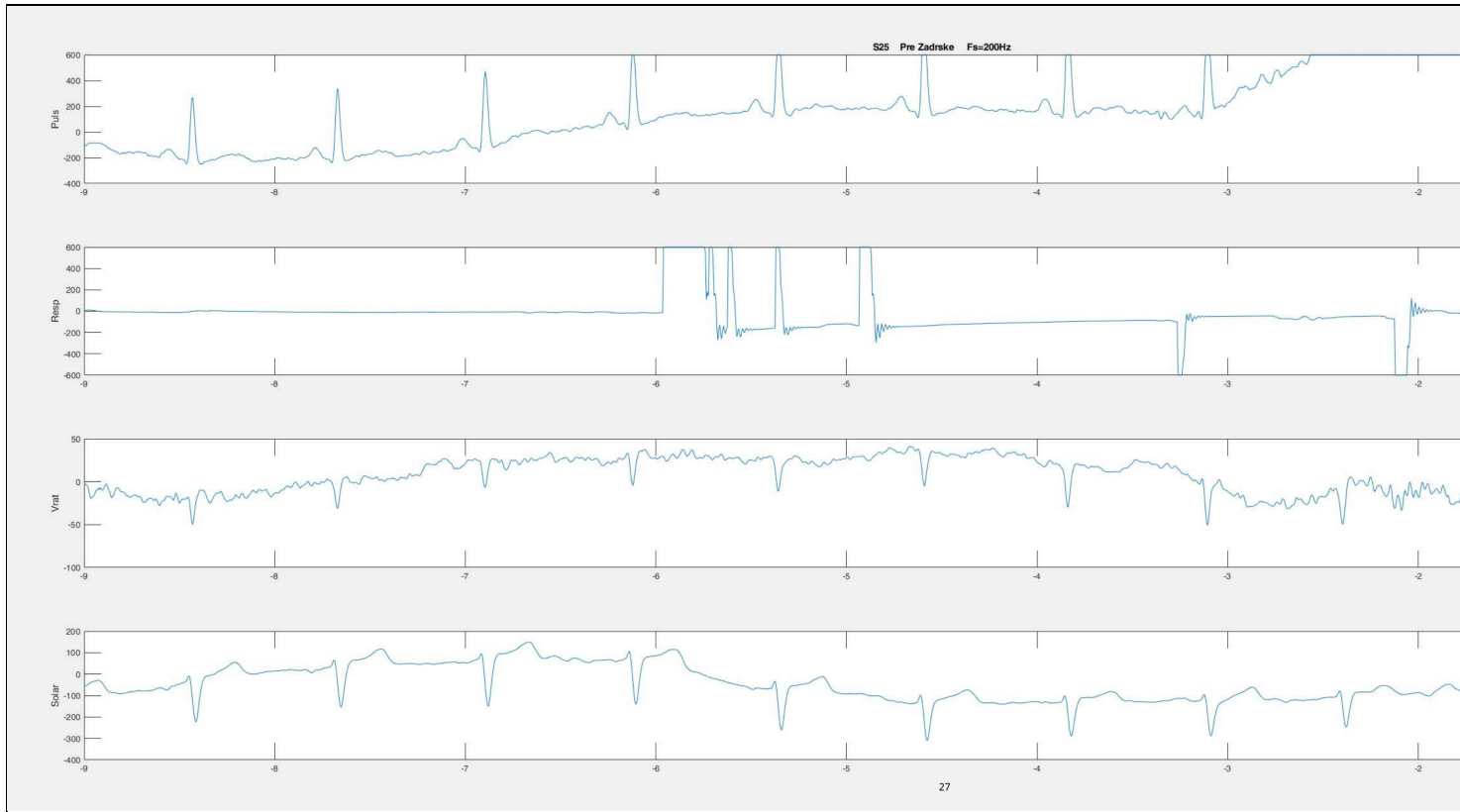


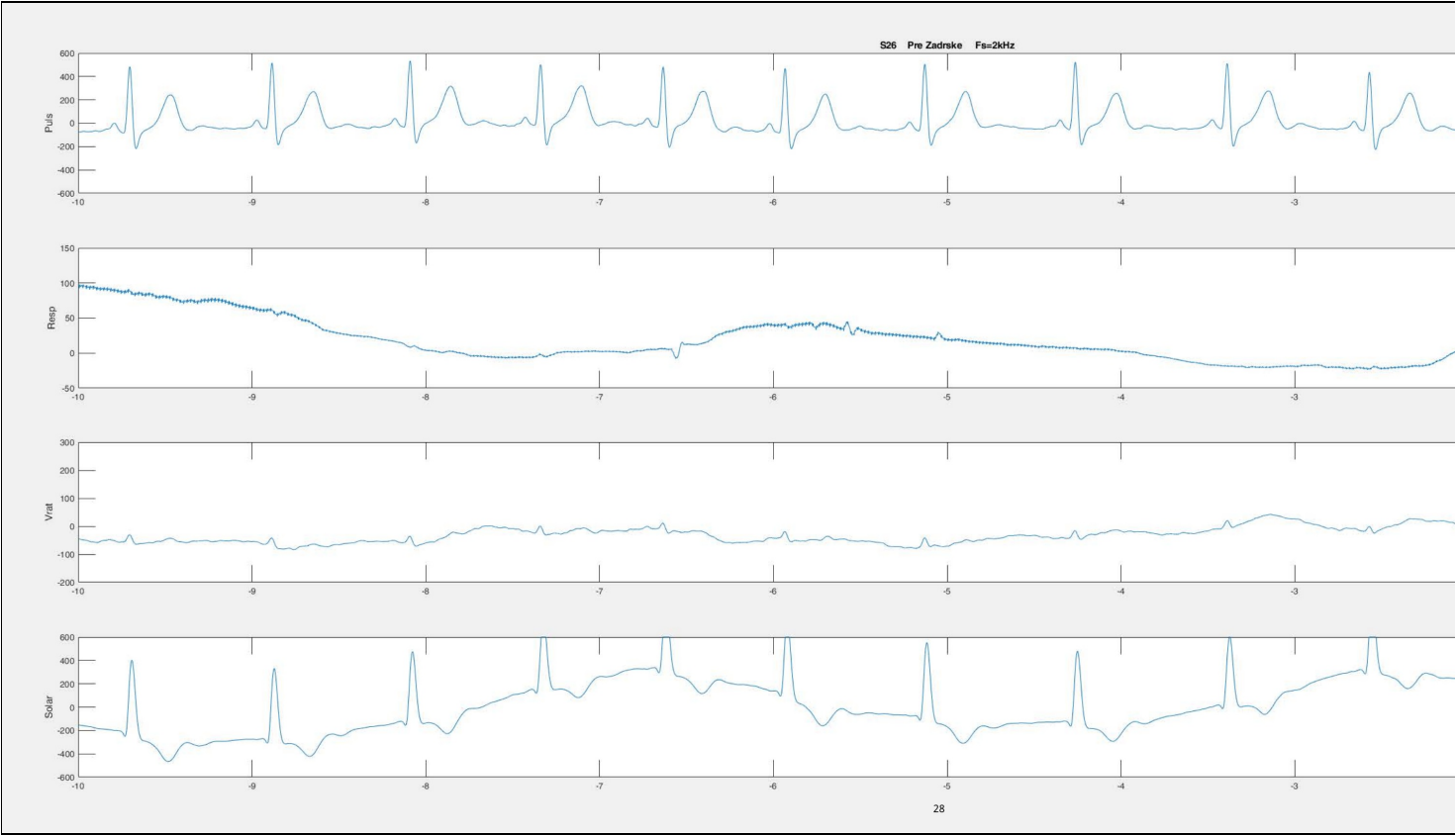


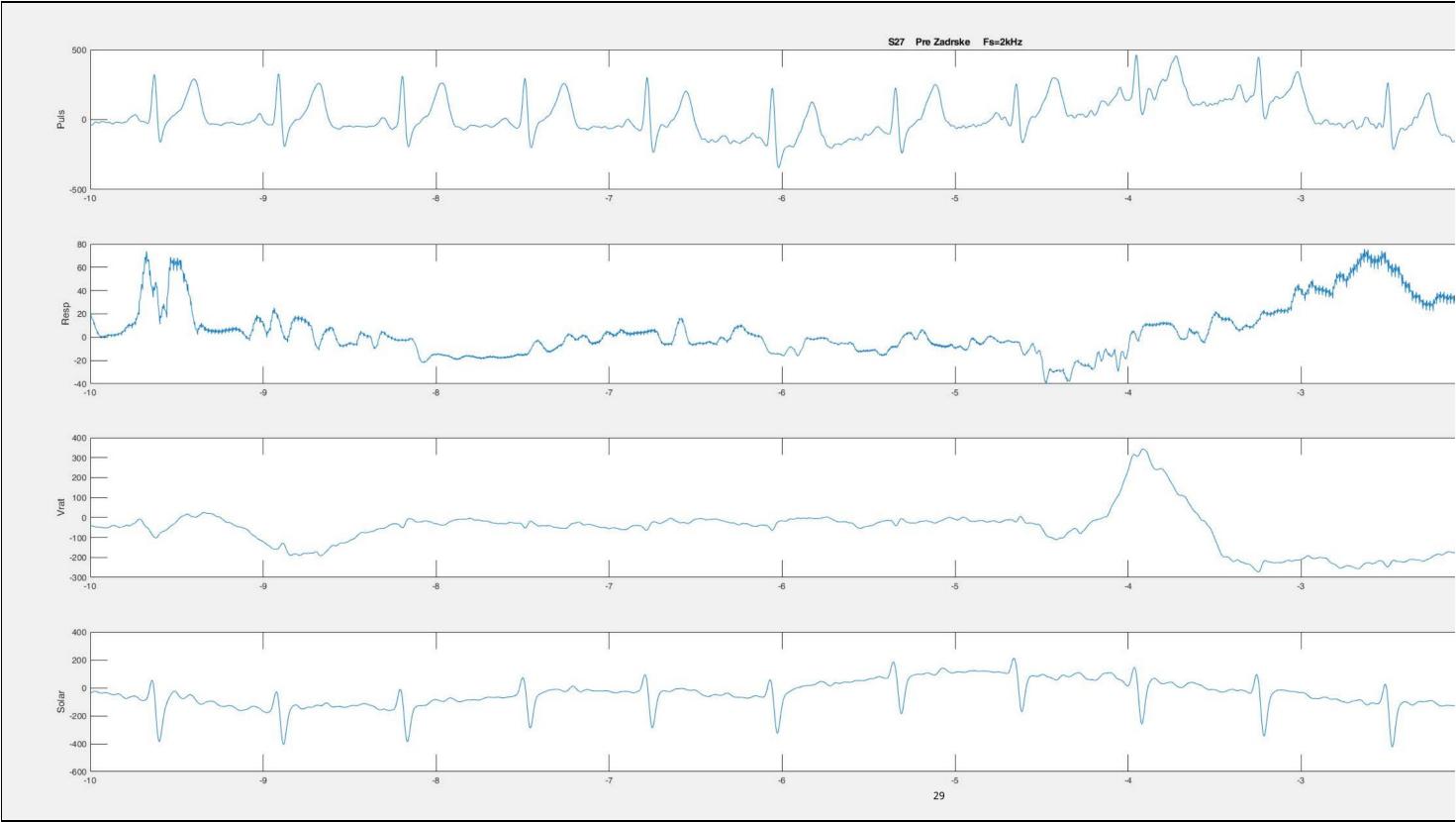


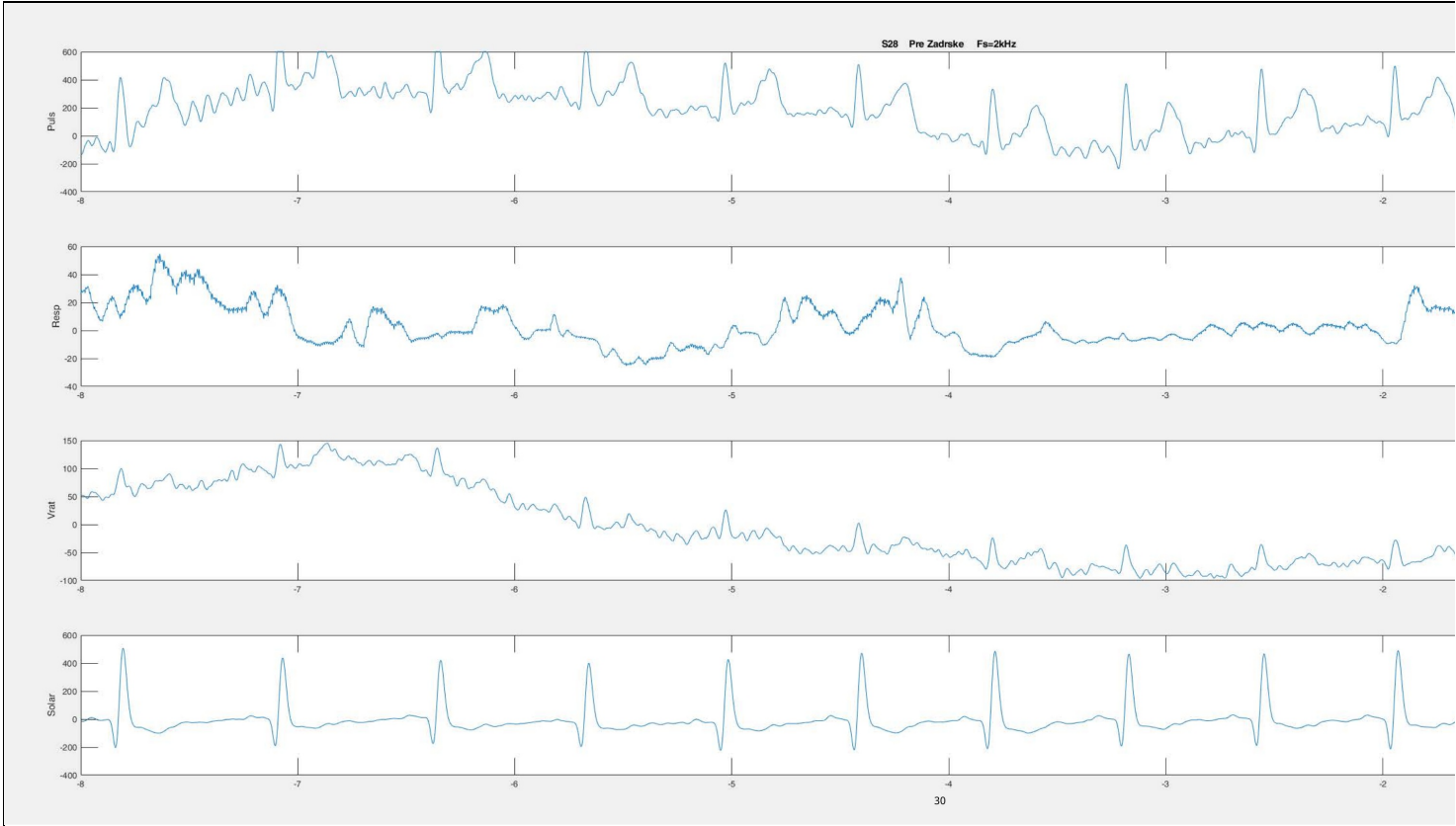


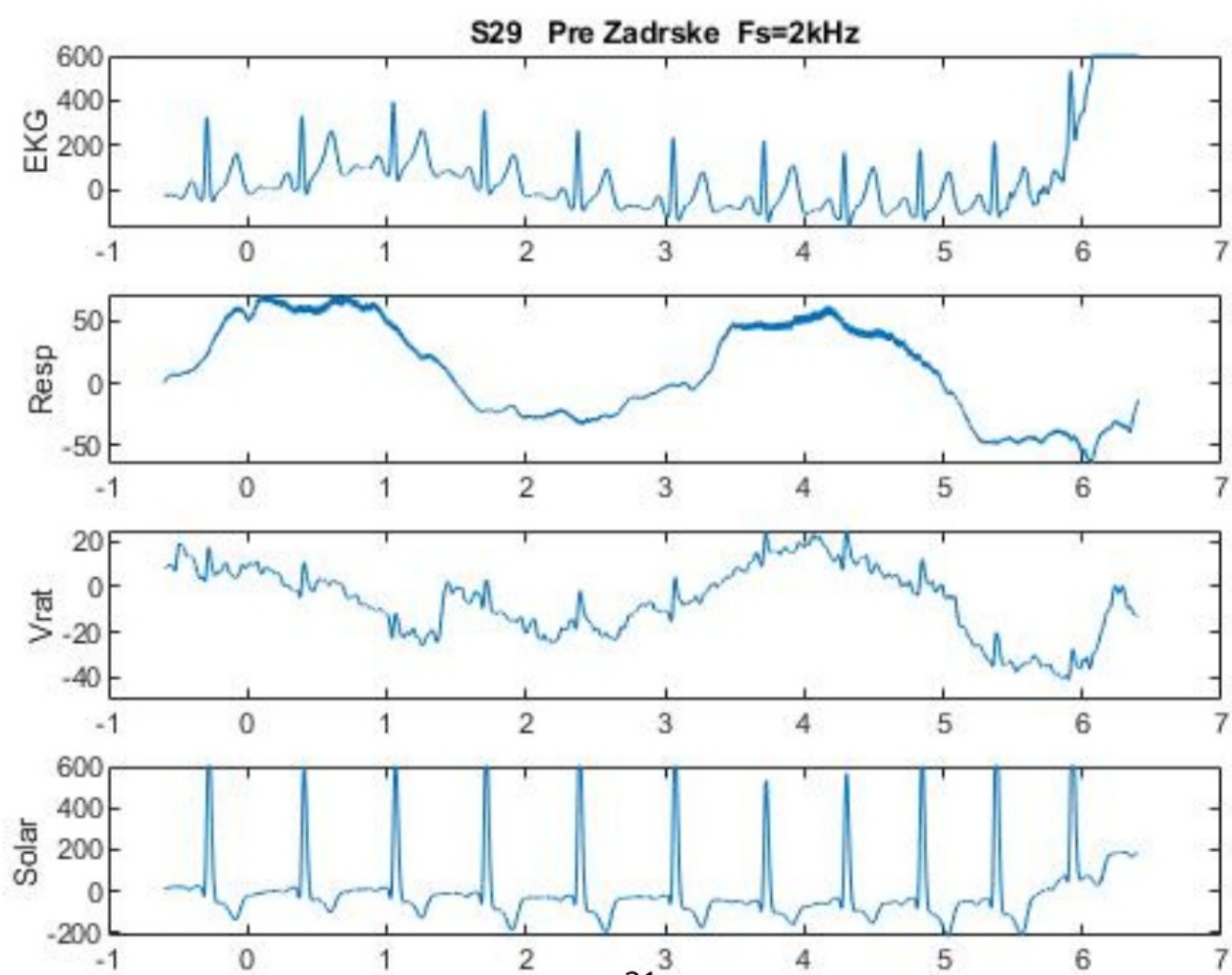


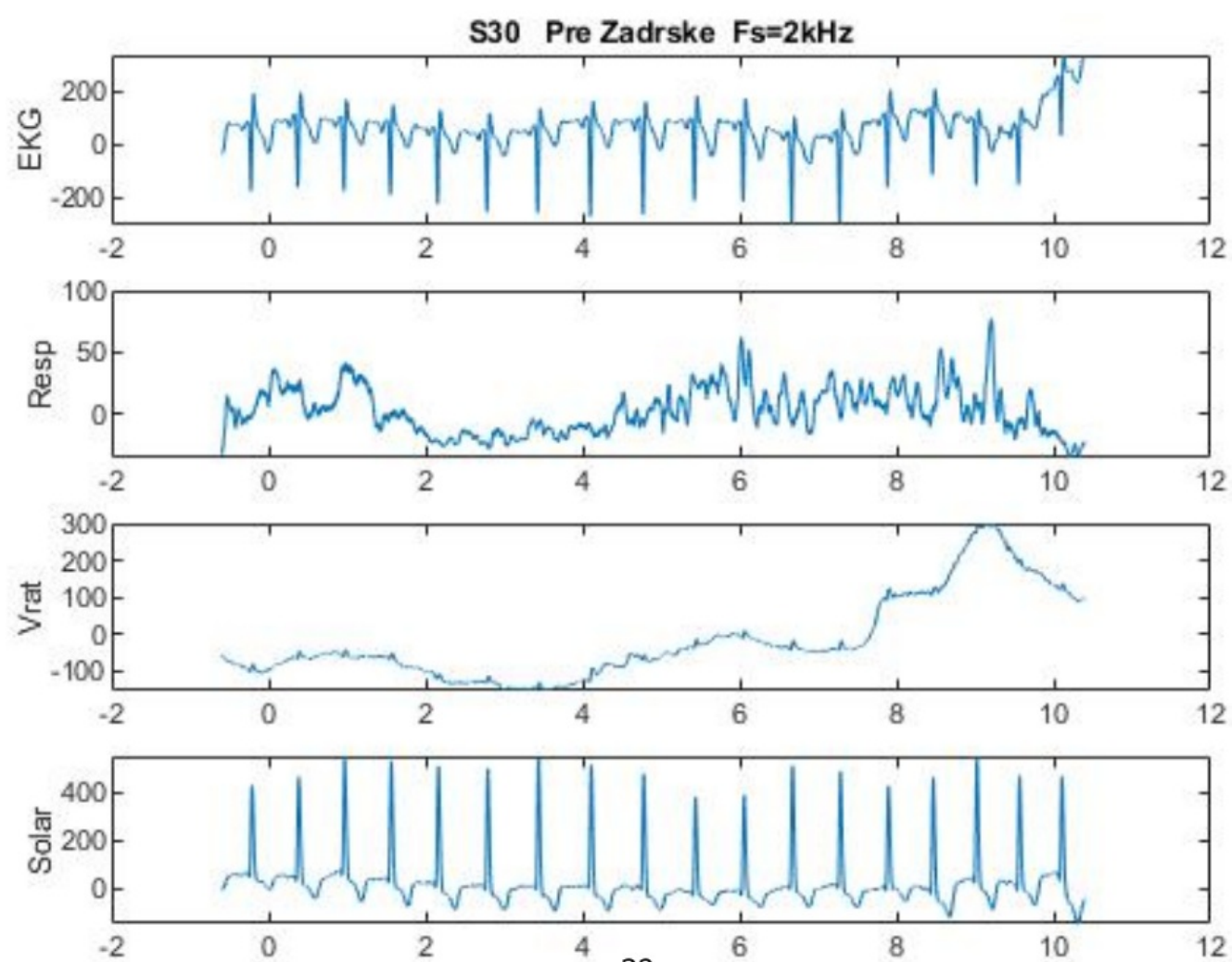


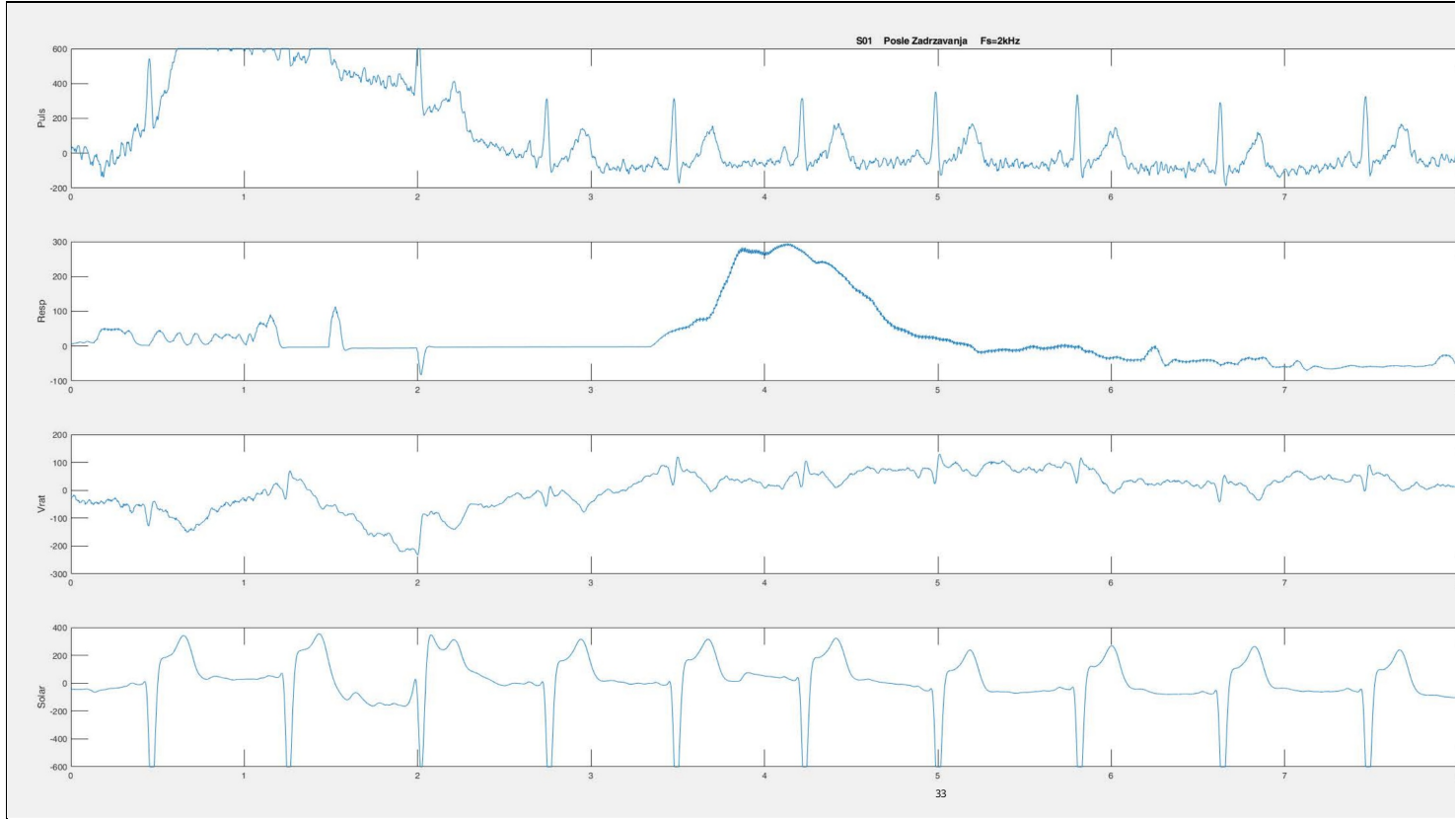


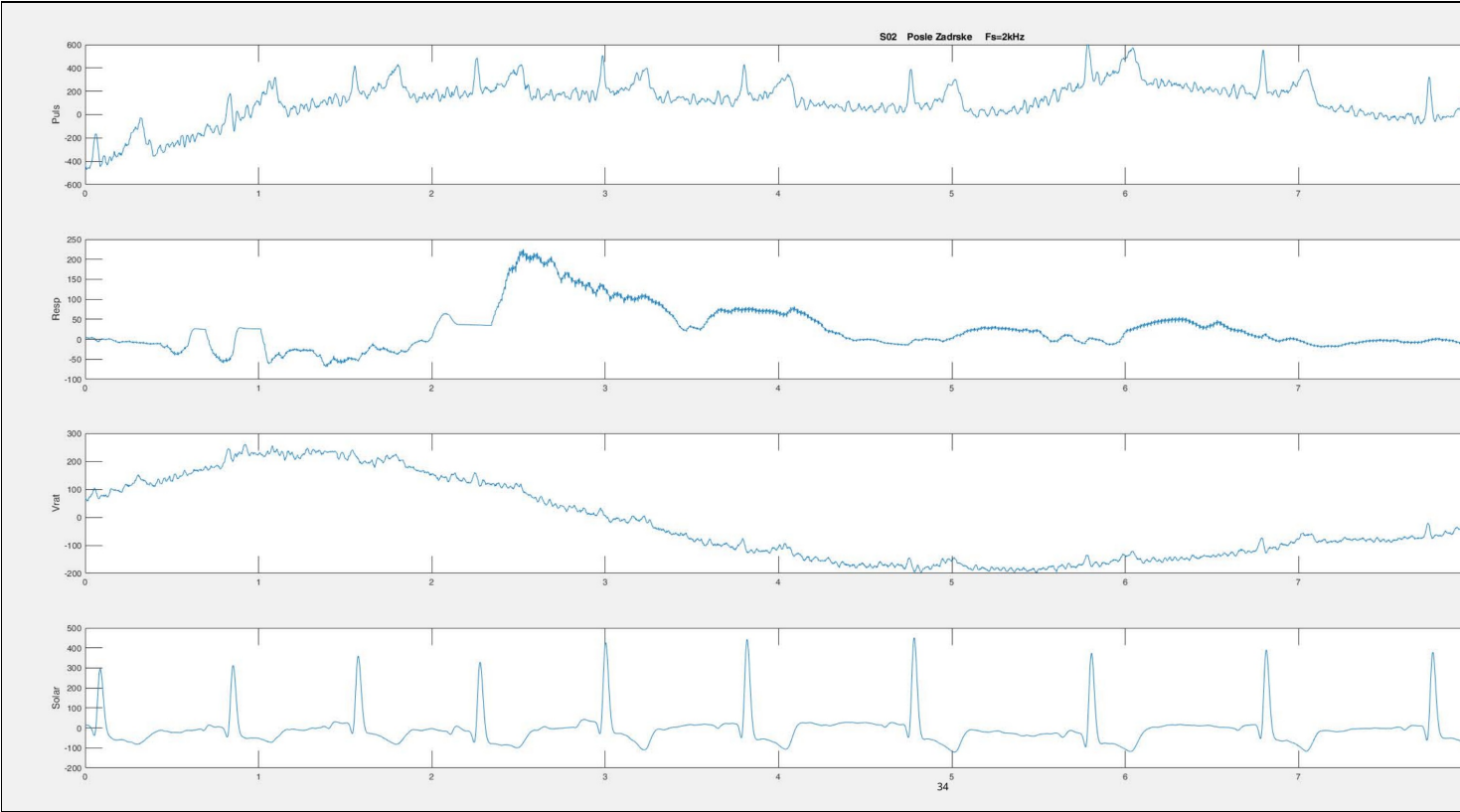


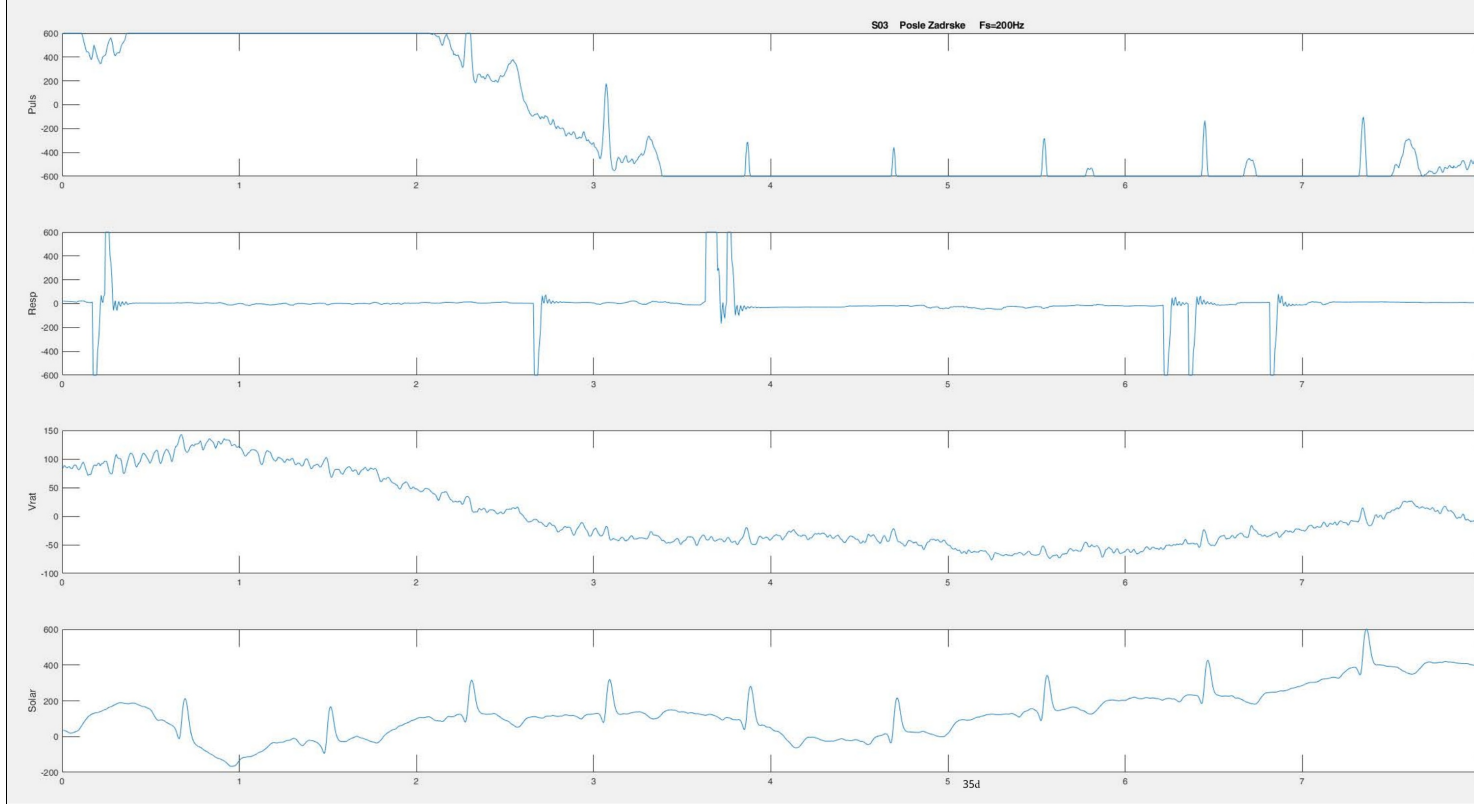


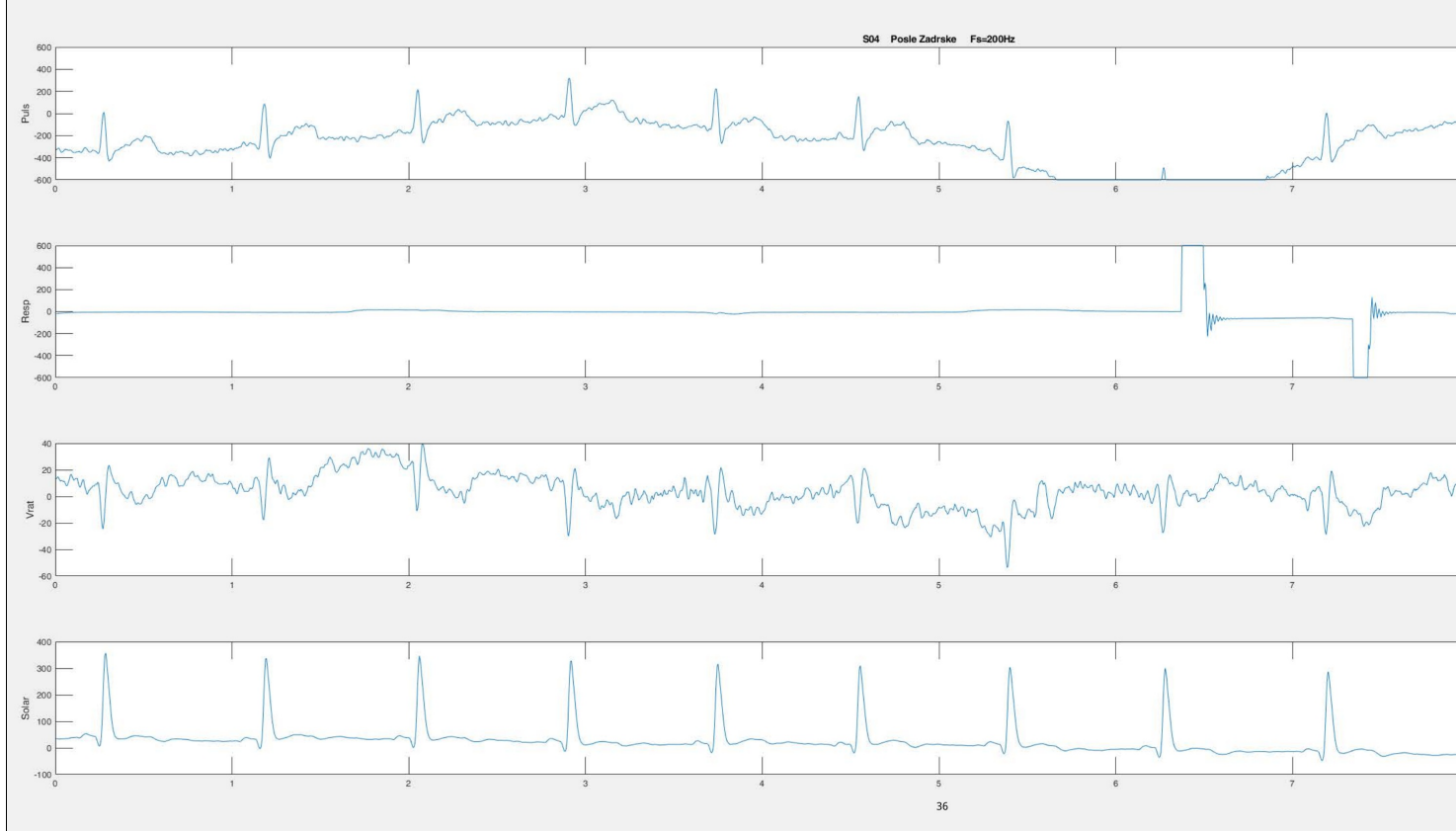


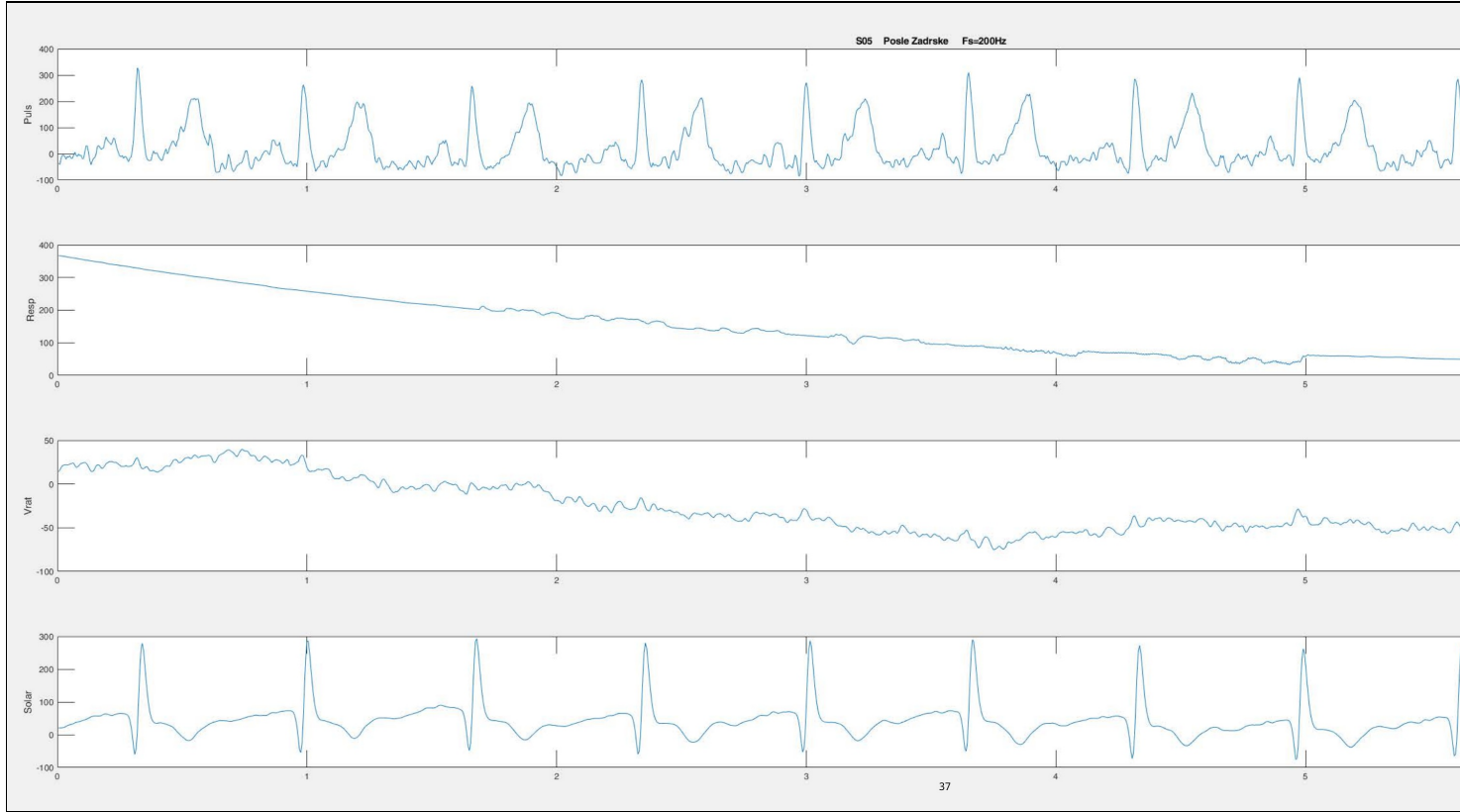


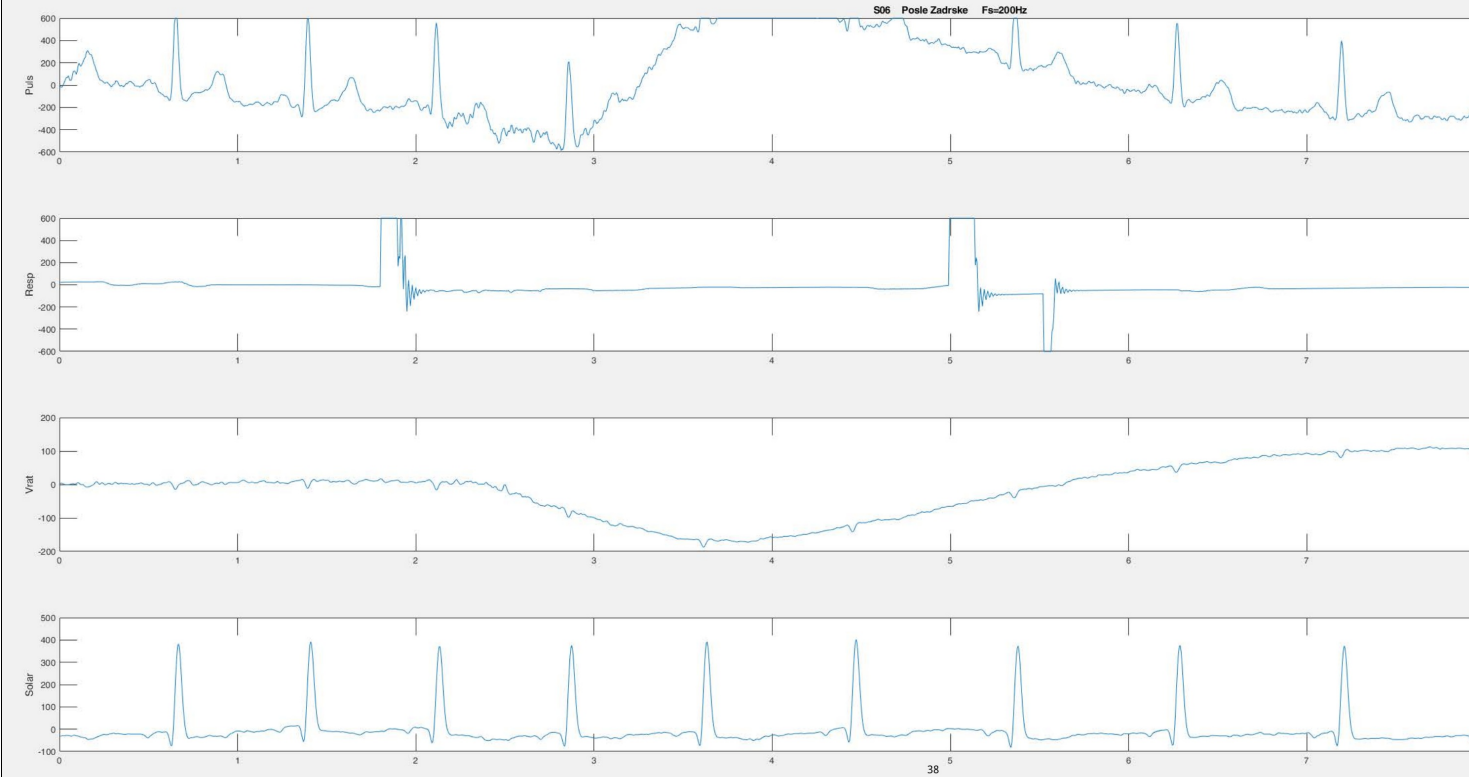


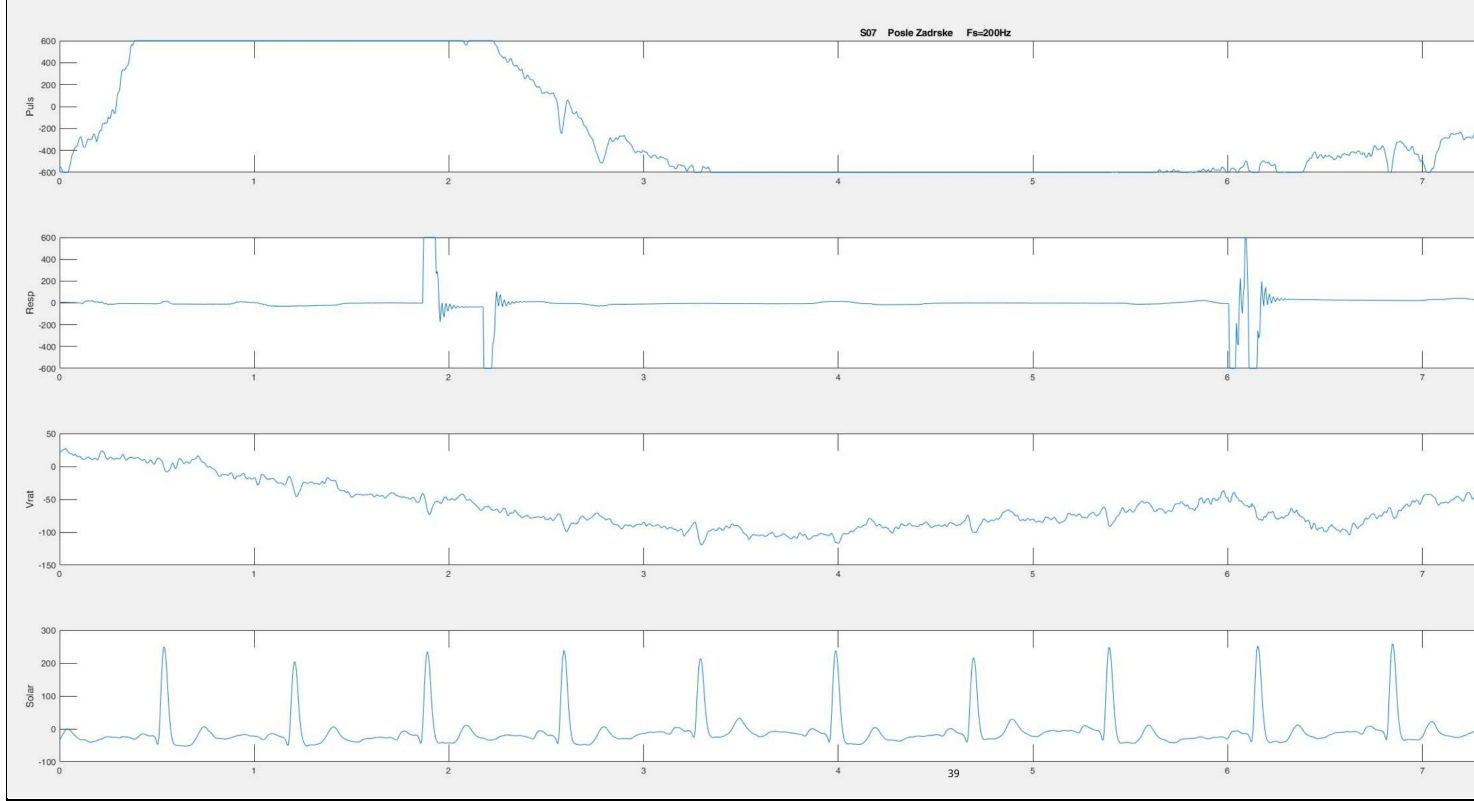


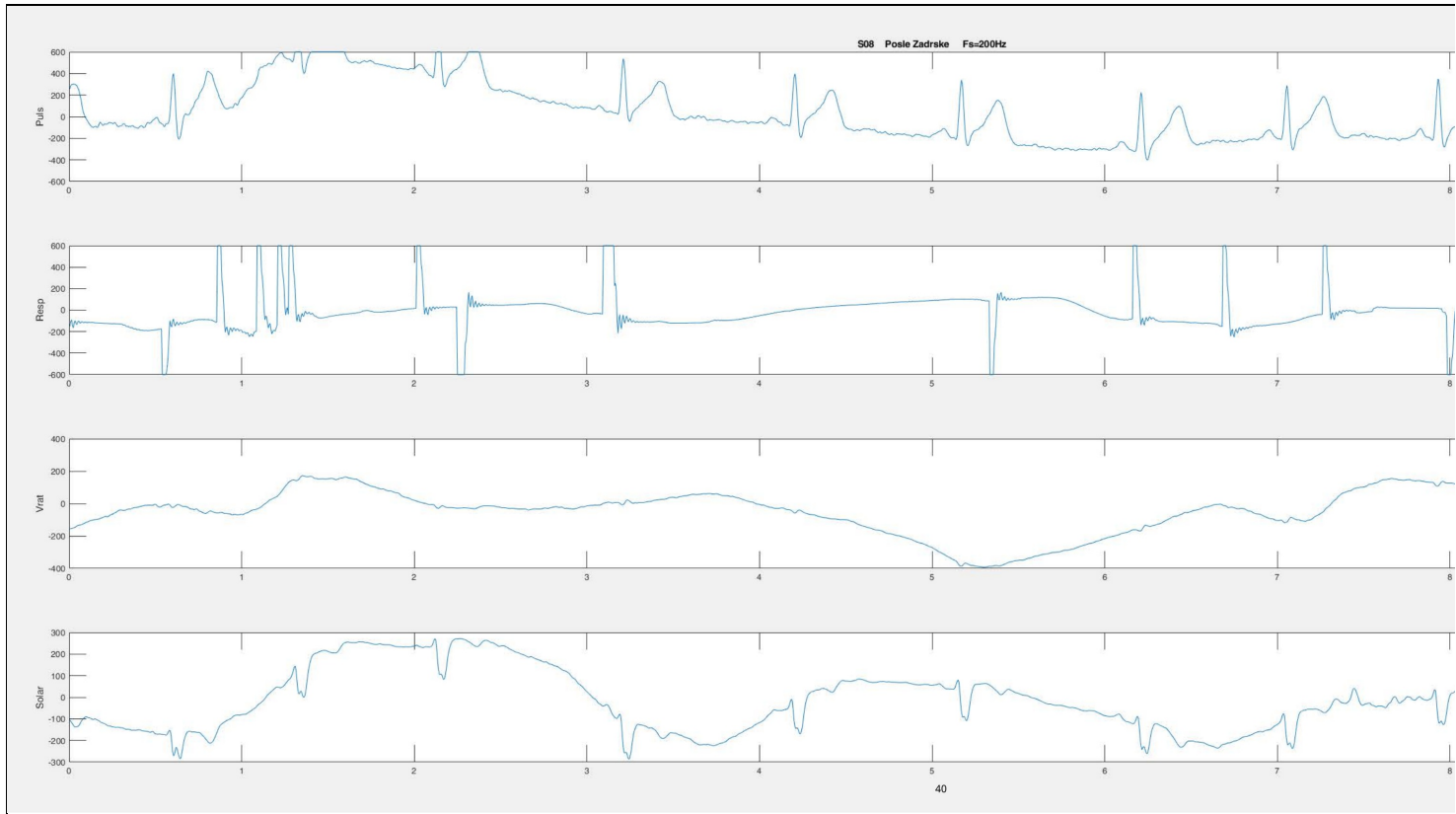


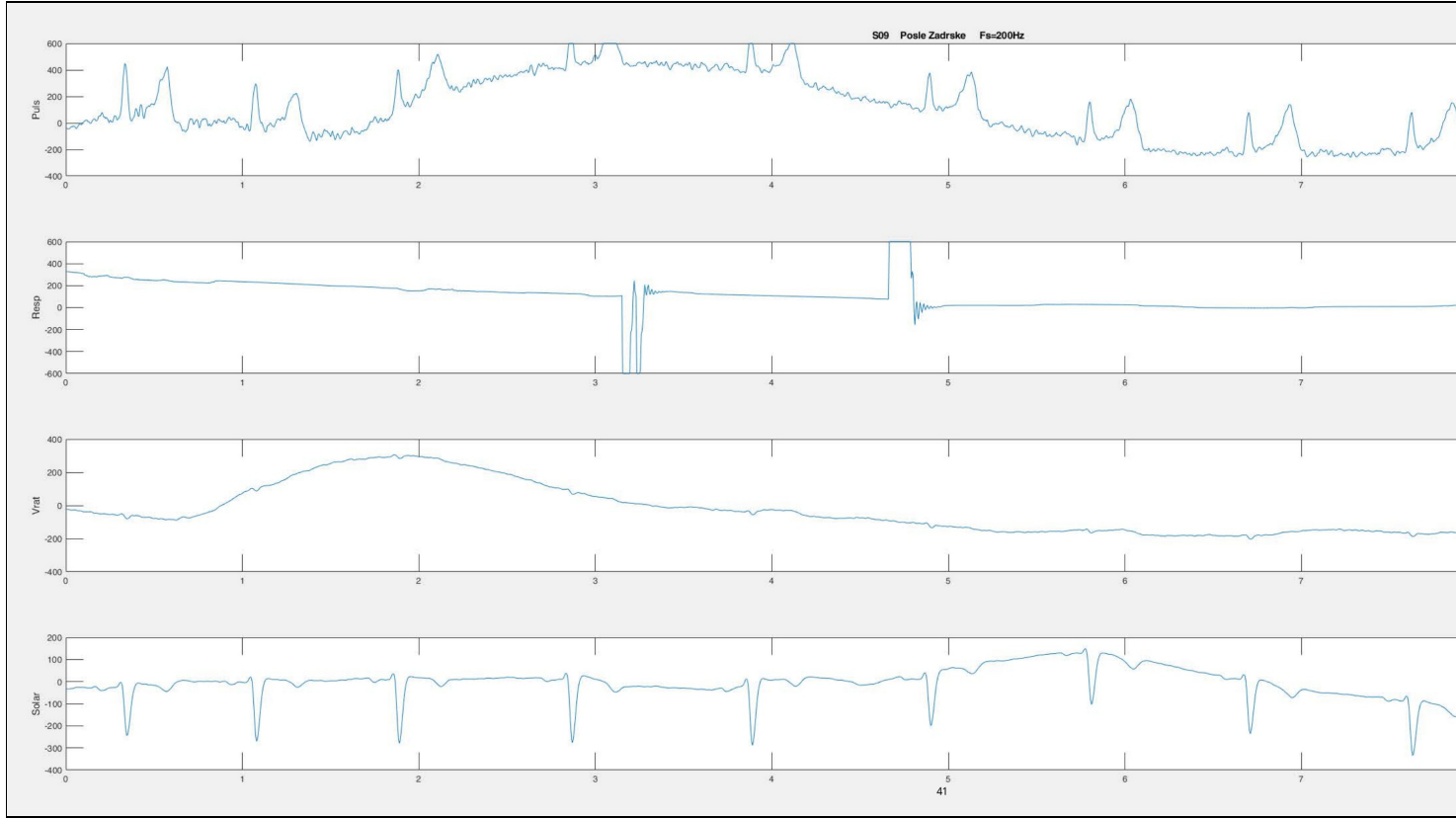


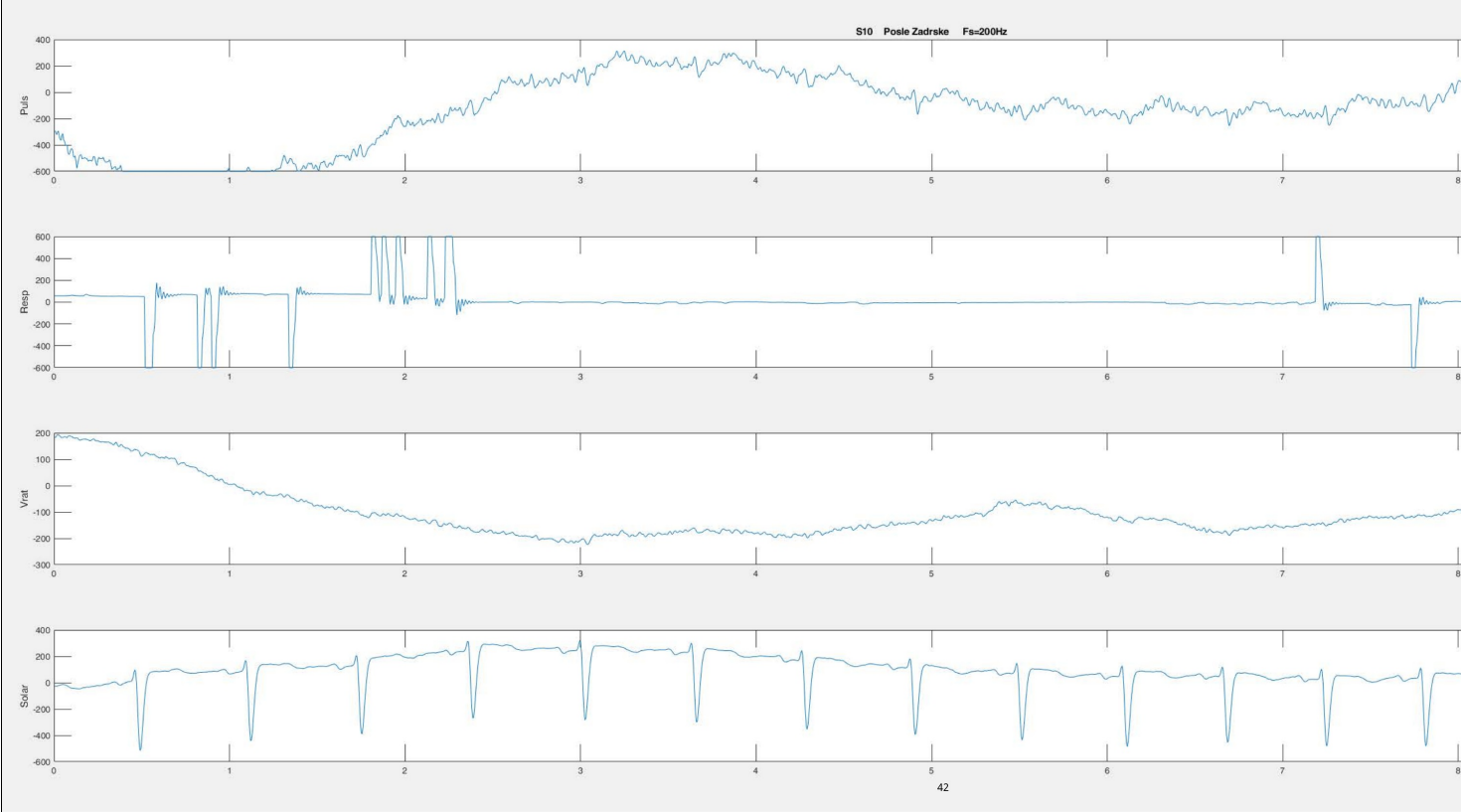


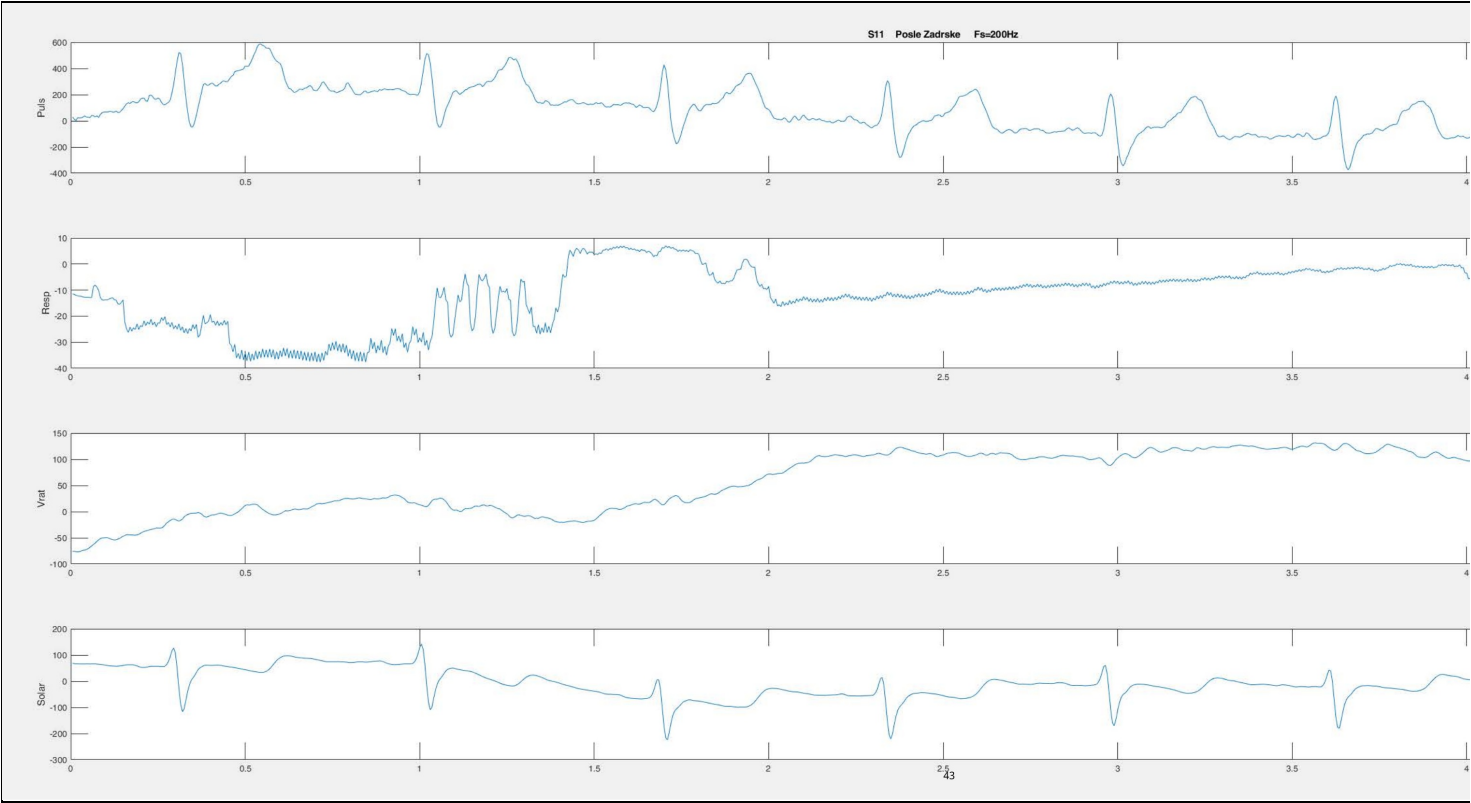


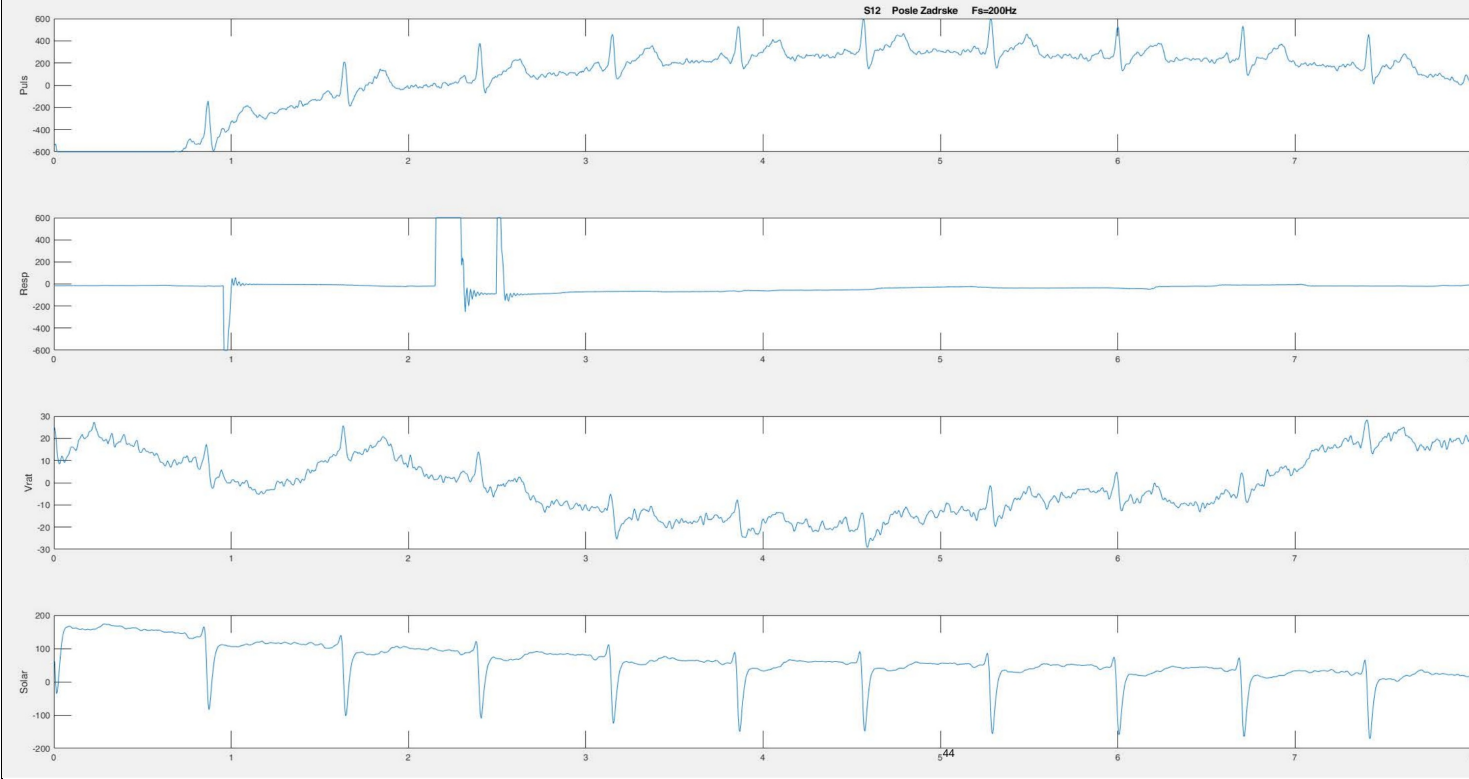


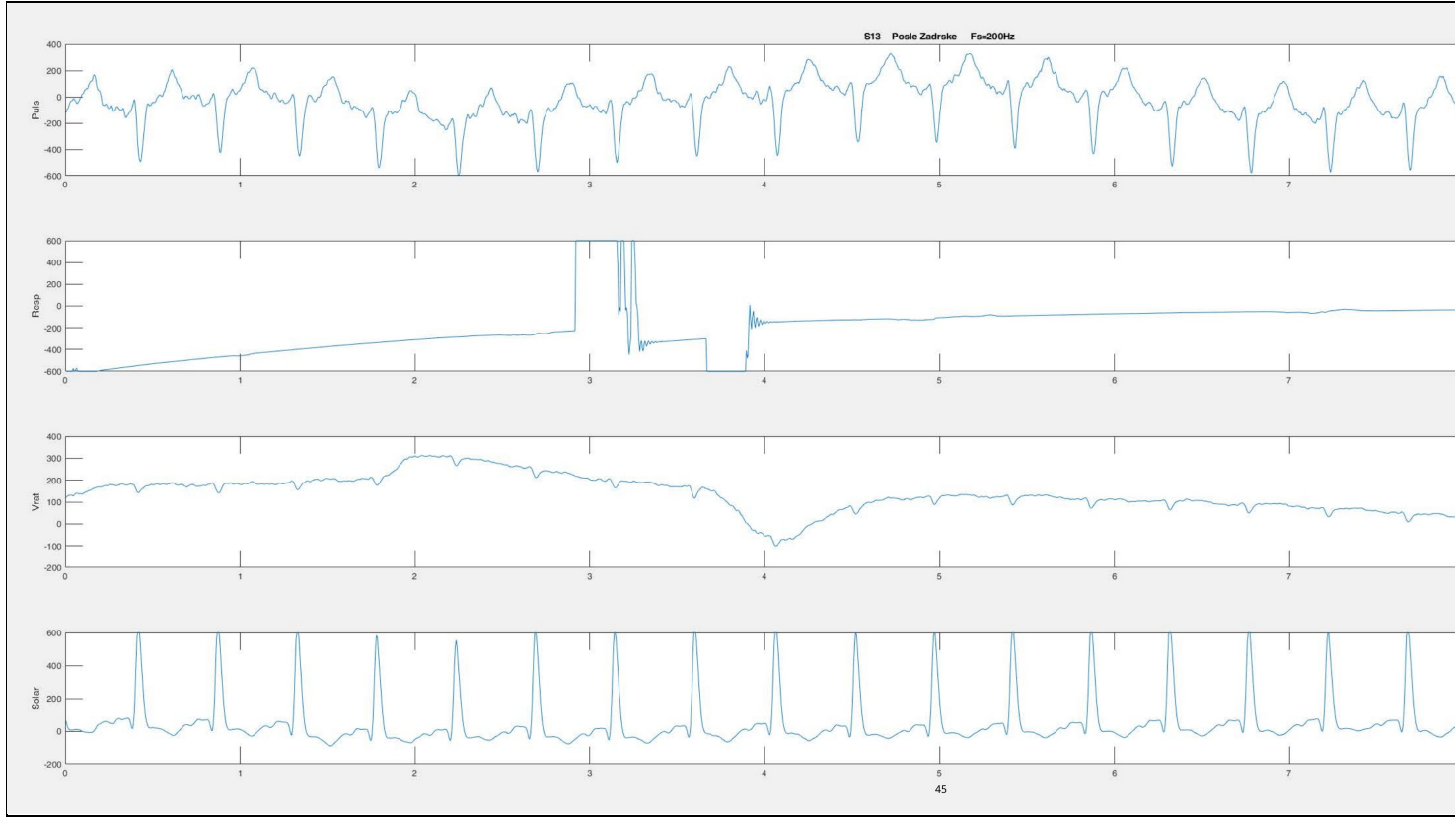


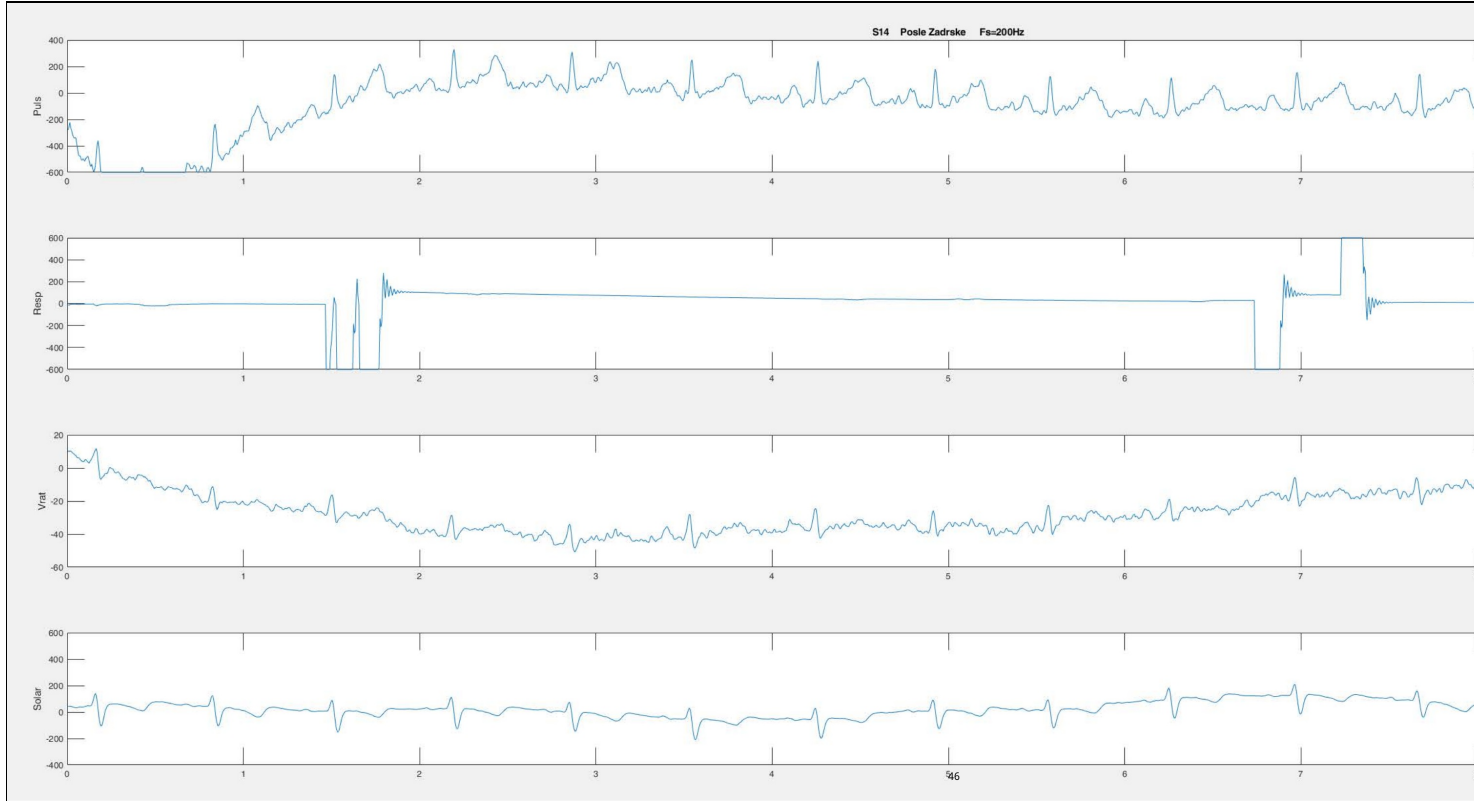


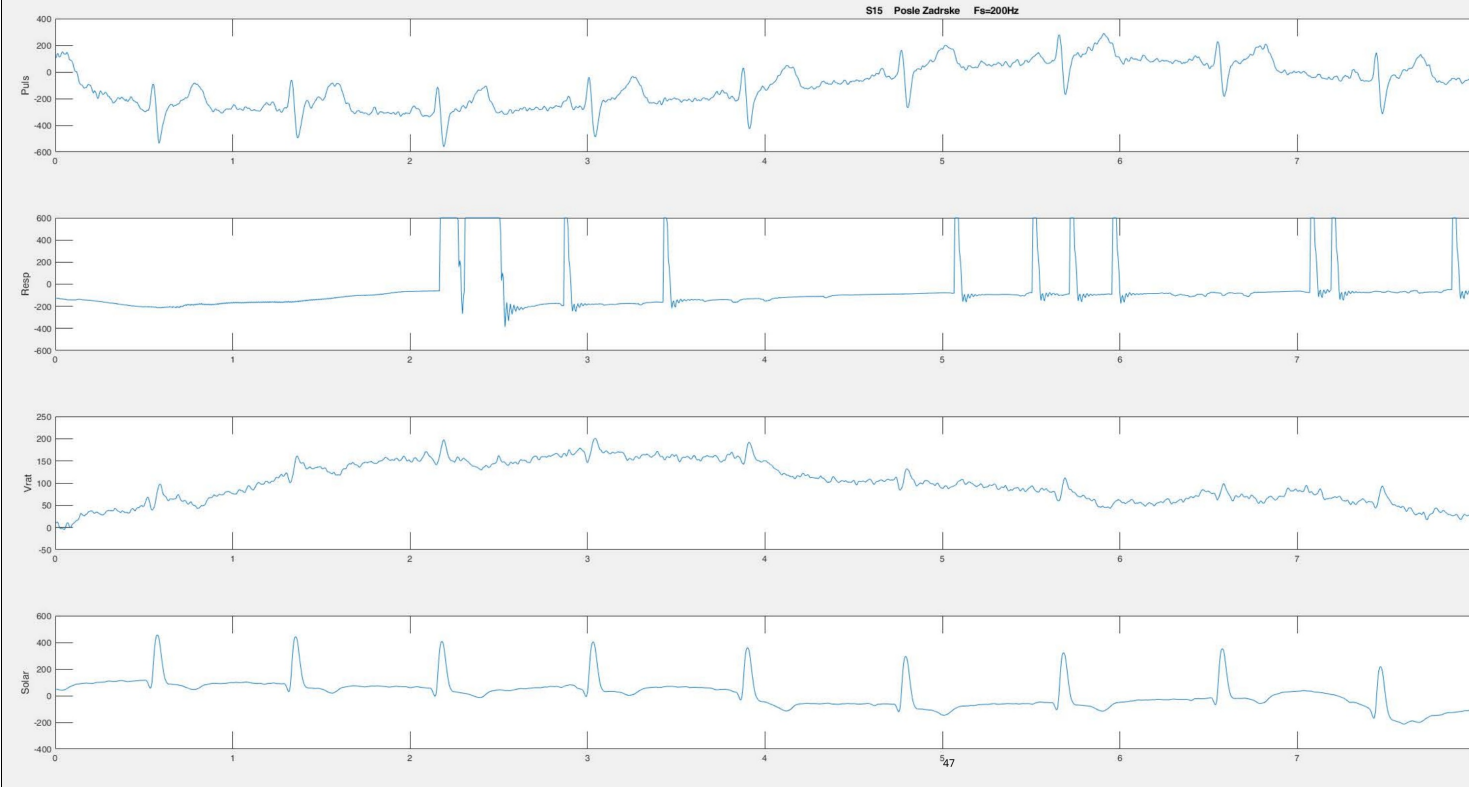


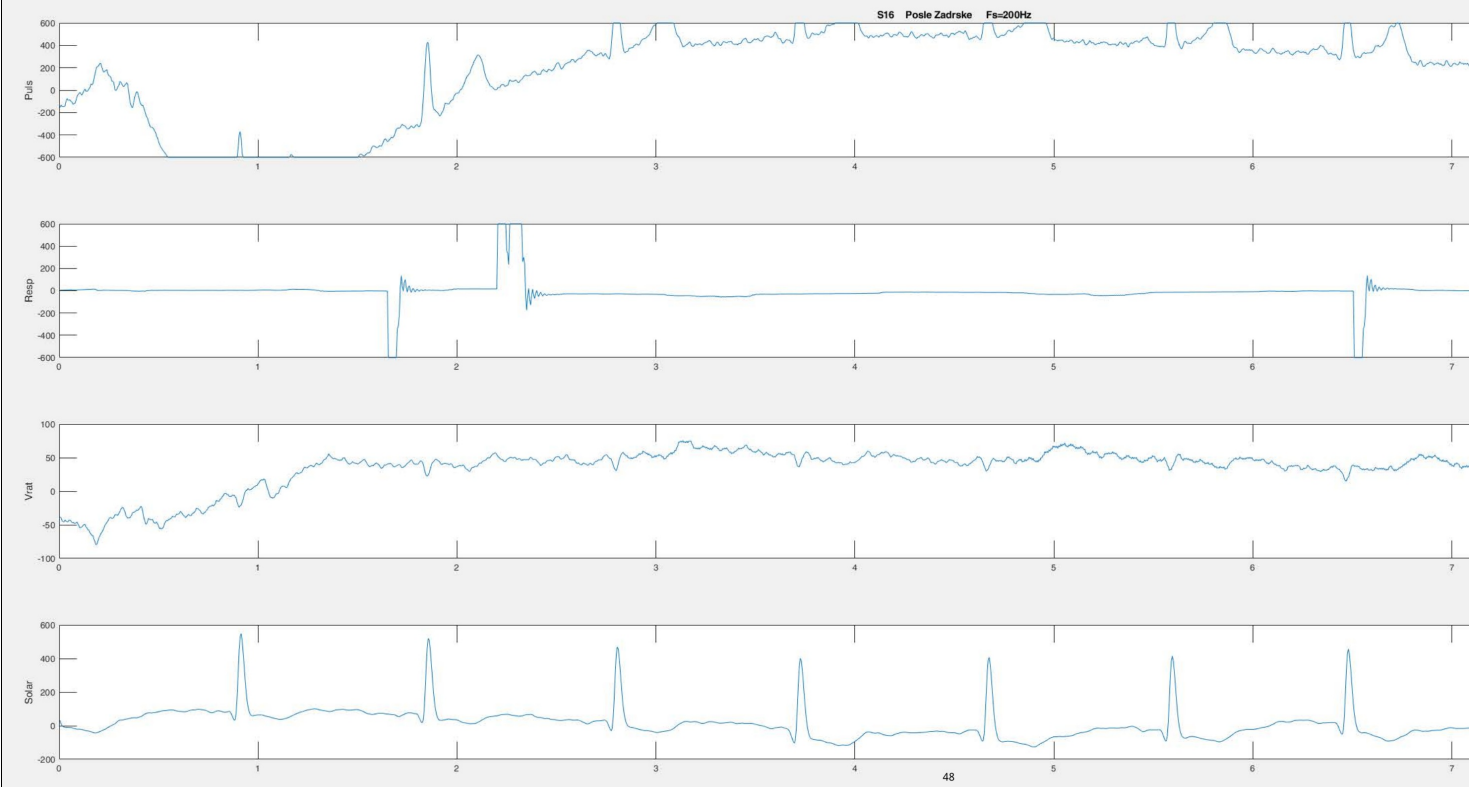


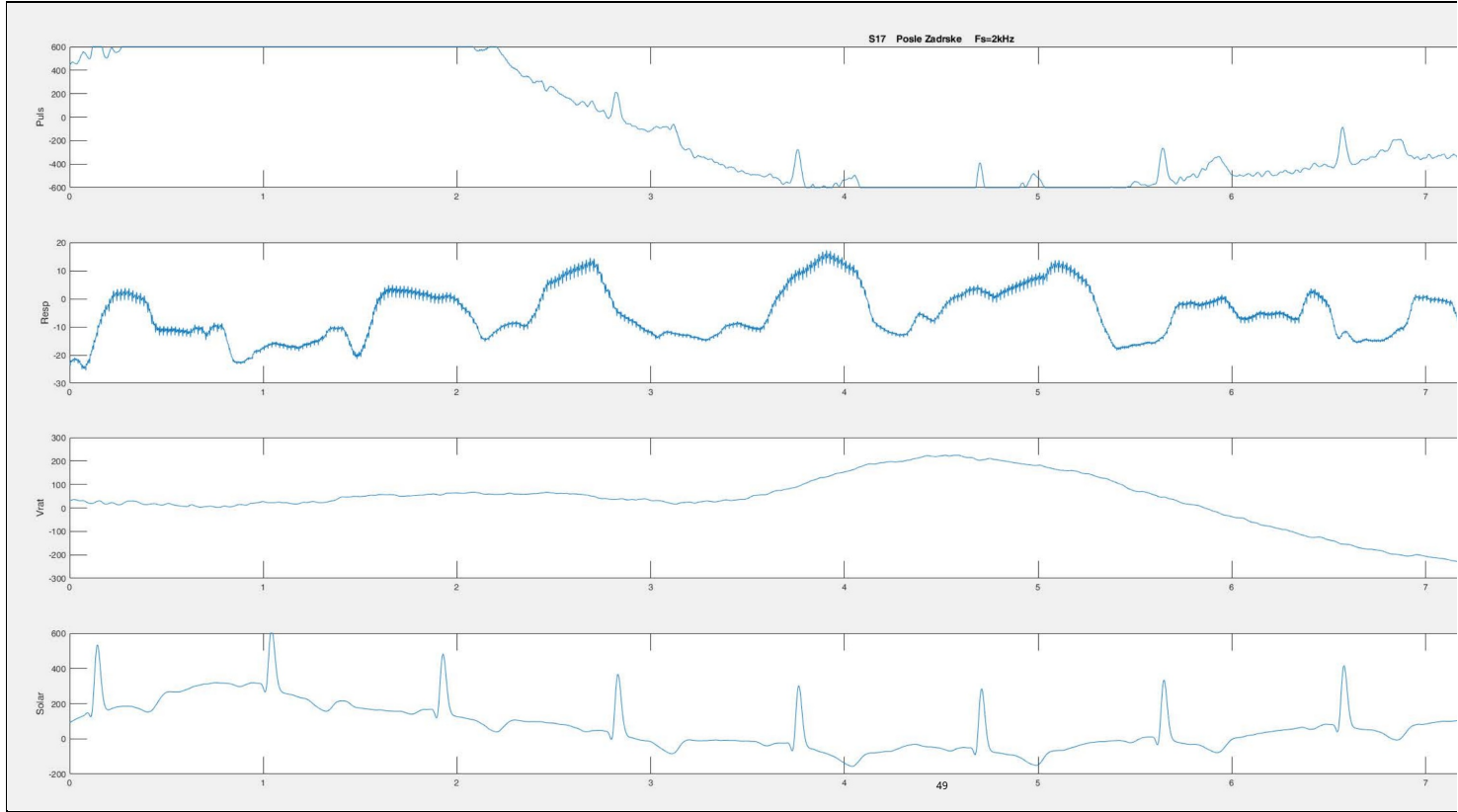


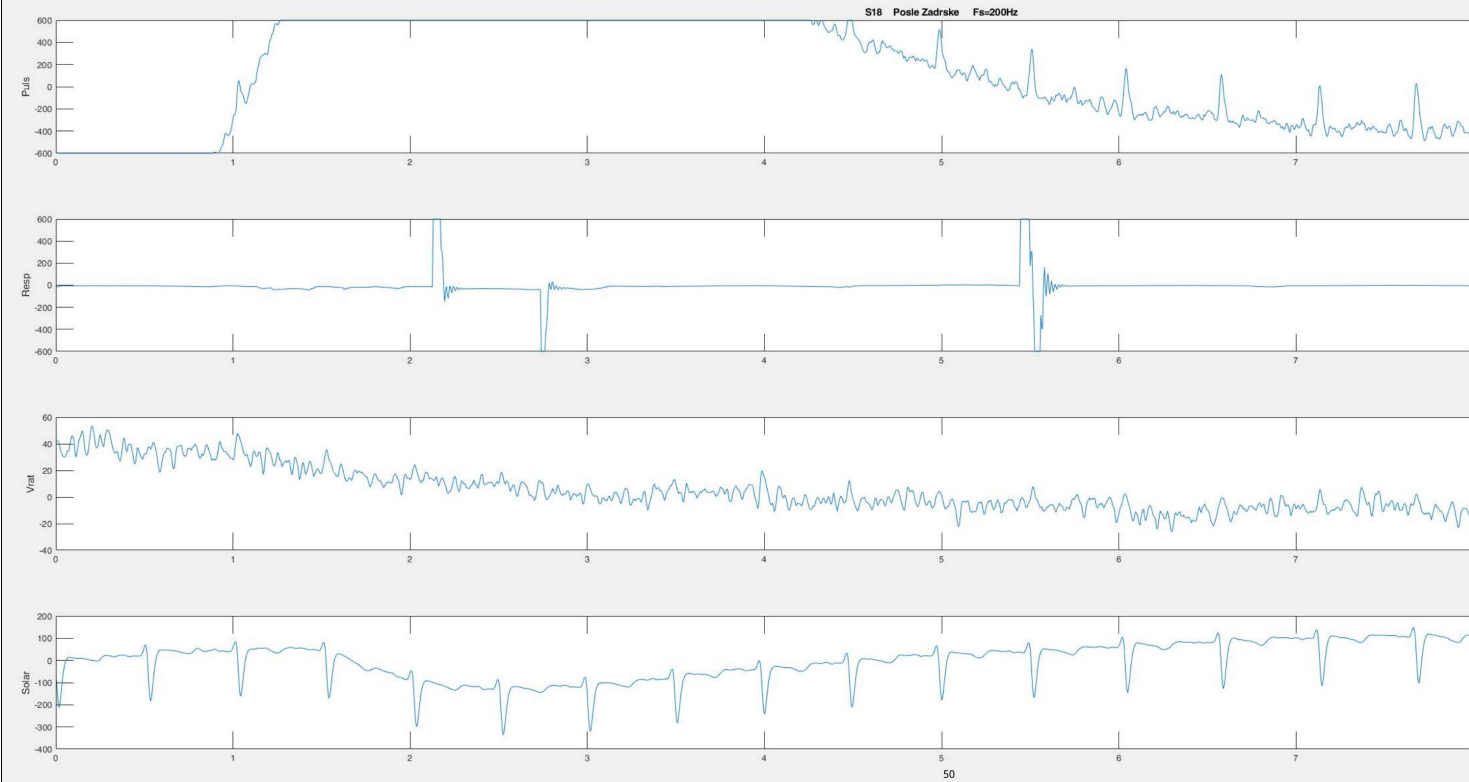


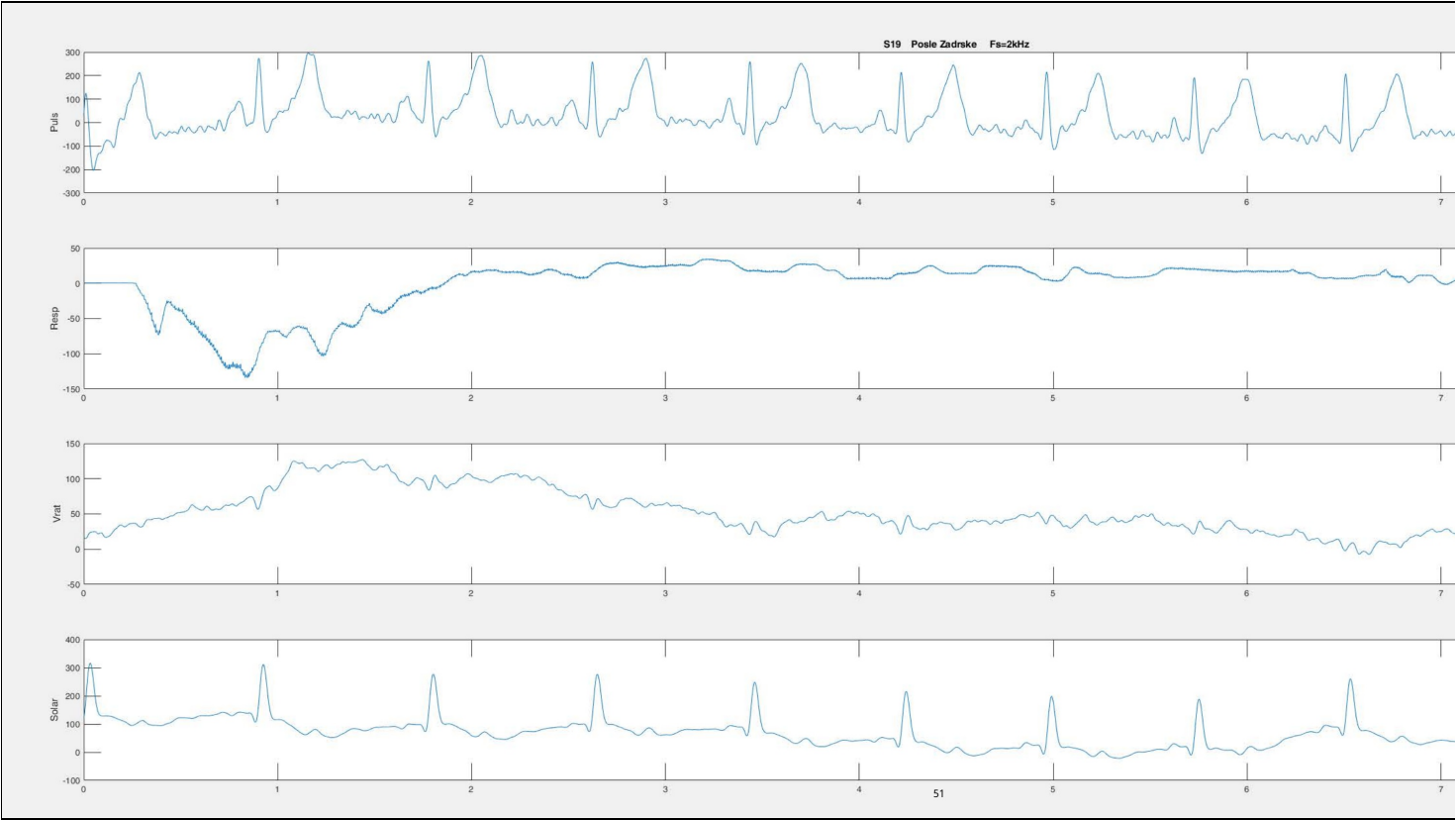


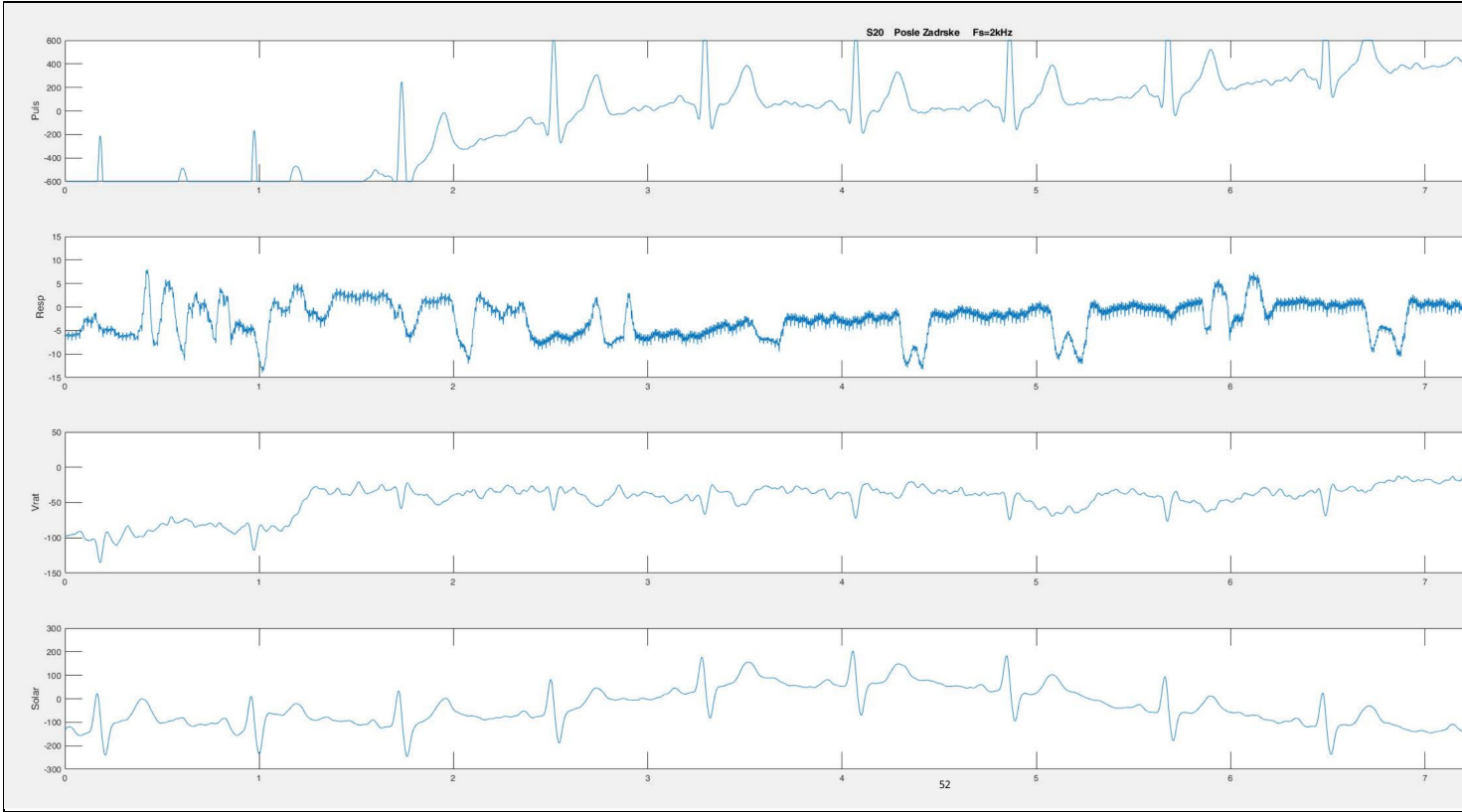


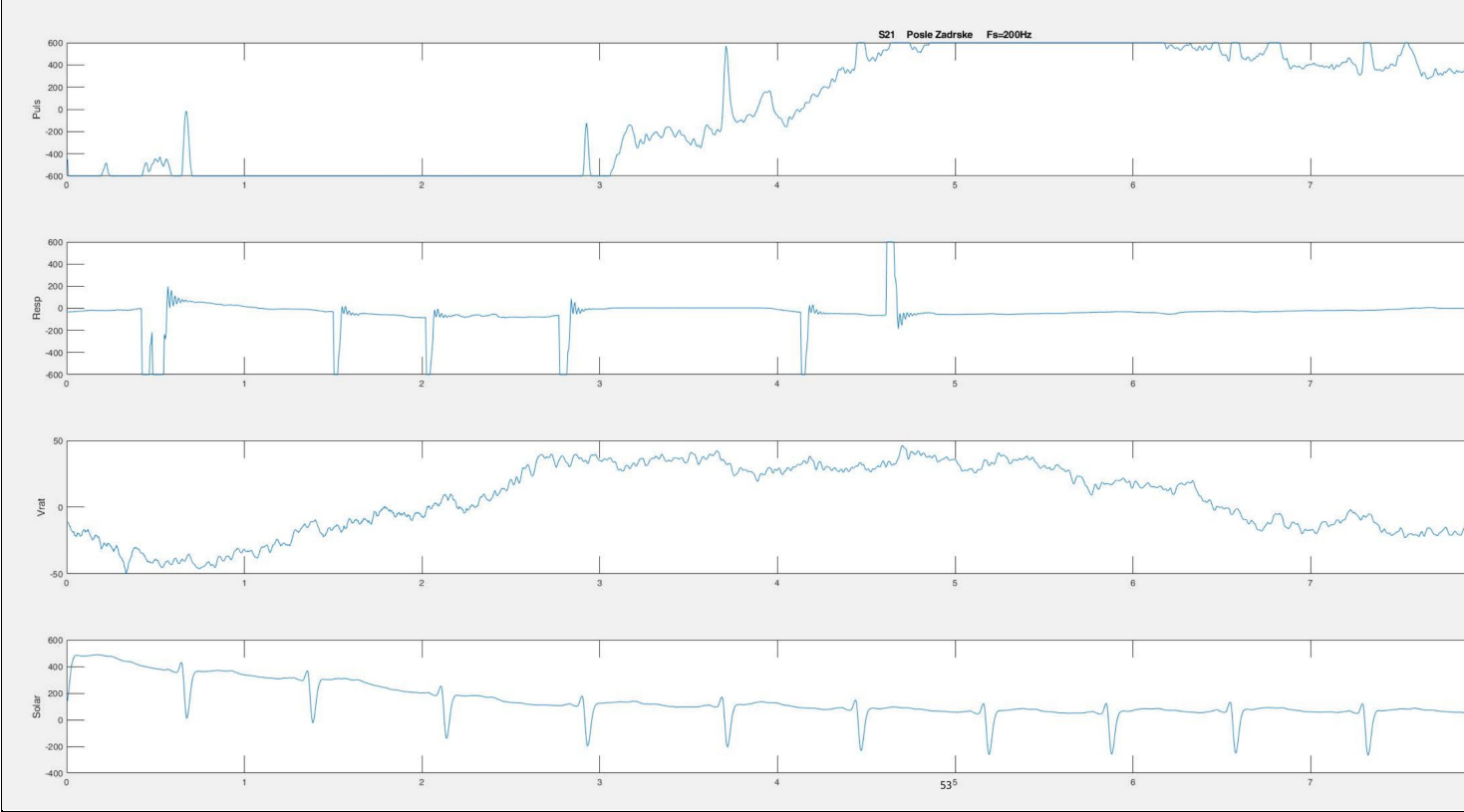


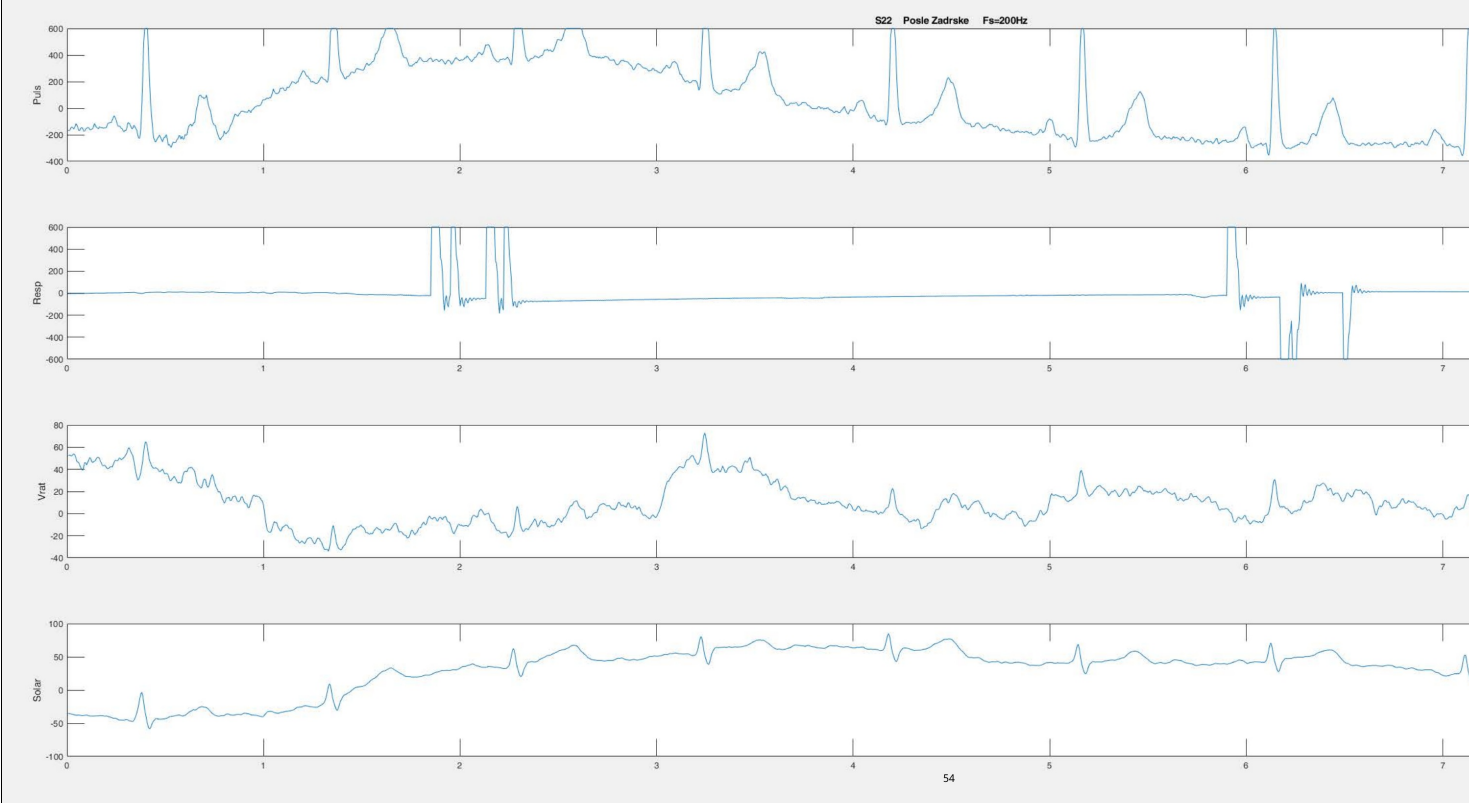


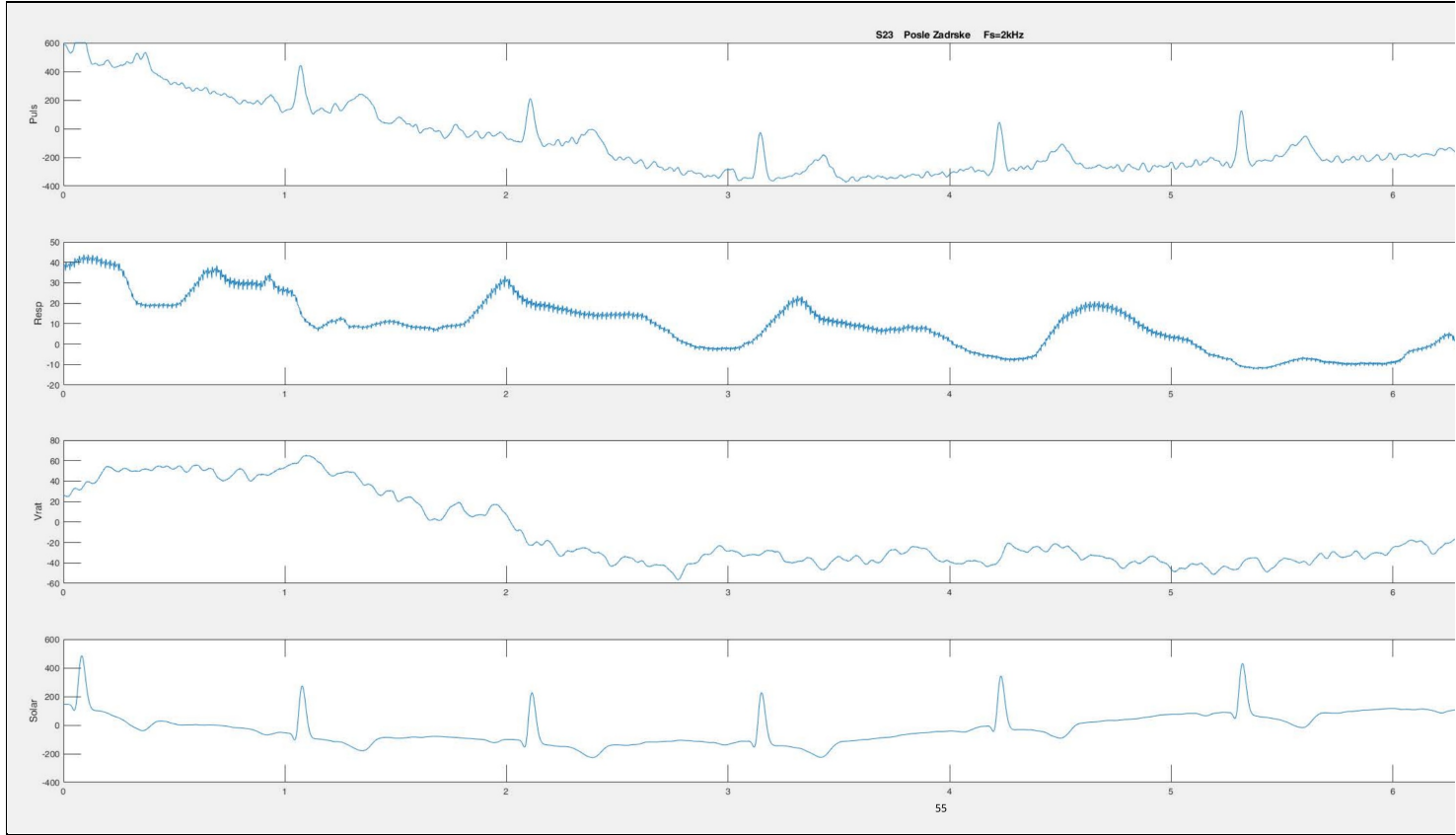


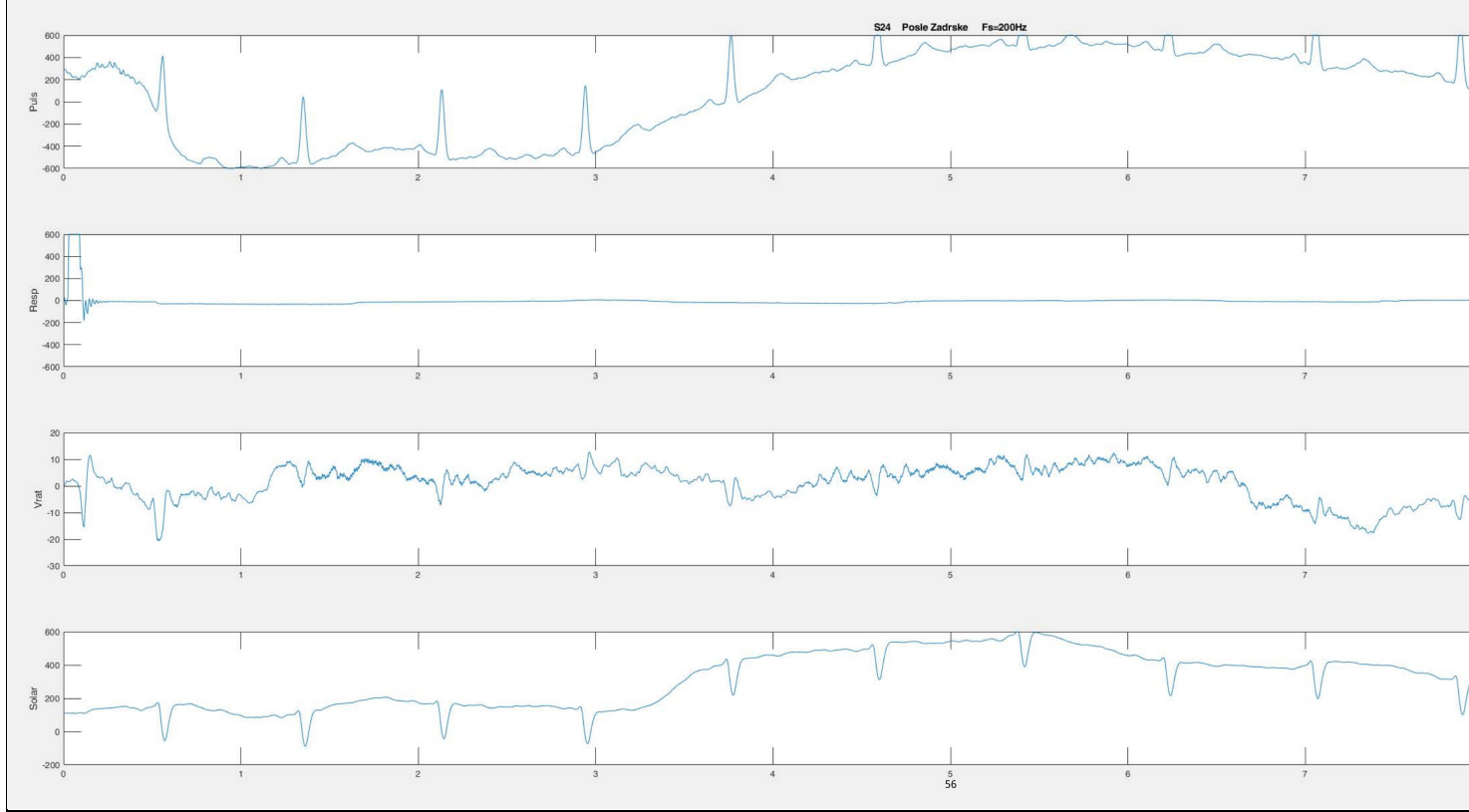


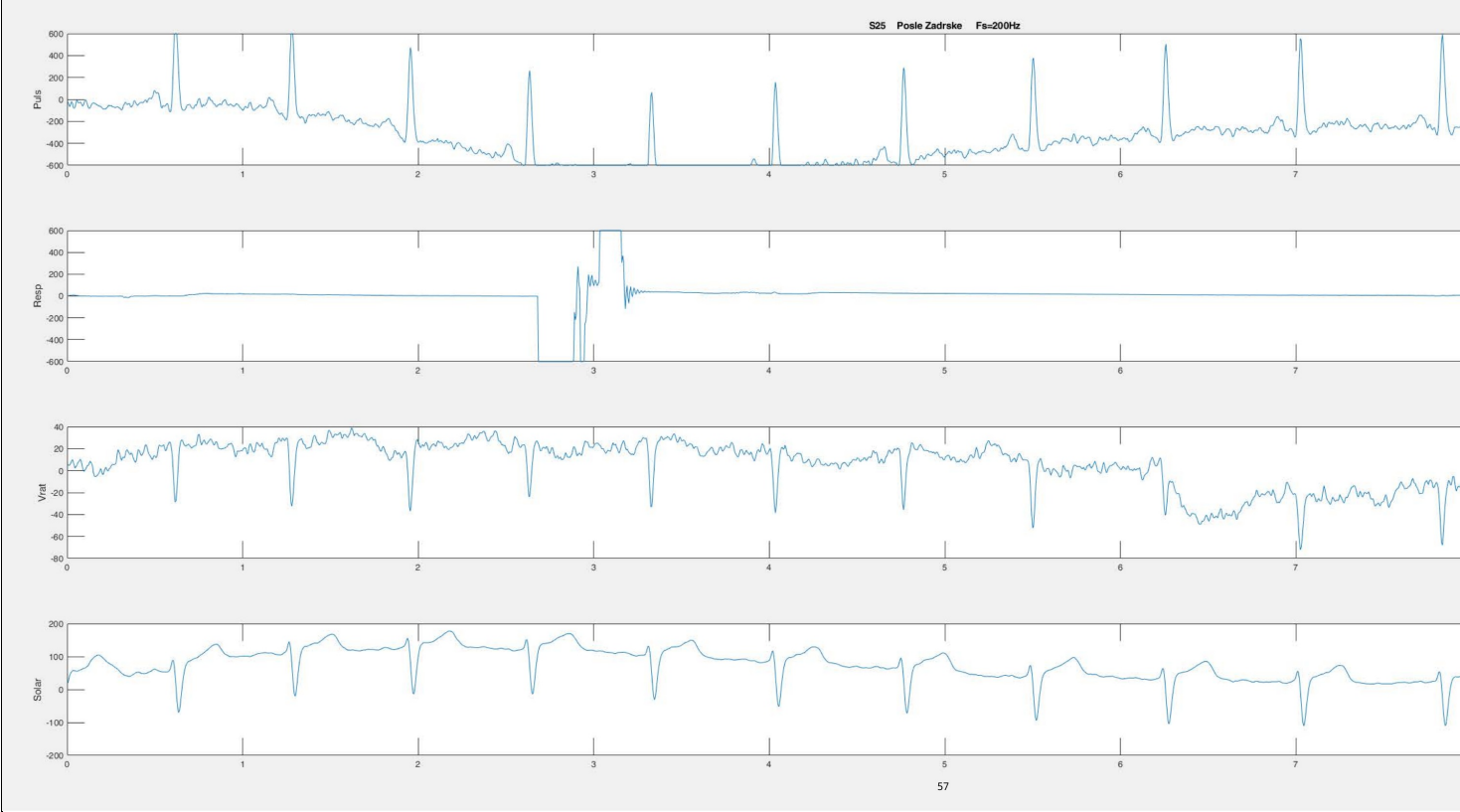


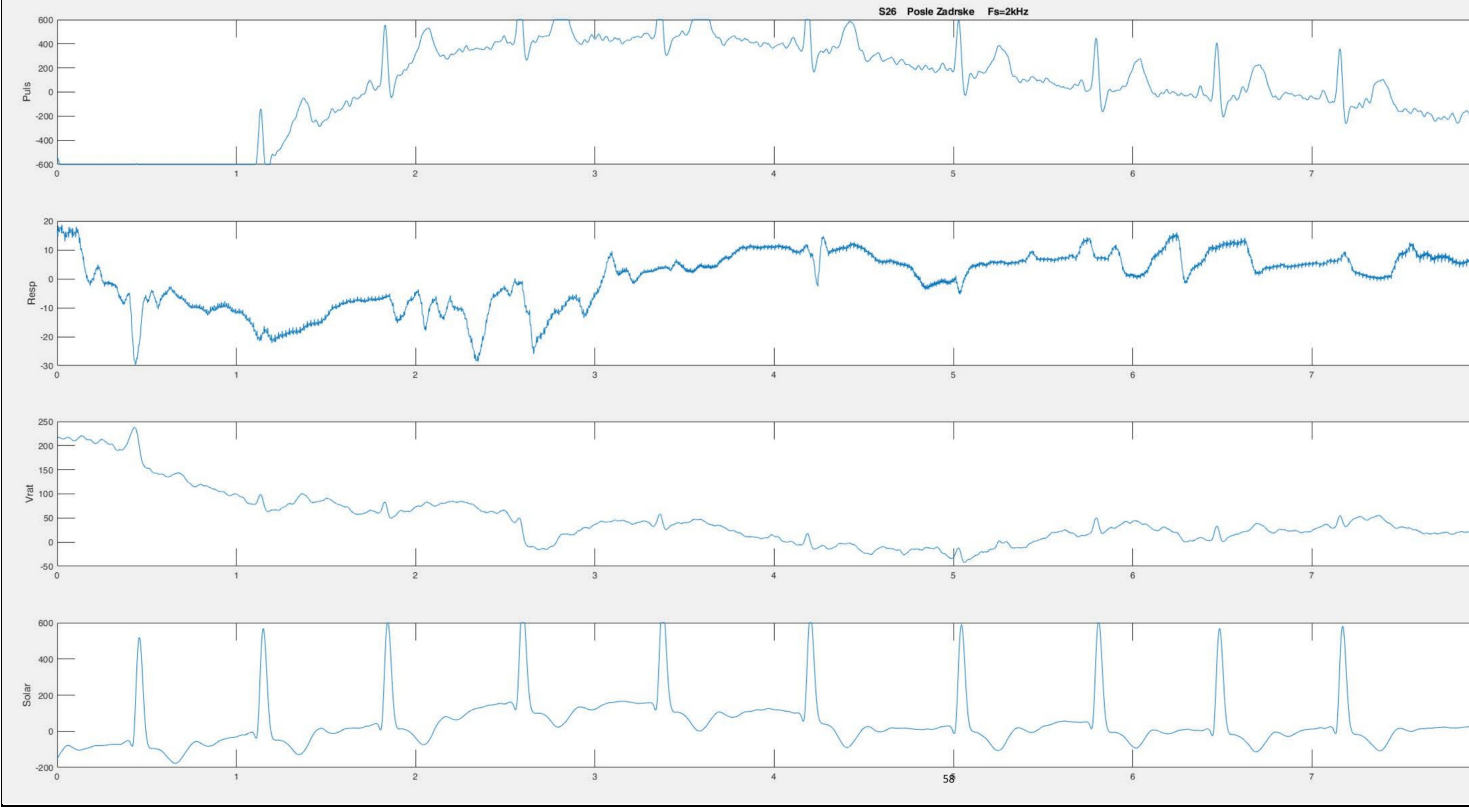


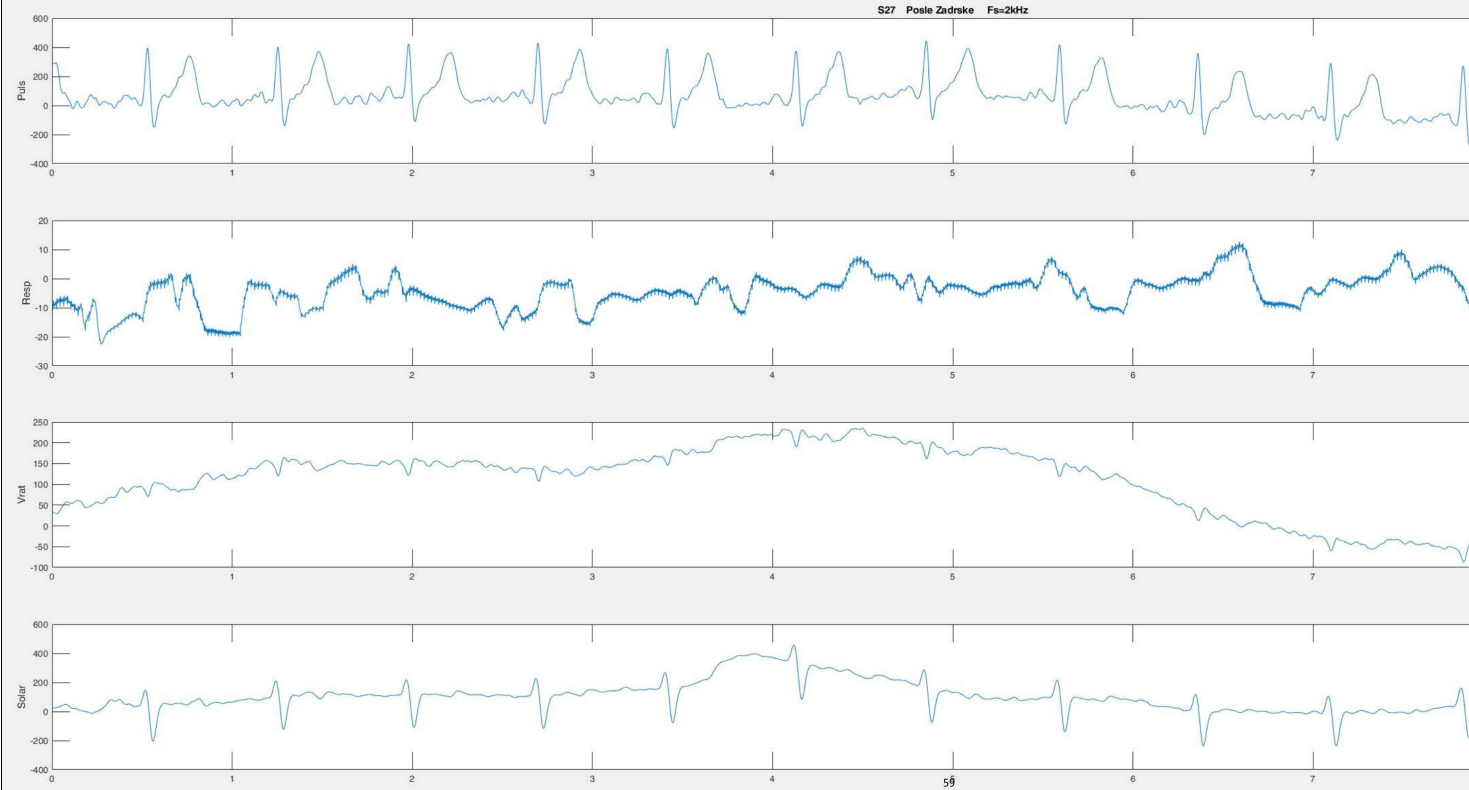


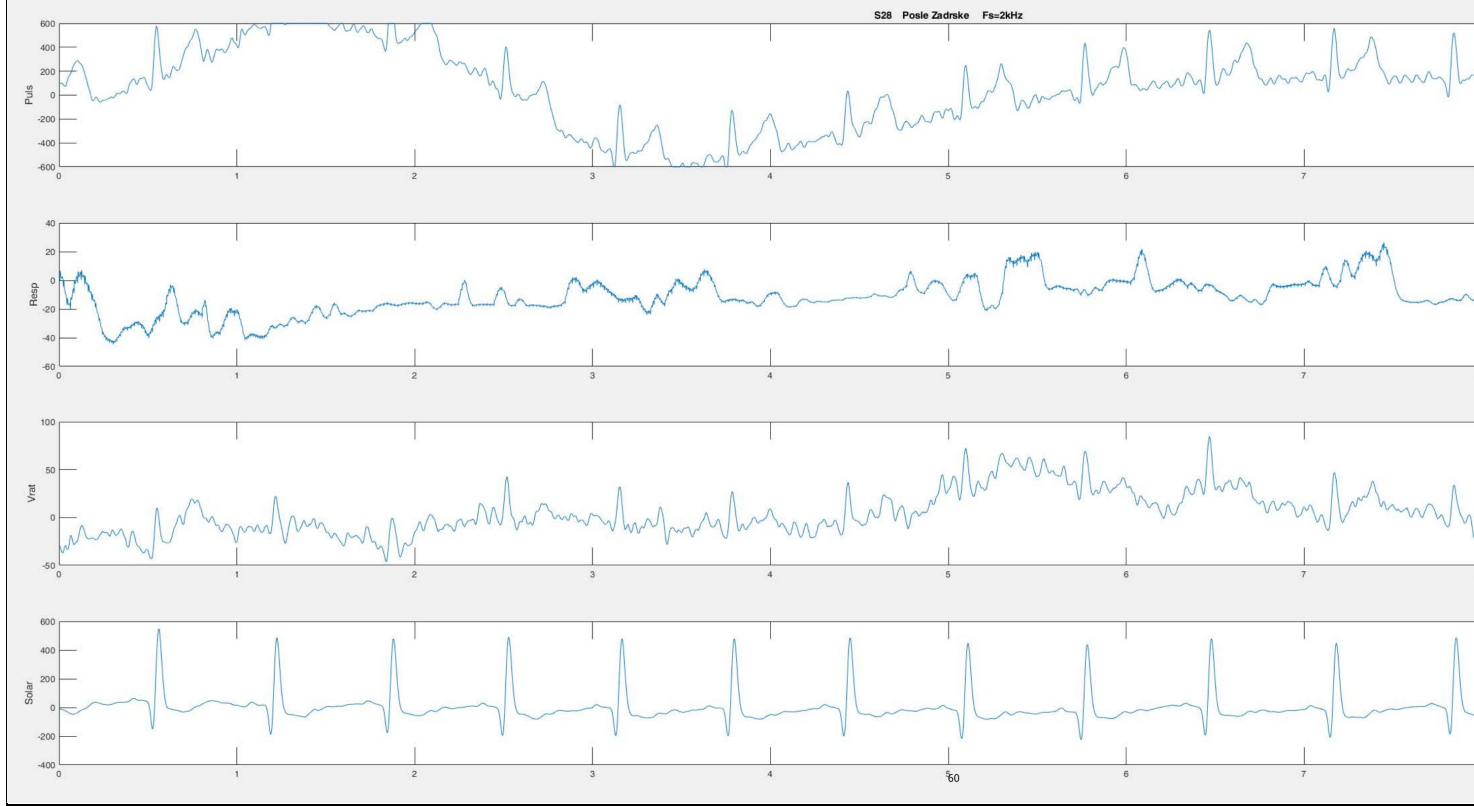


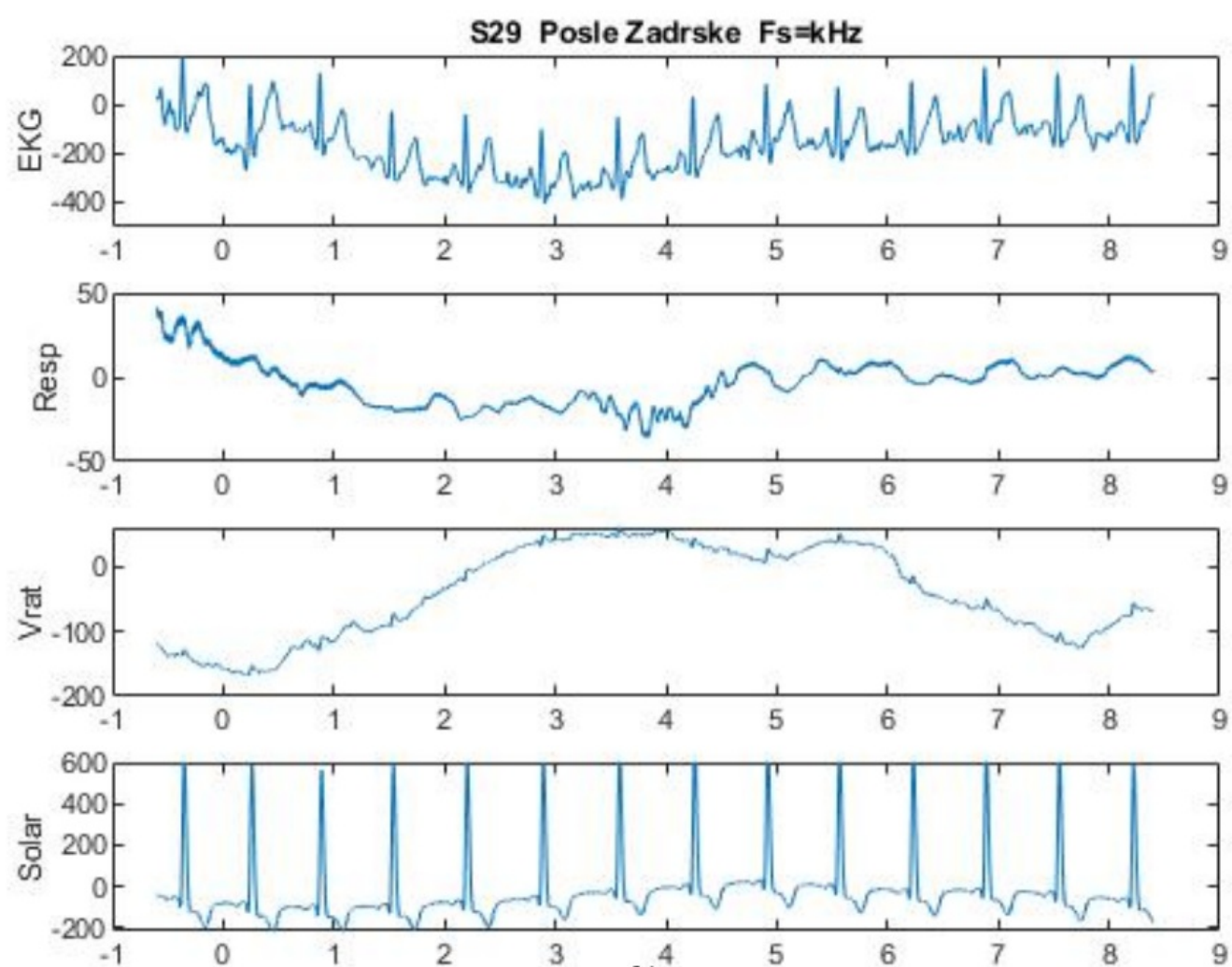


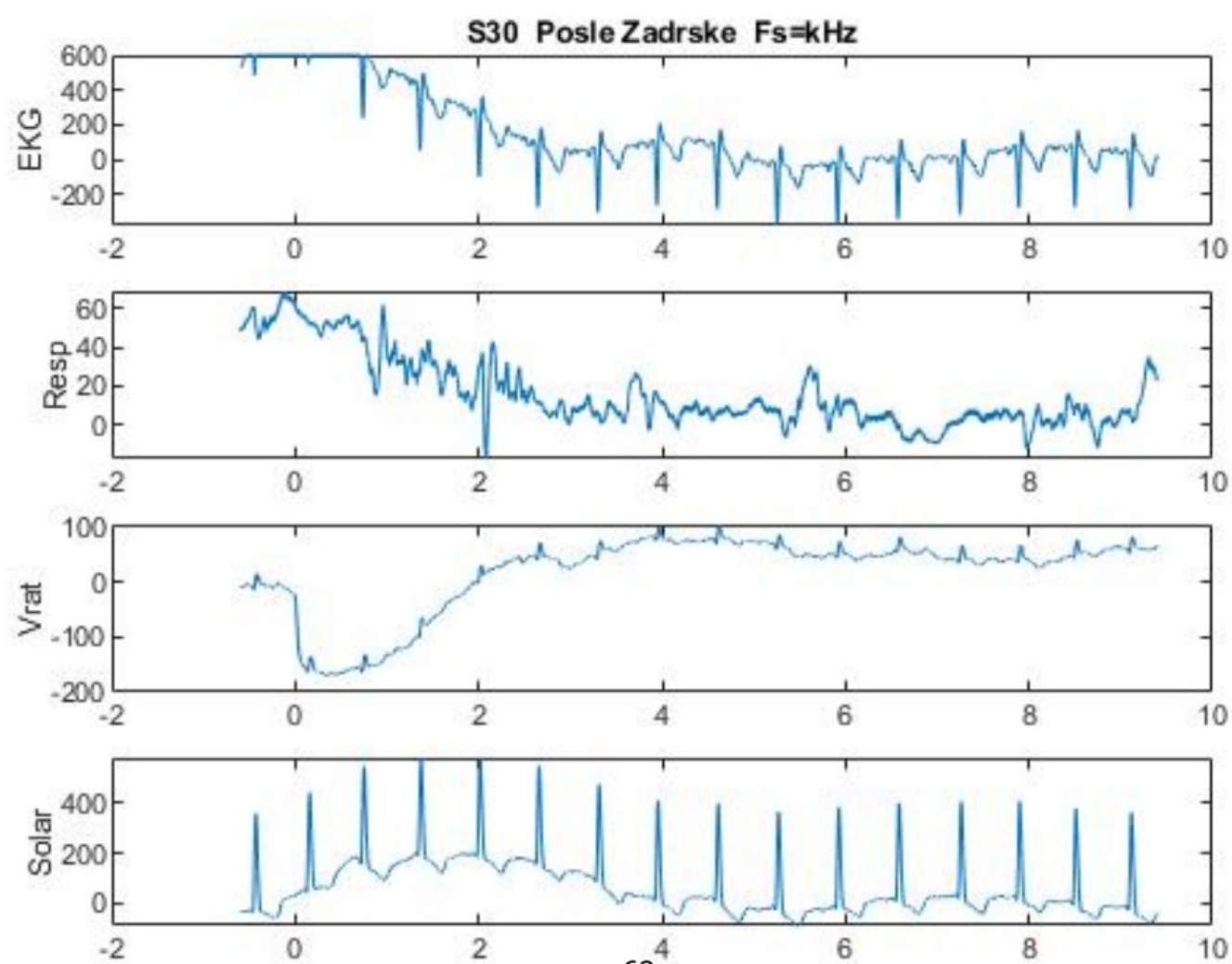


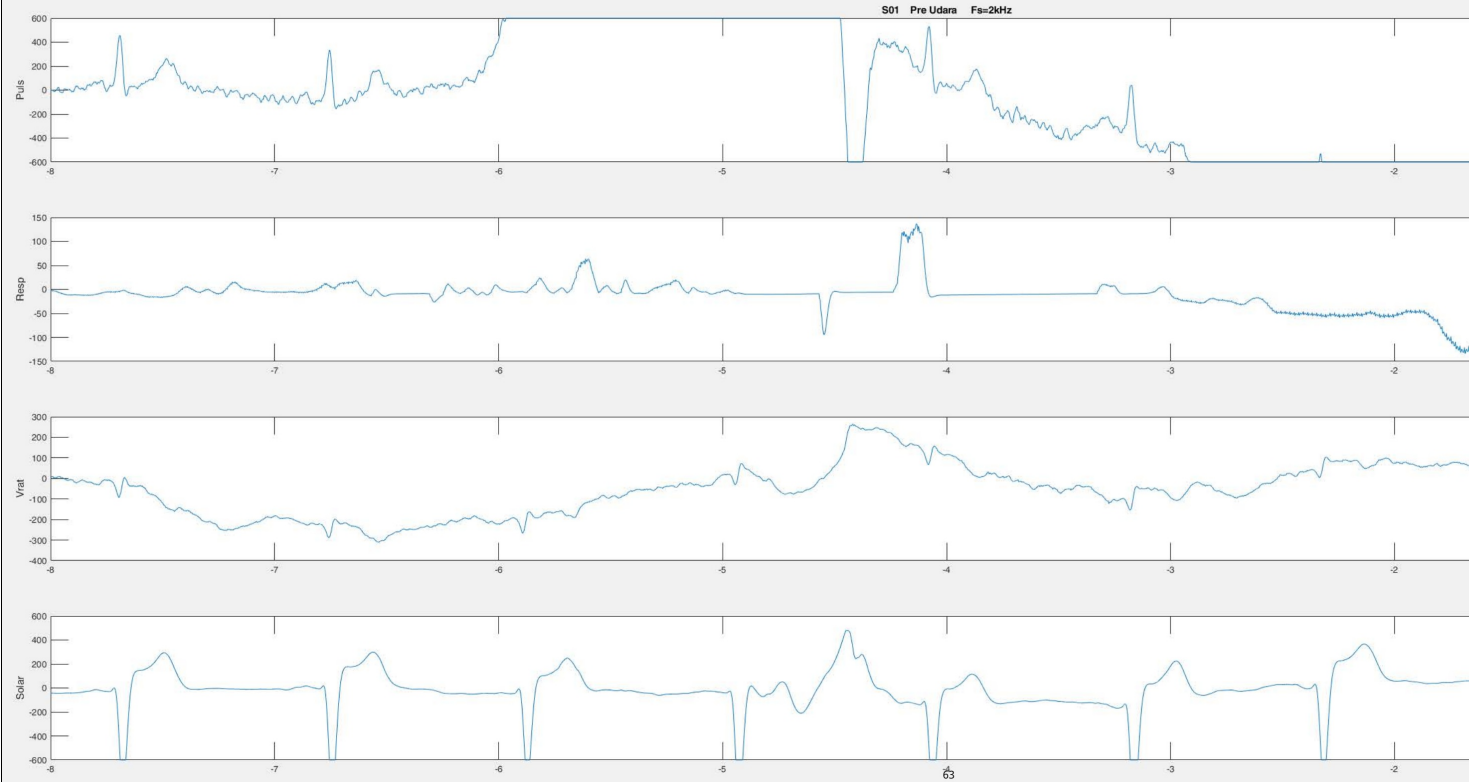


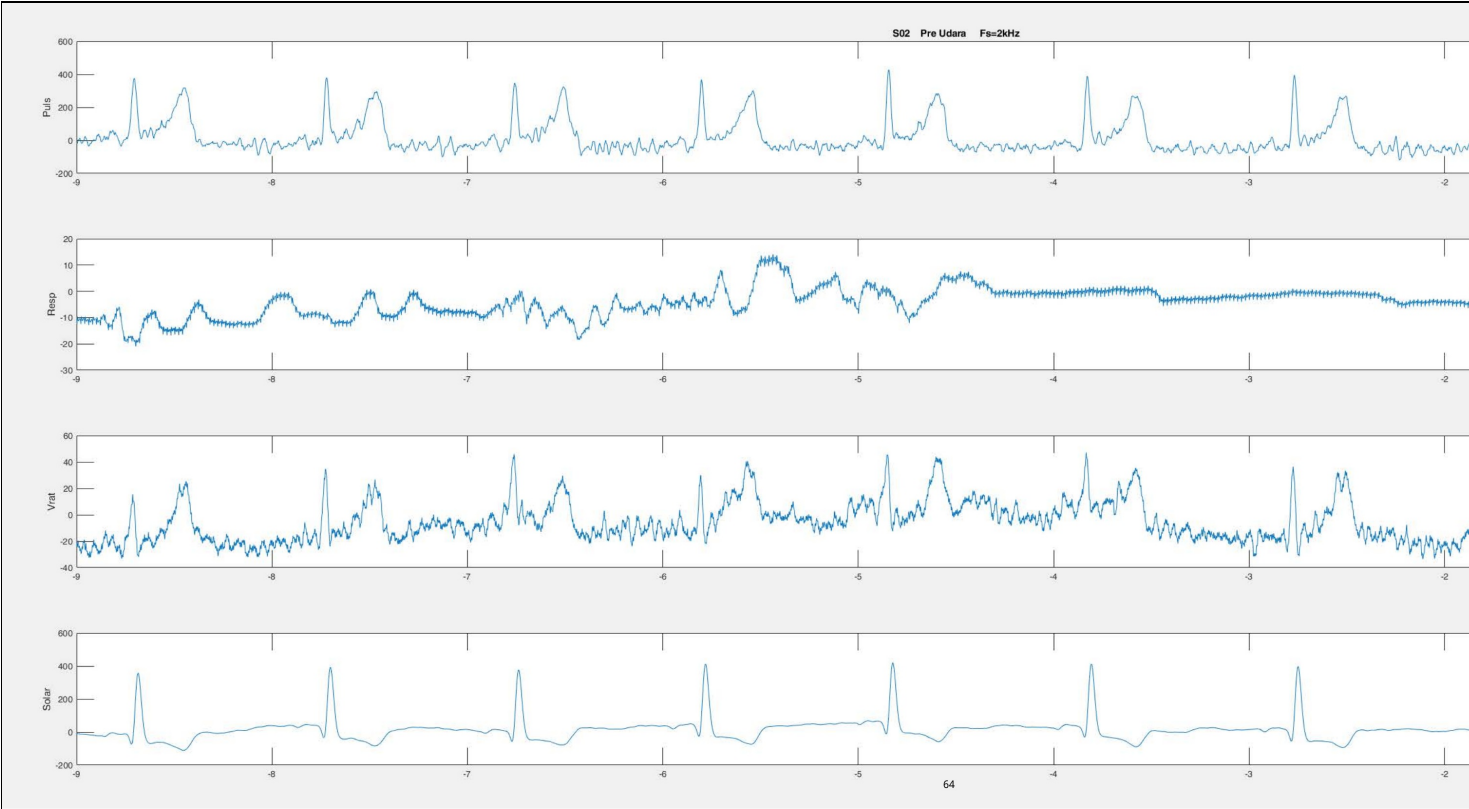


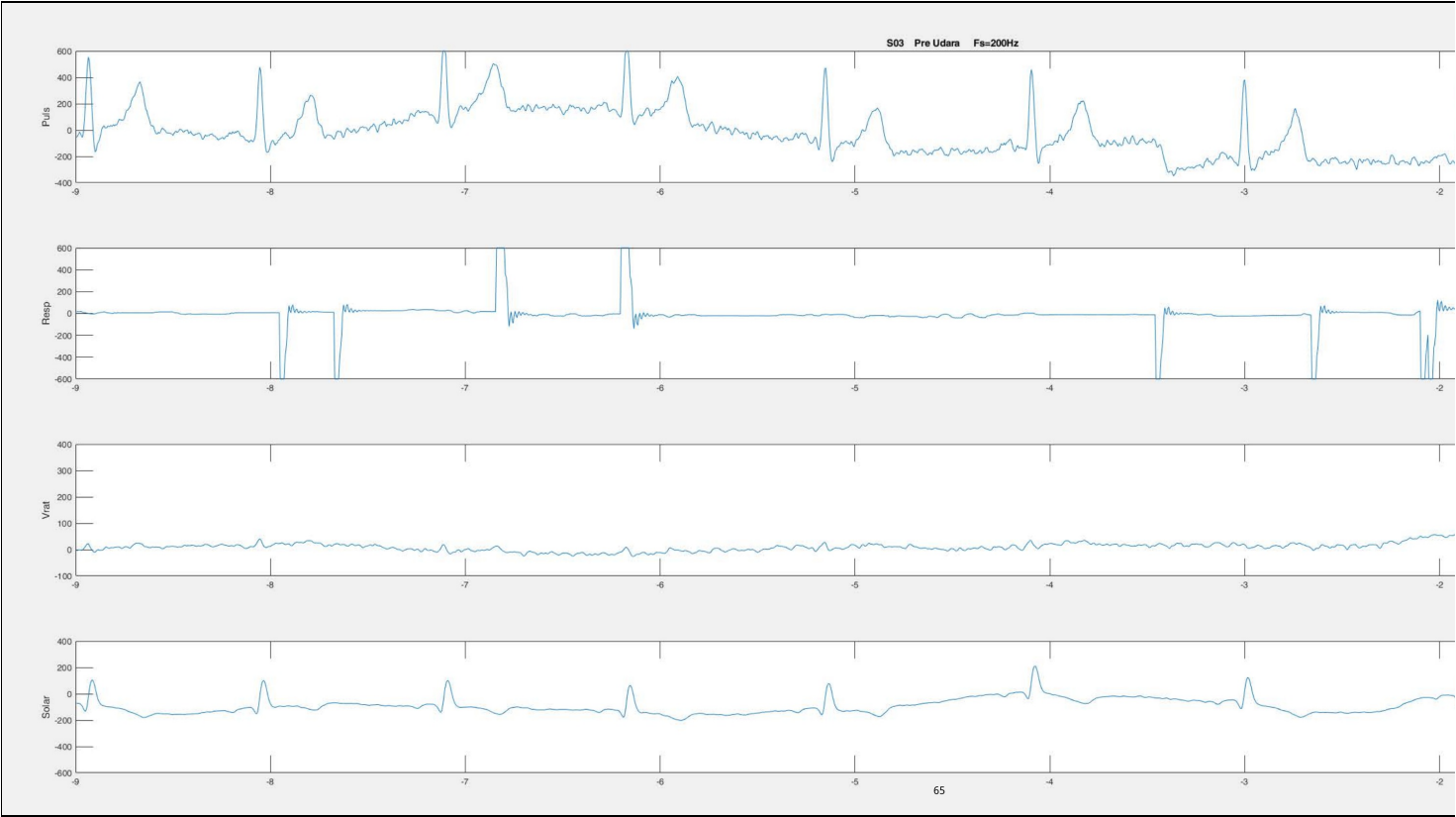


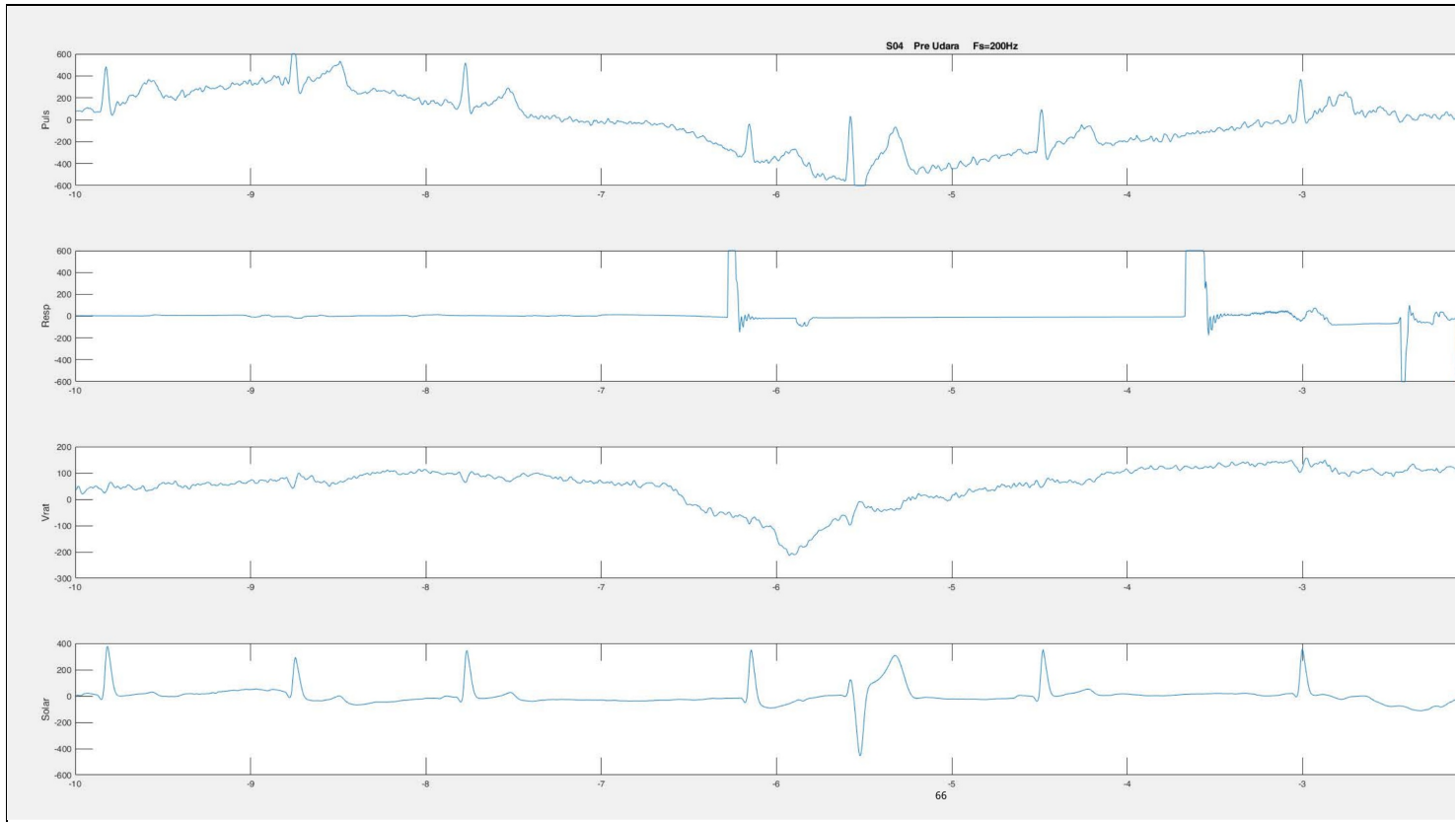


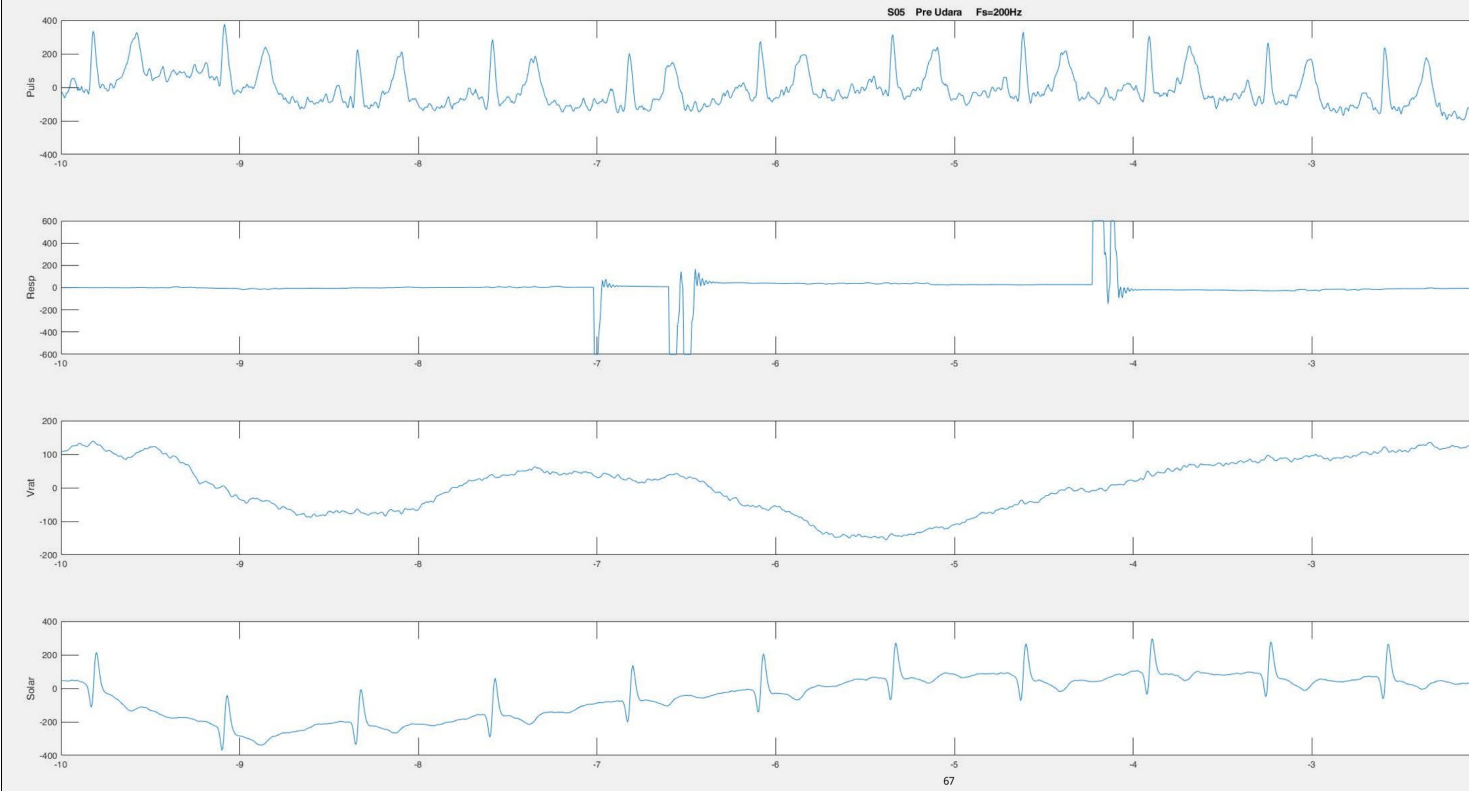


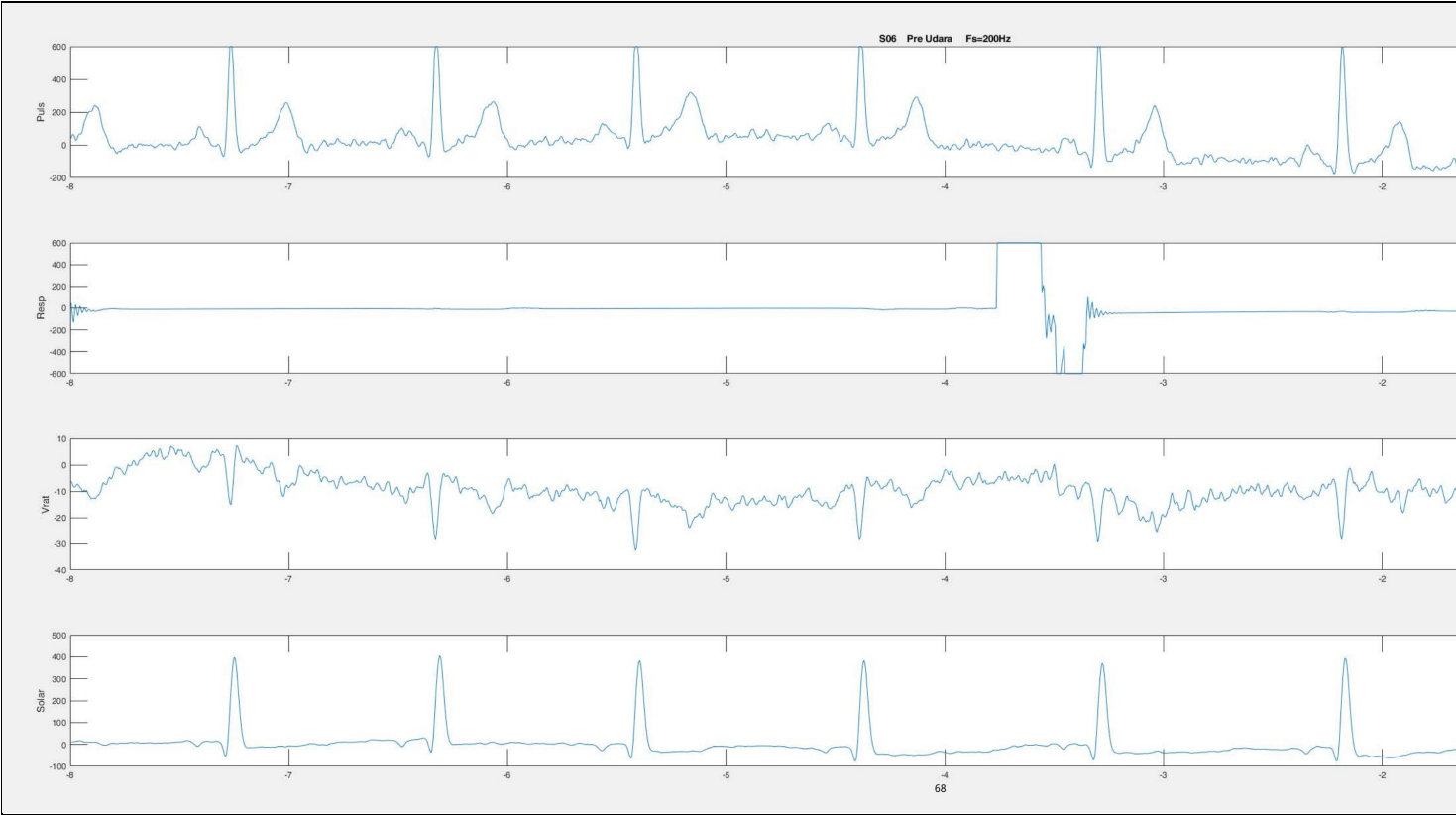


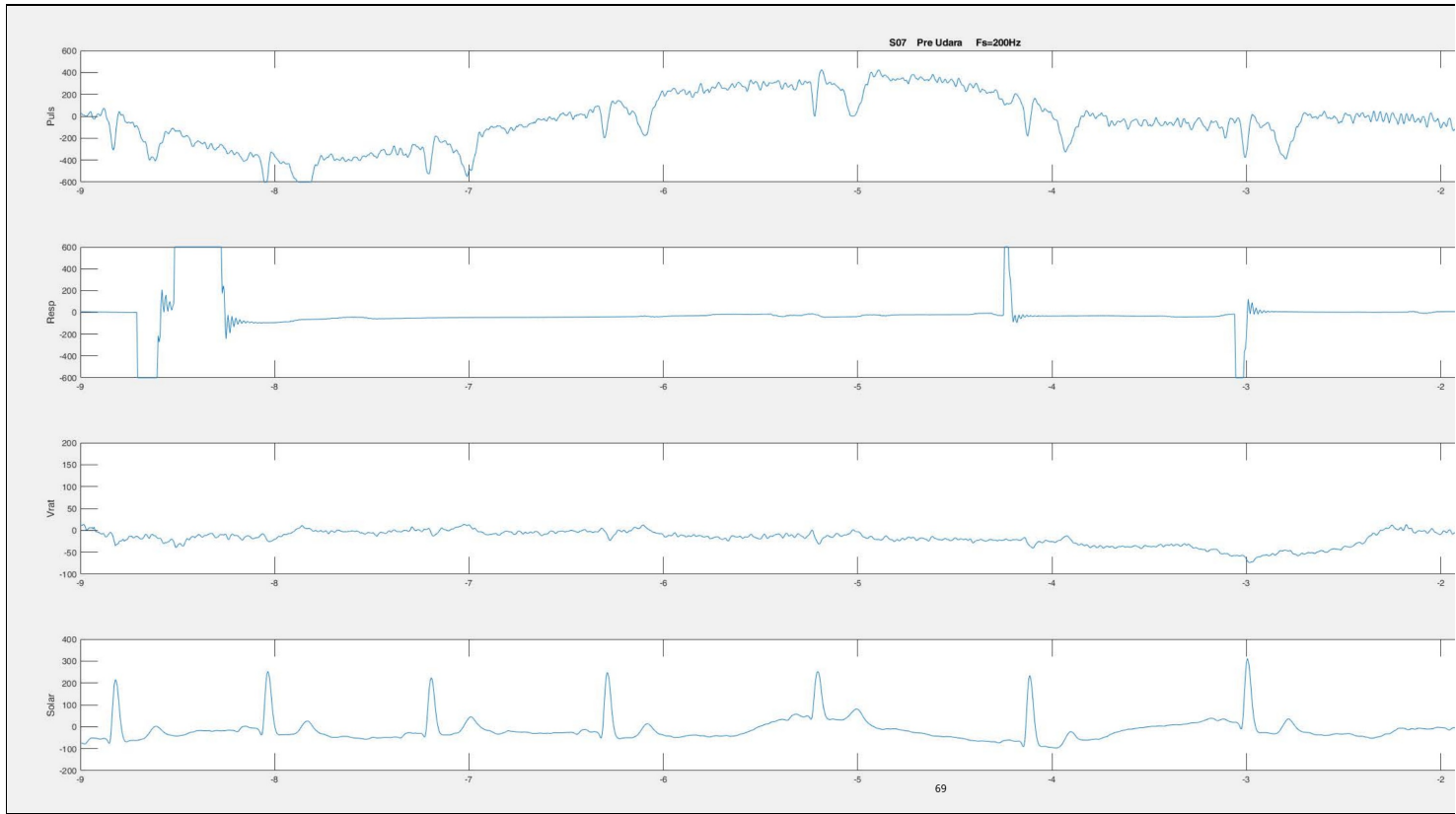


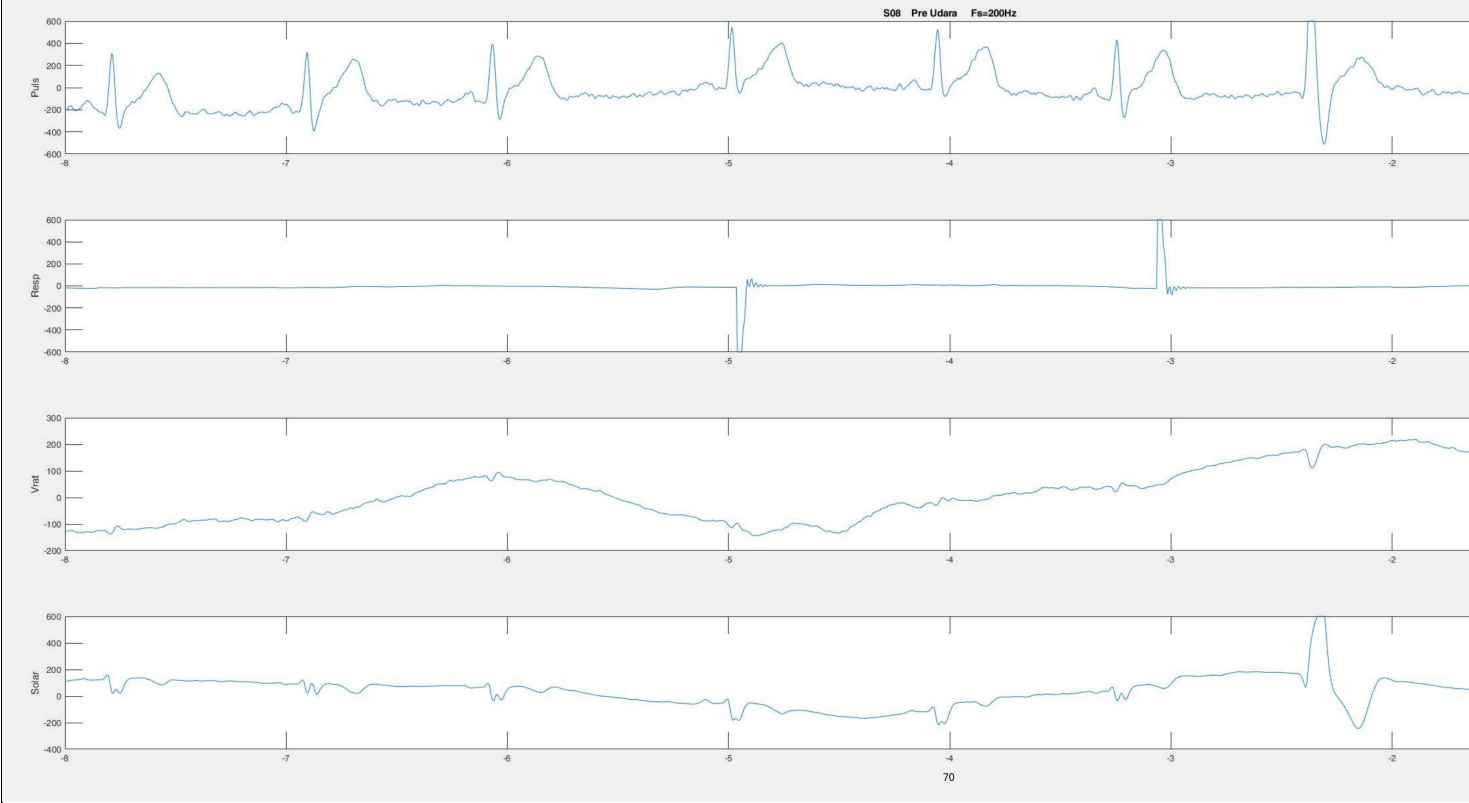


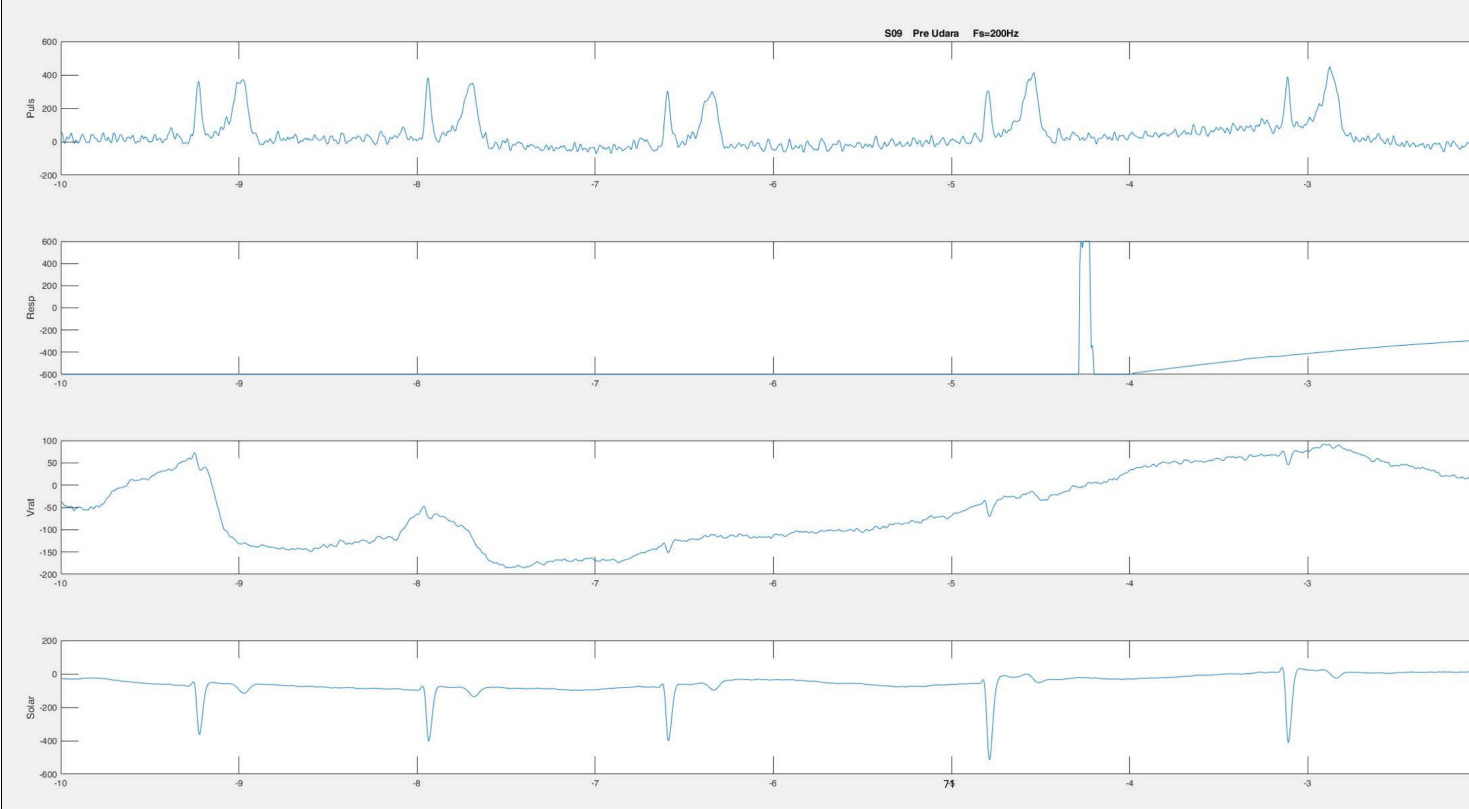


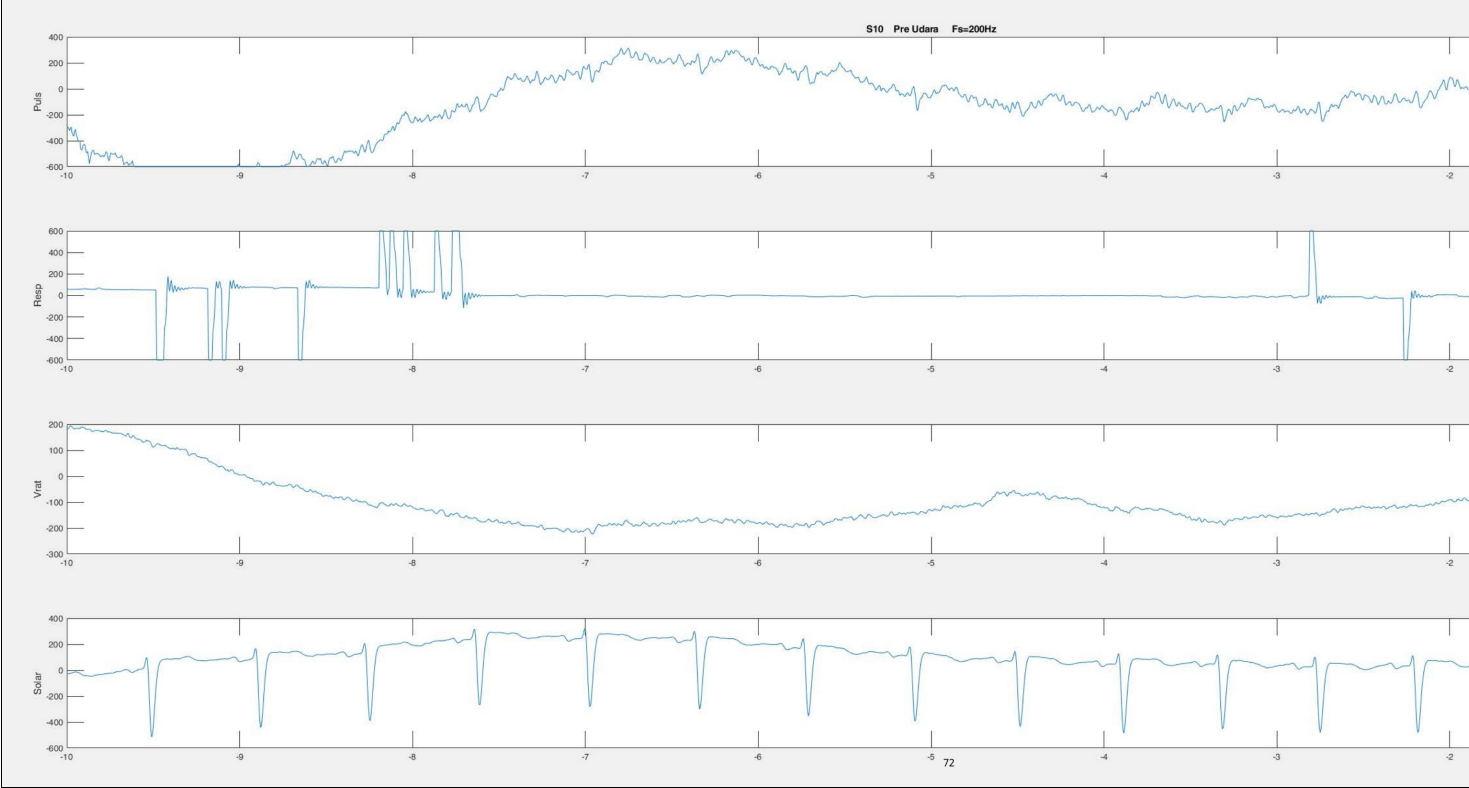


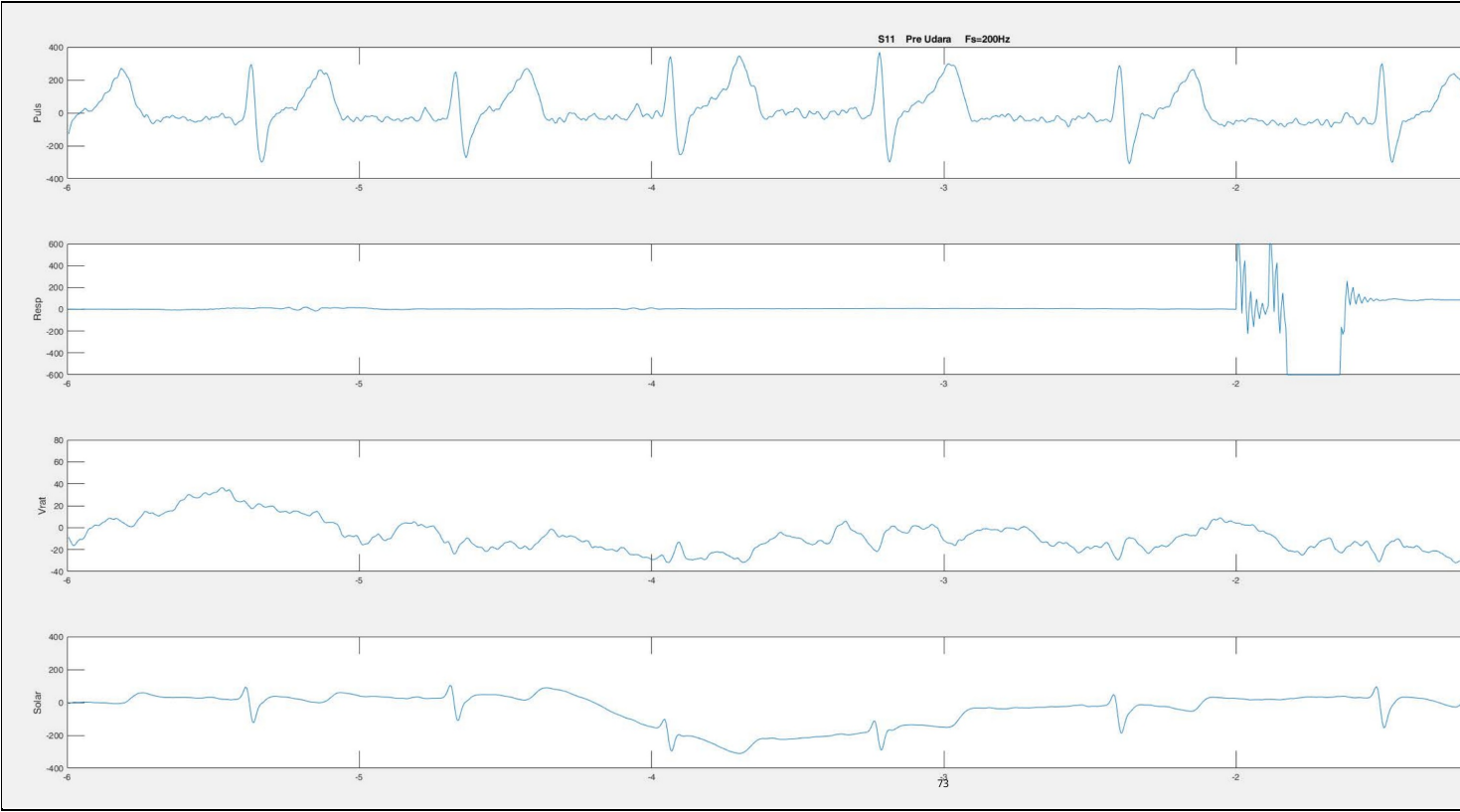


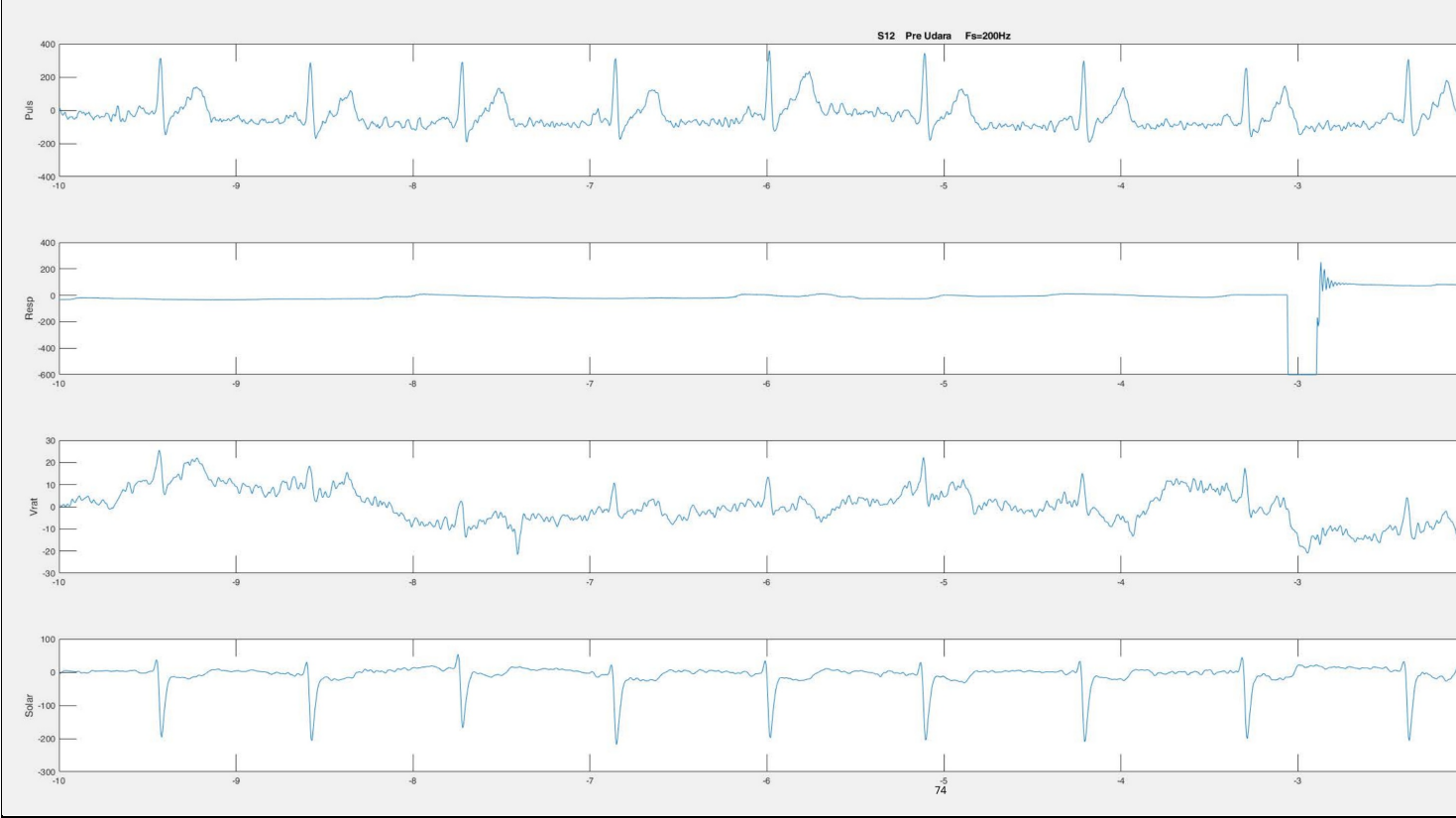


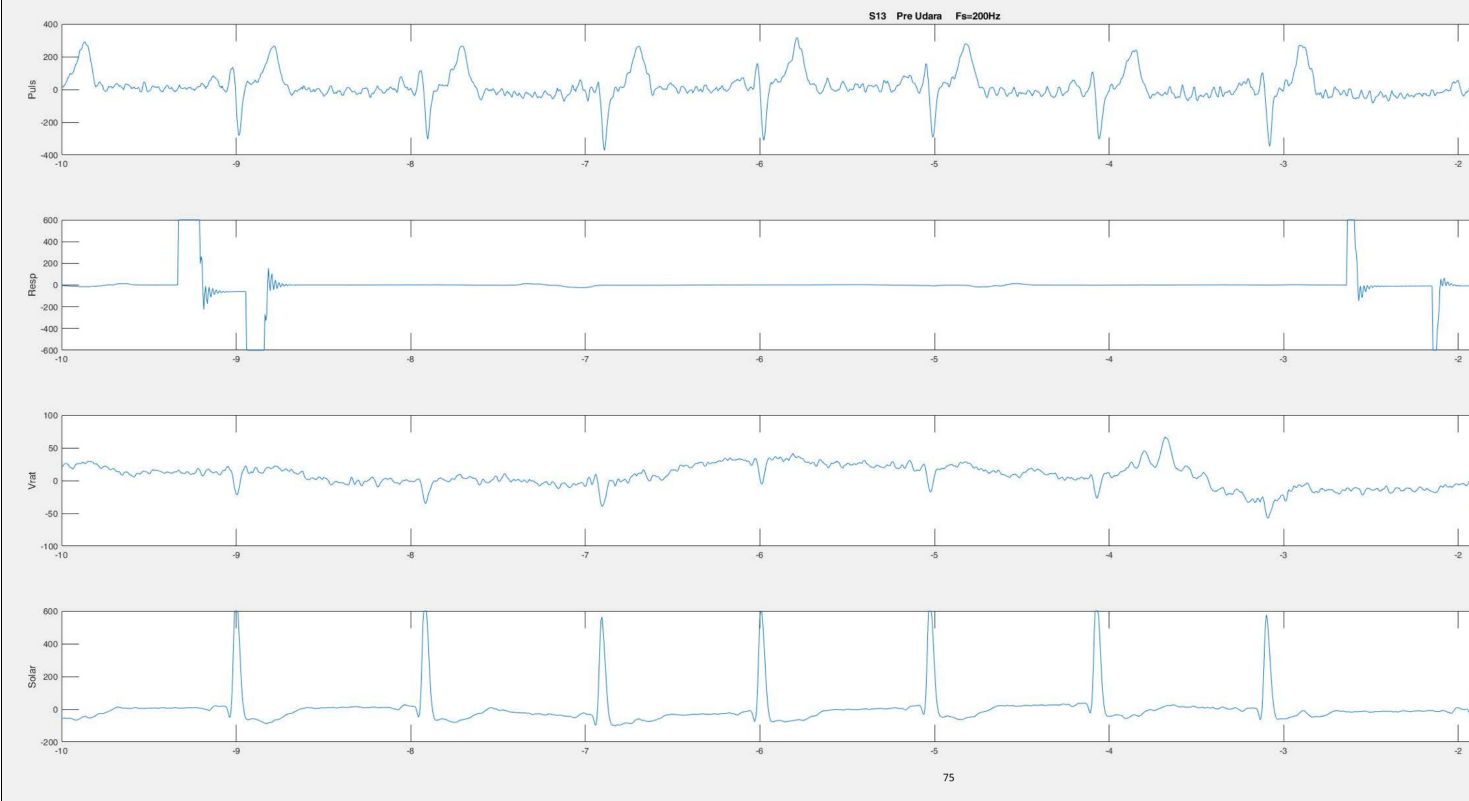


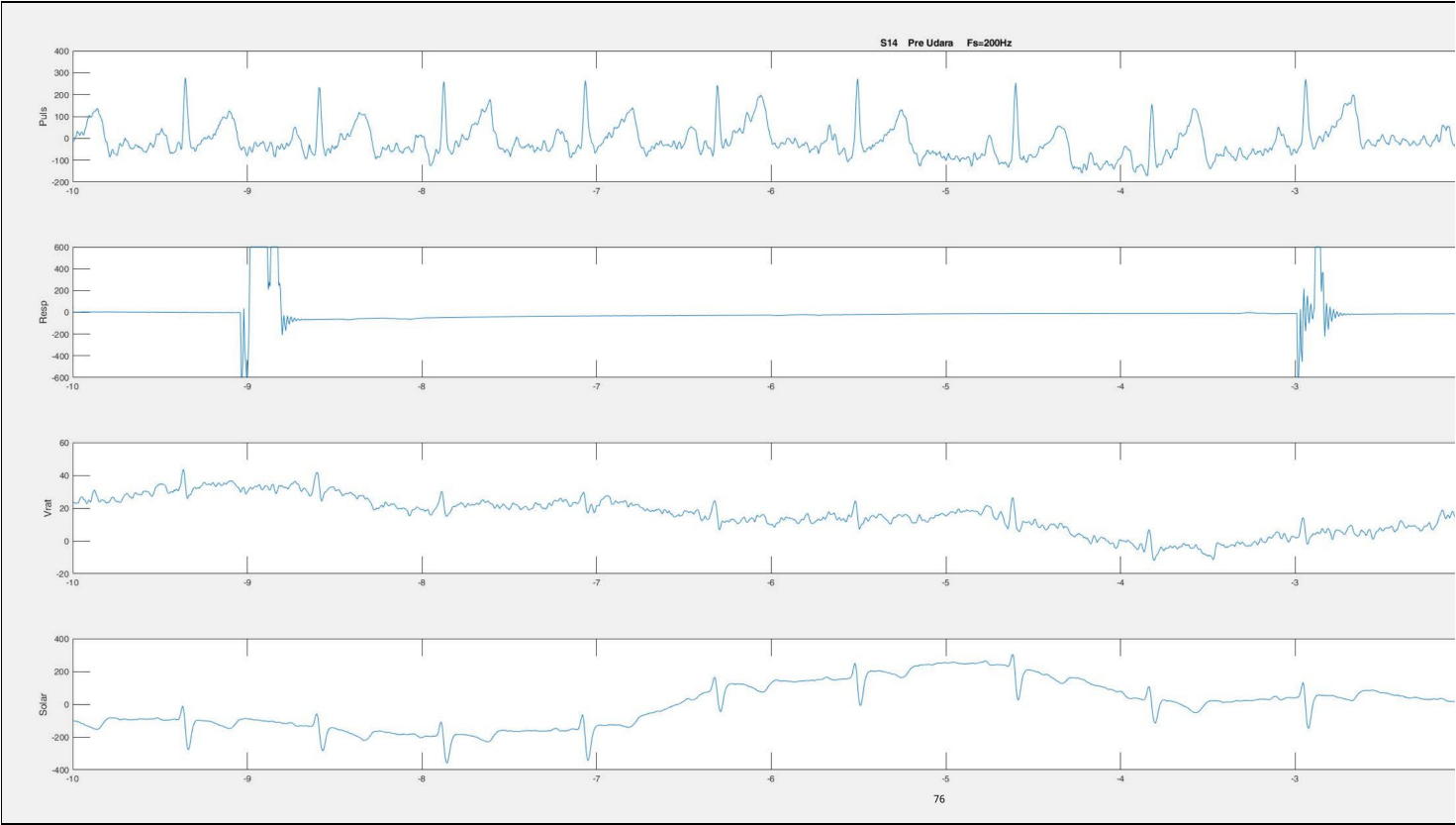


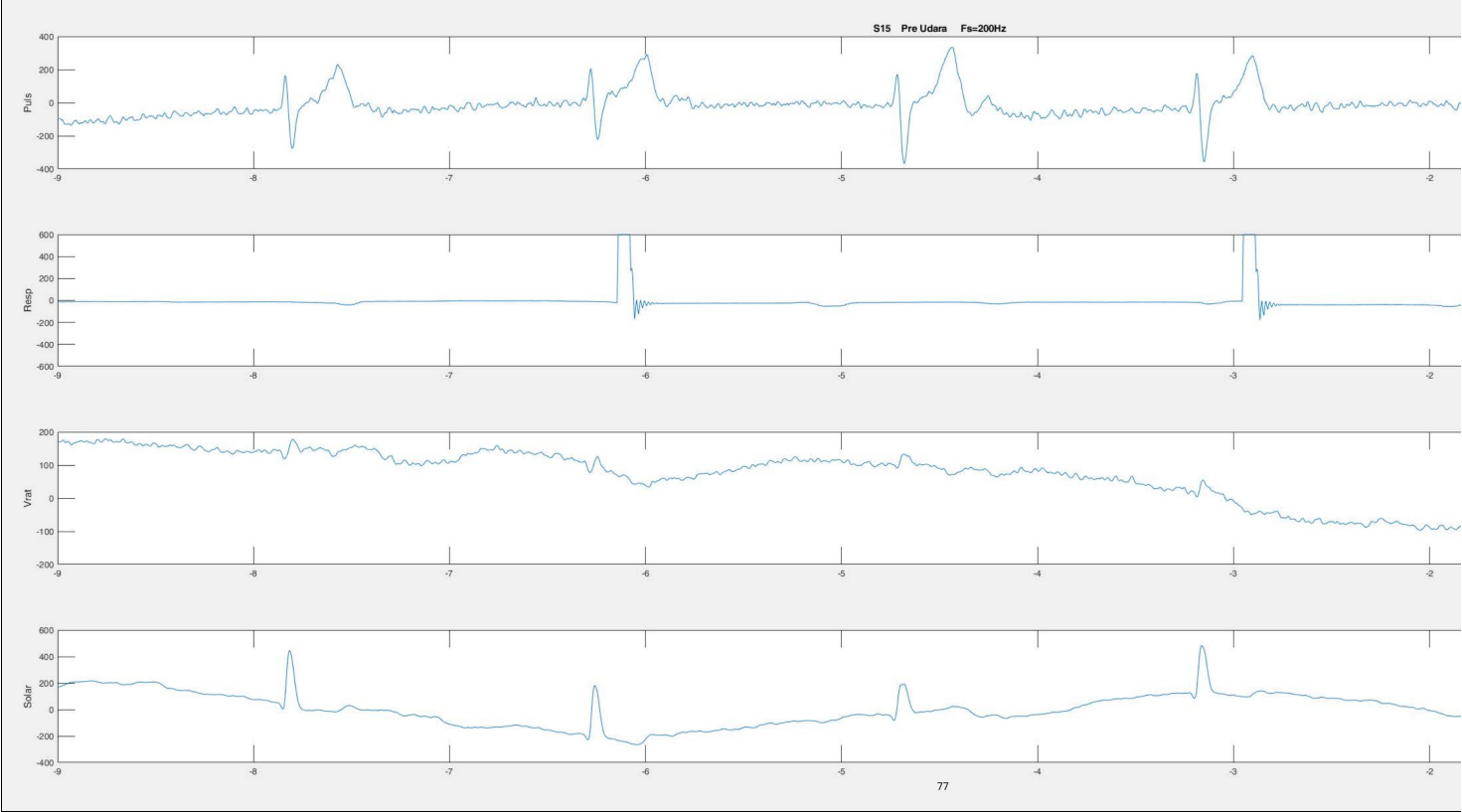


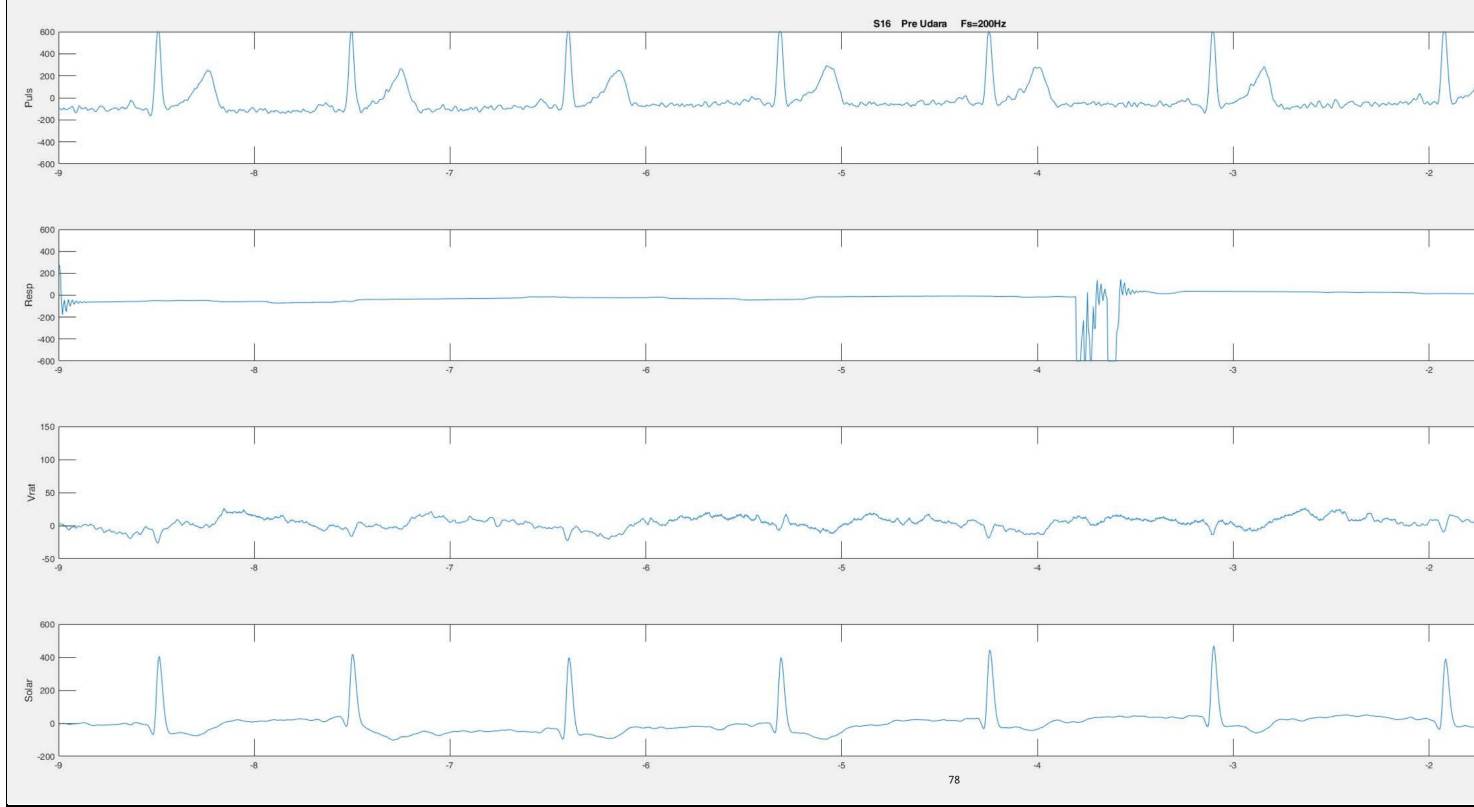


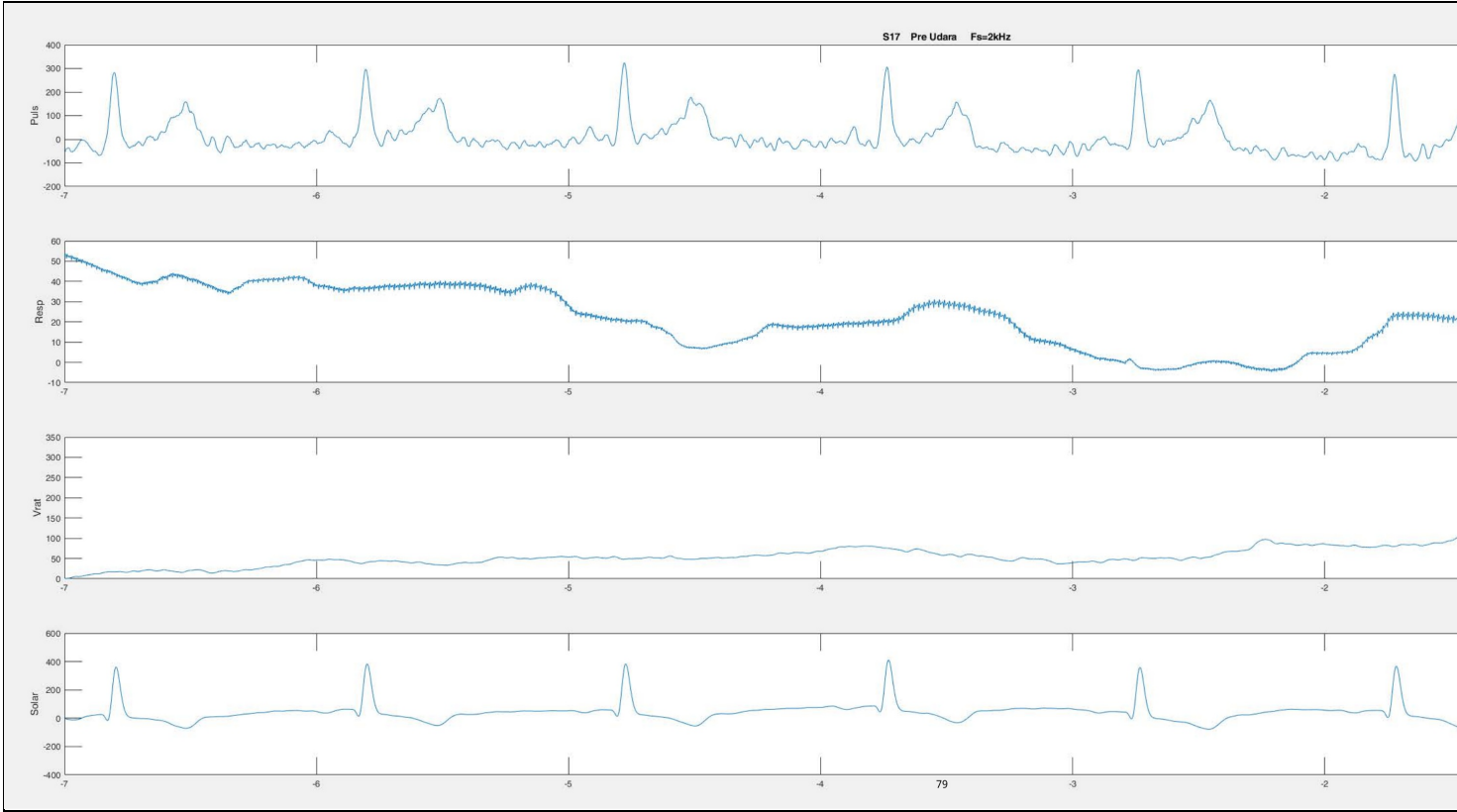


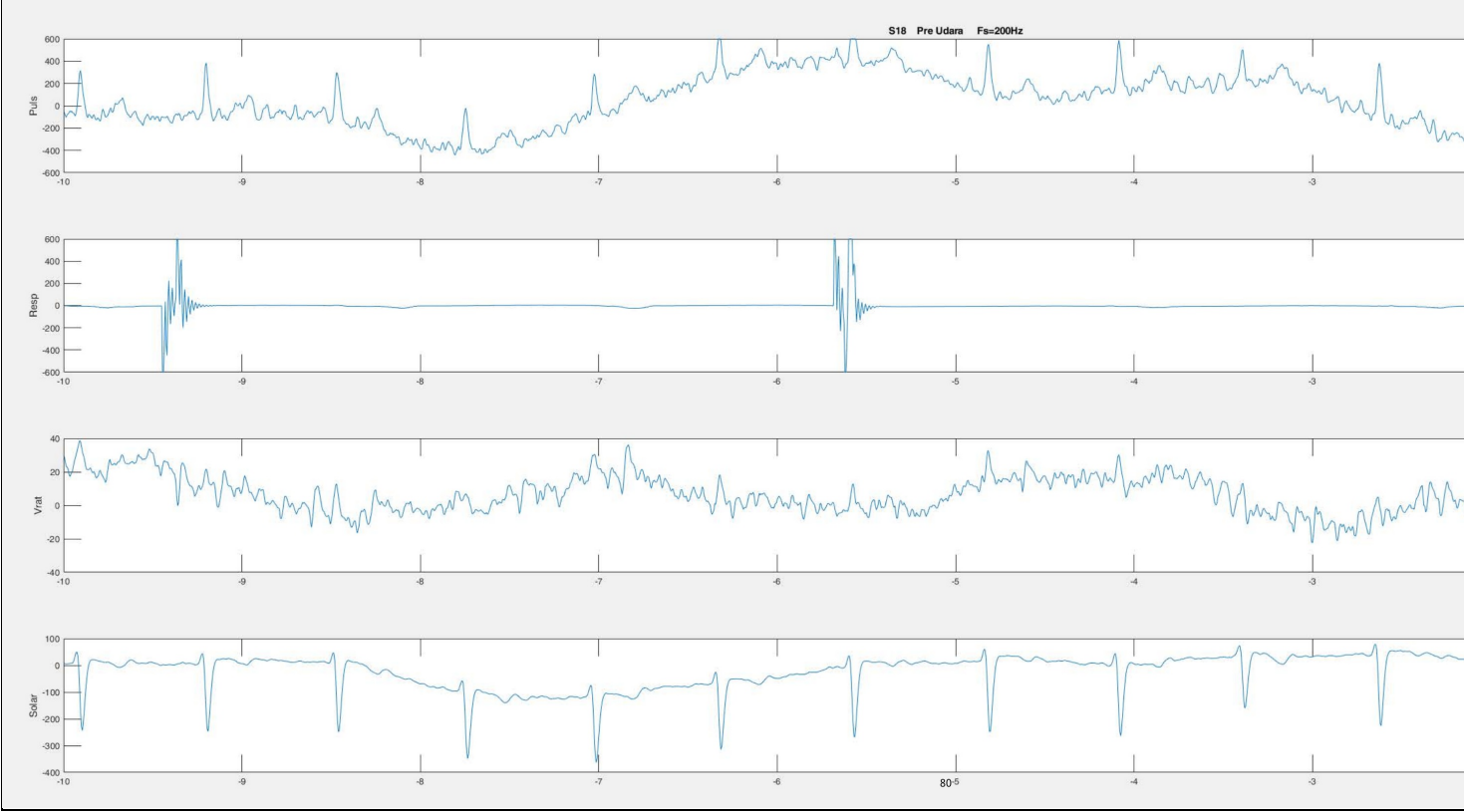


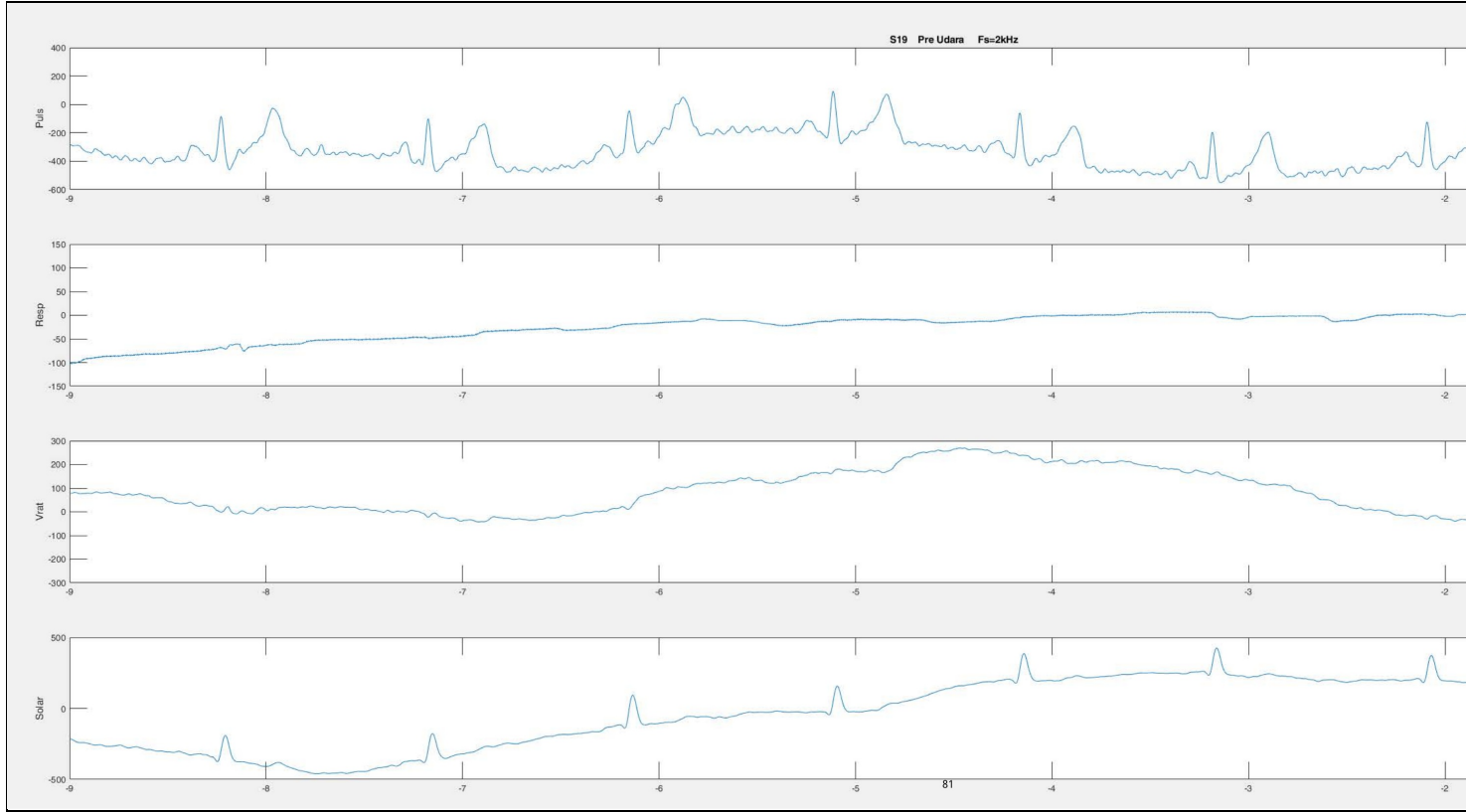


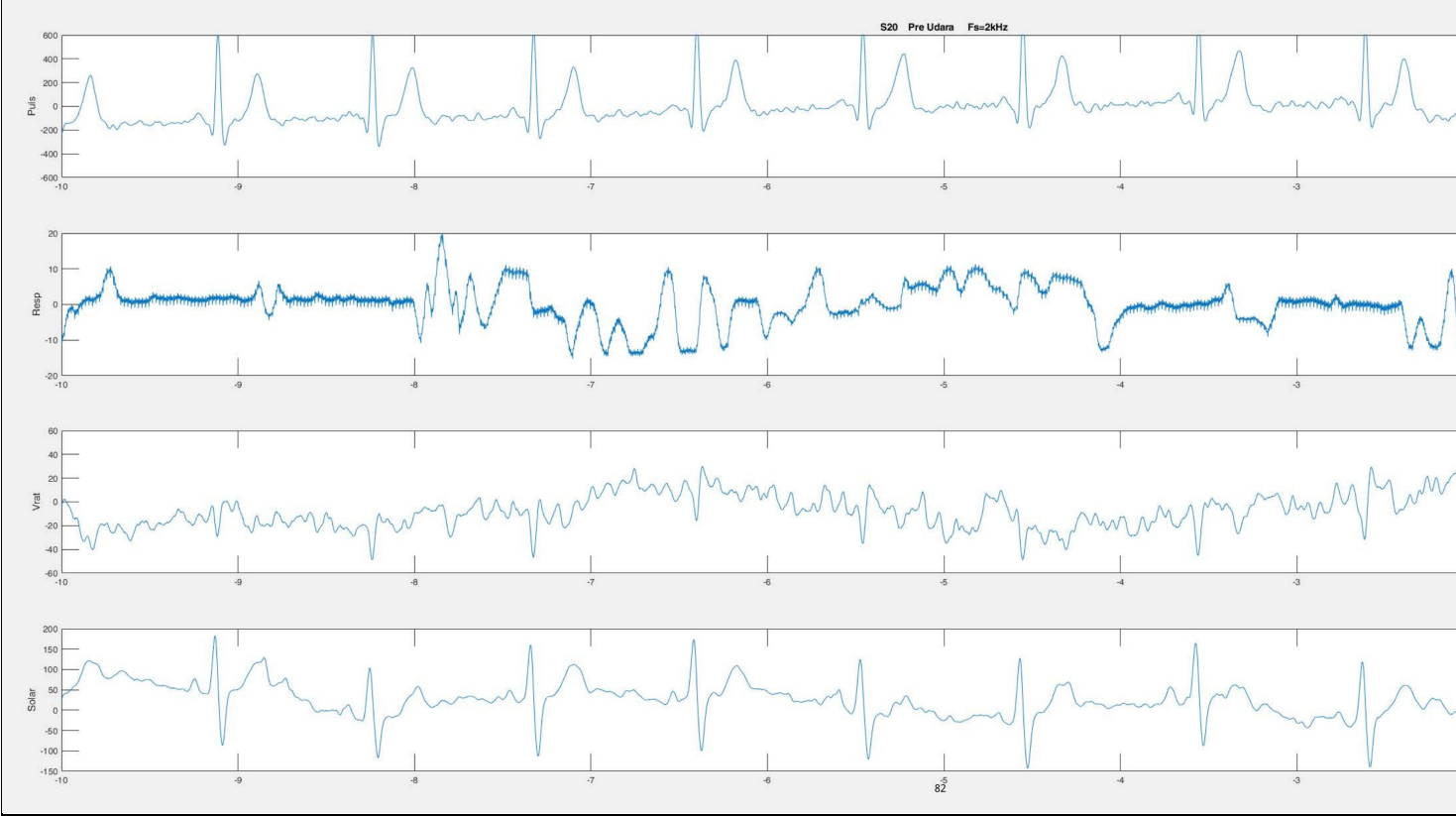


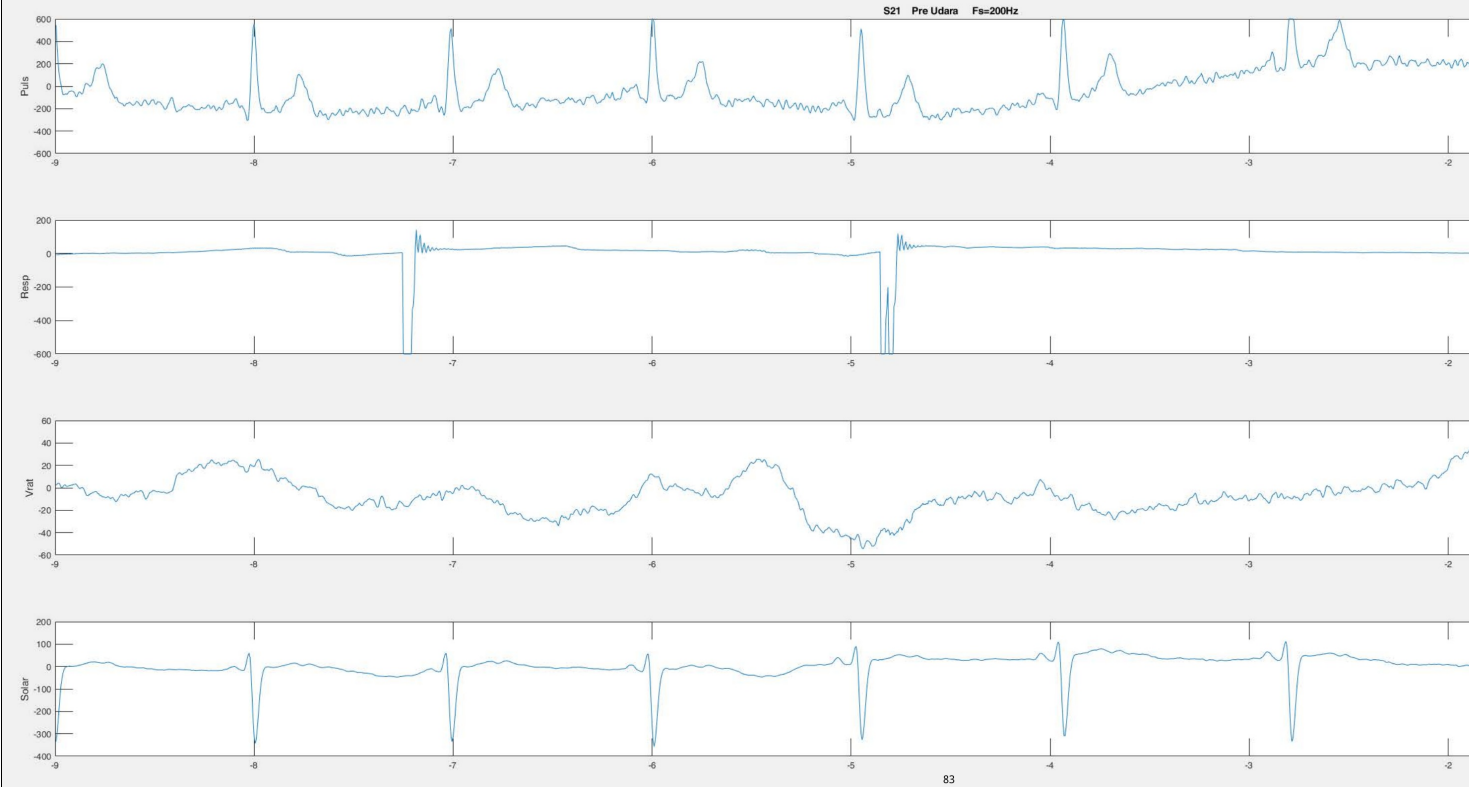


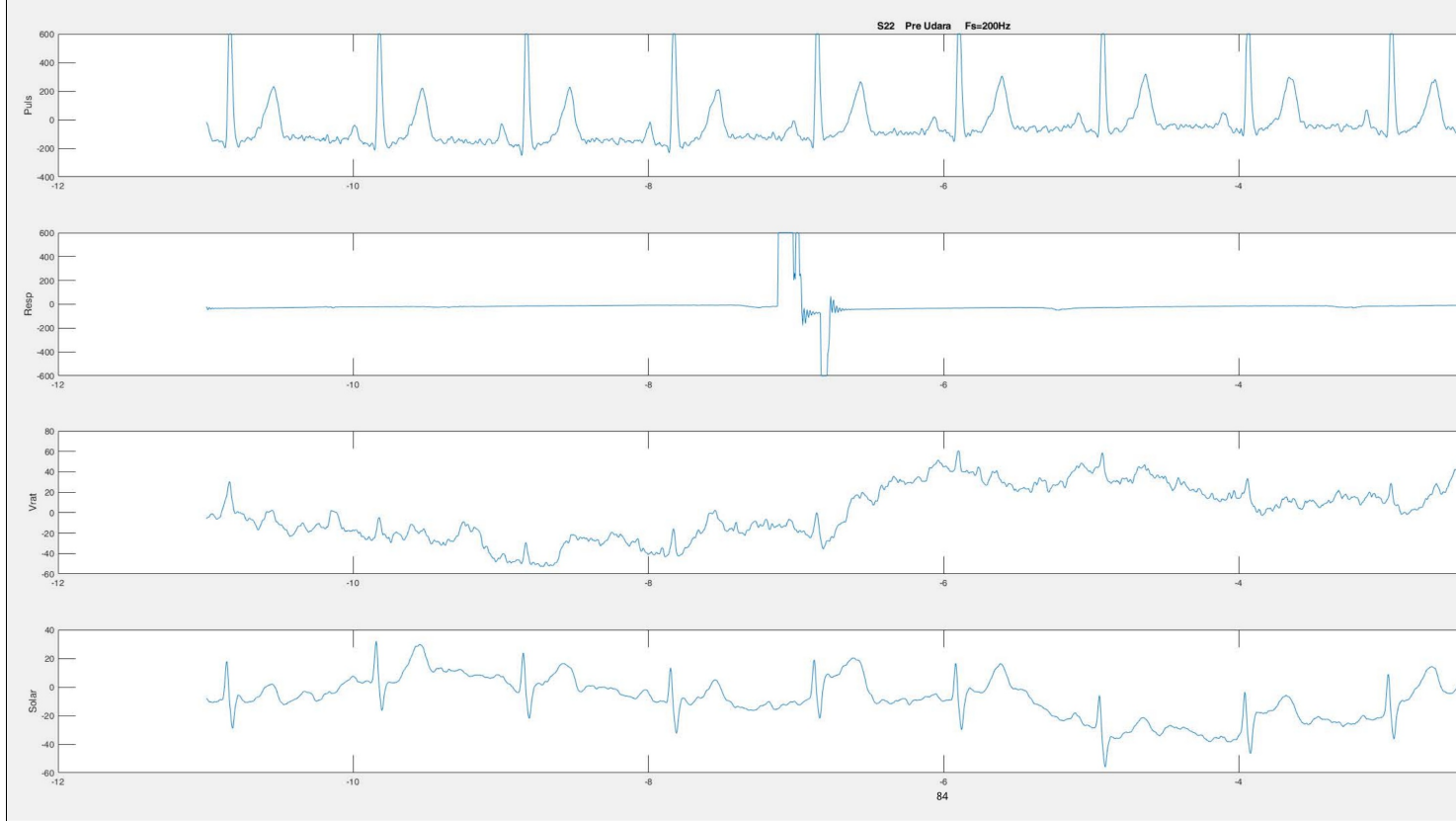


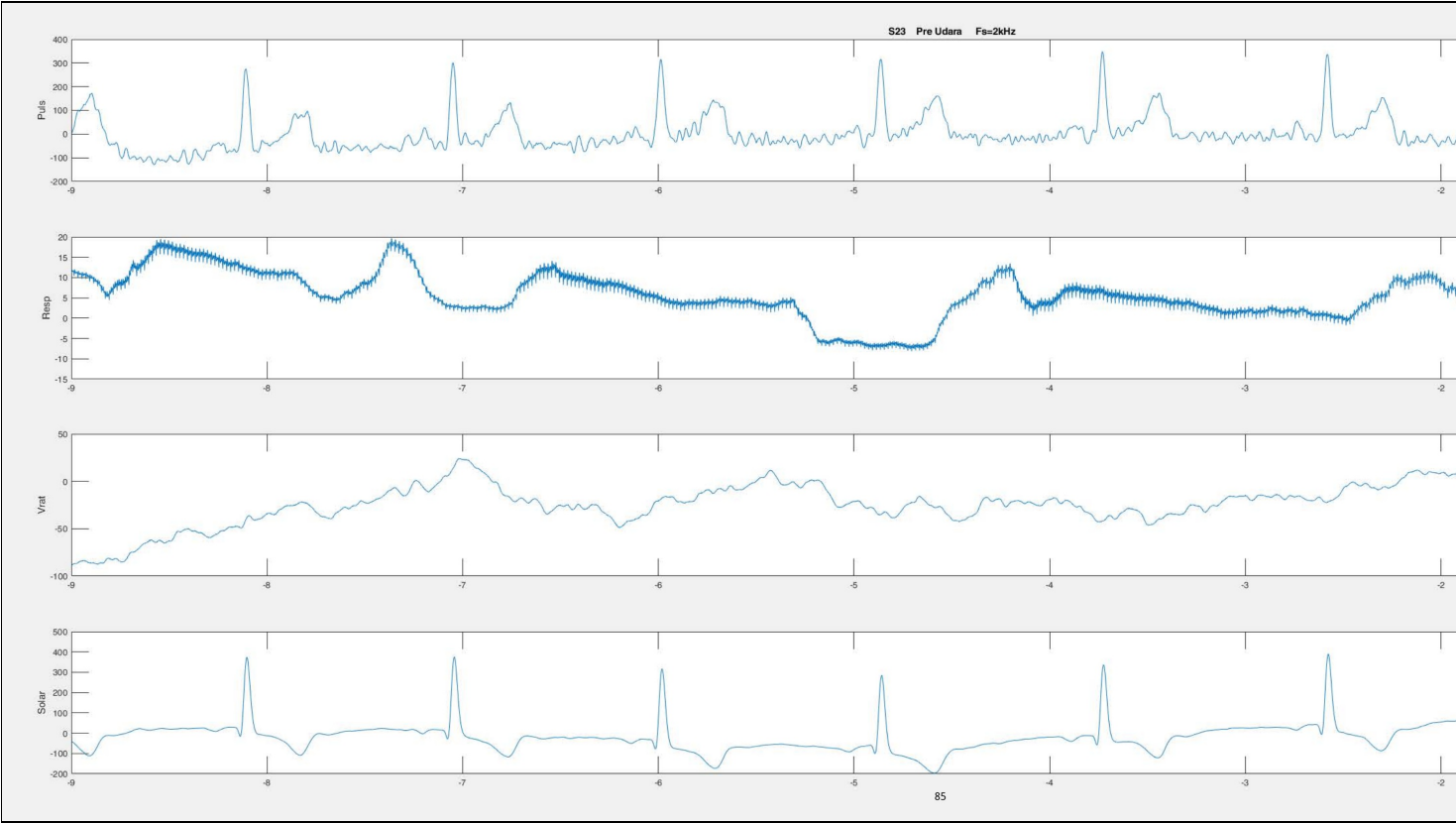


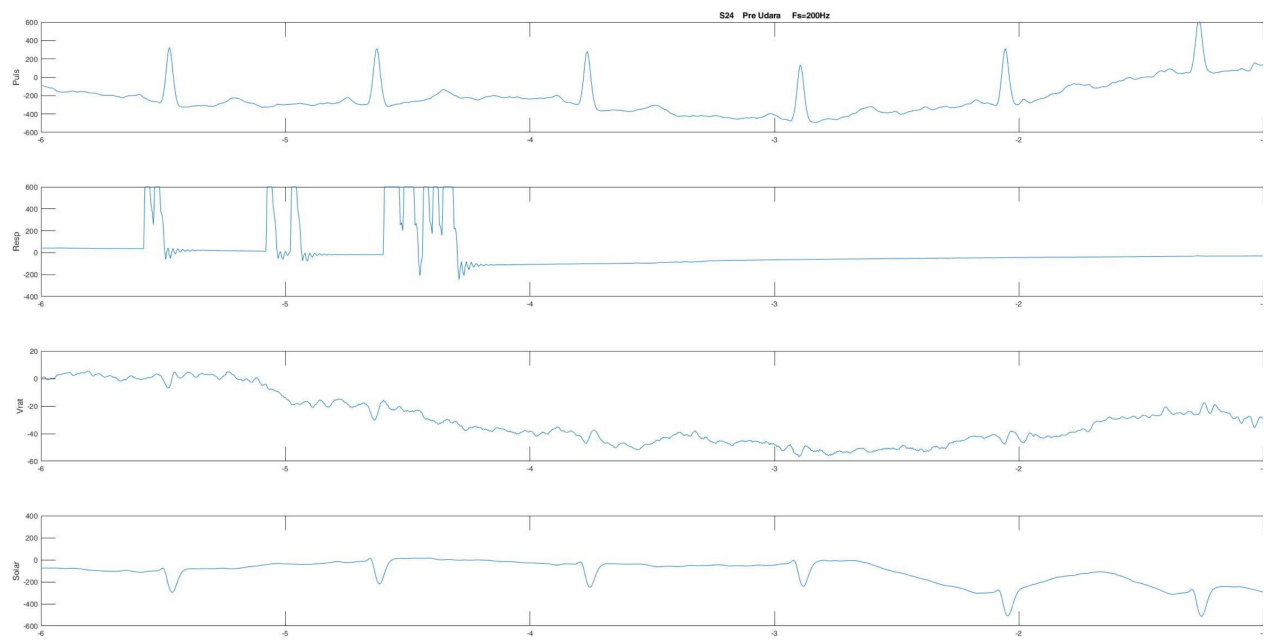


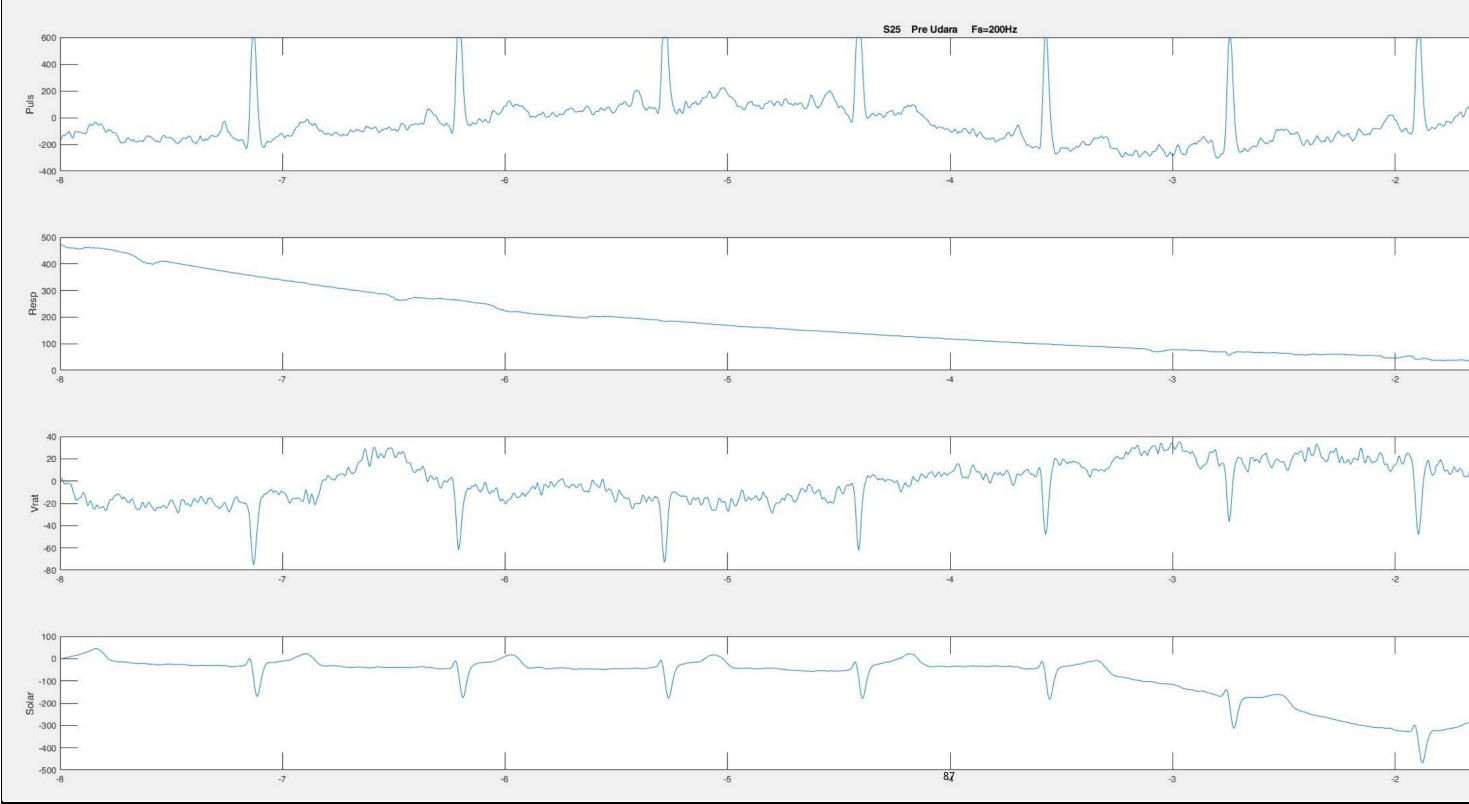


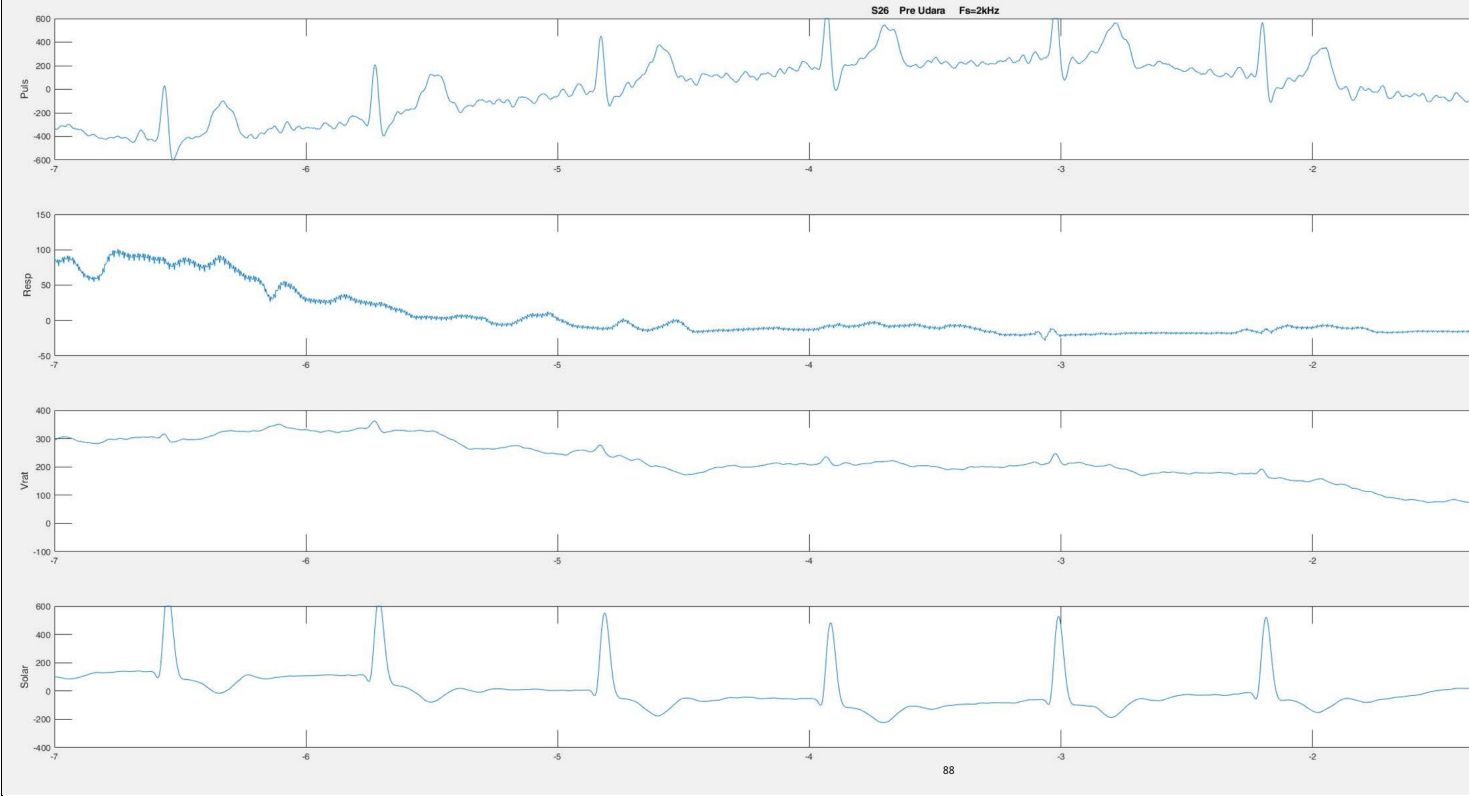


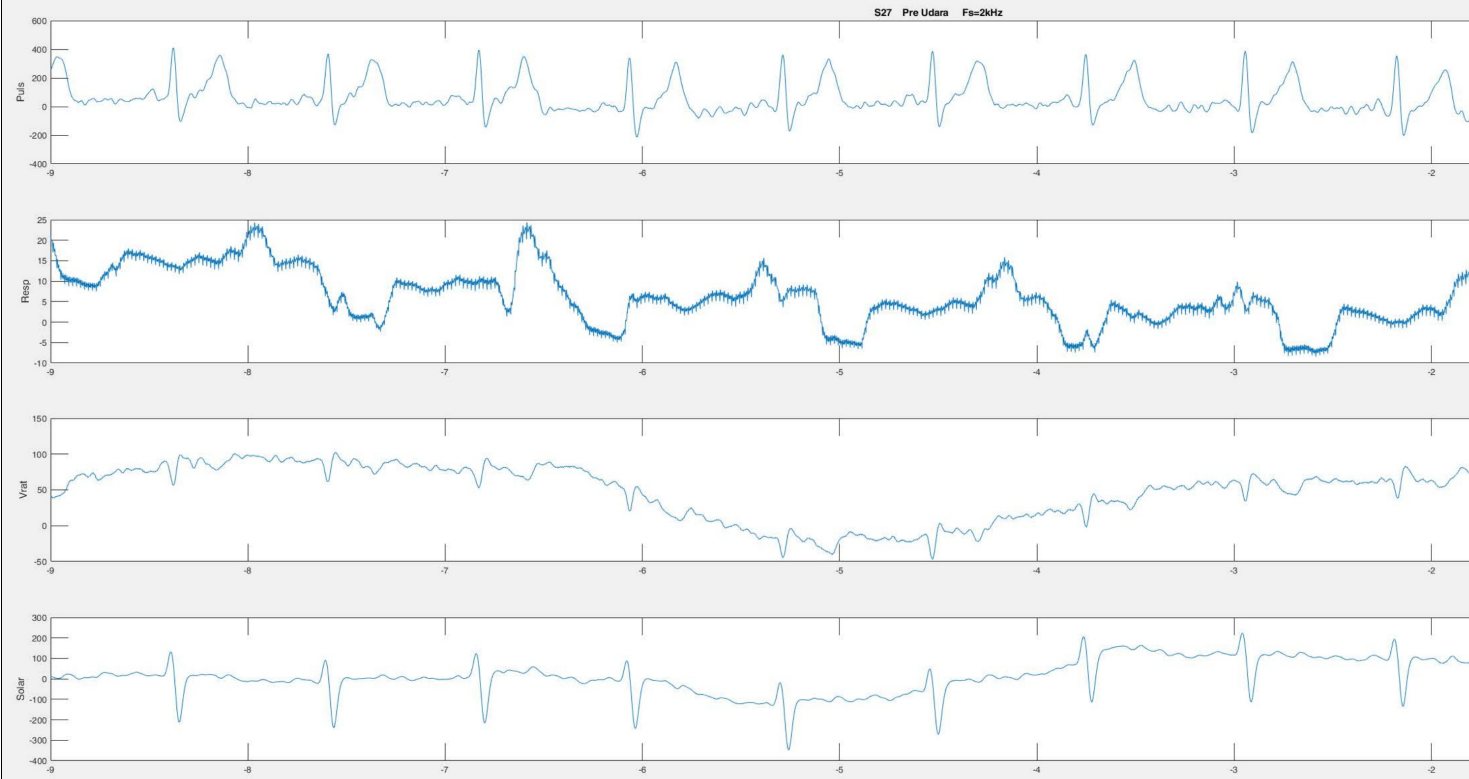


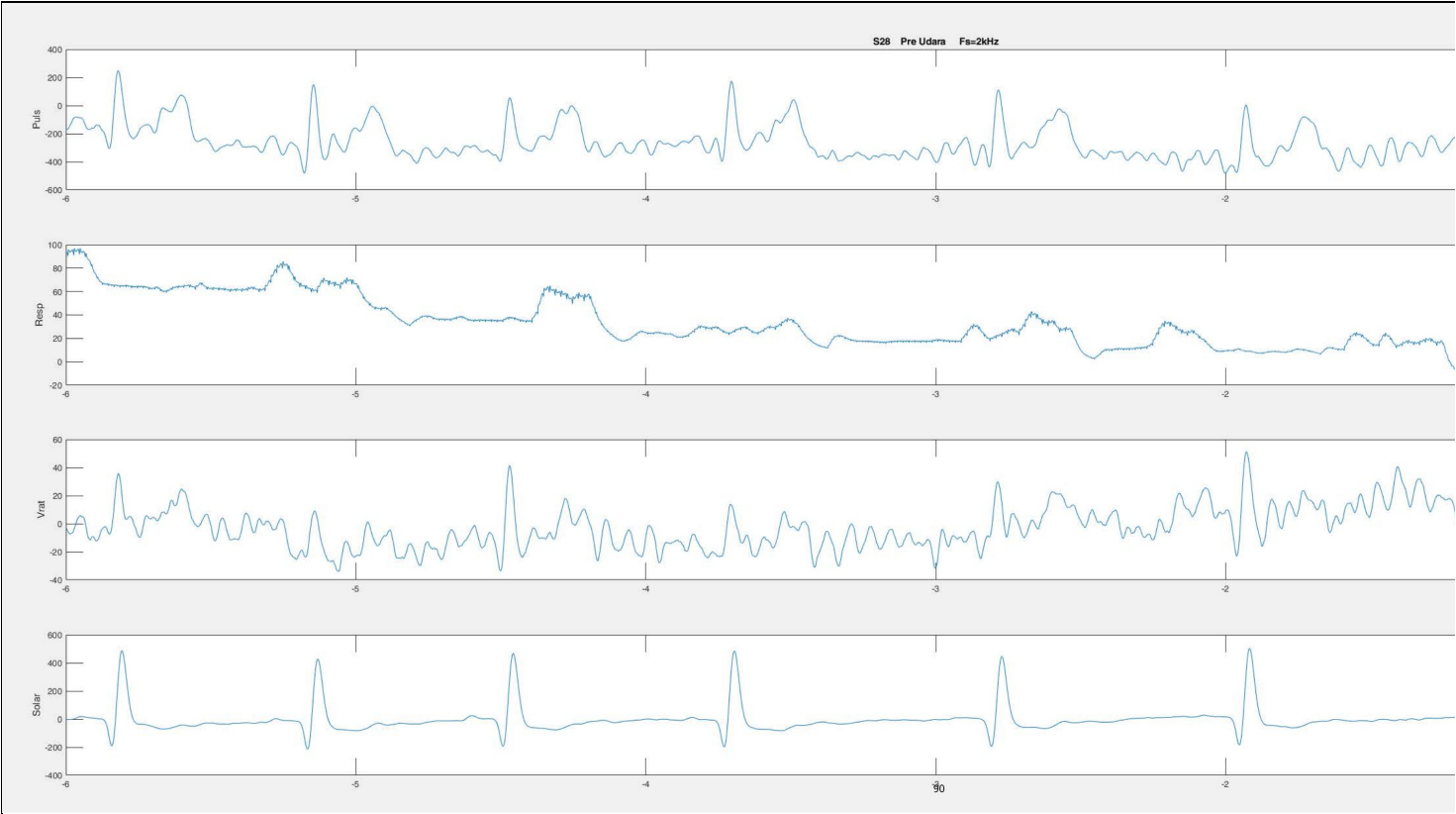


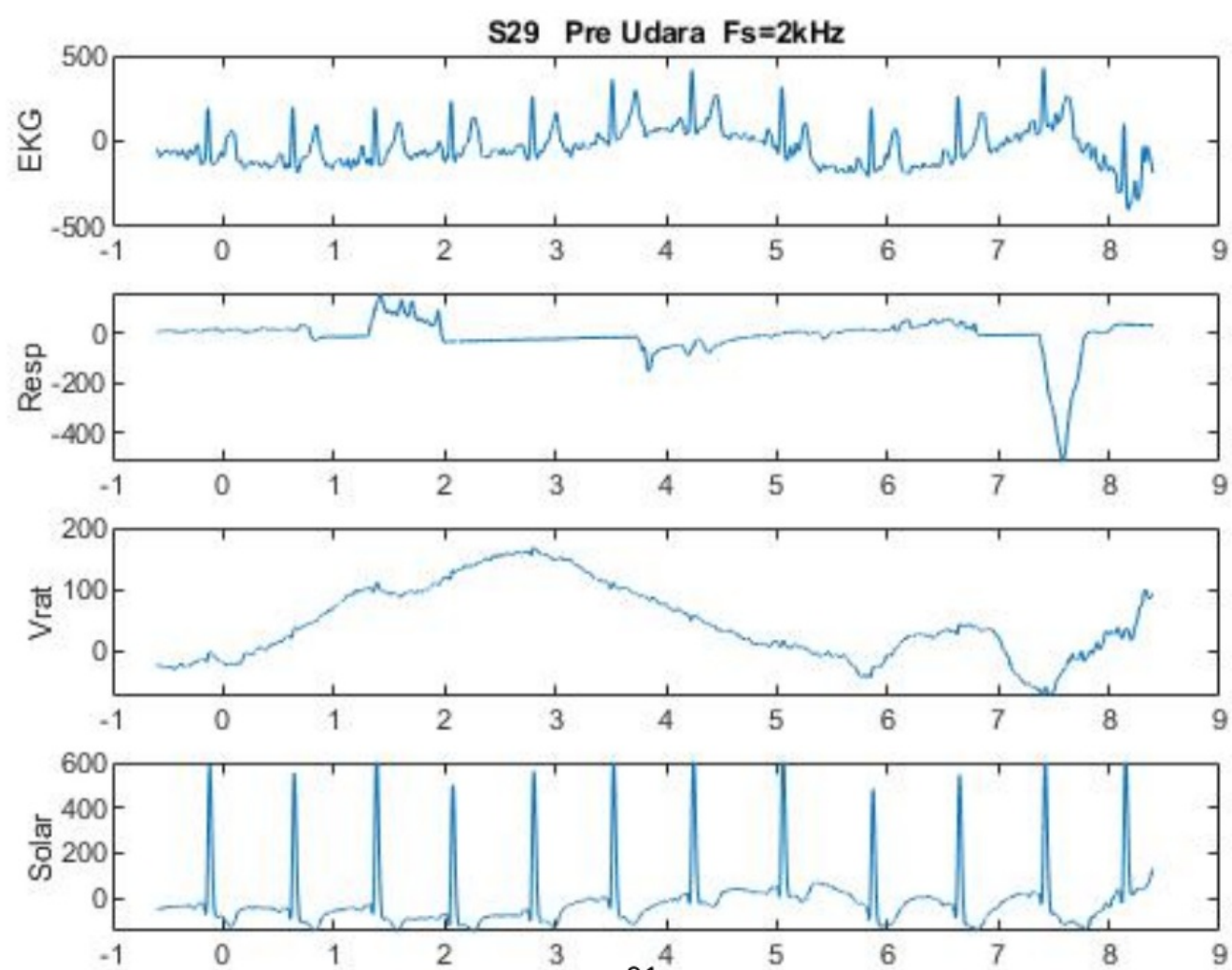


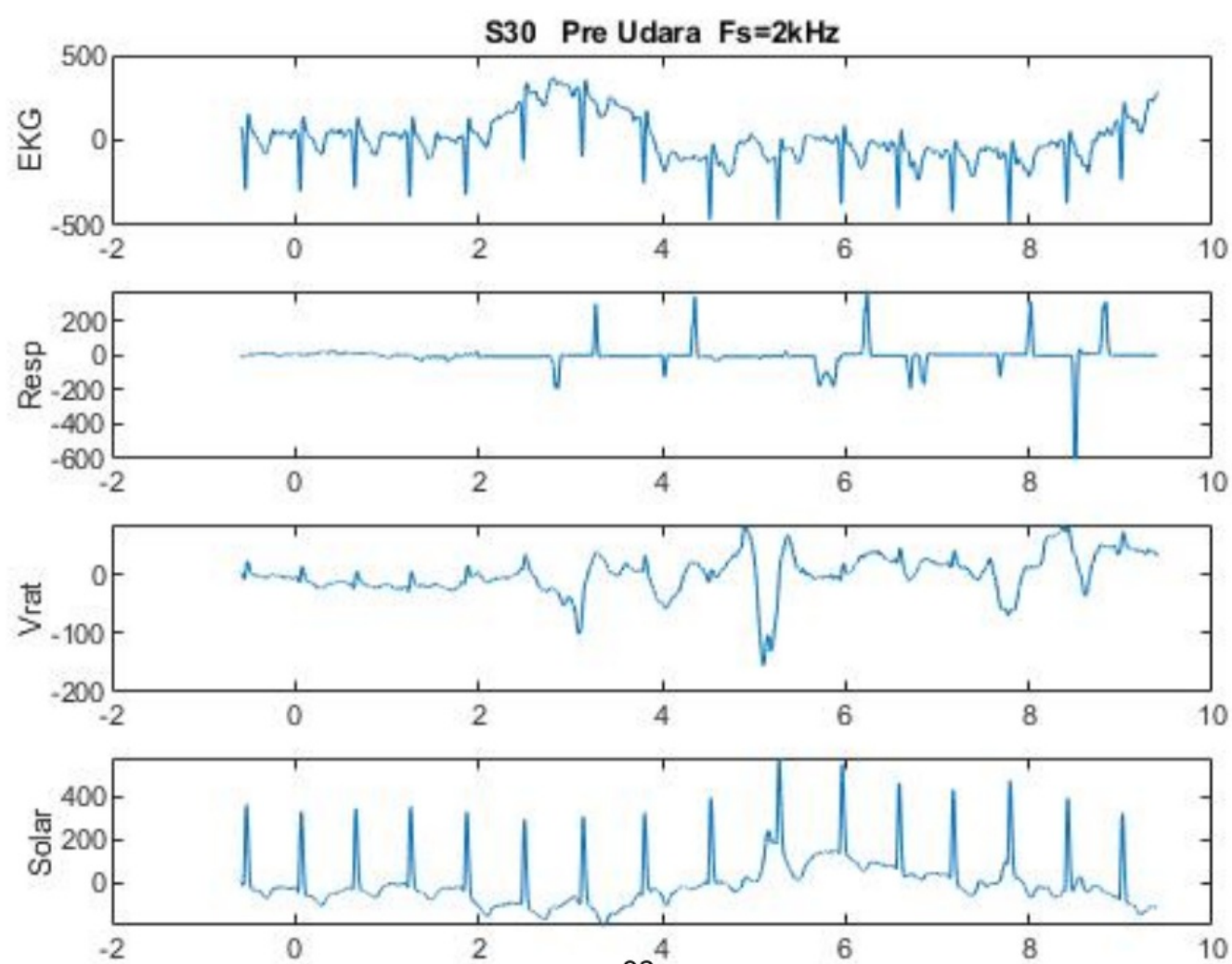


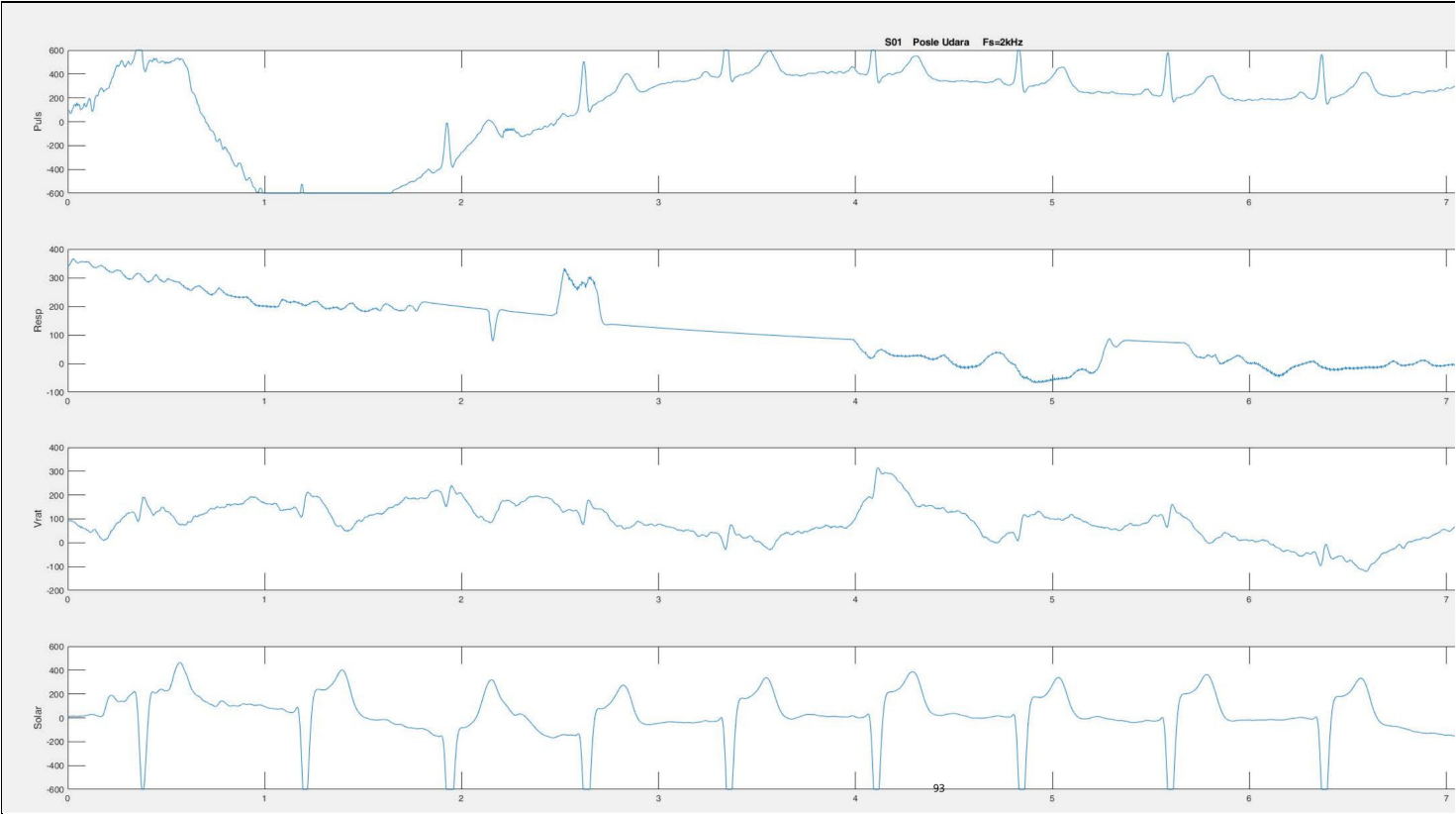


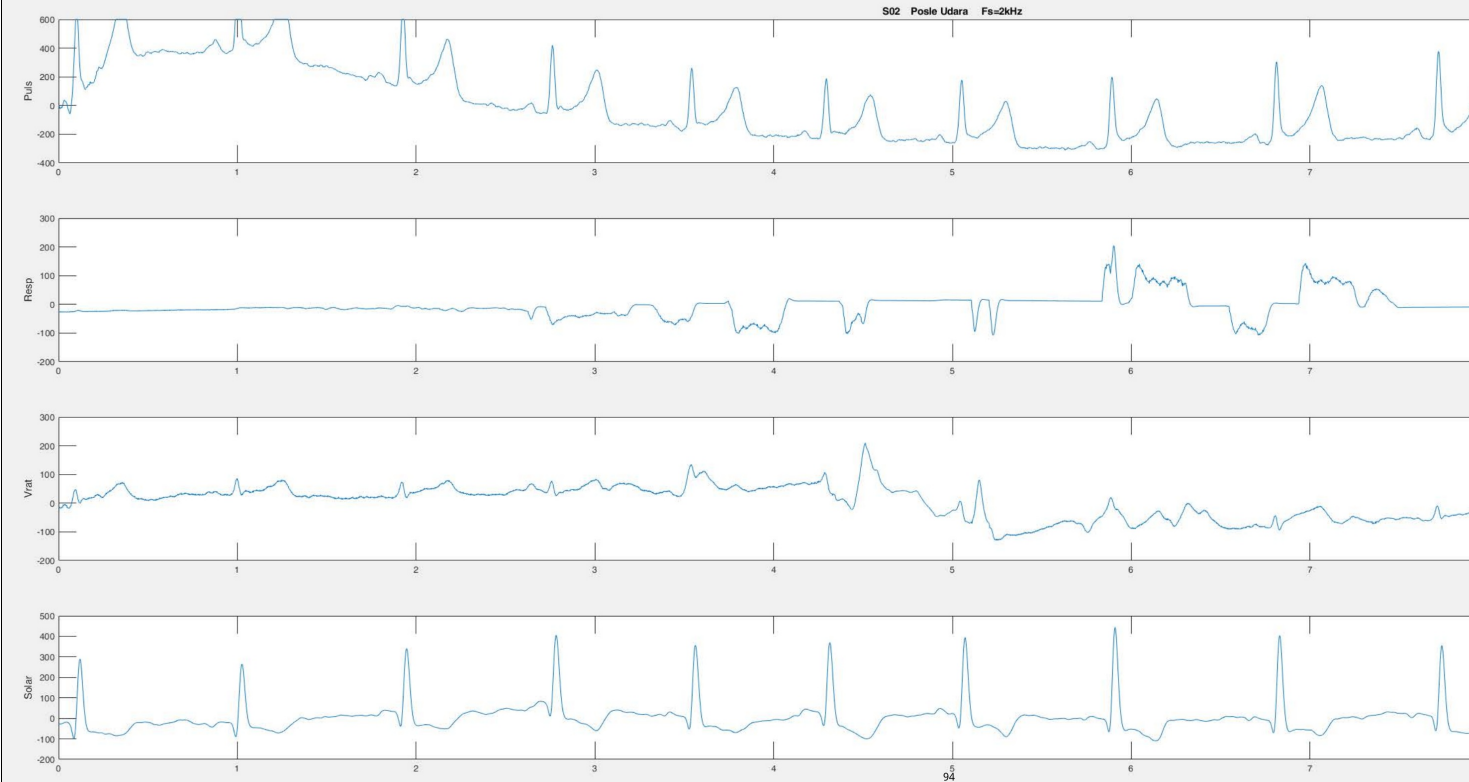


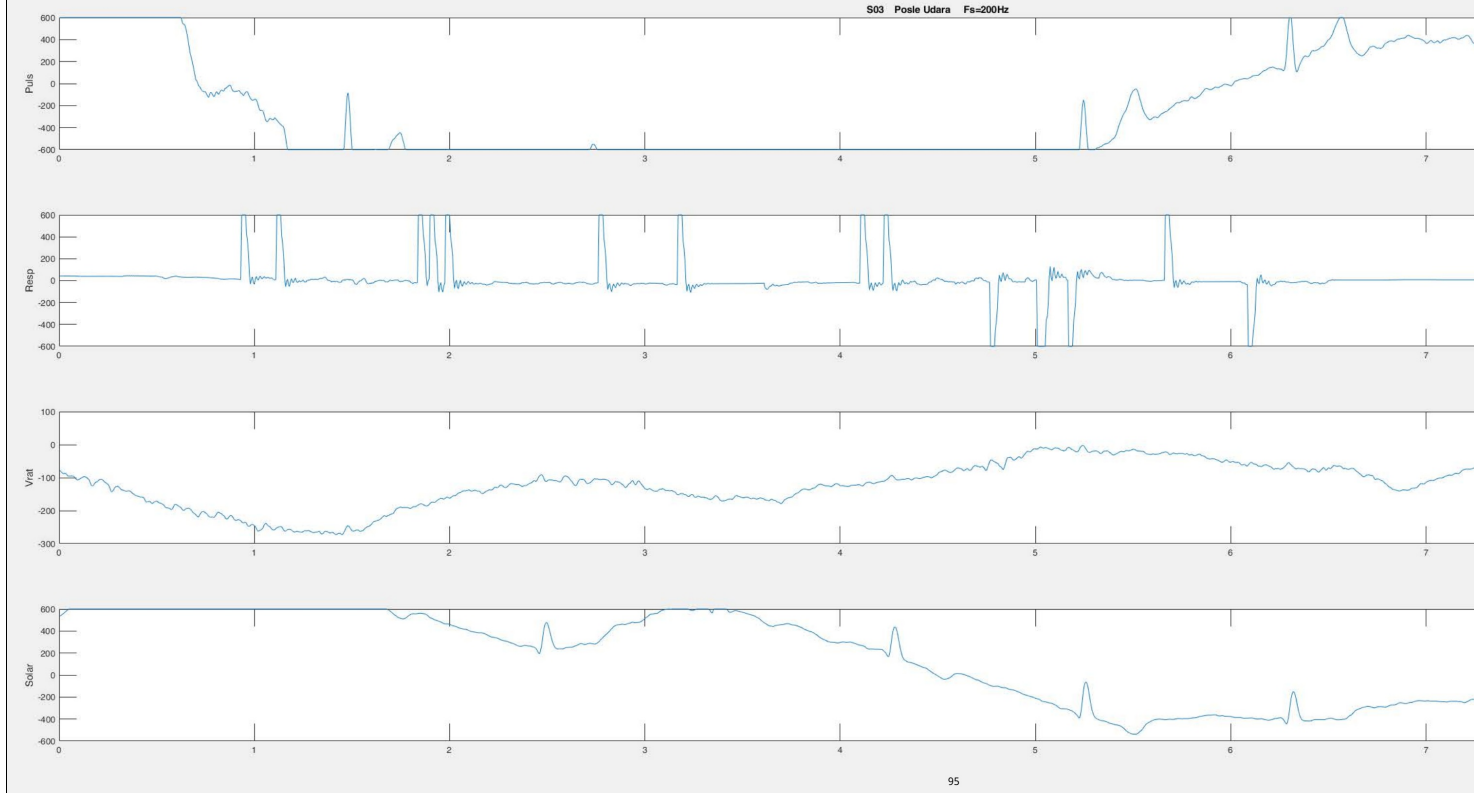


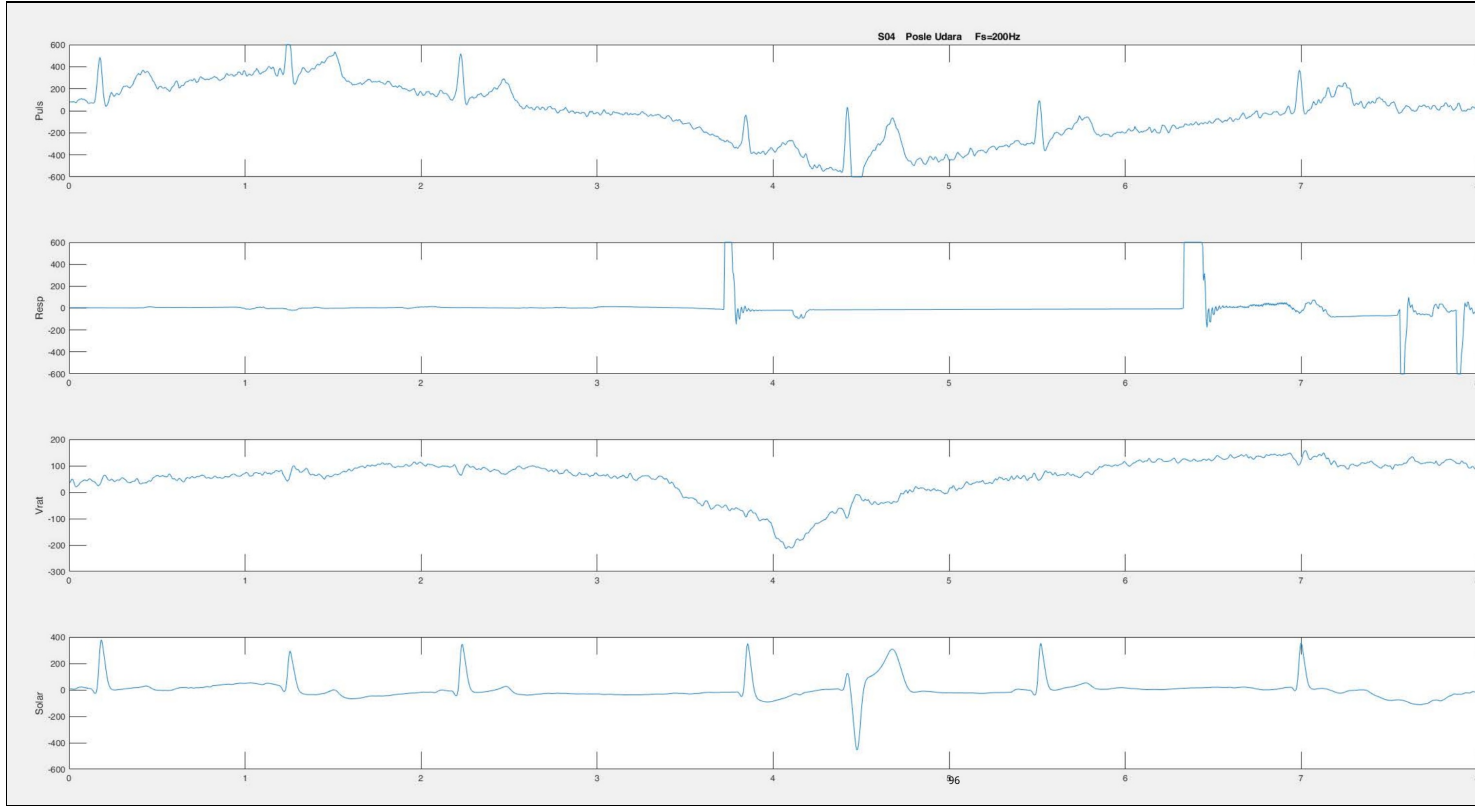


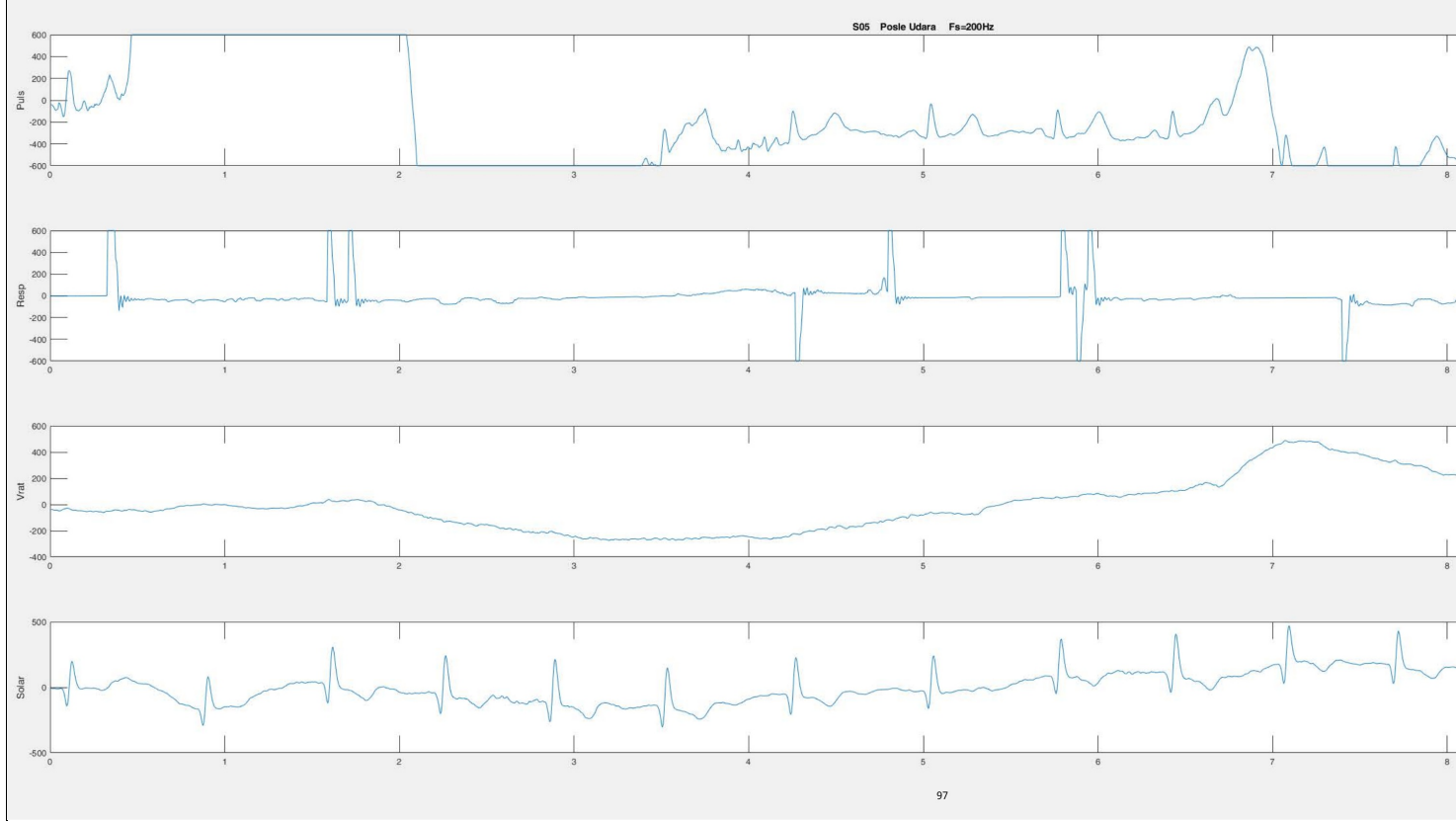


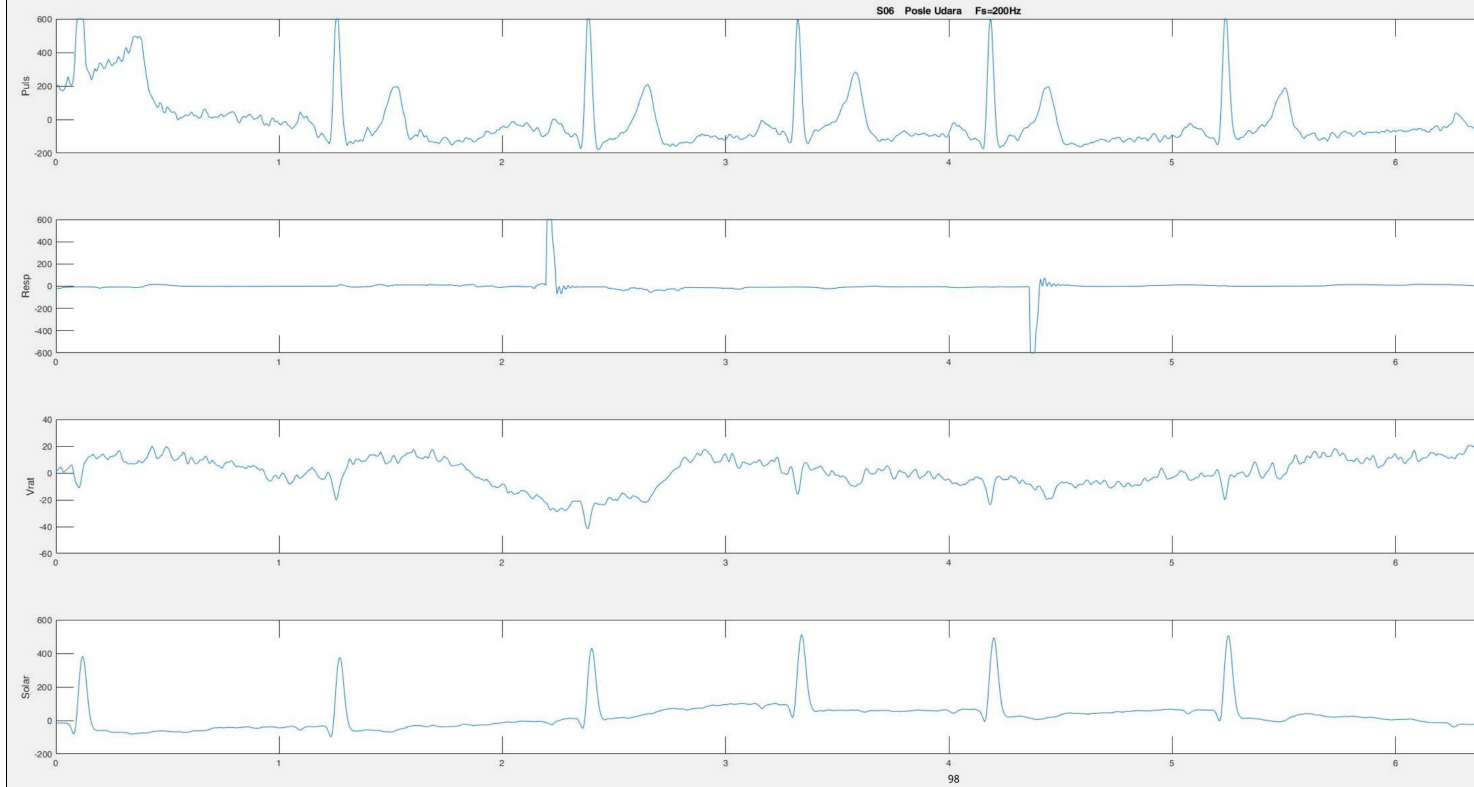


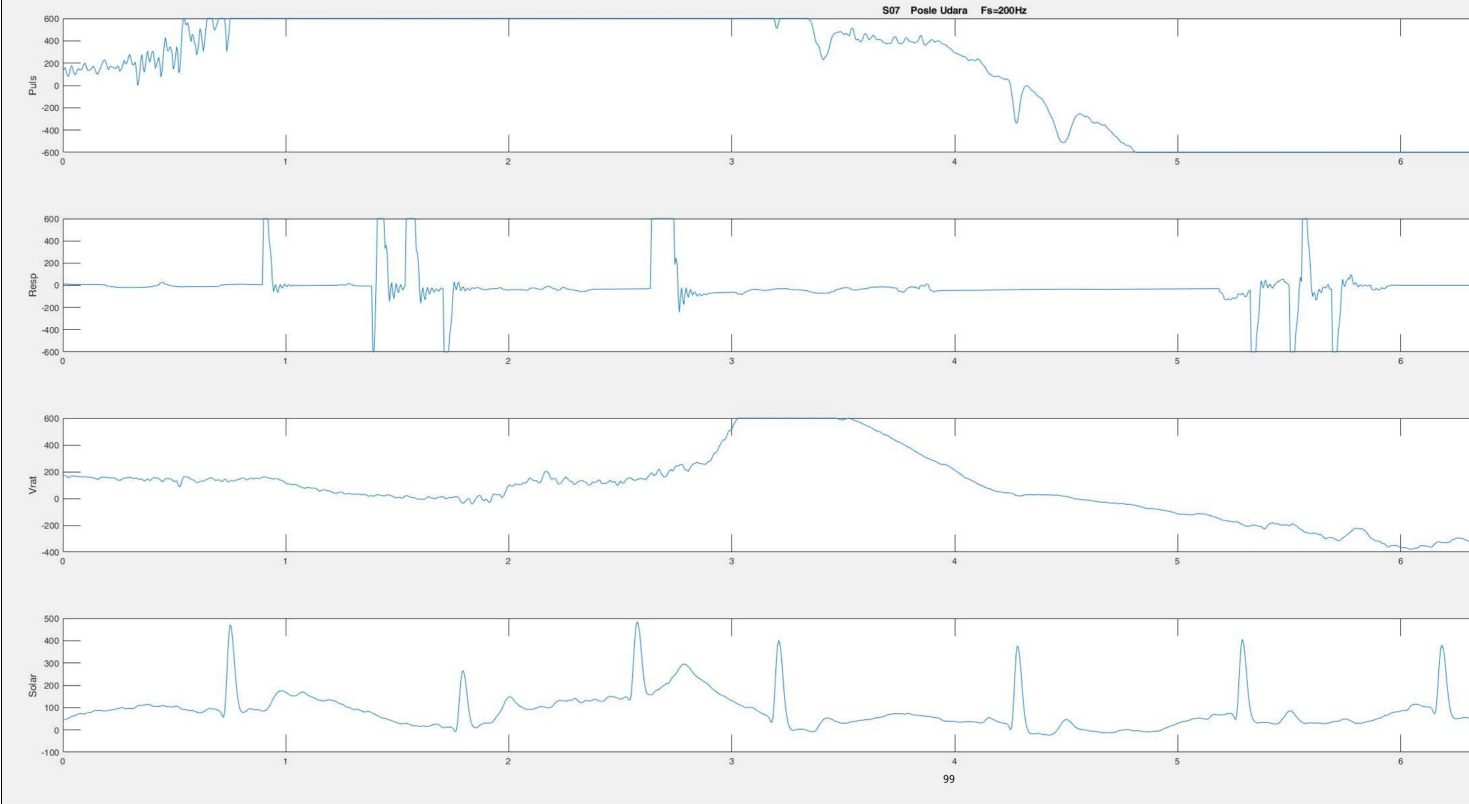


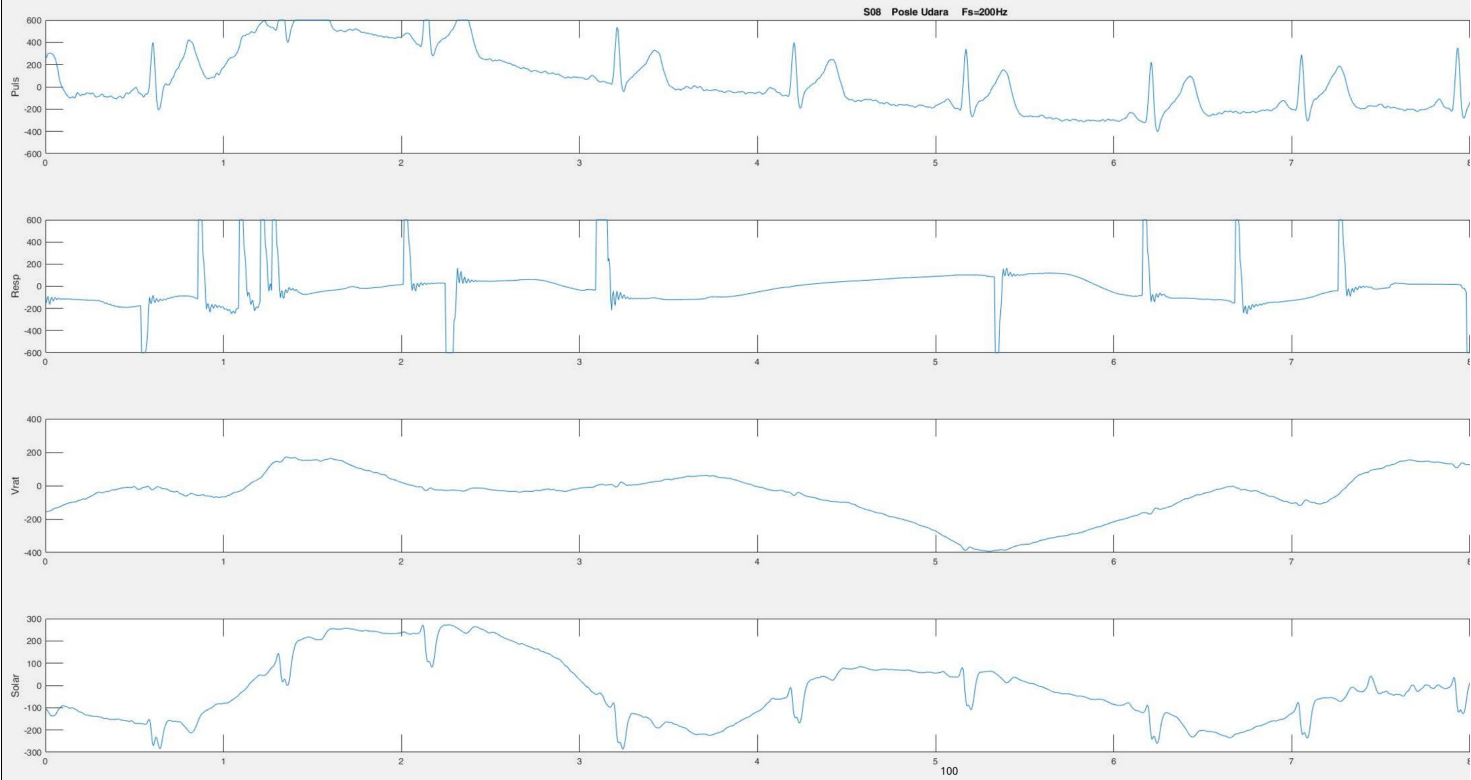


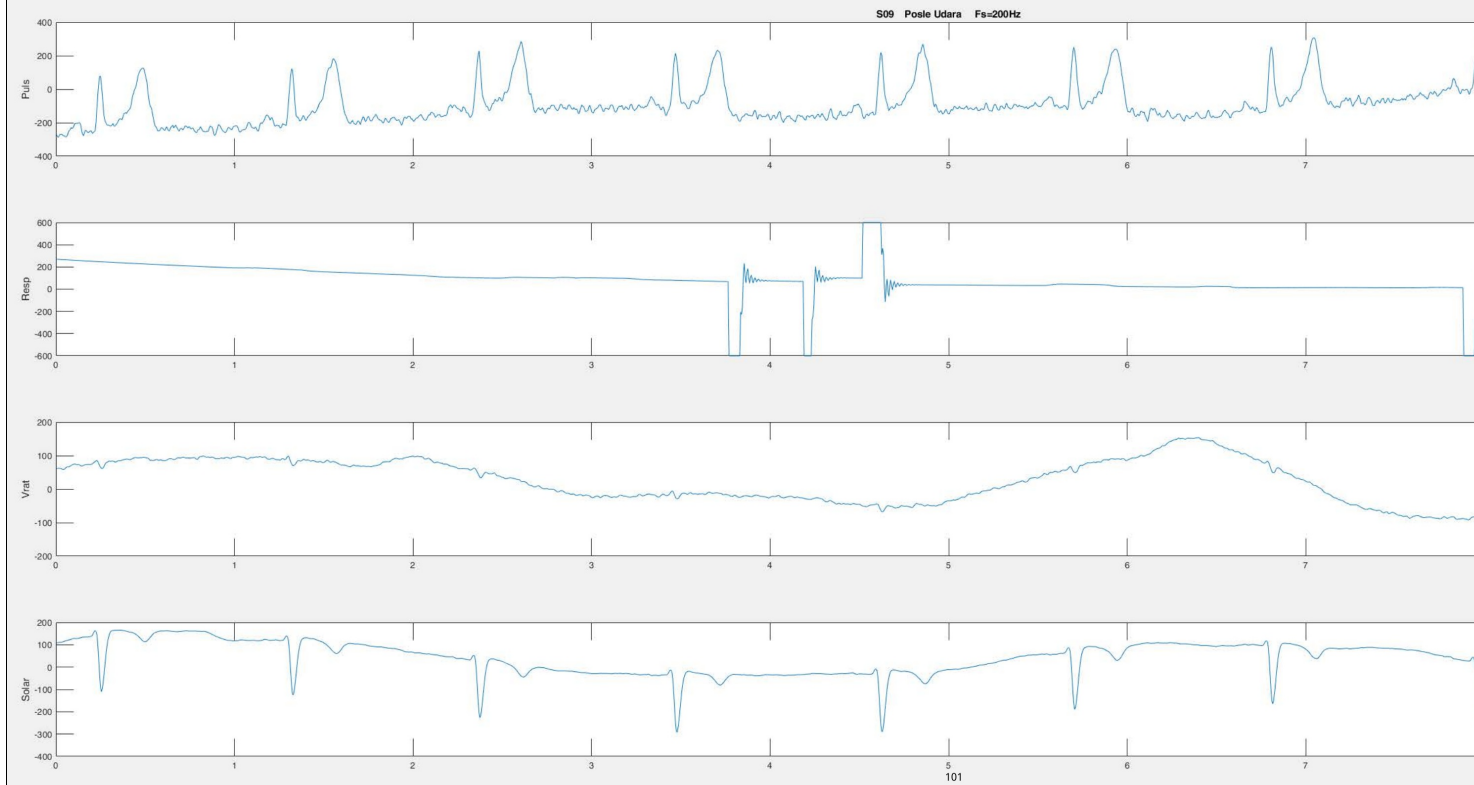


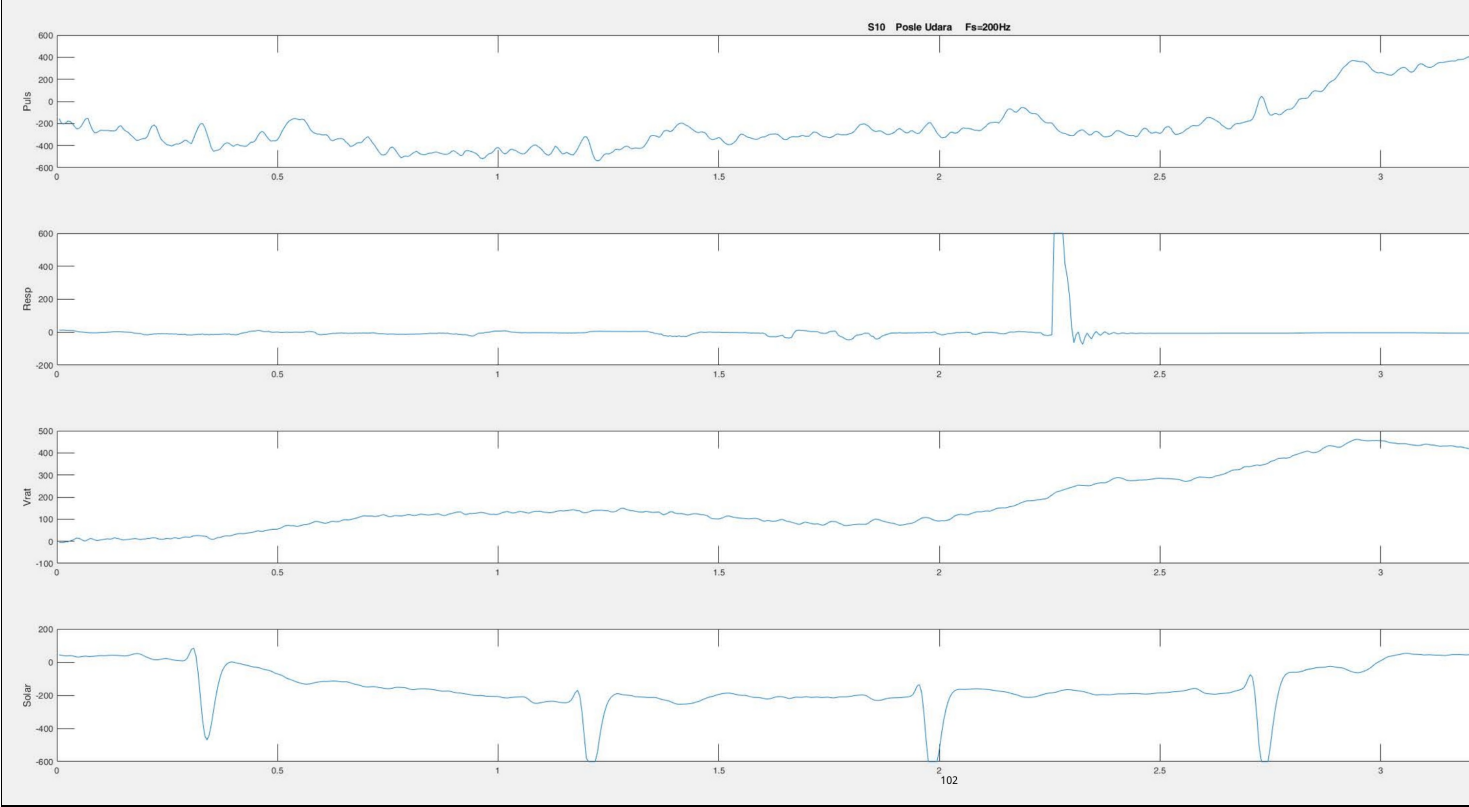


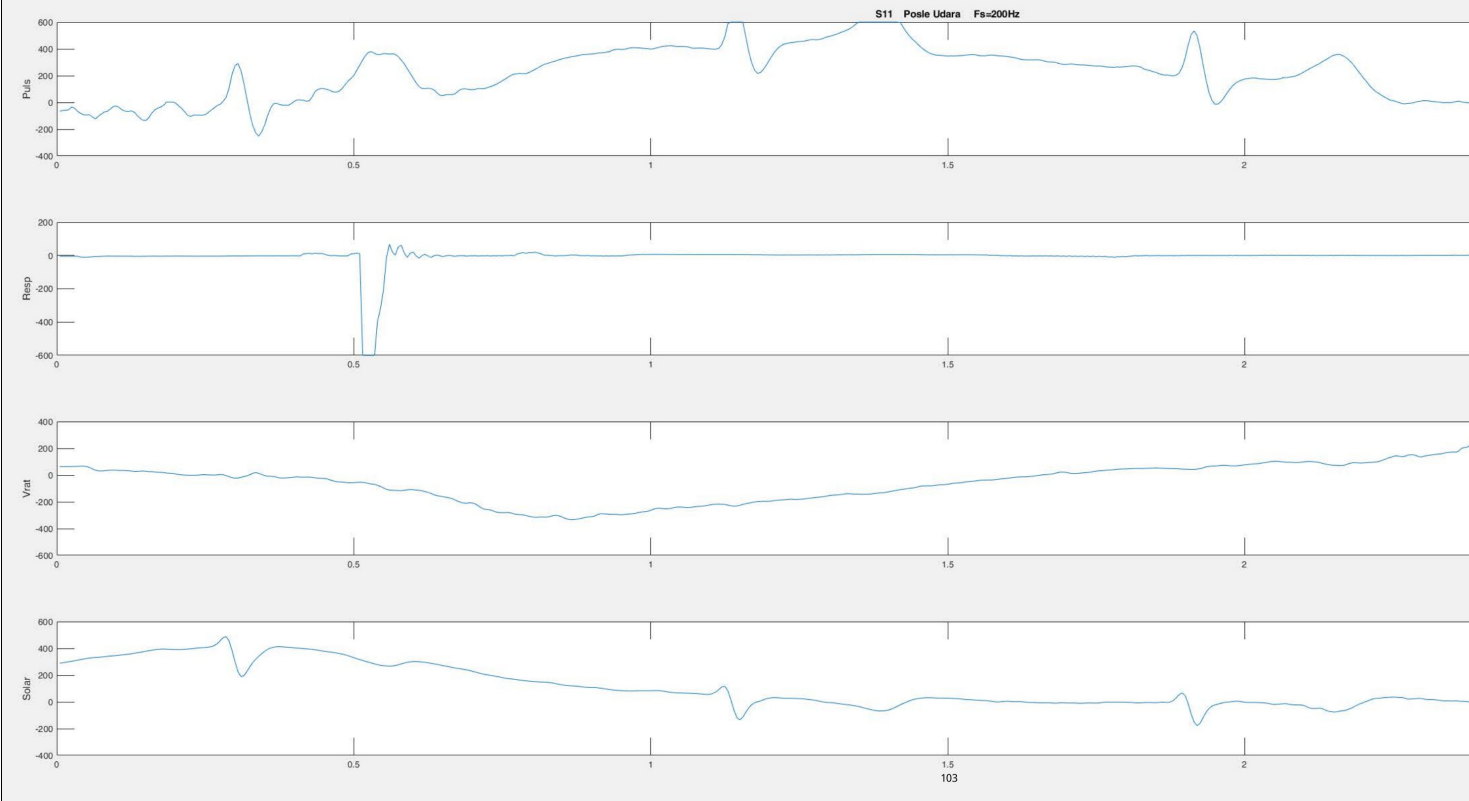


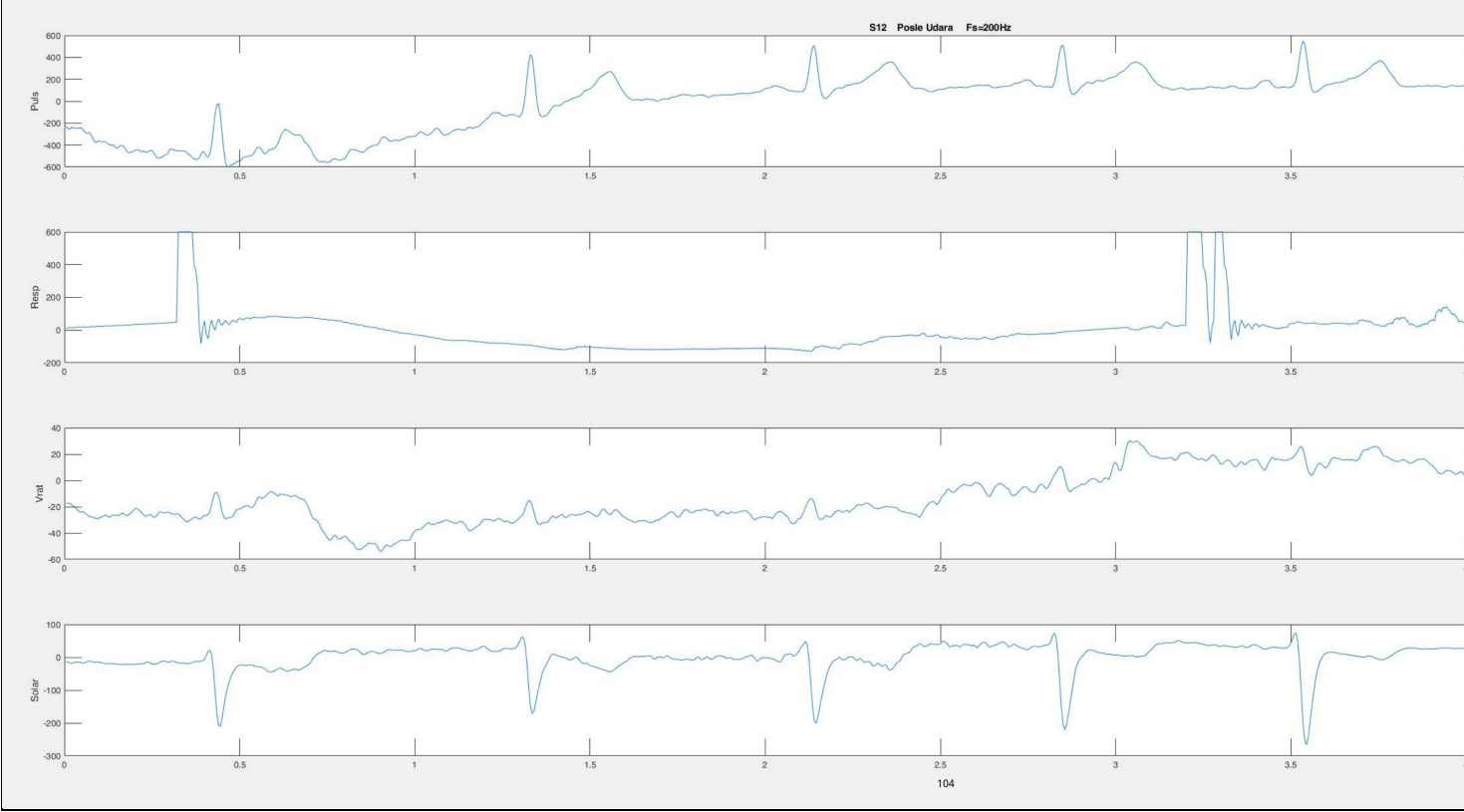


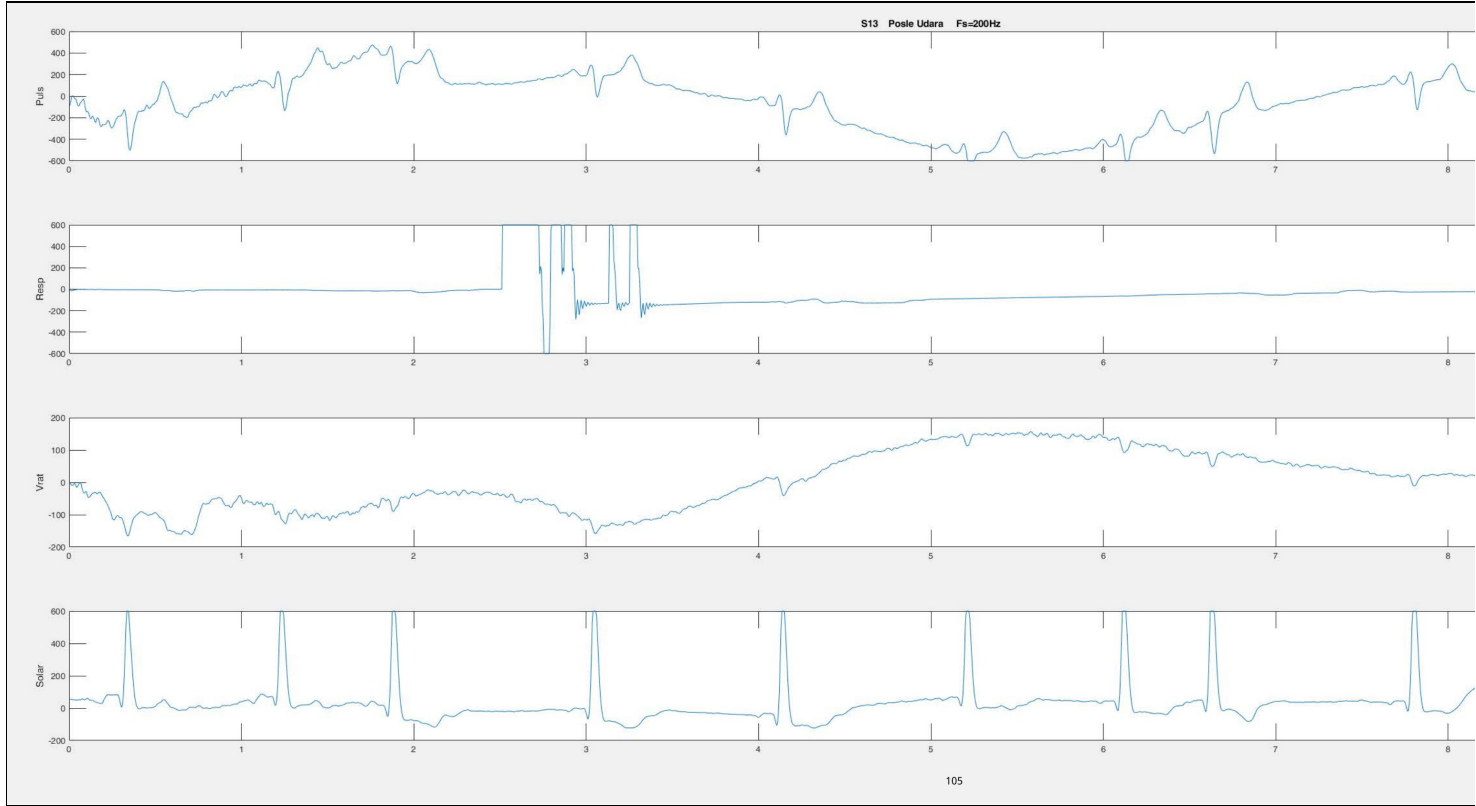


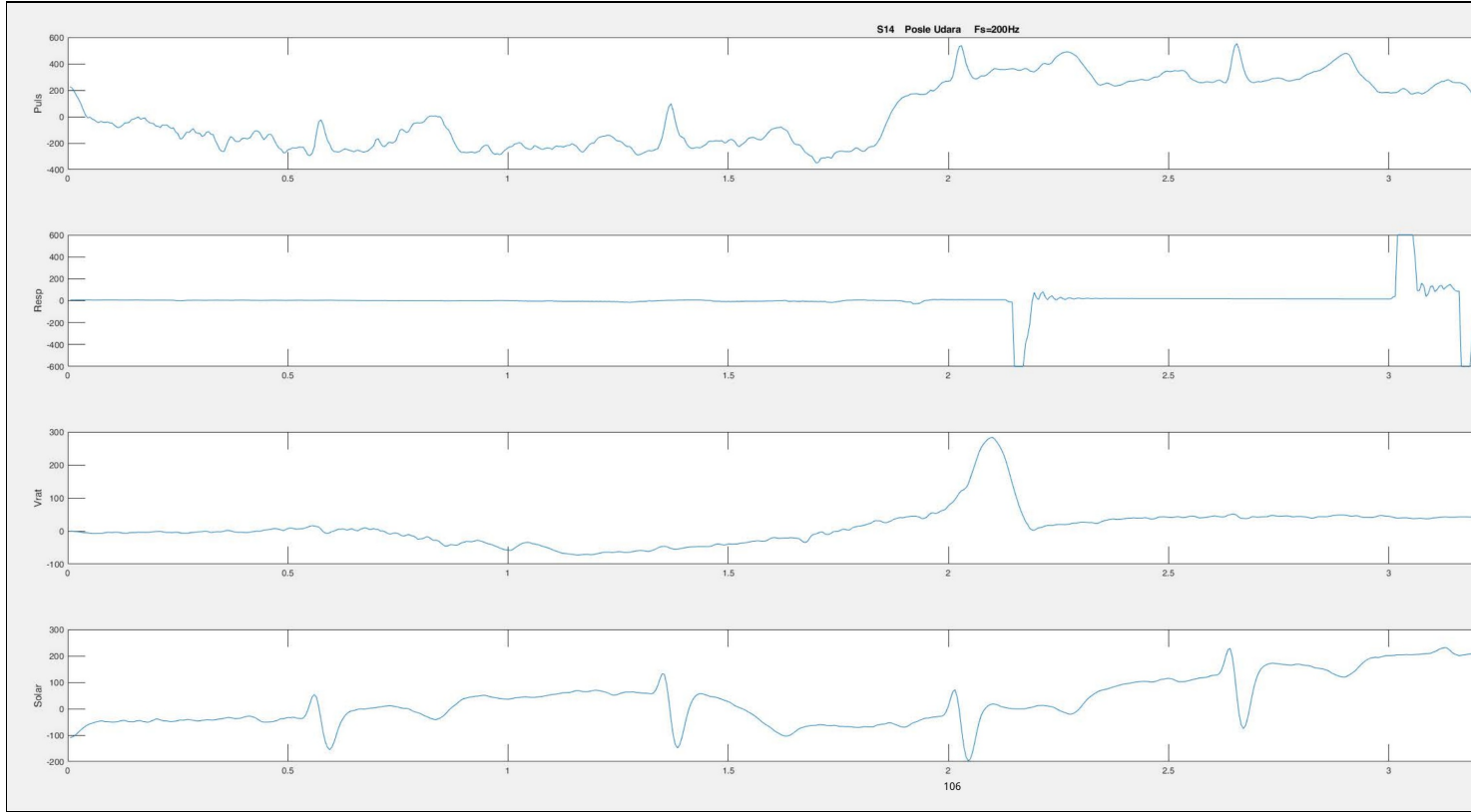


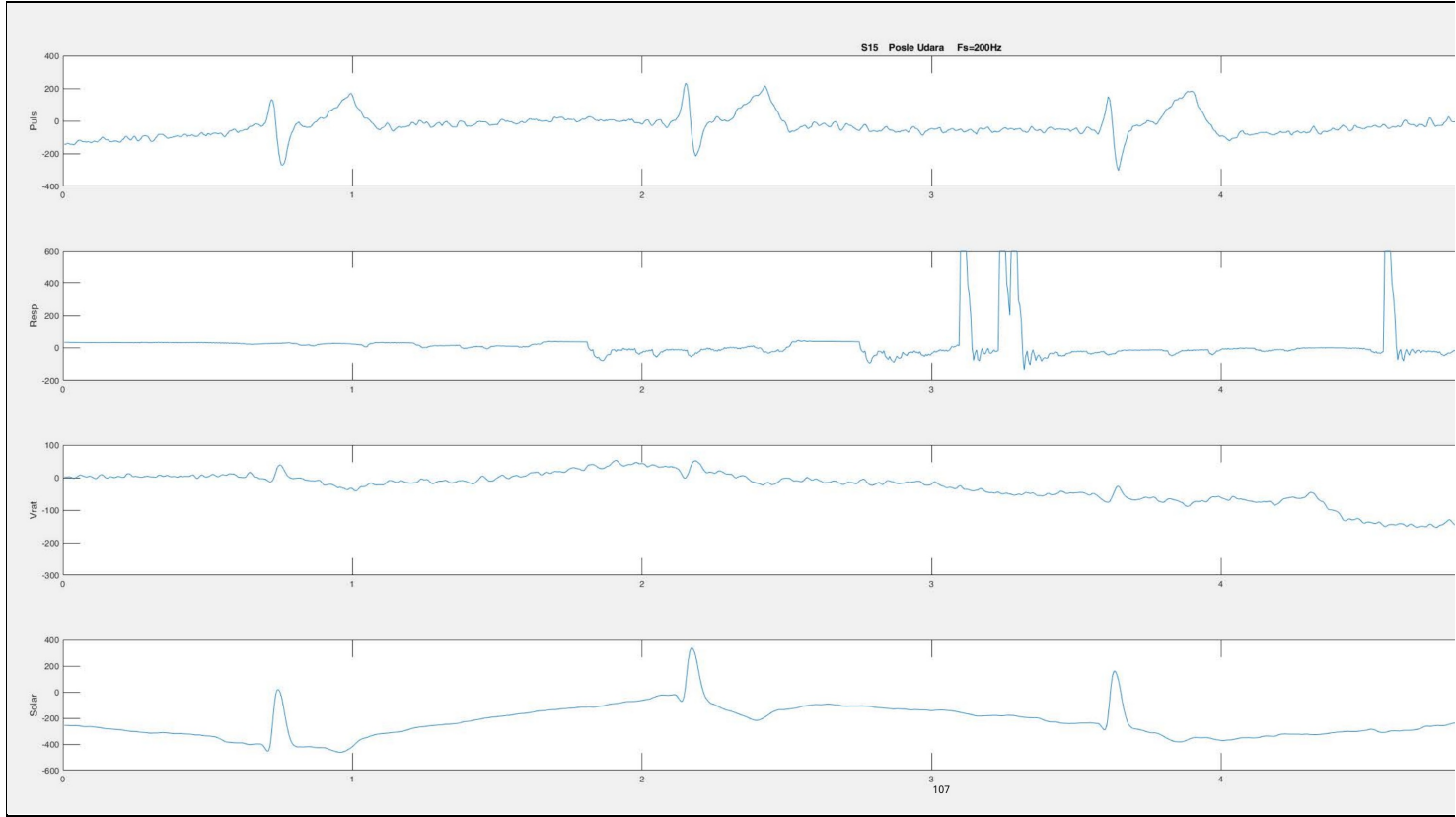


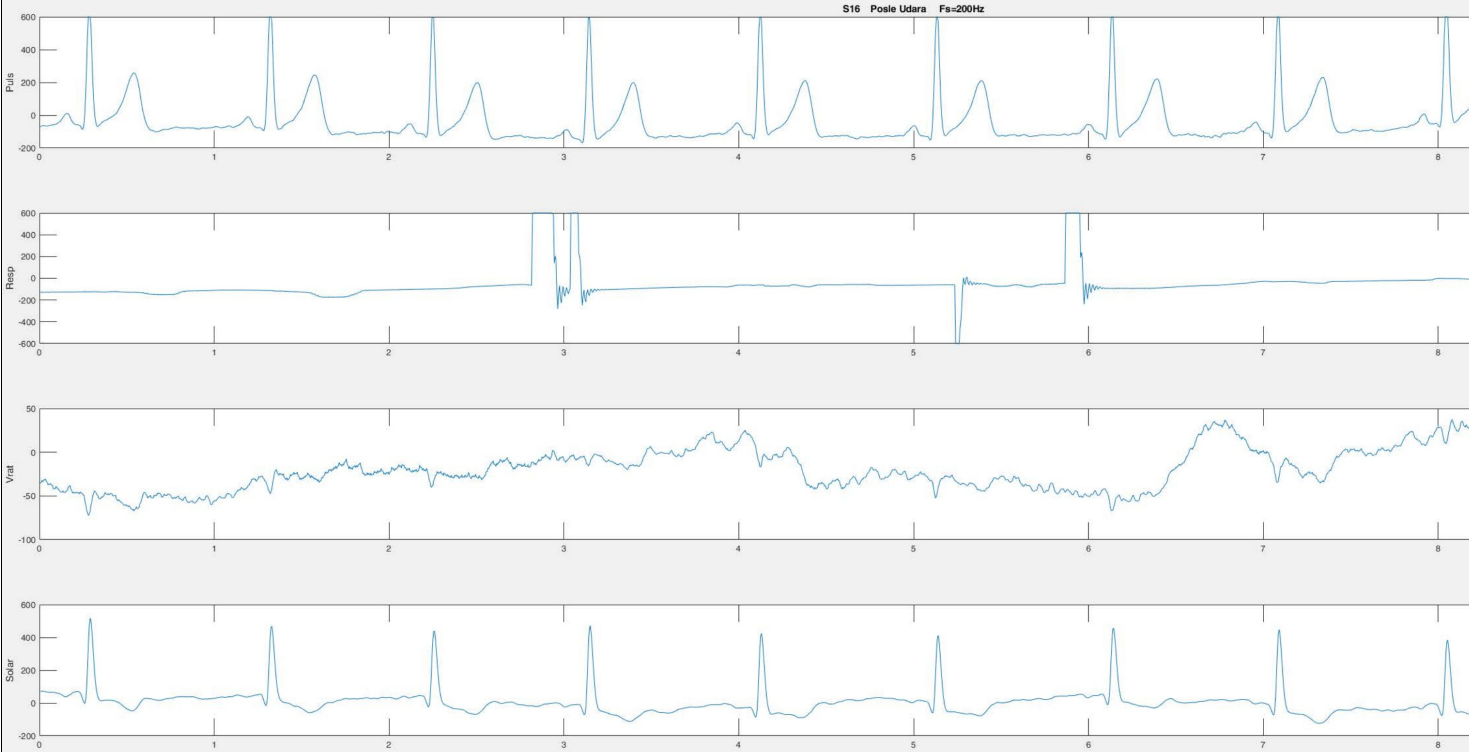


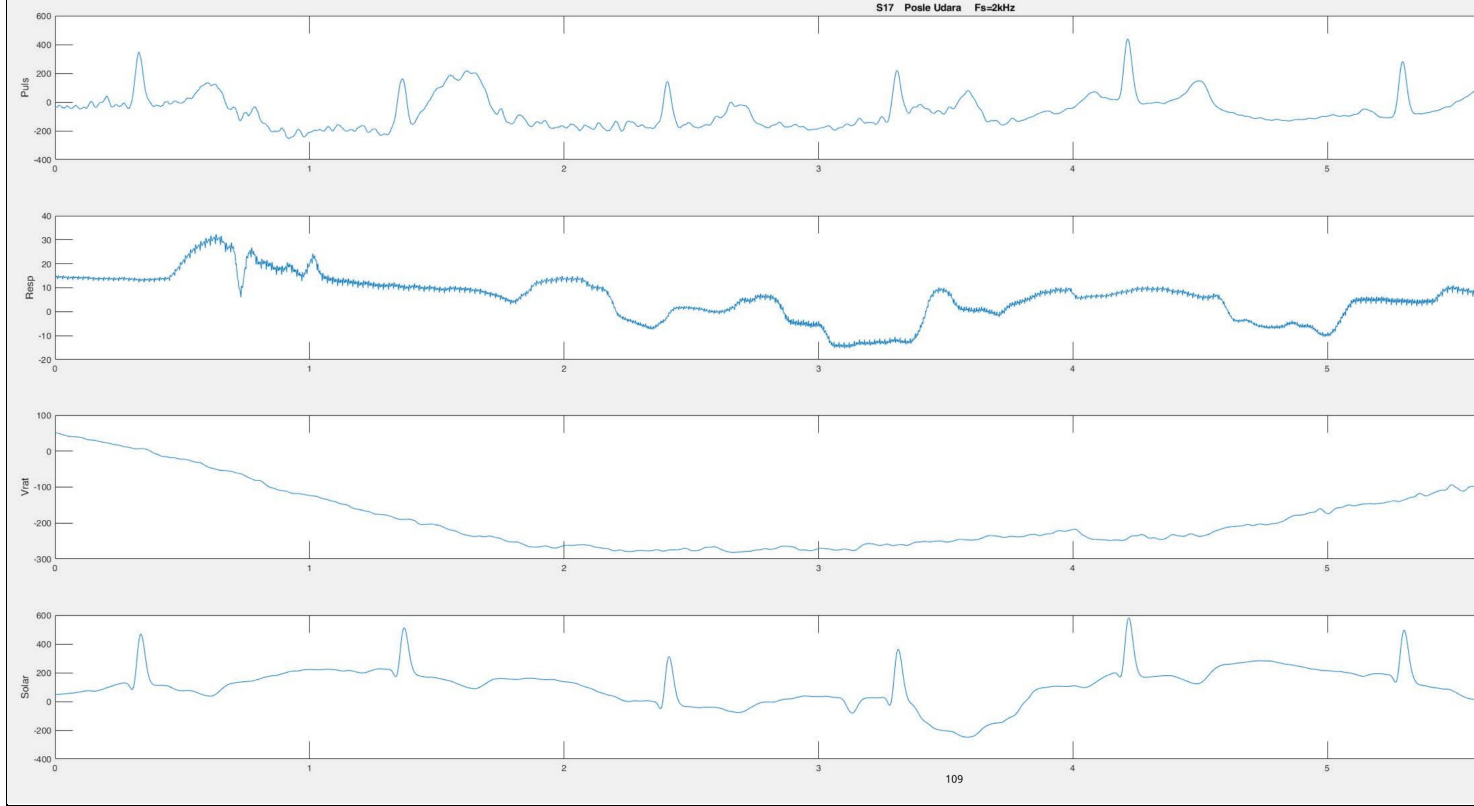


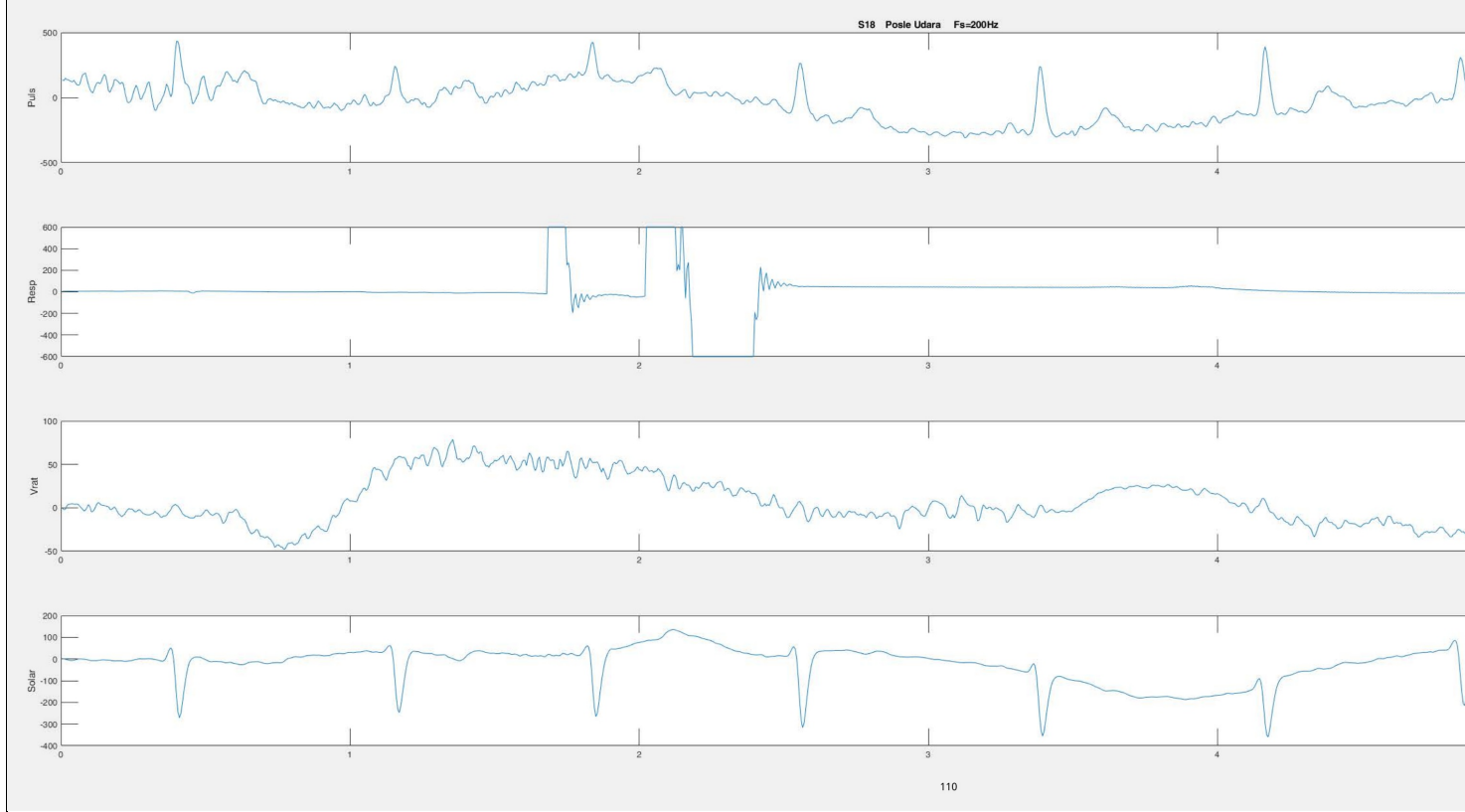


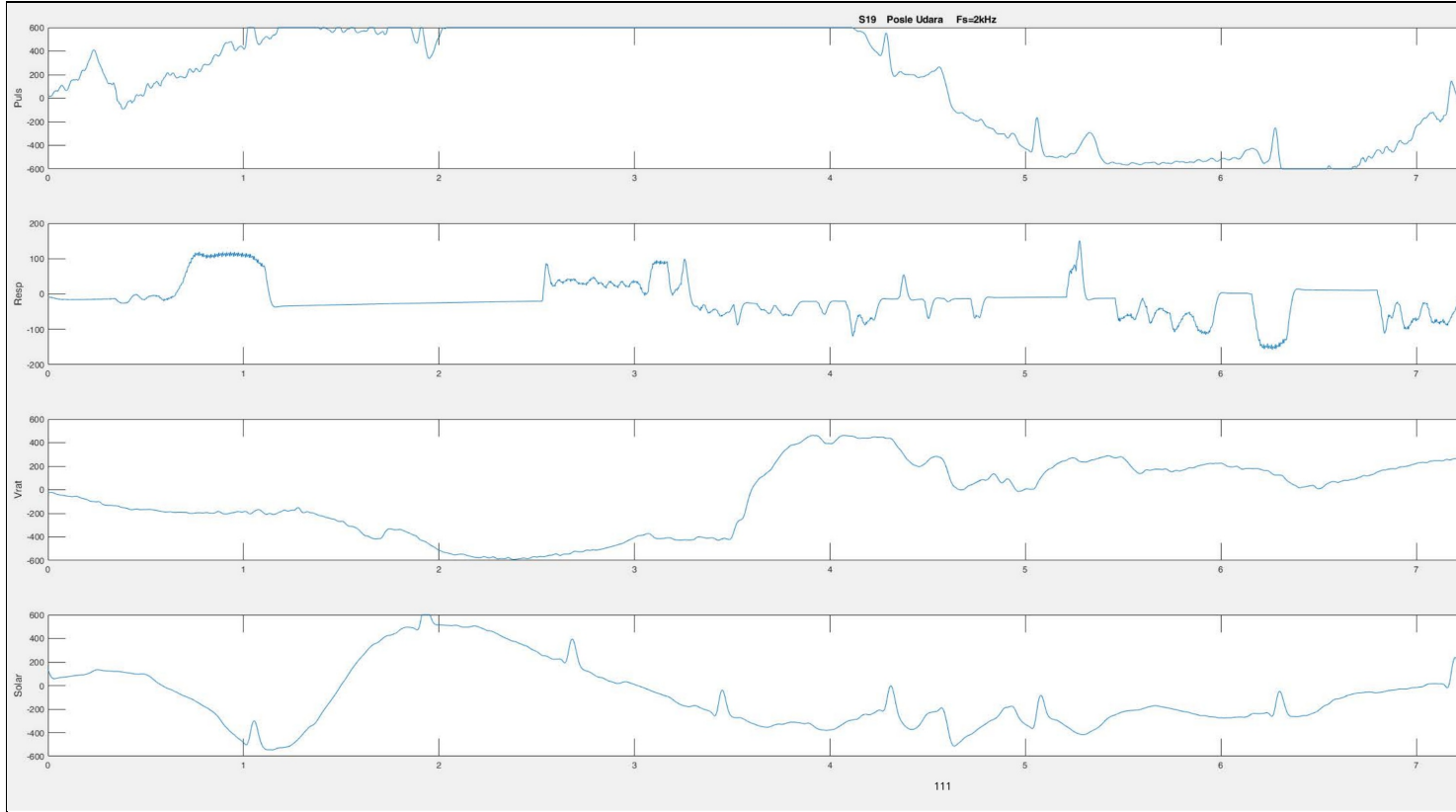


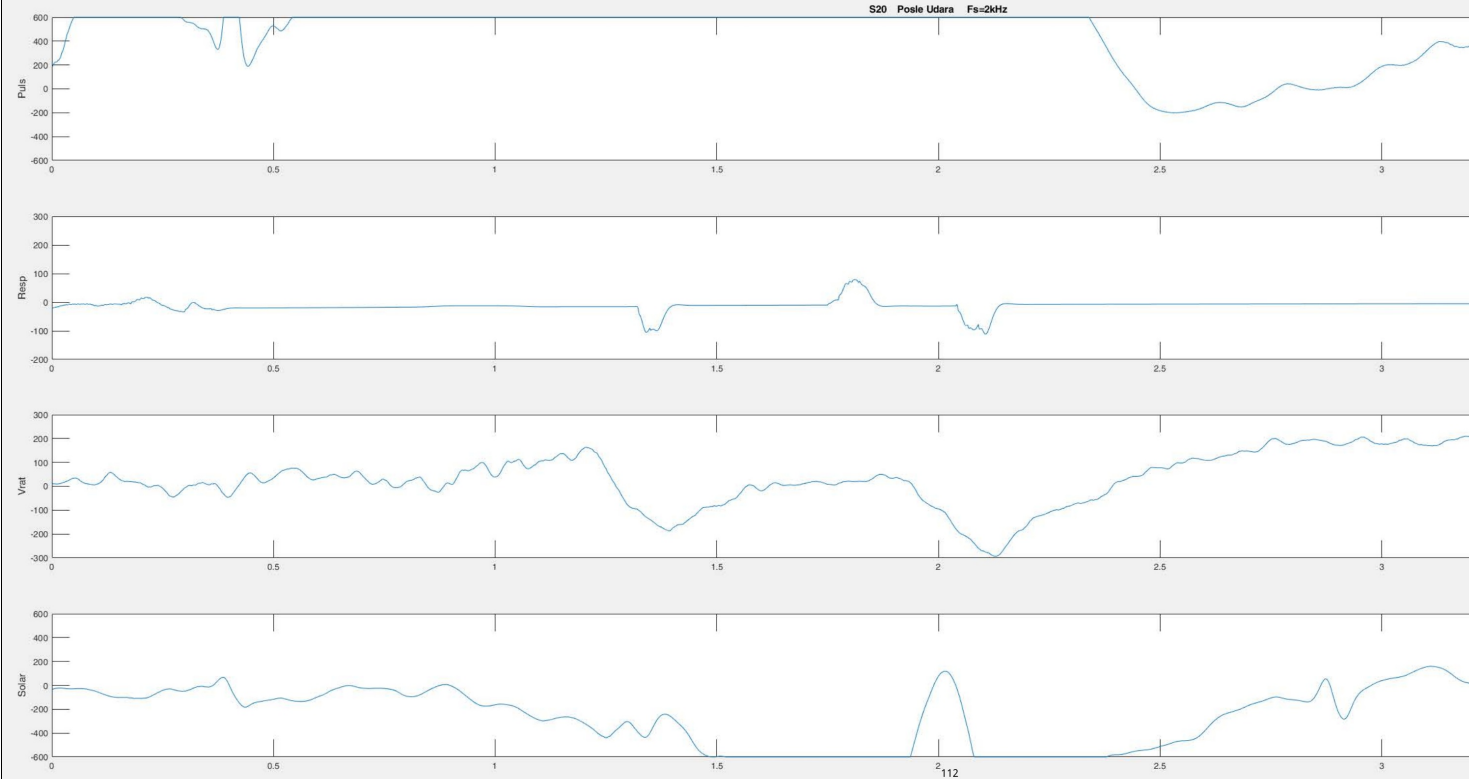


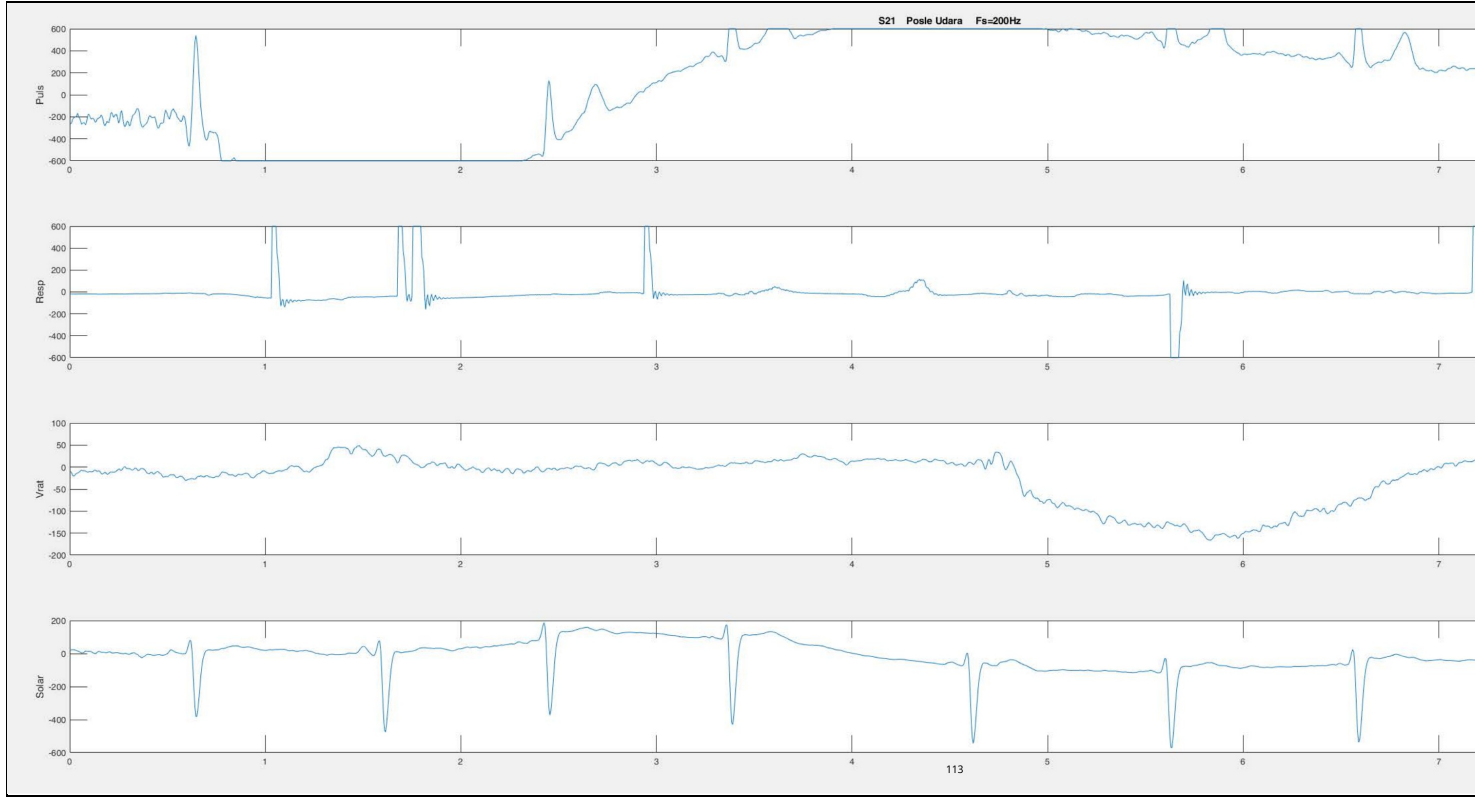


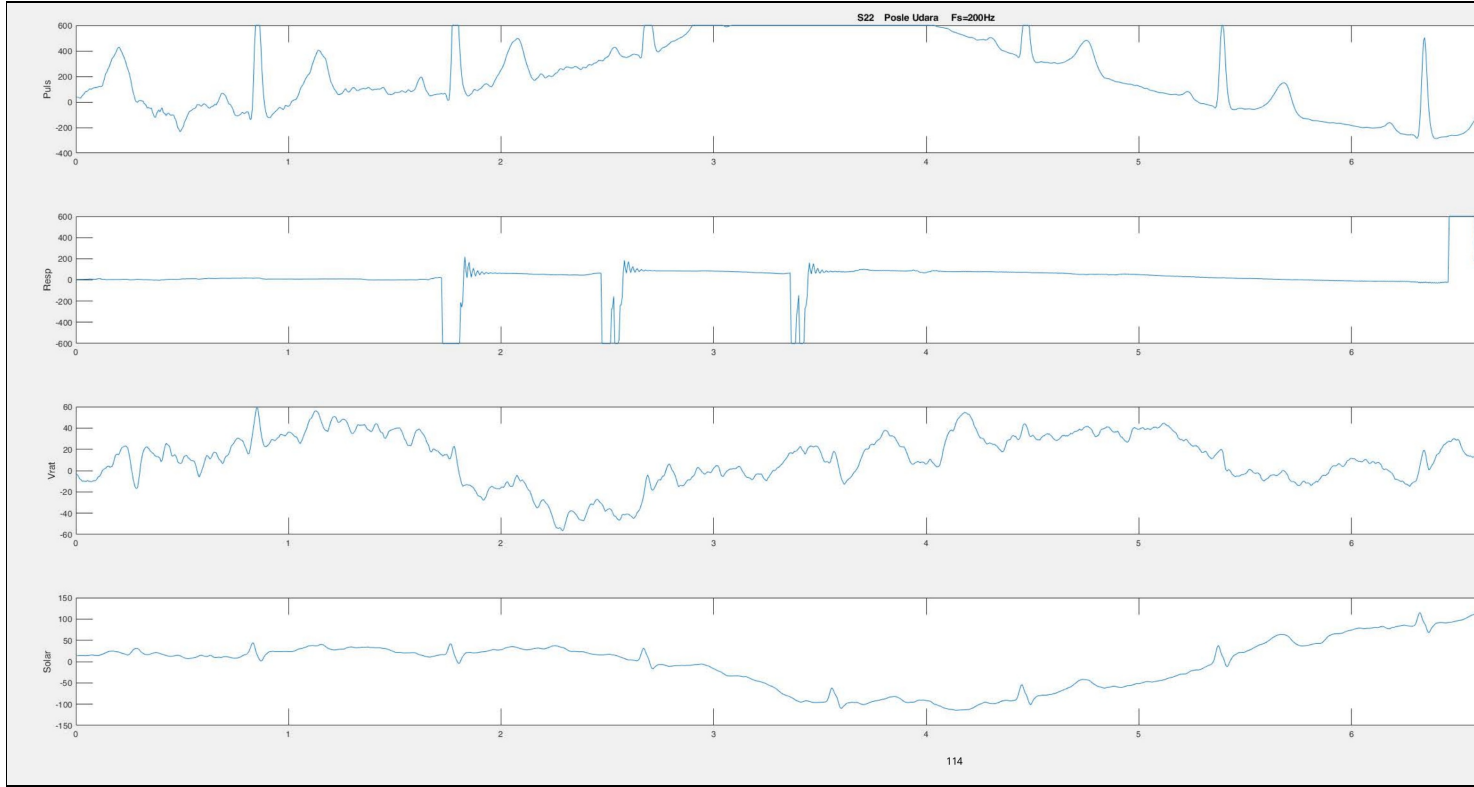


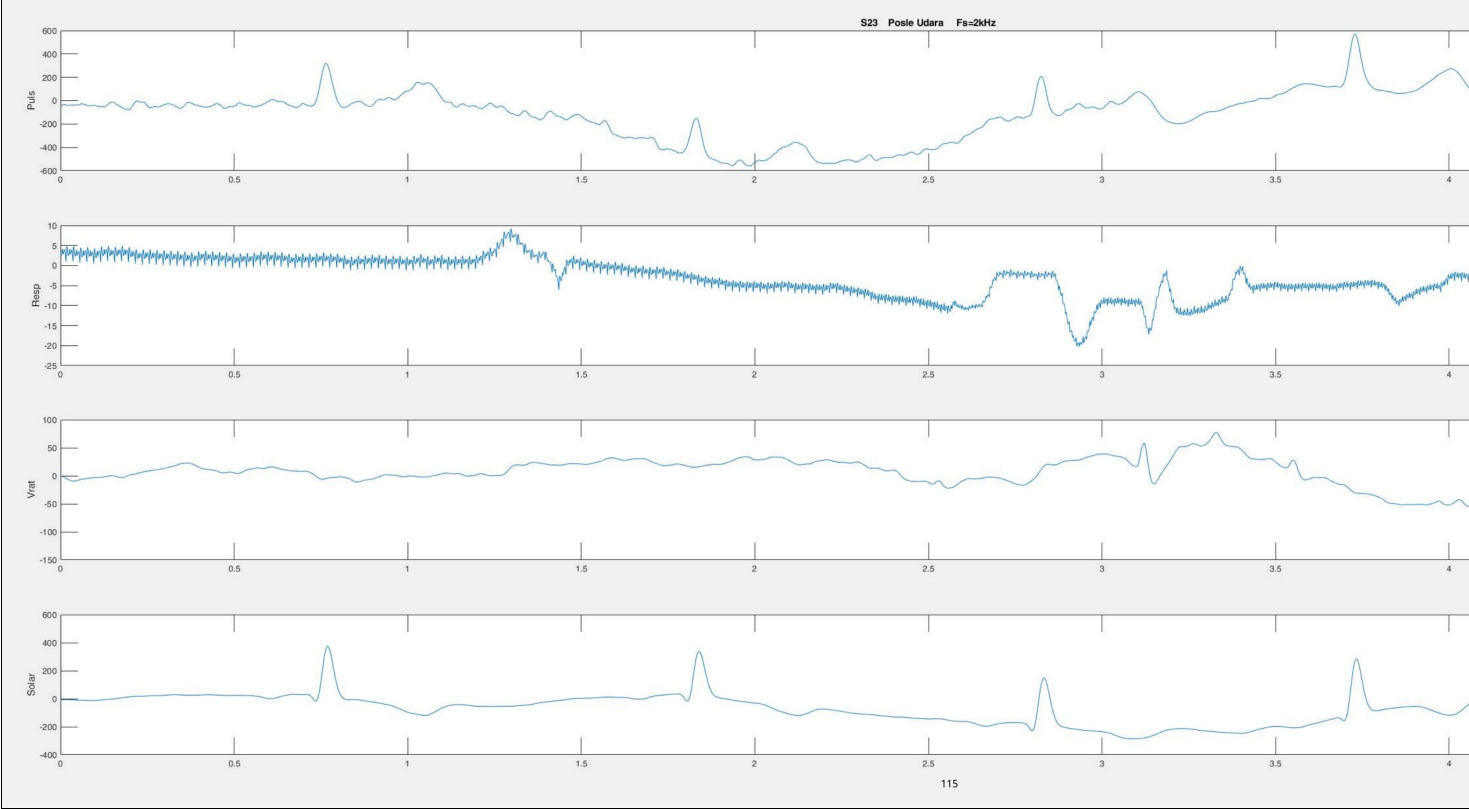


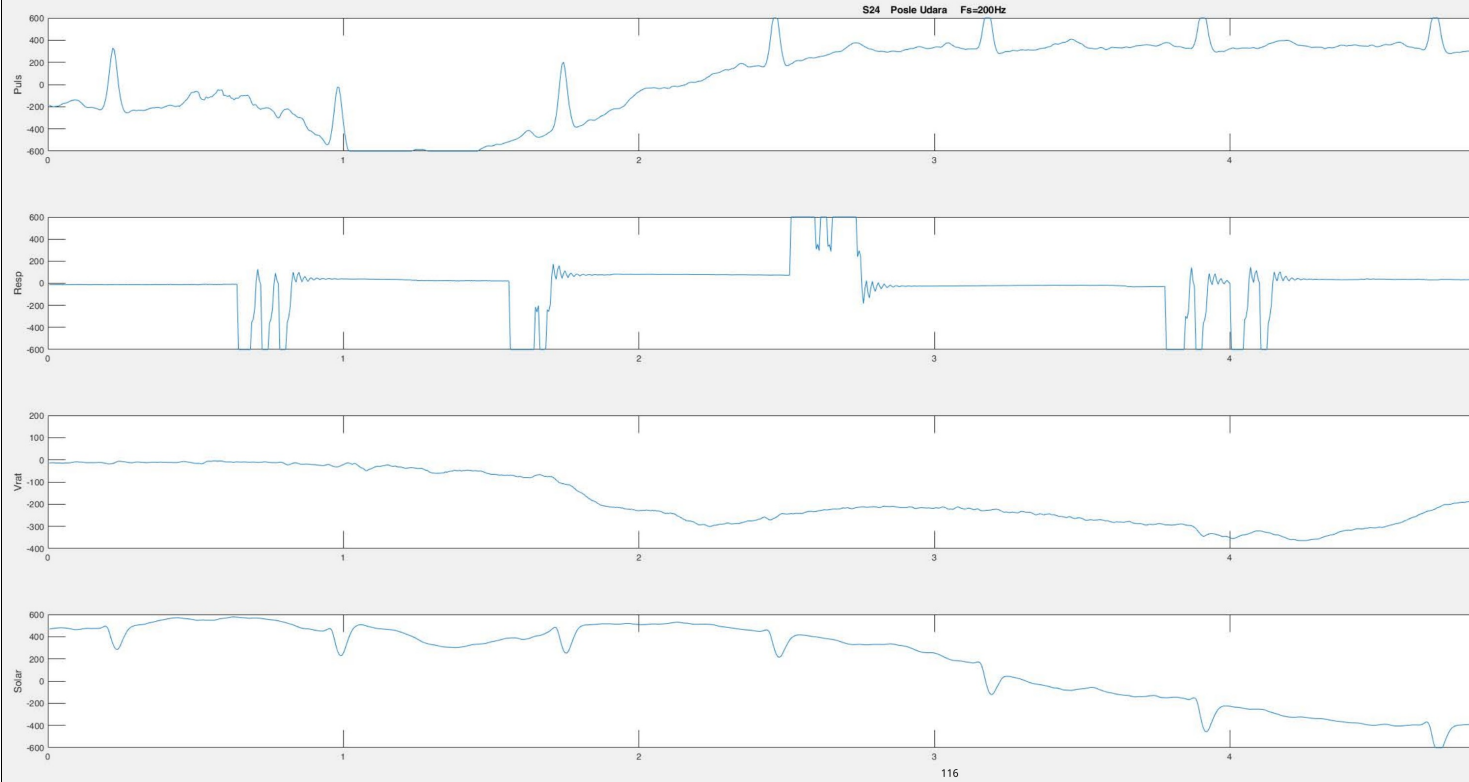


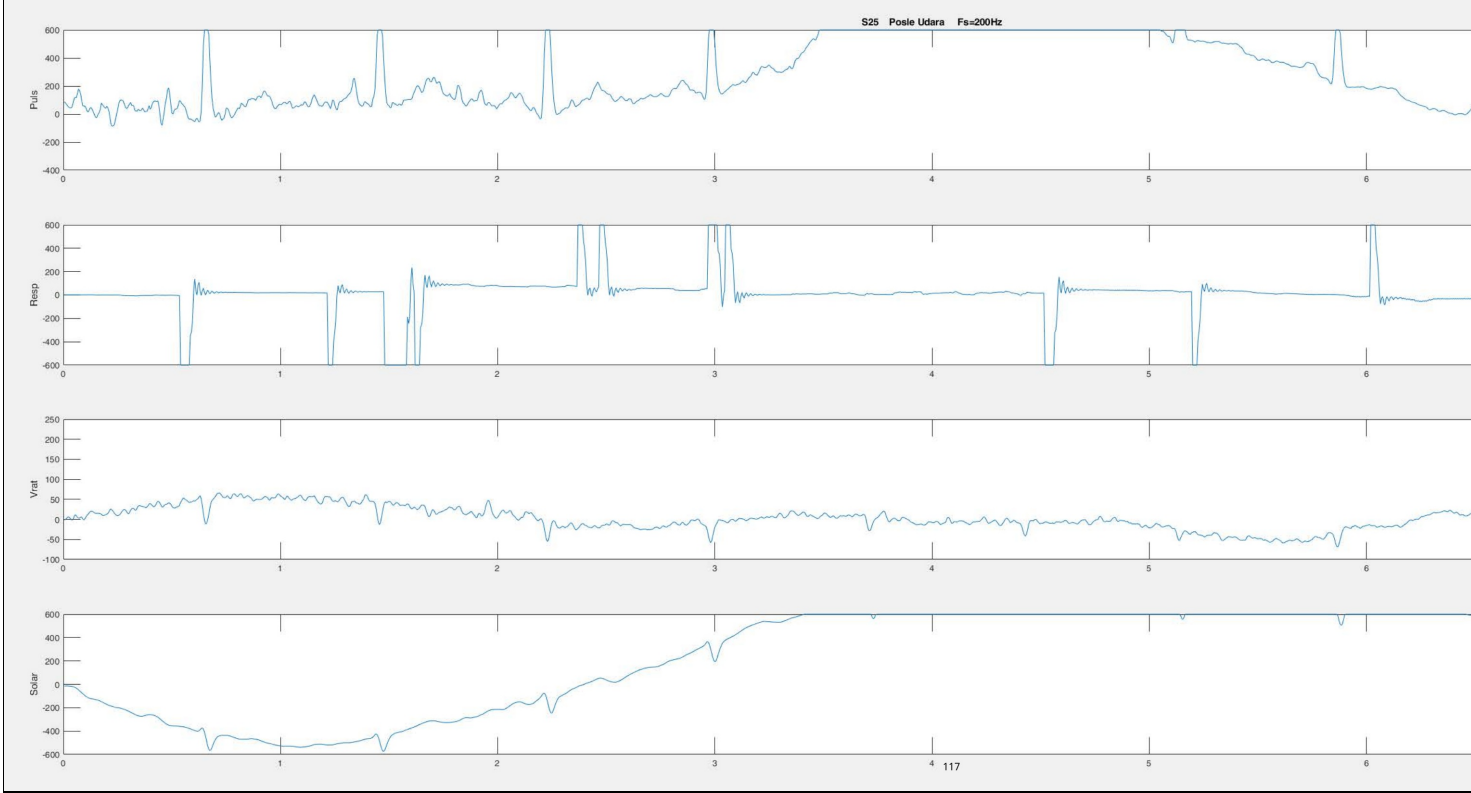


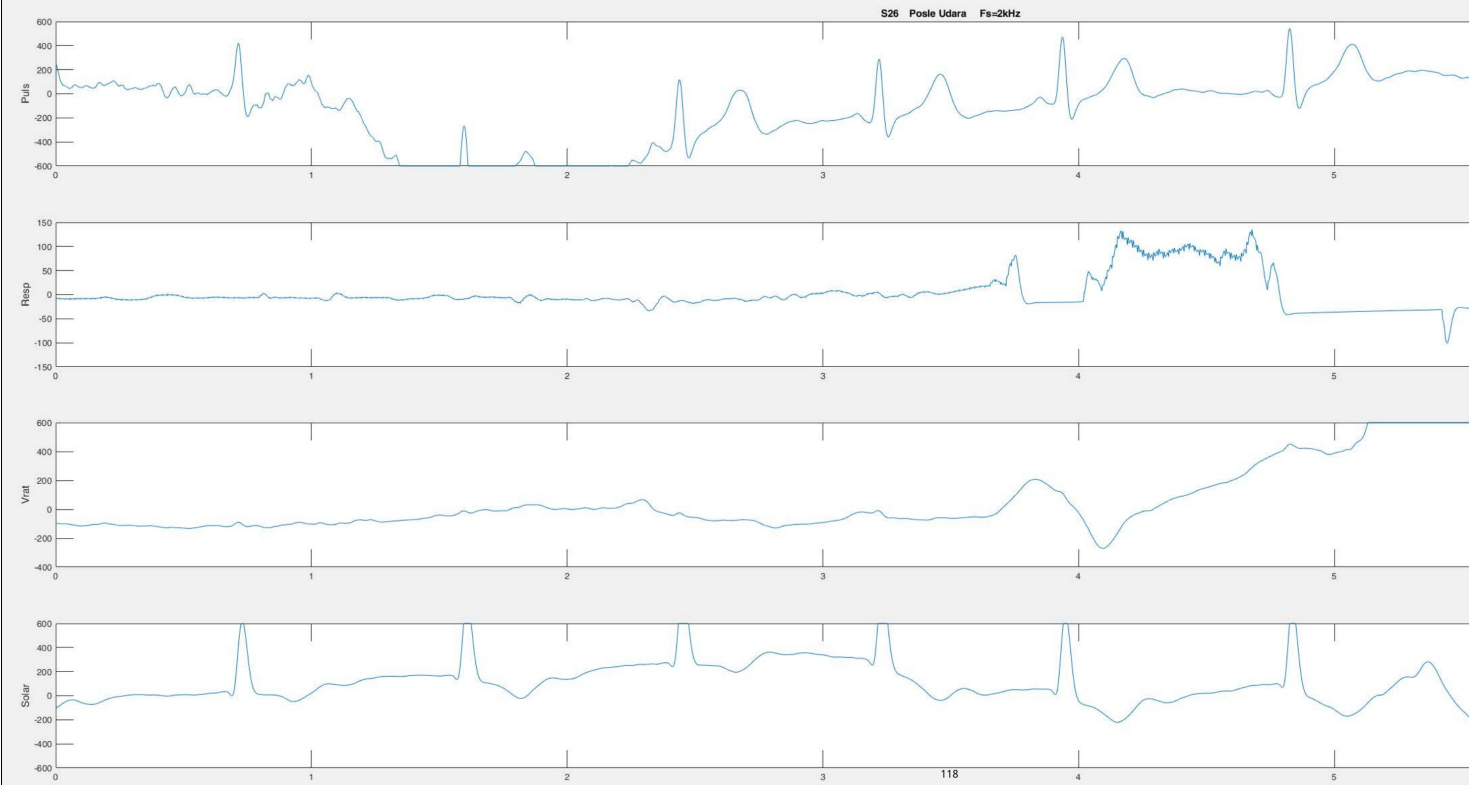


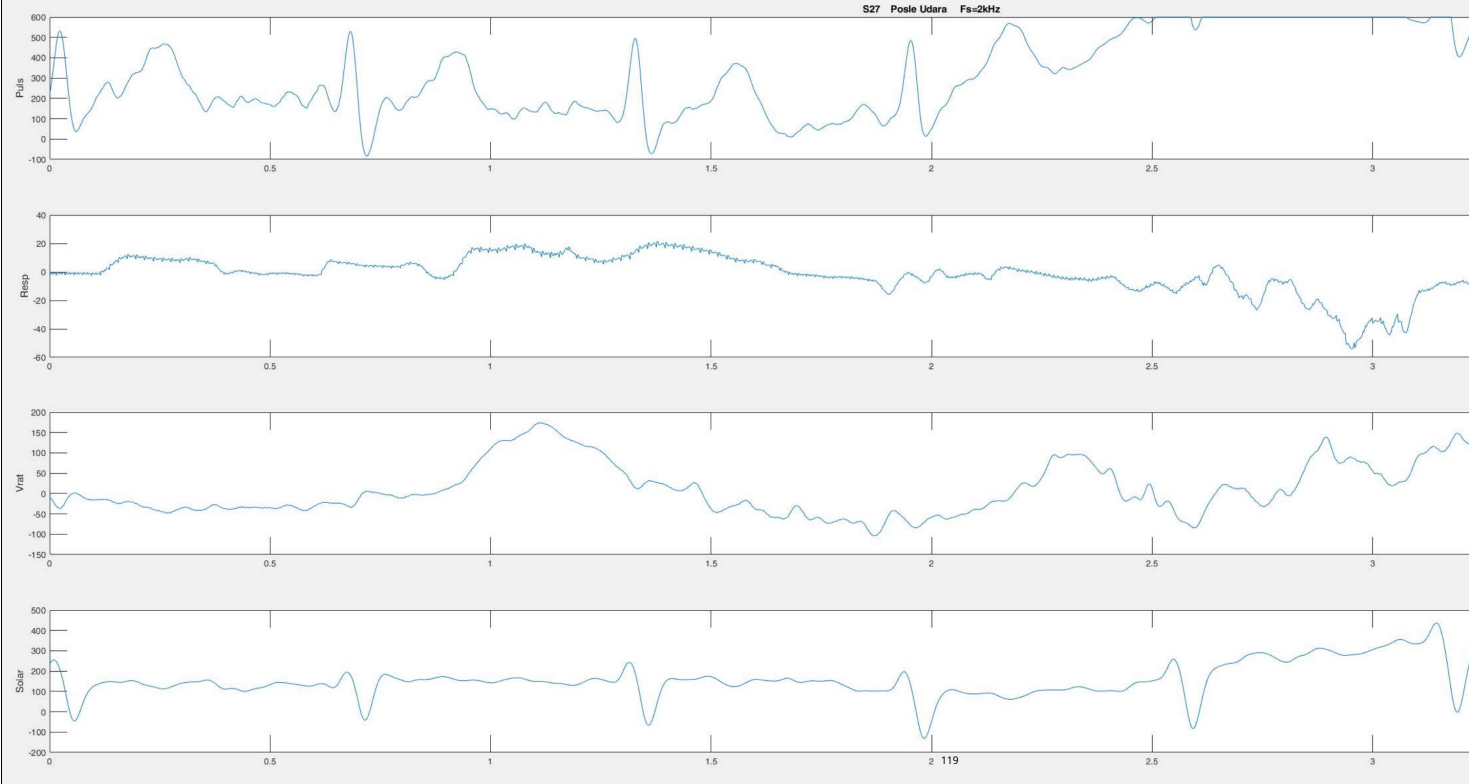


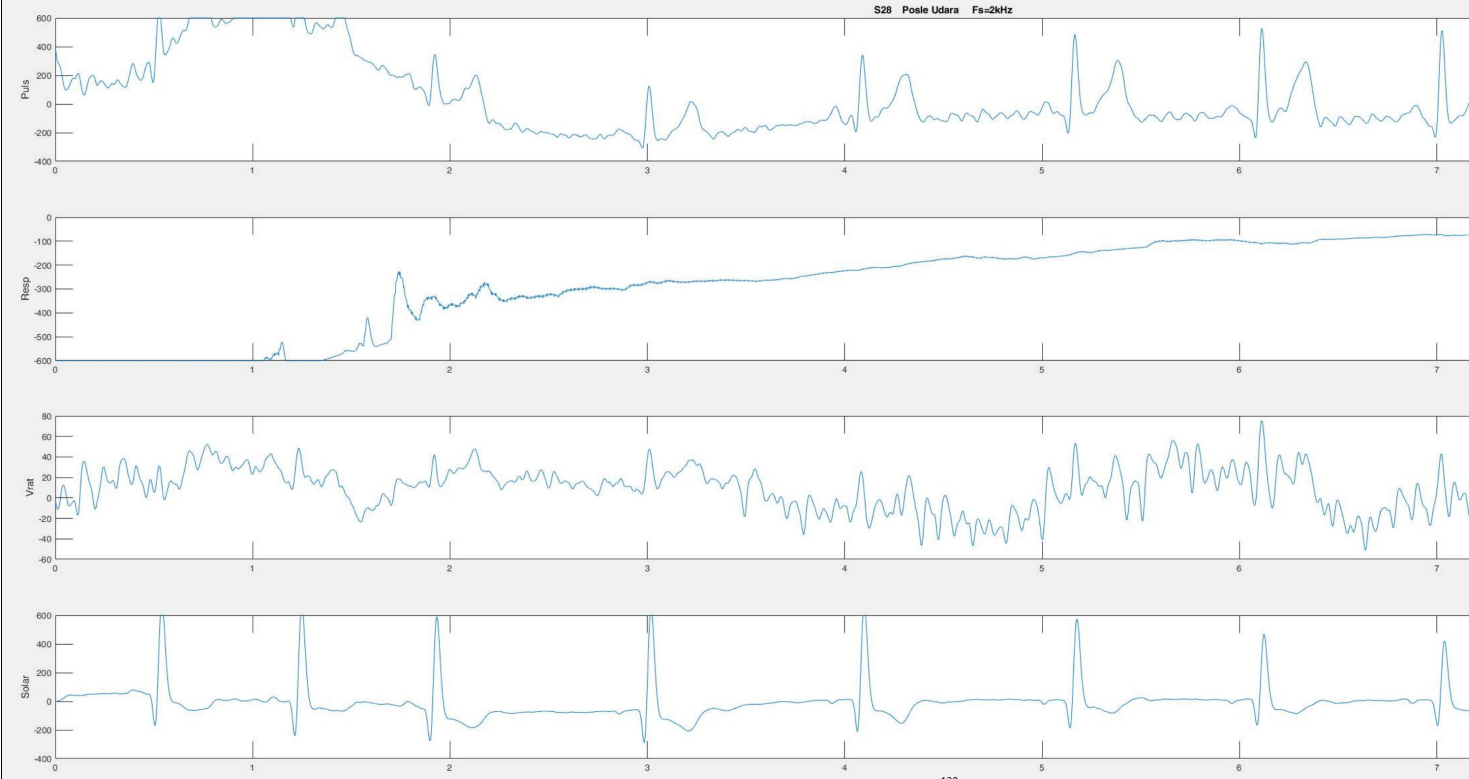


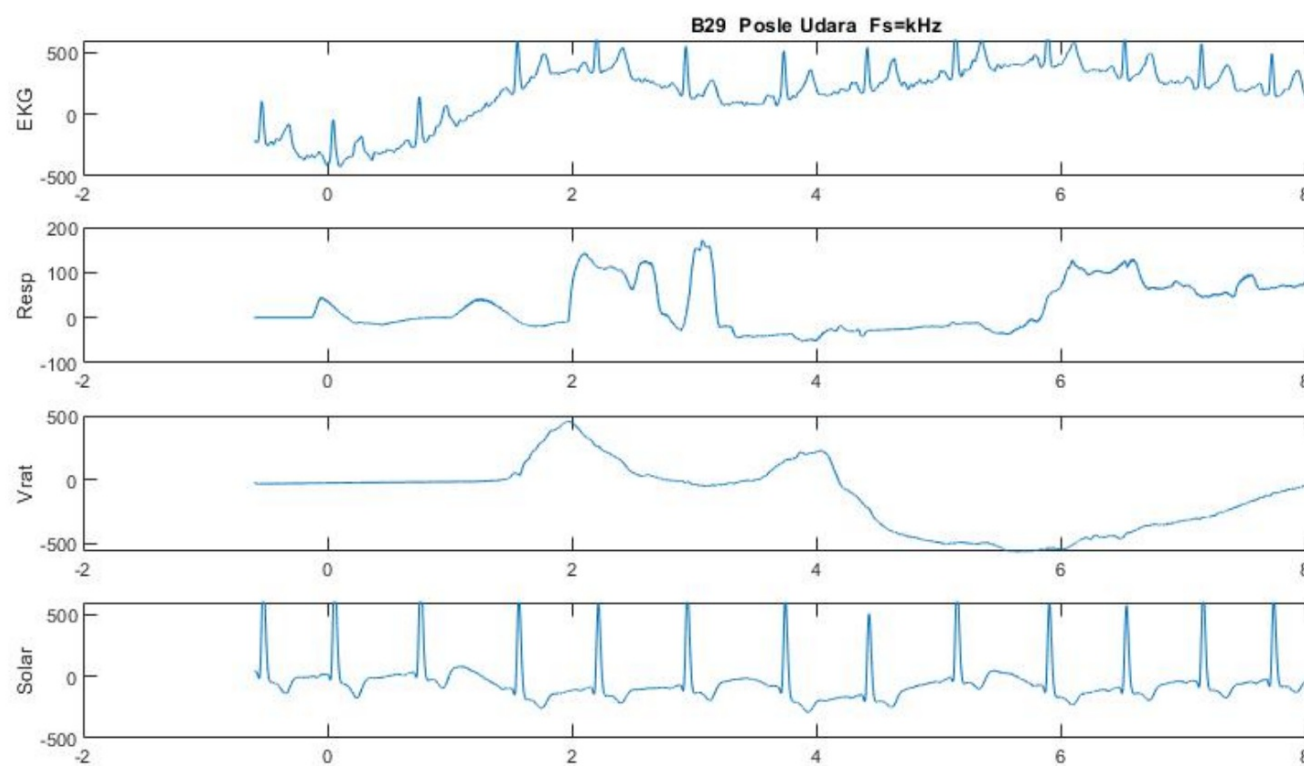


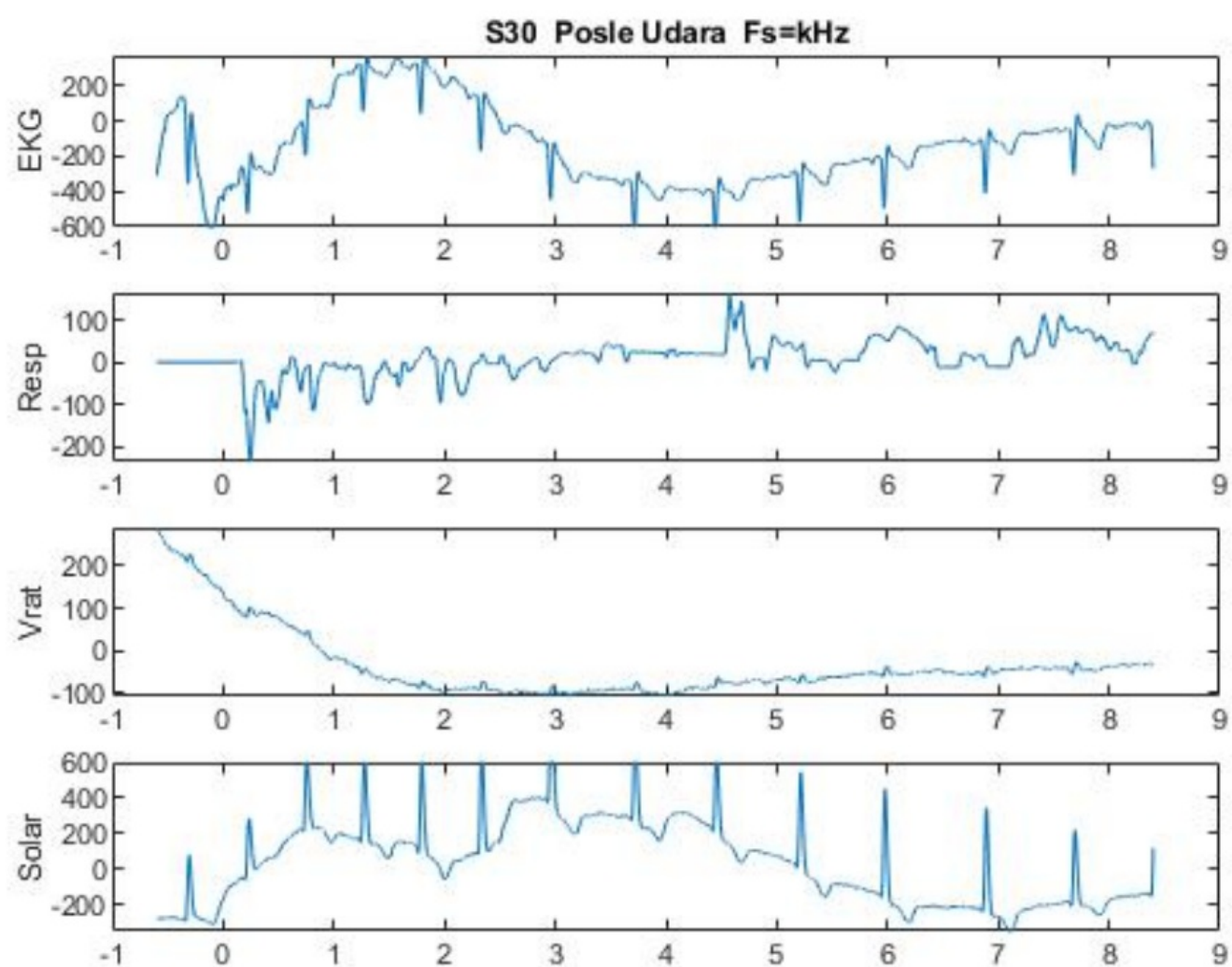




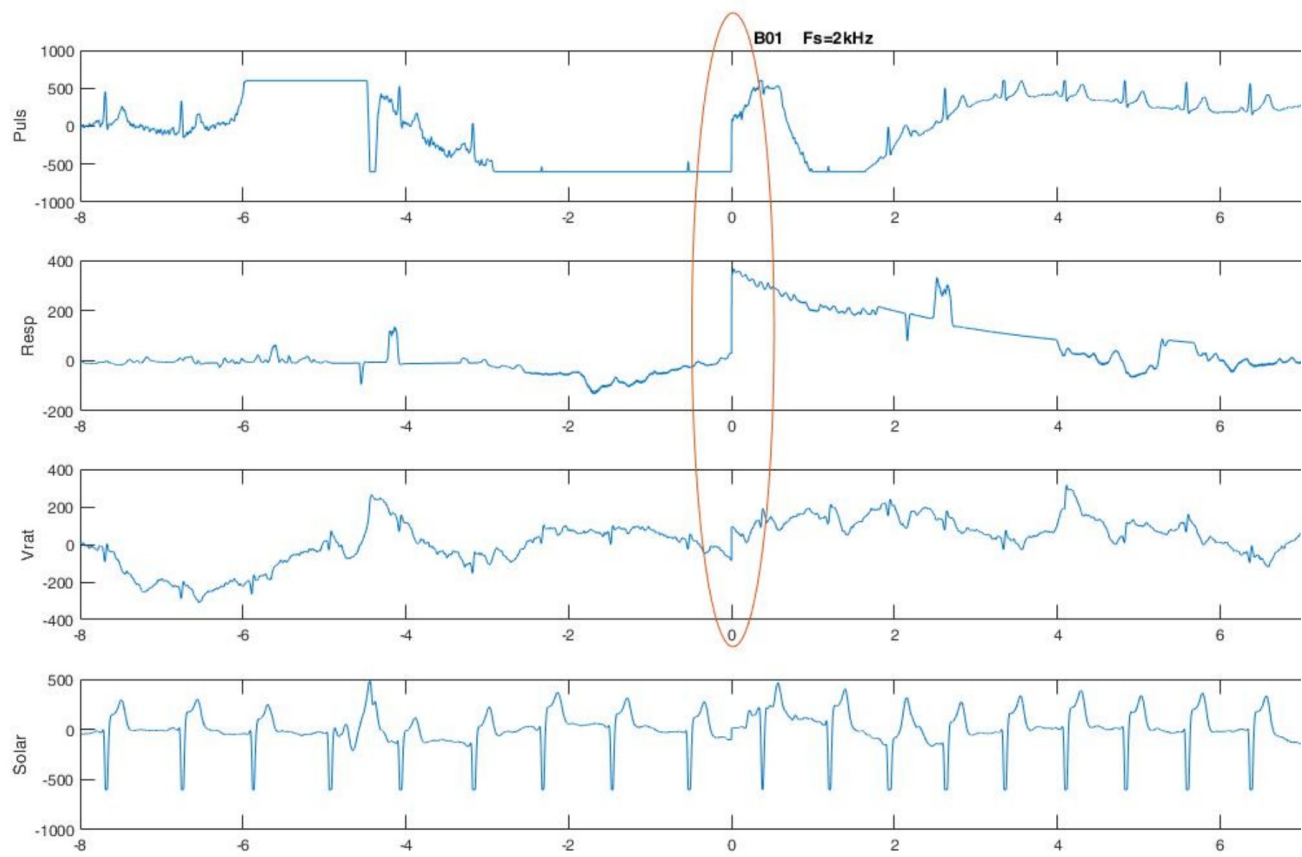


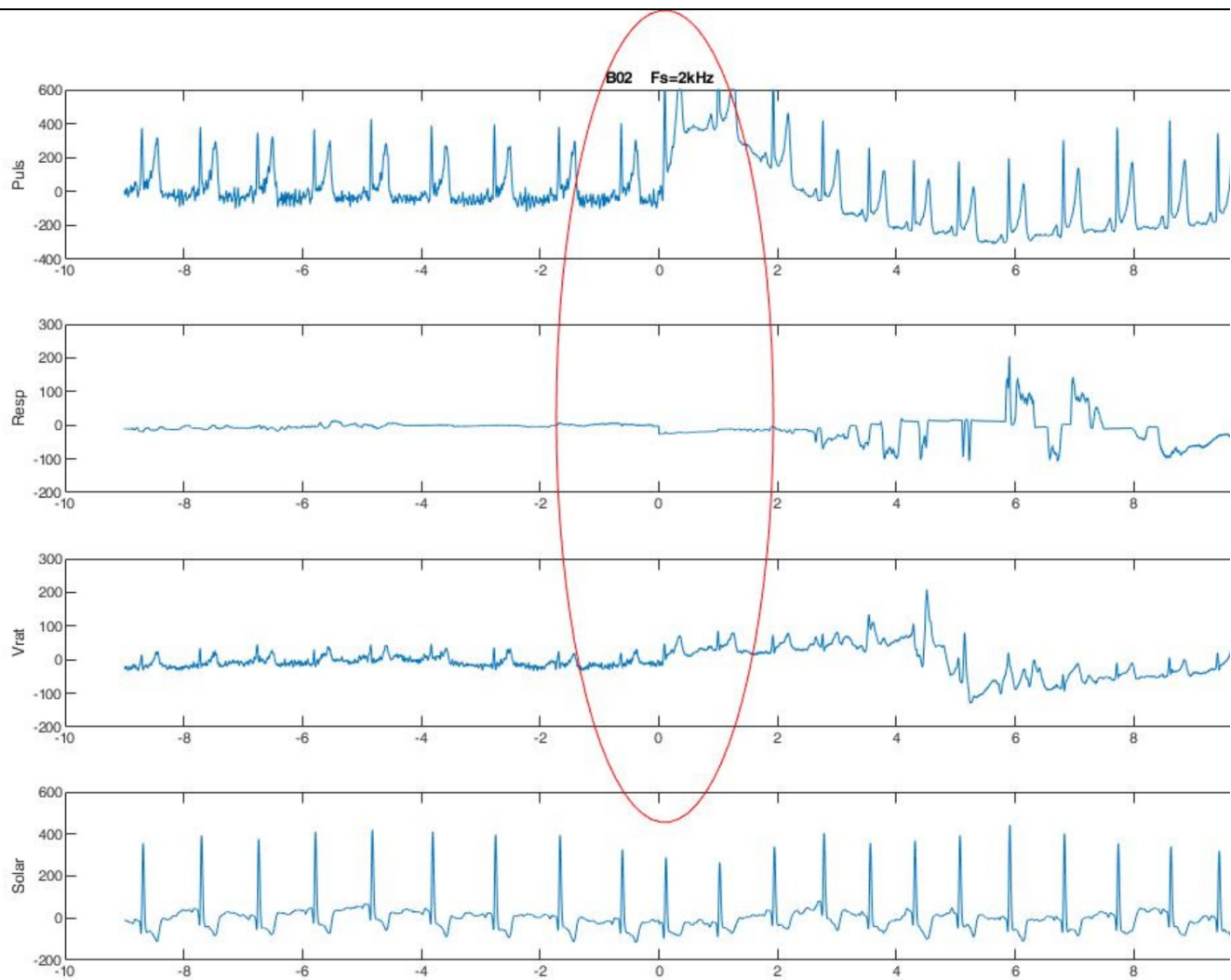


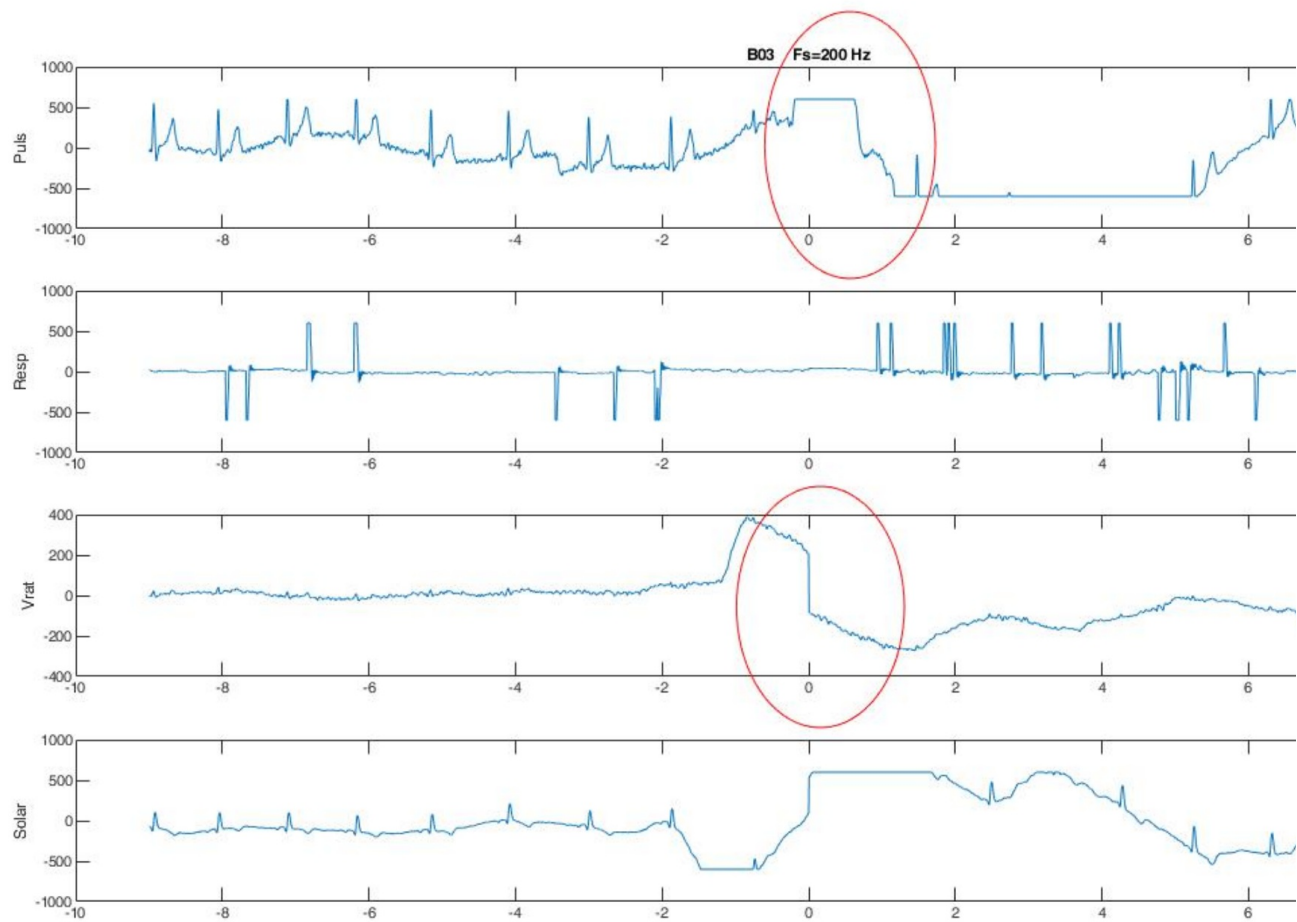


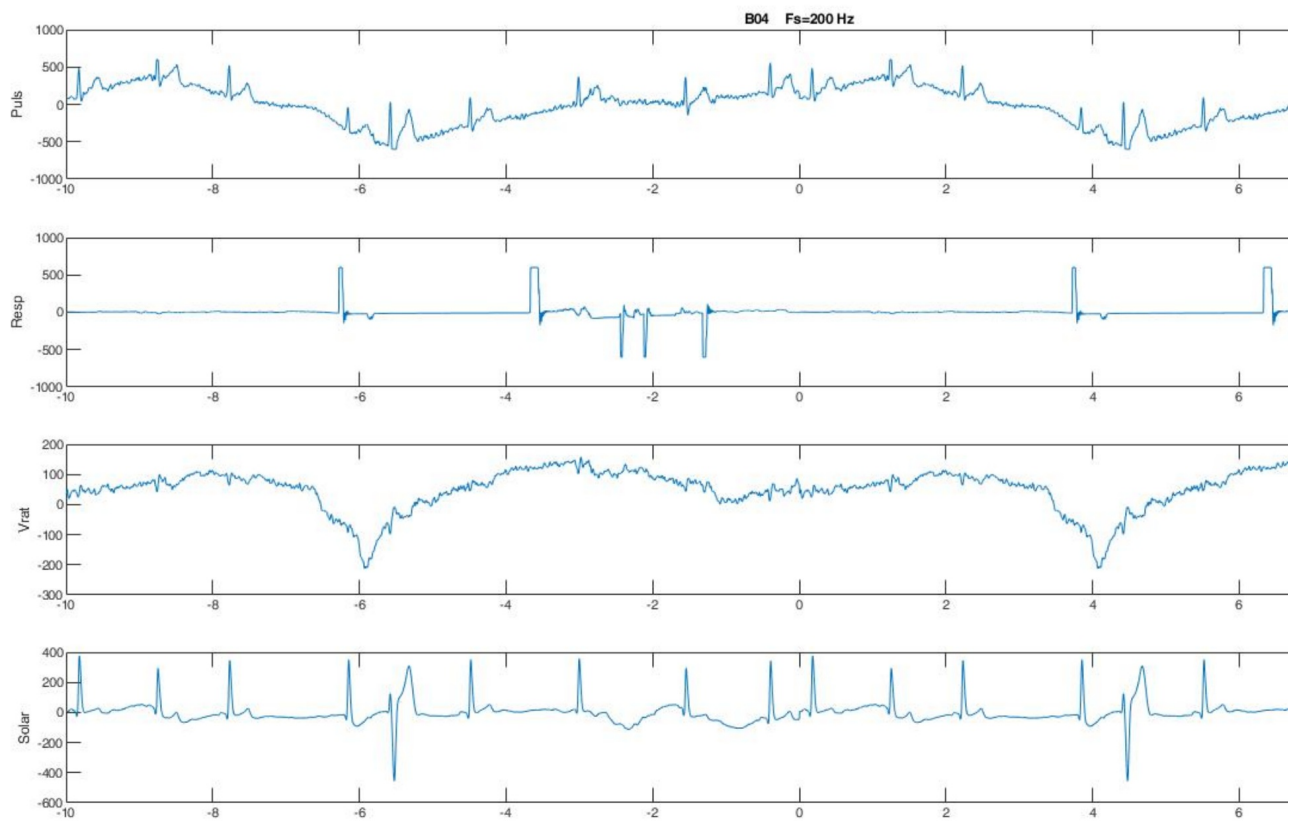


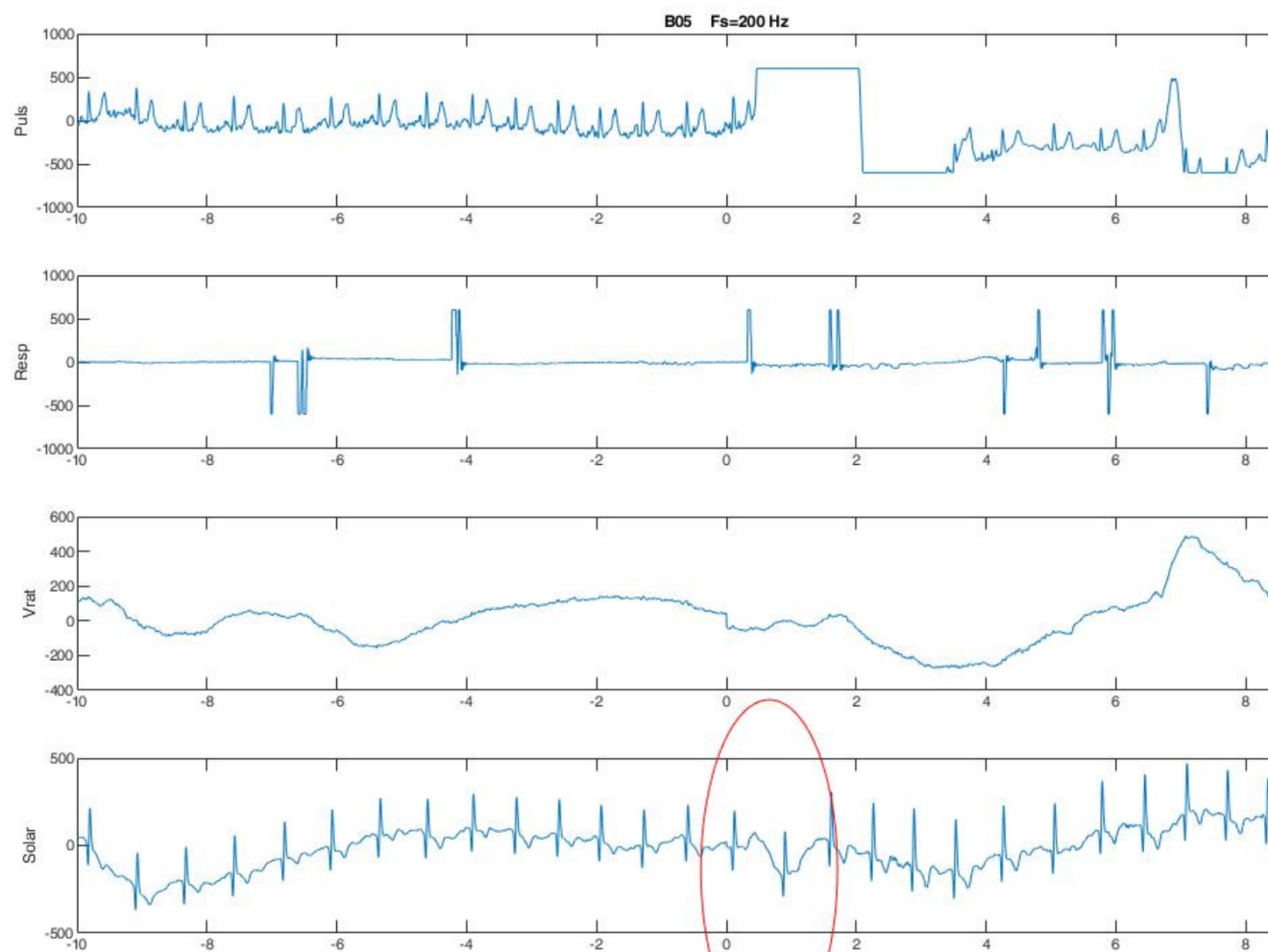
122d

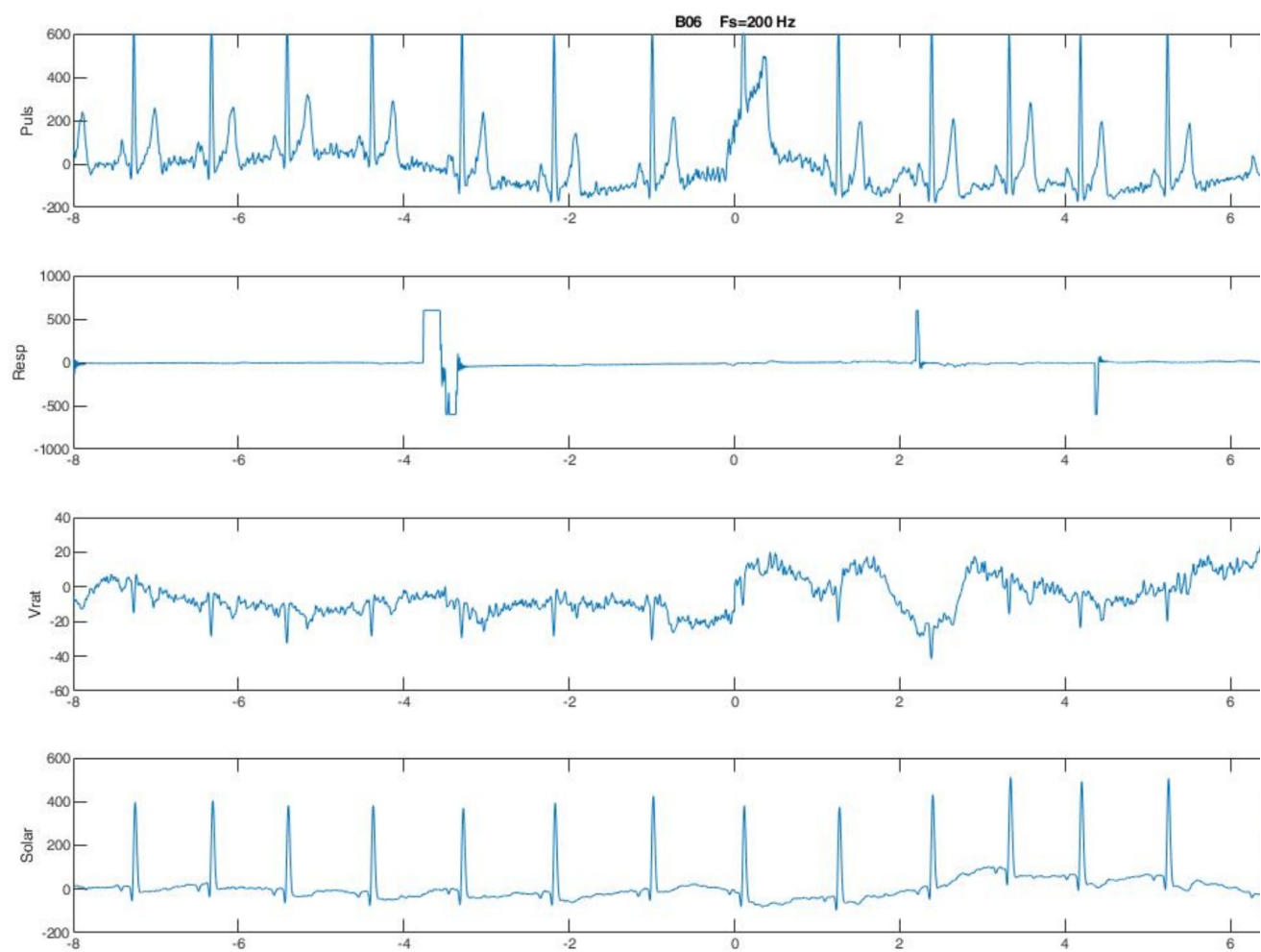


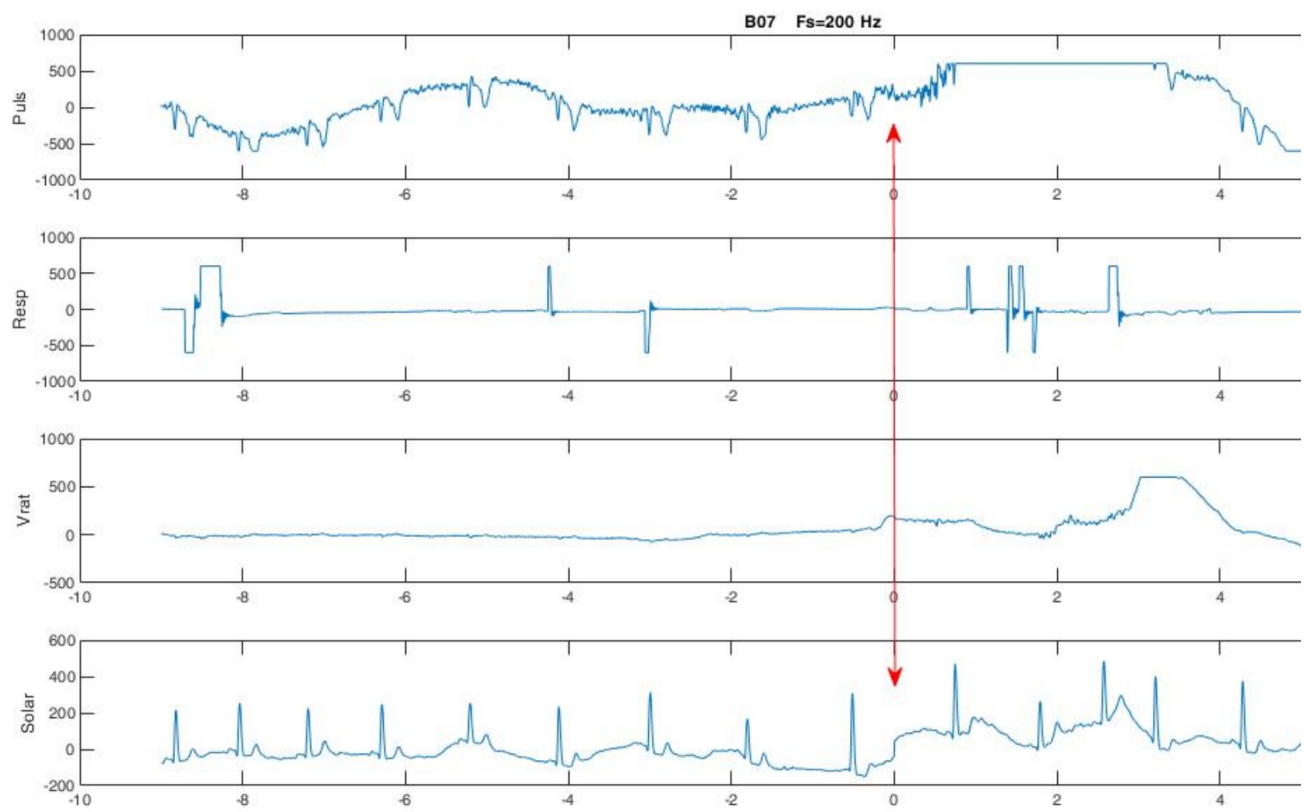


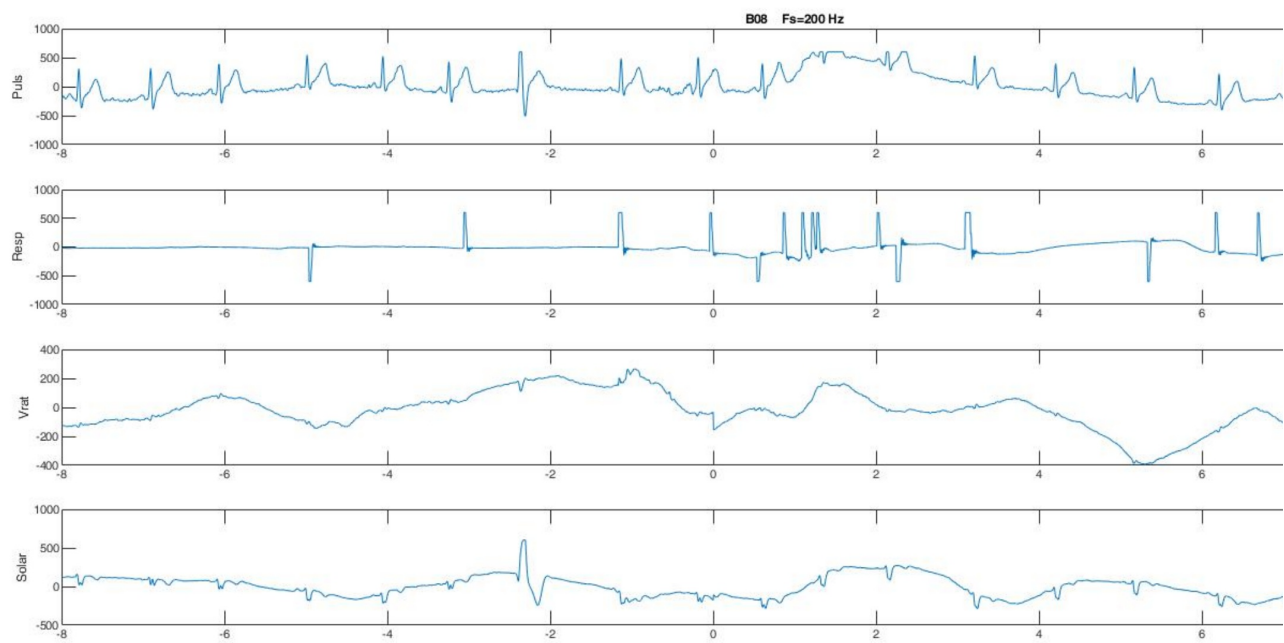


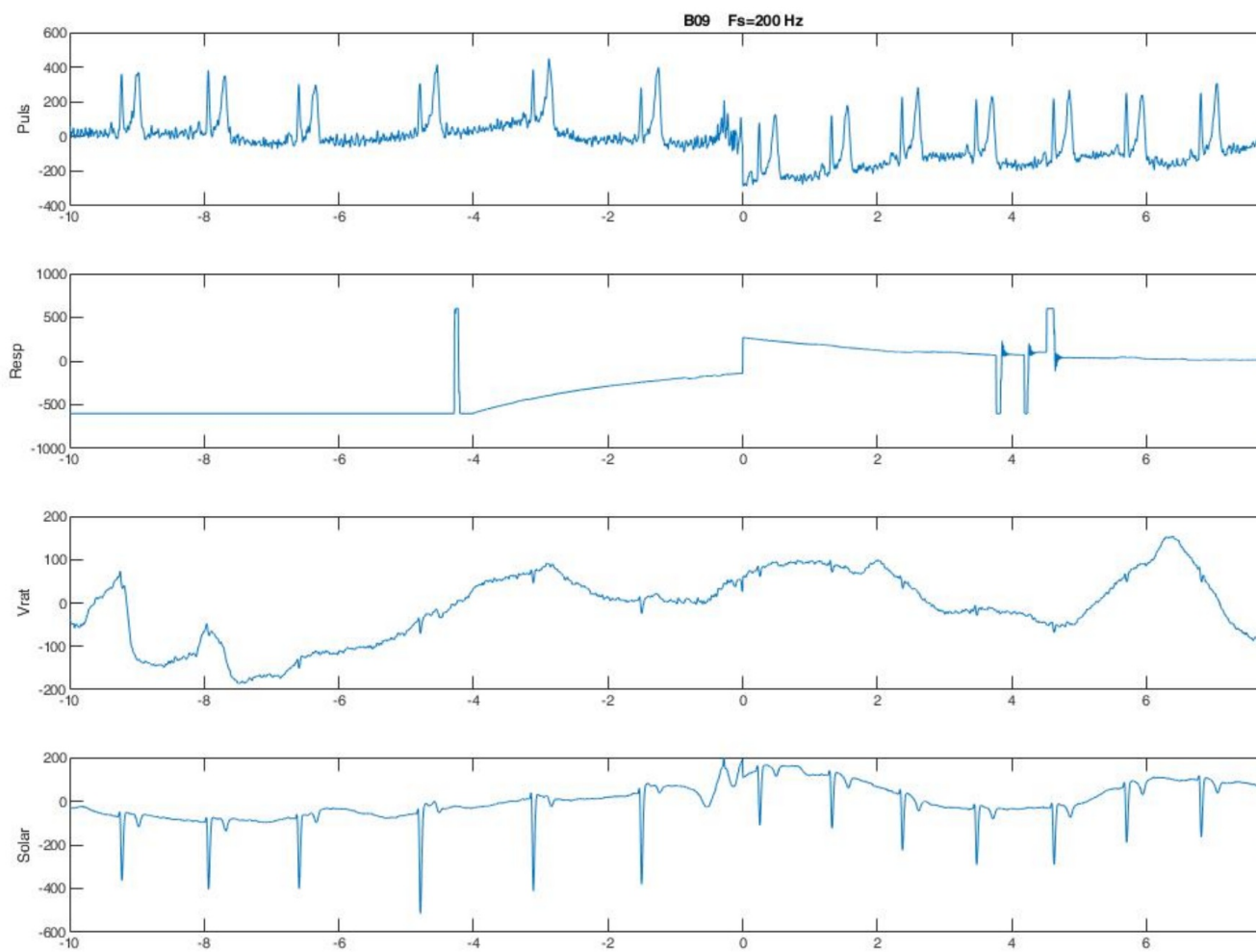


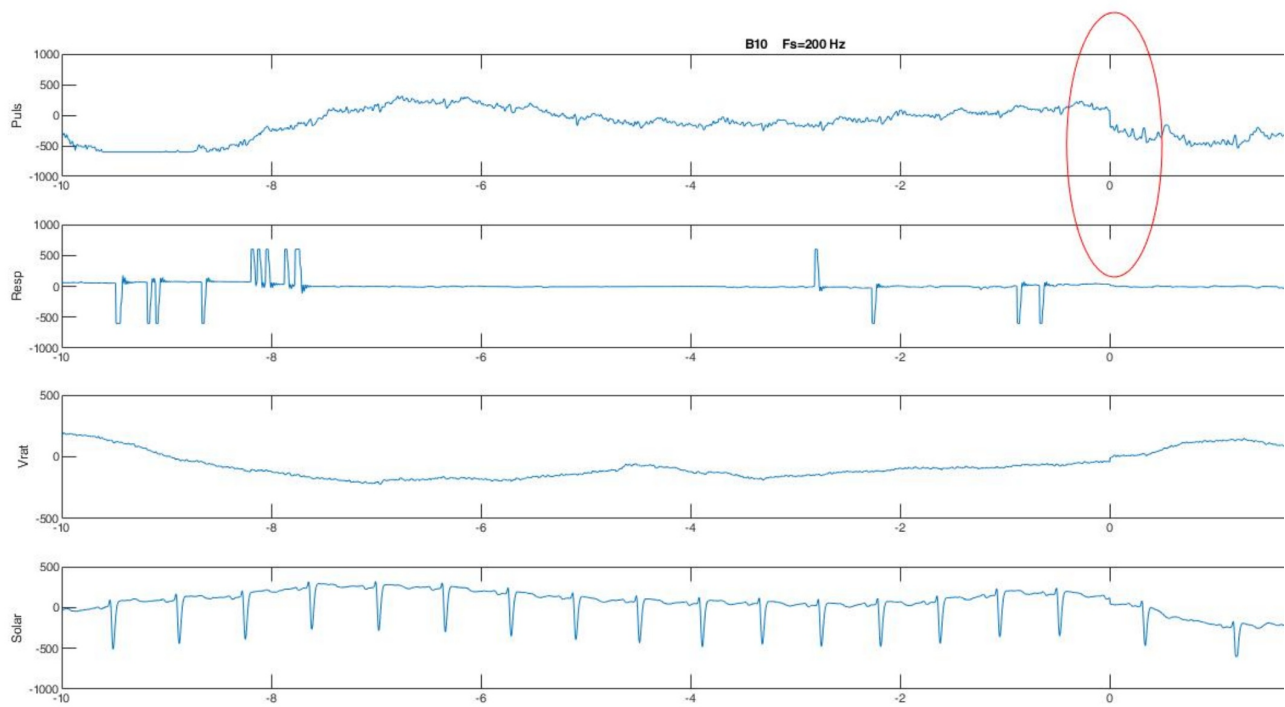


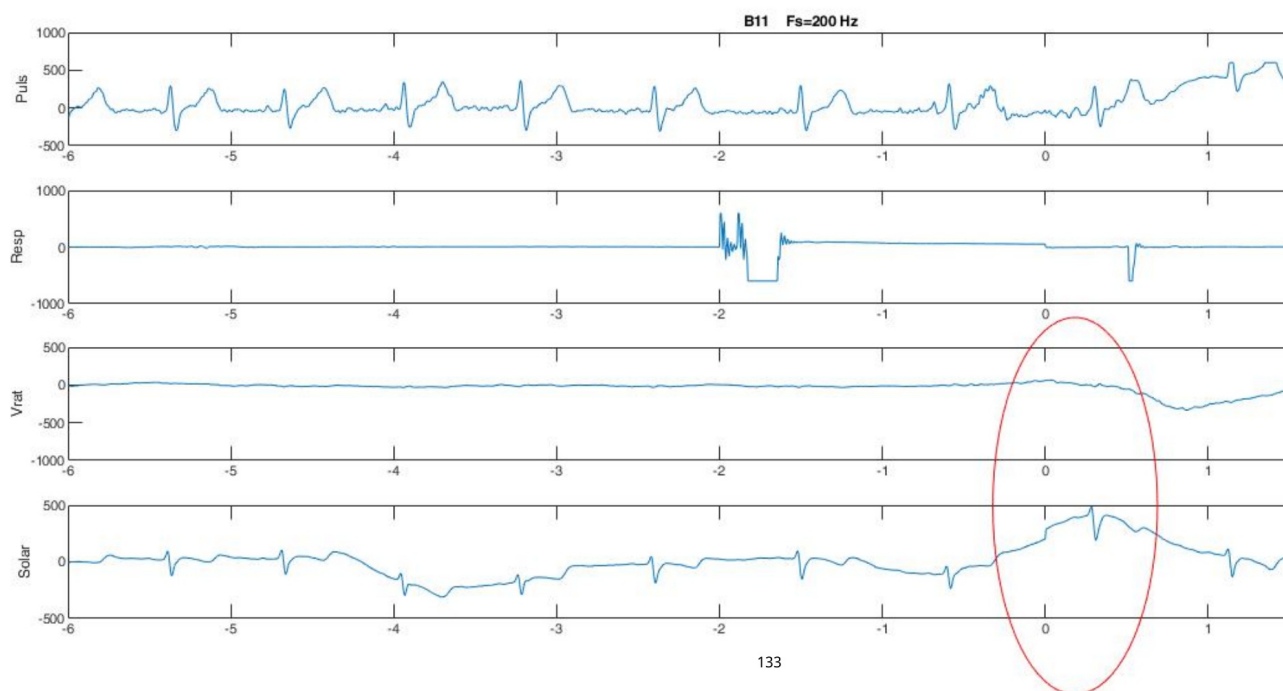


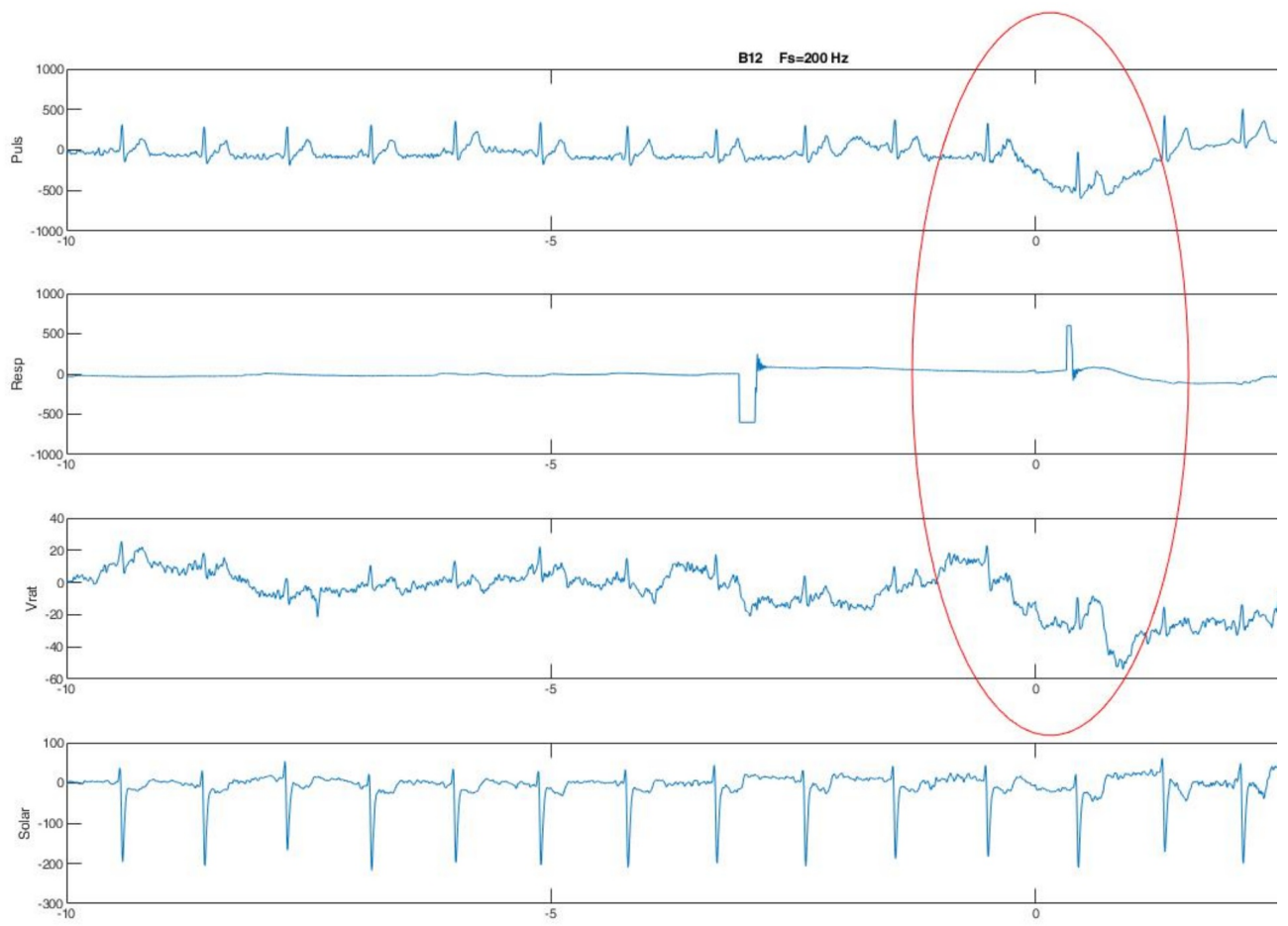


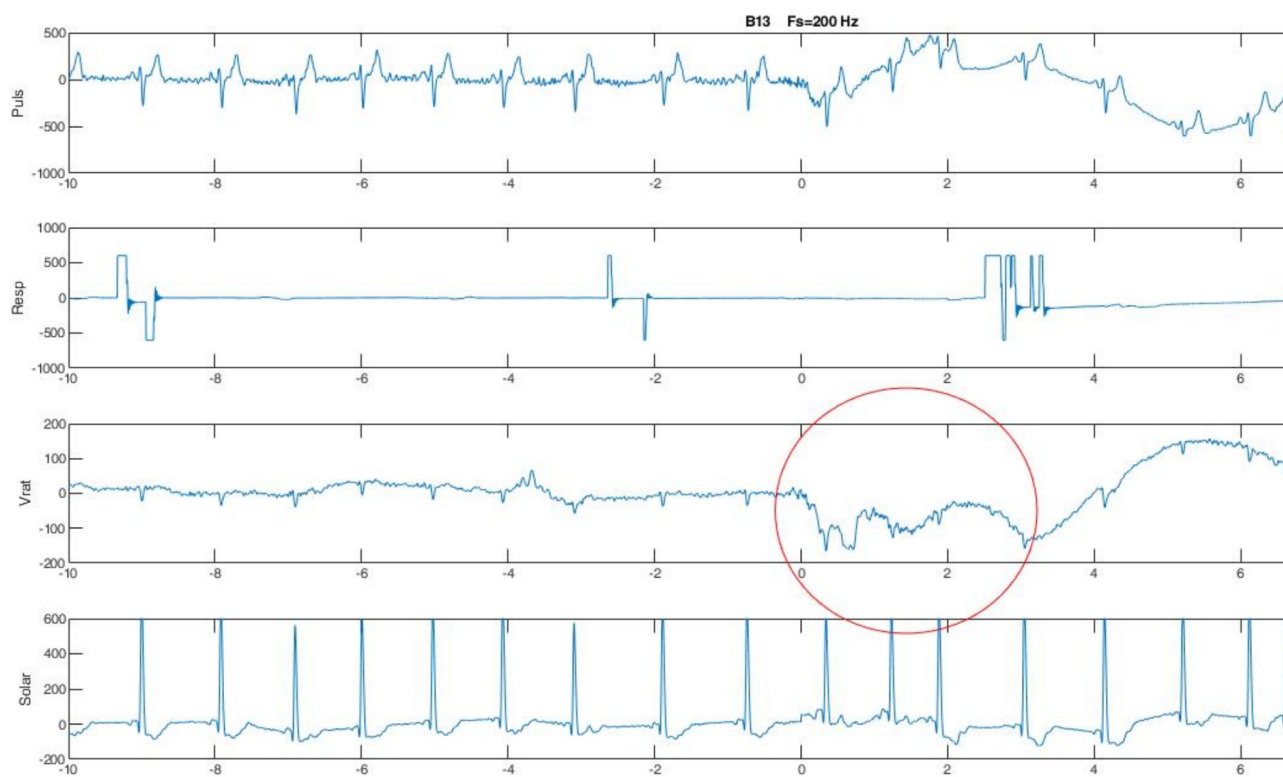


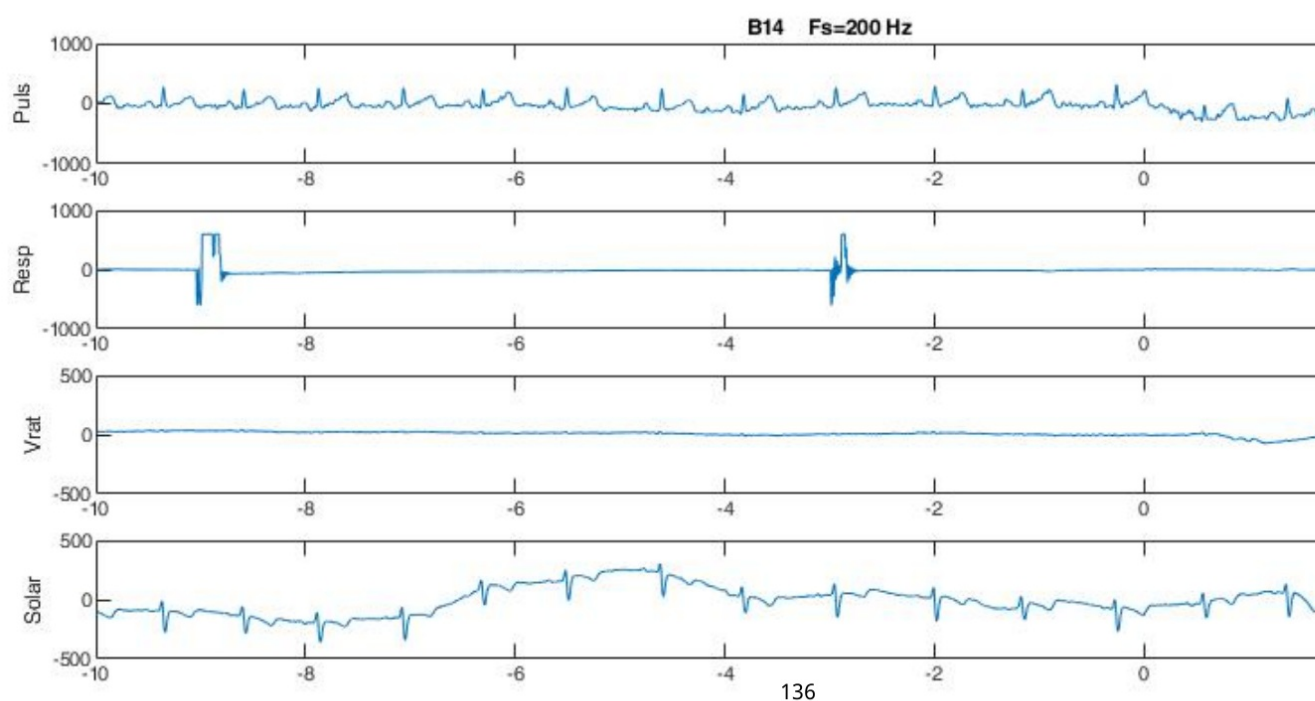


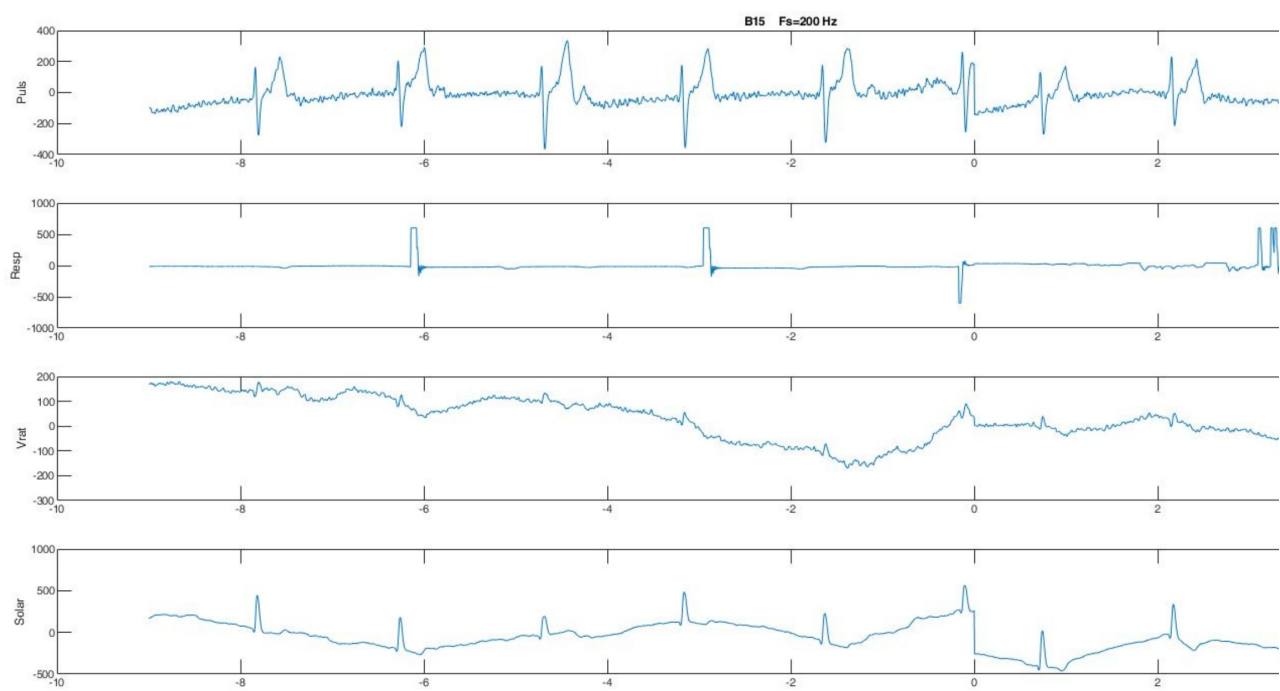


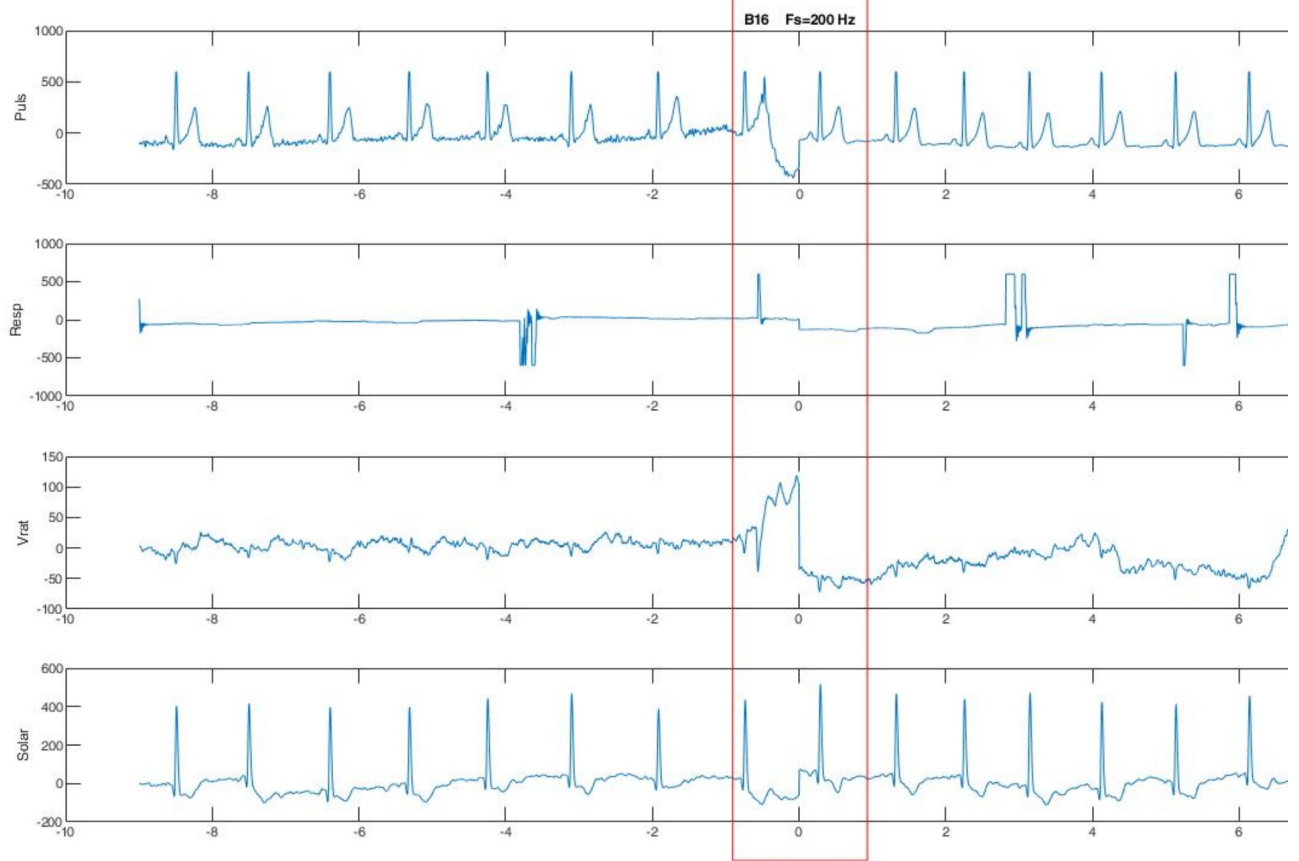


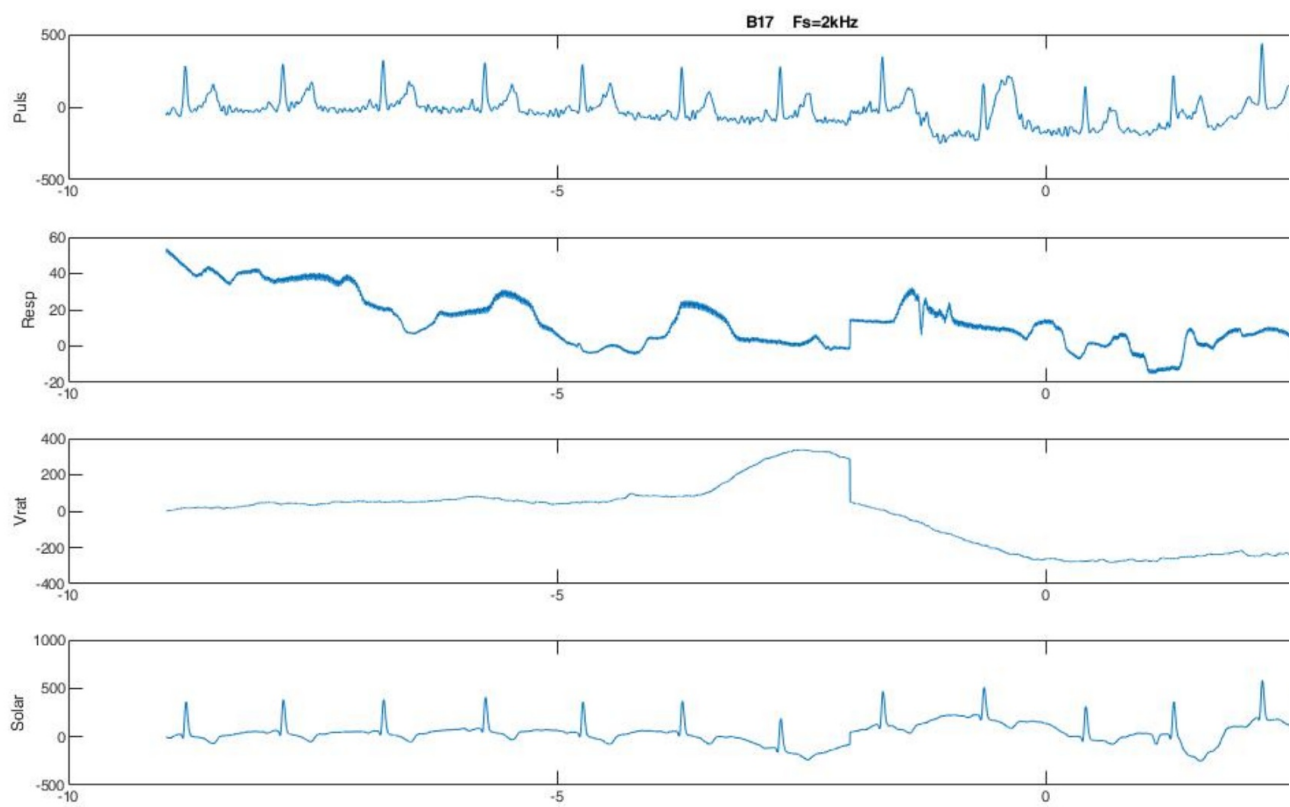


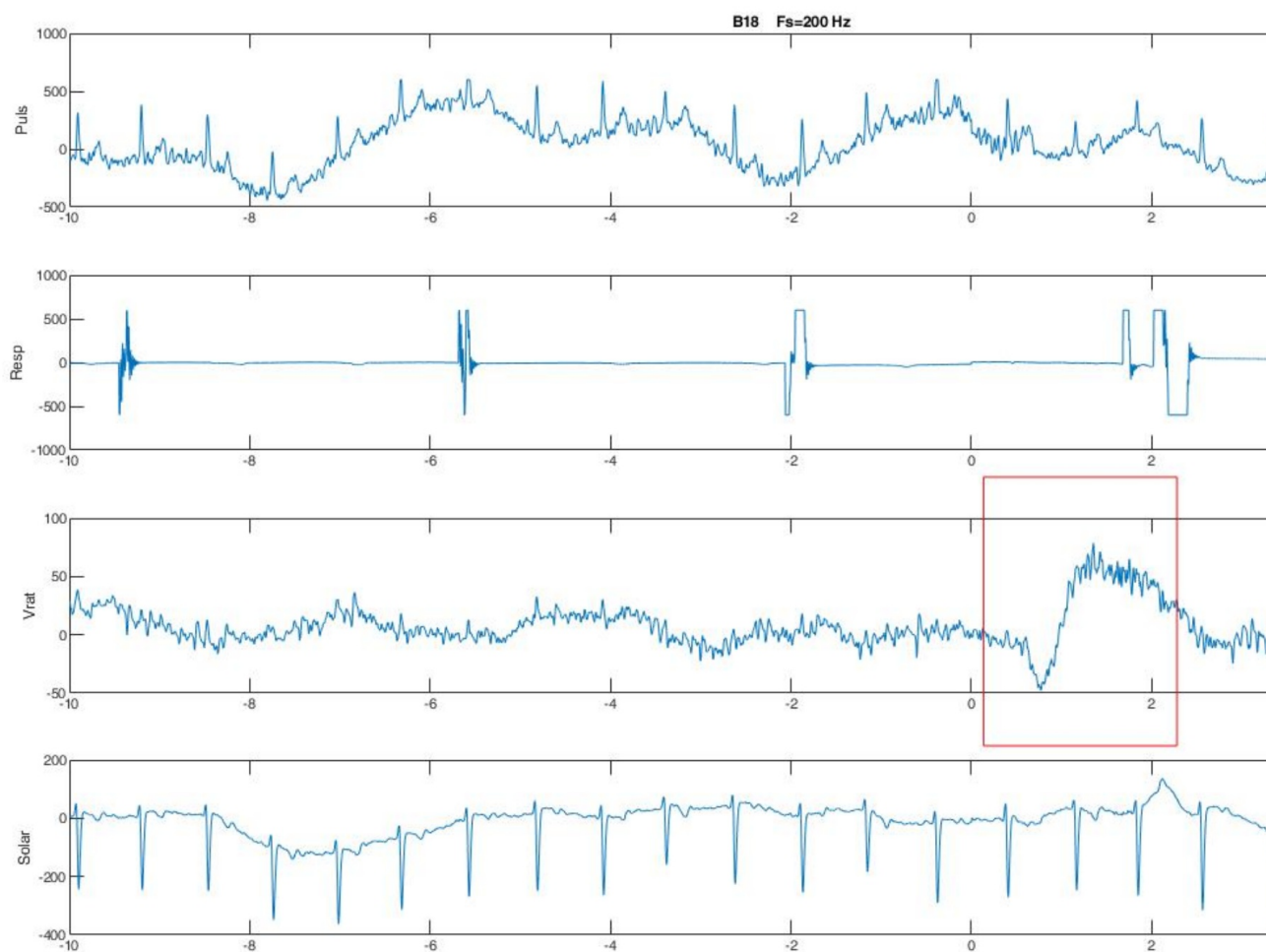


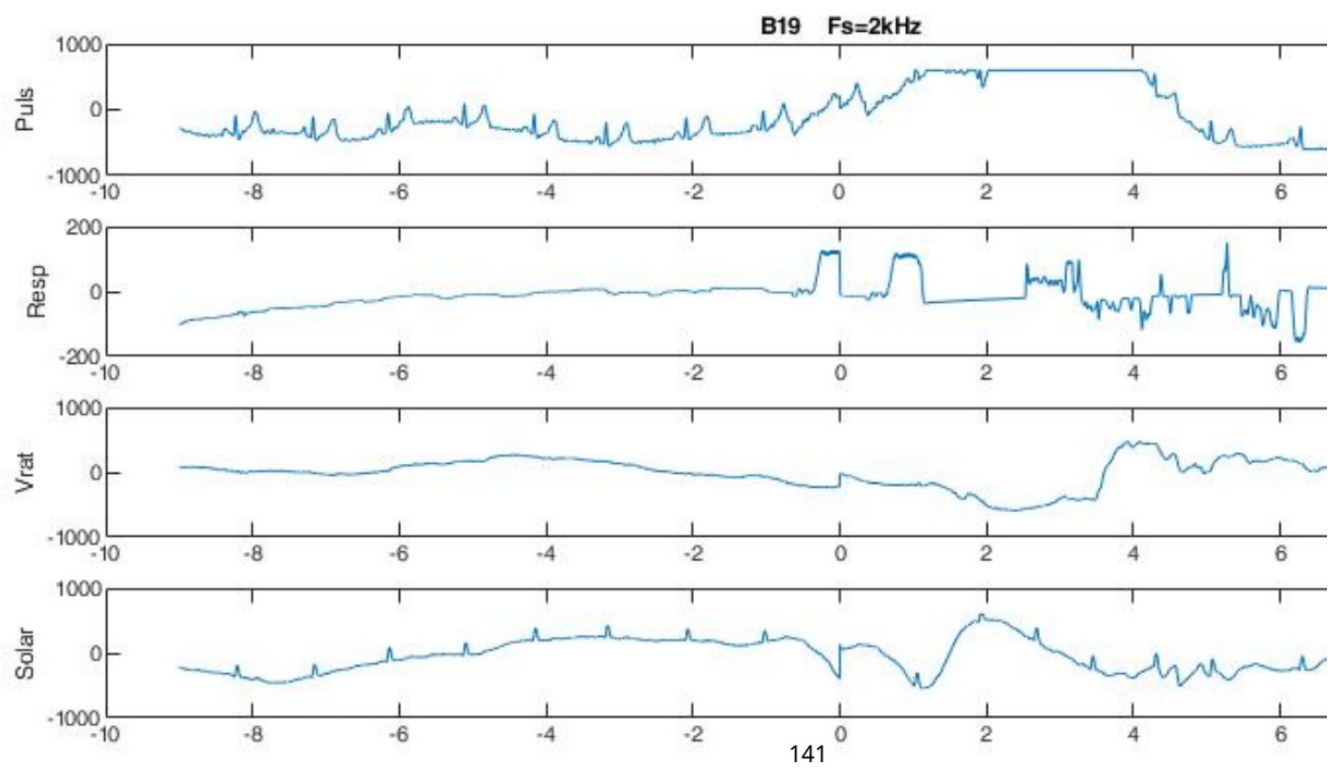


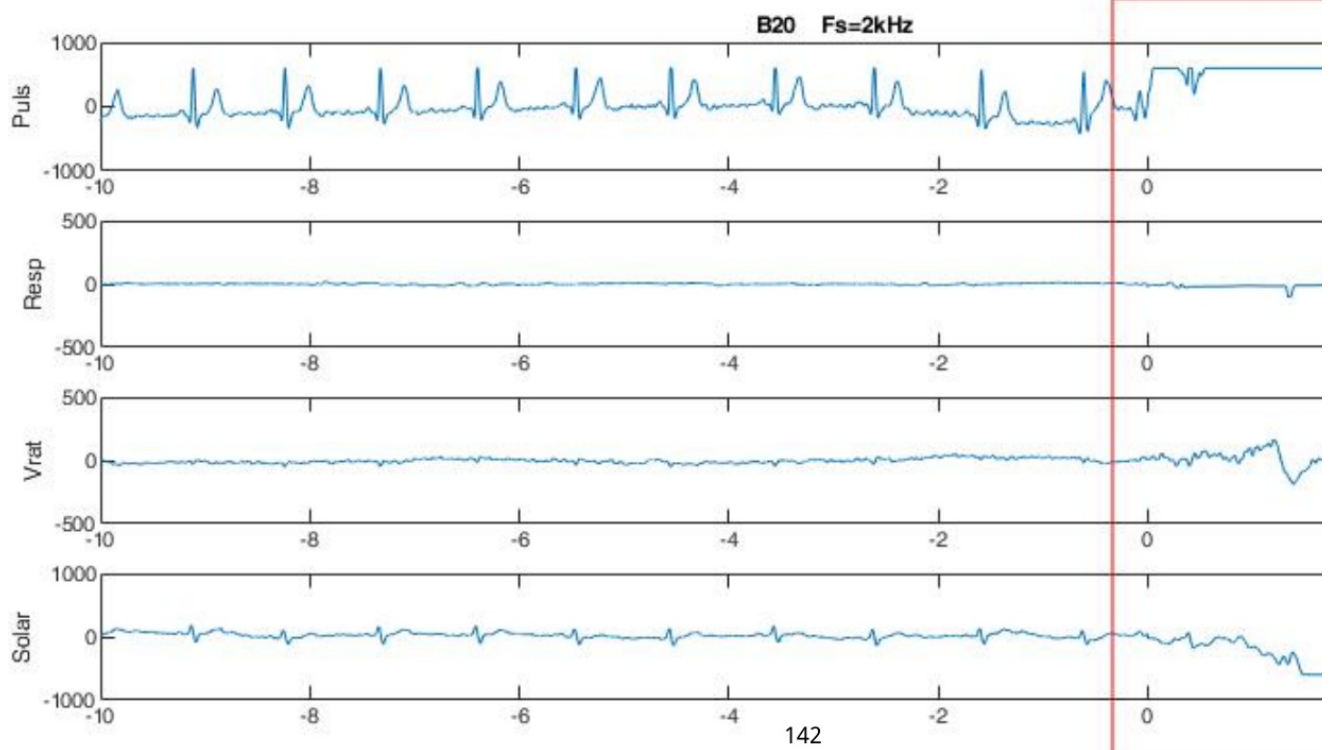


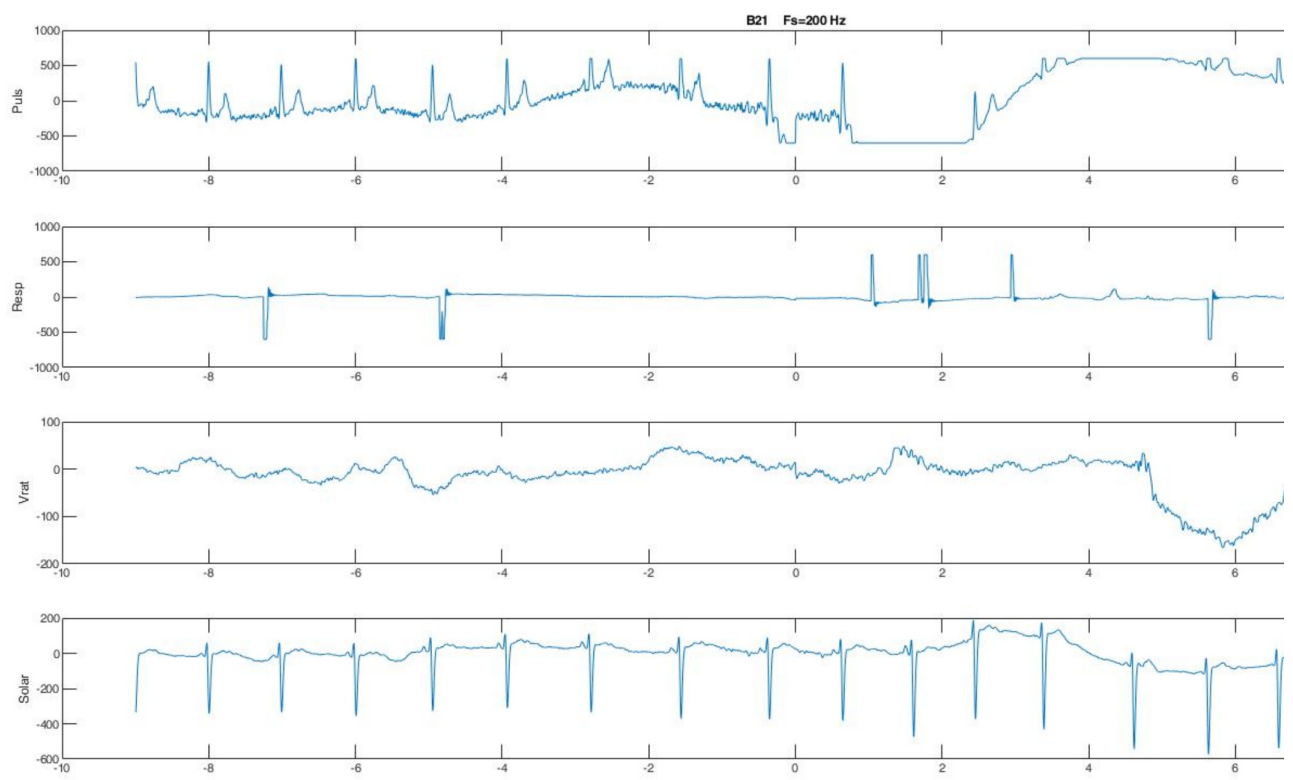


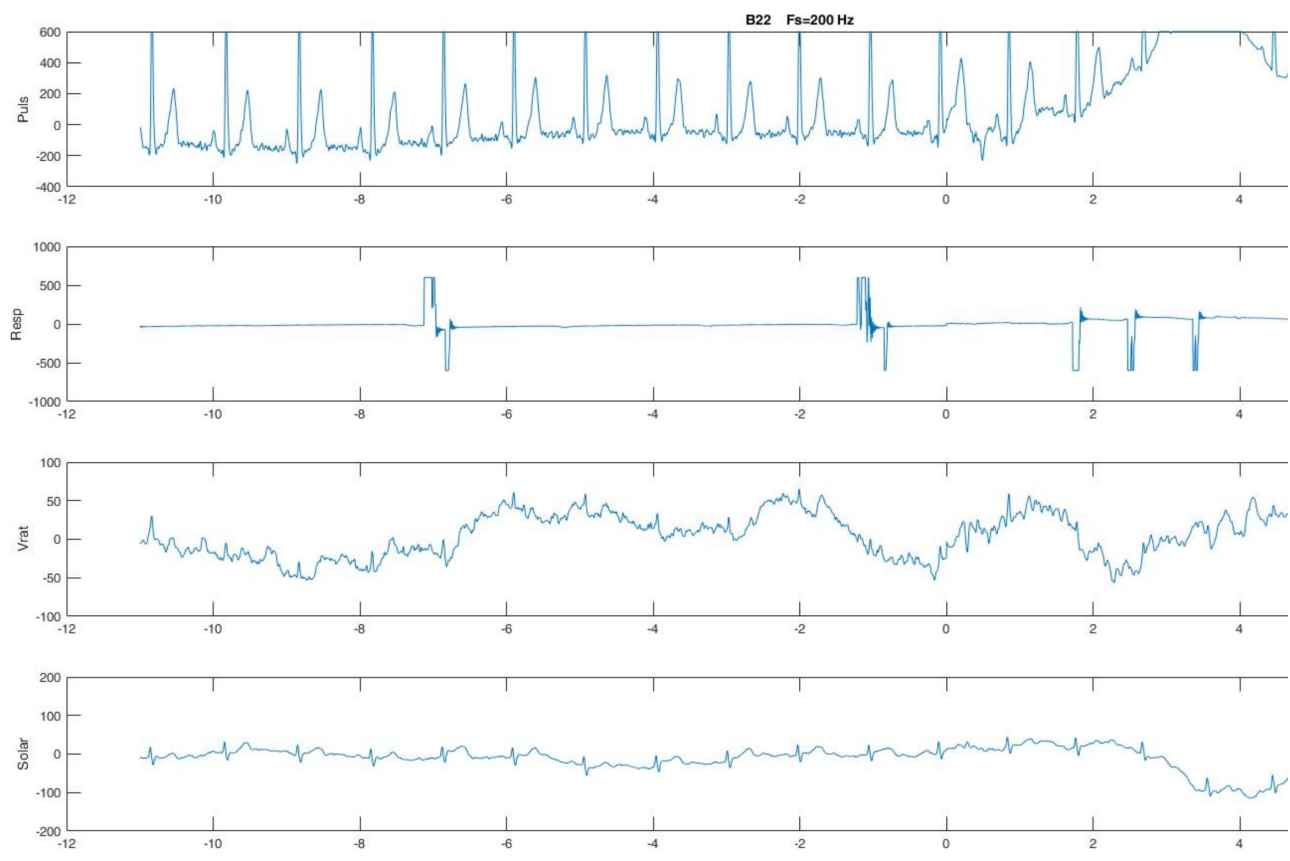


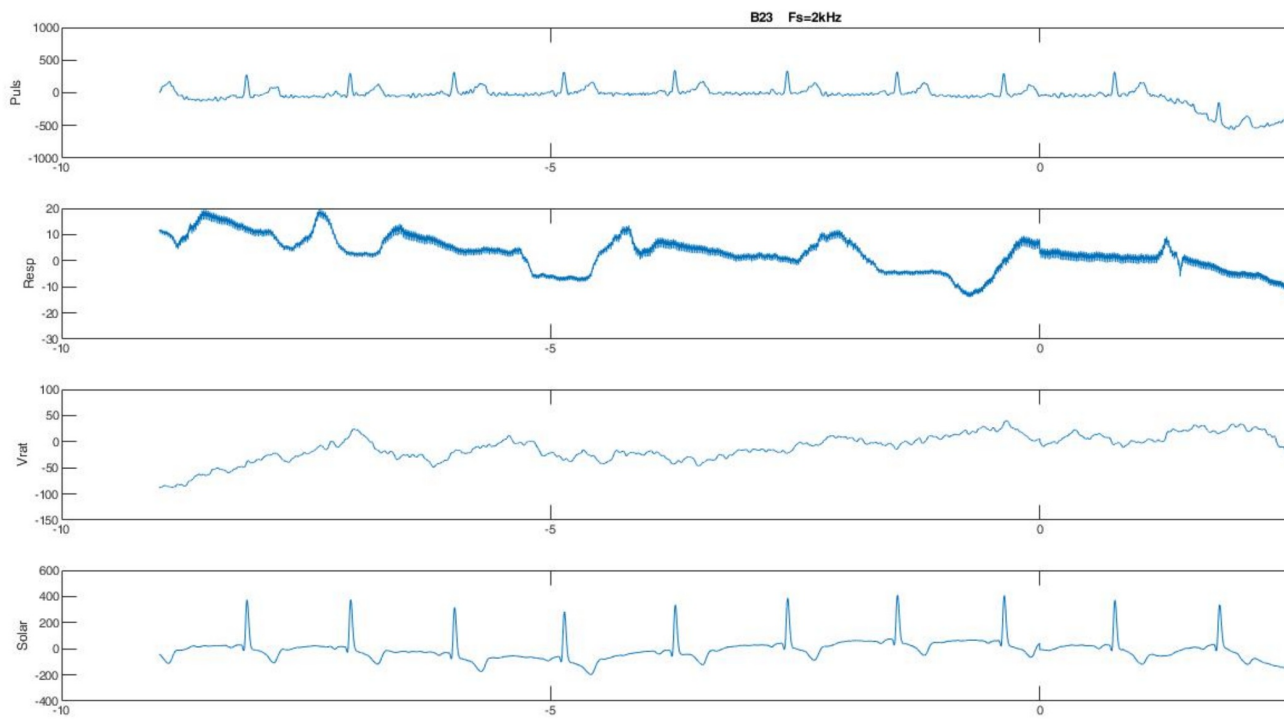


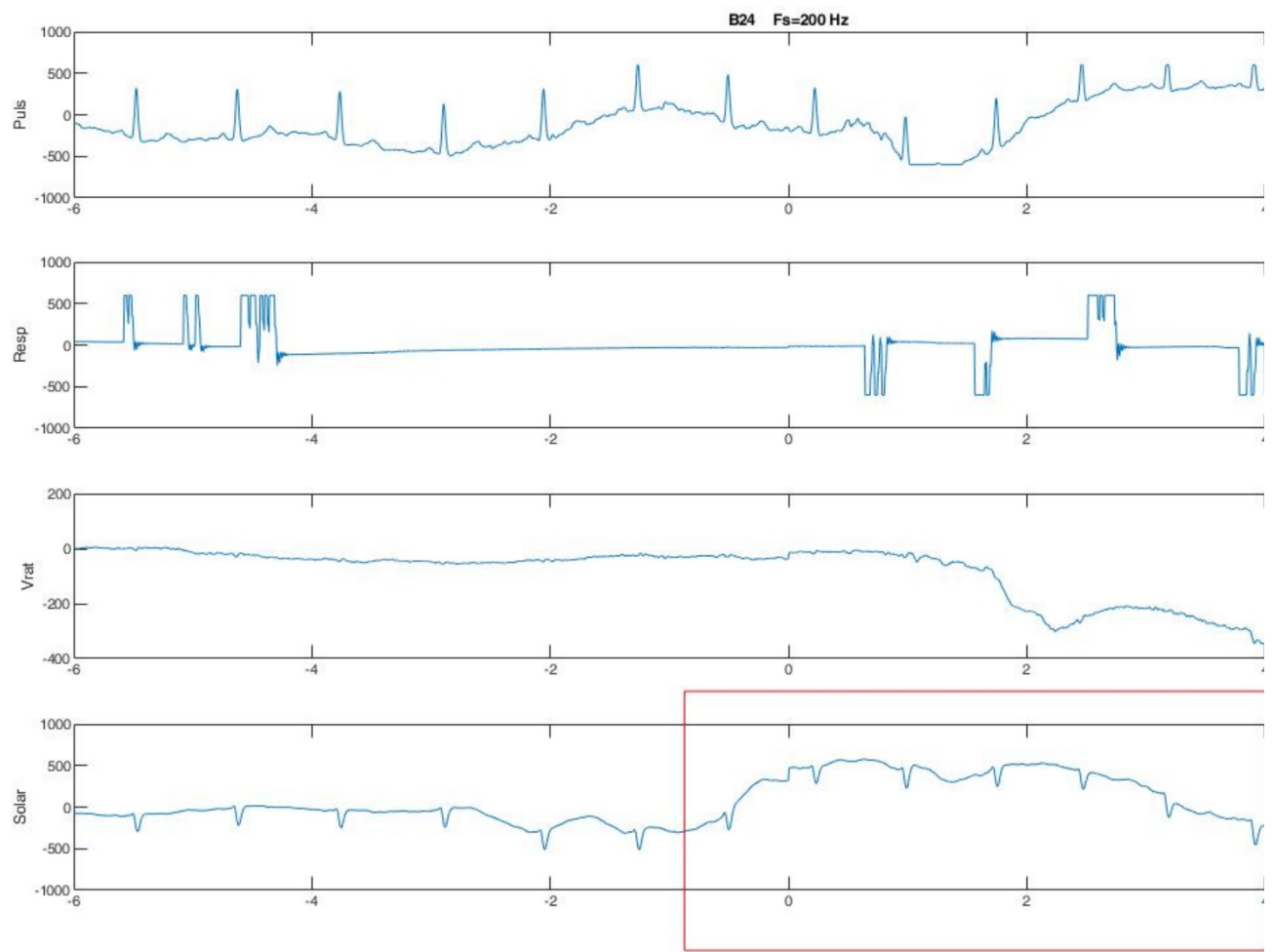


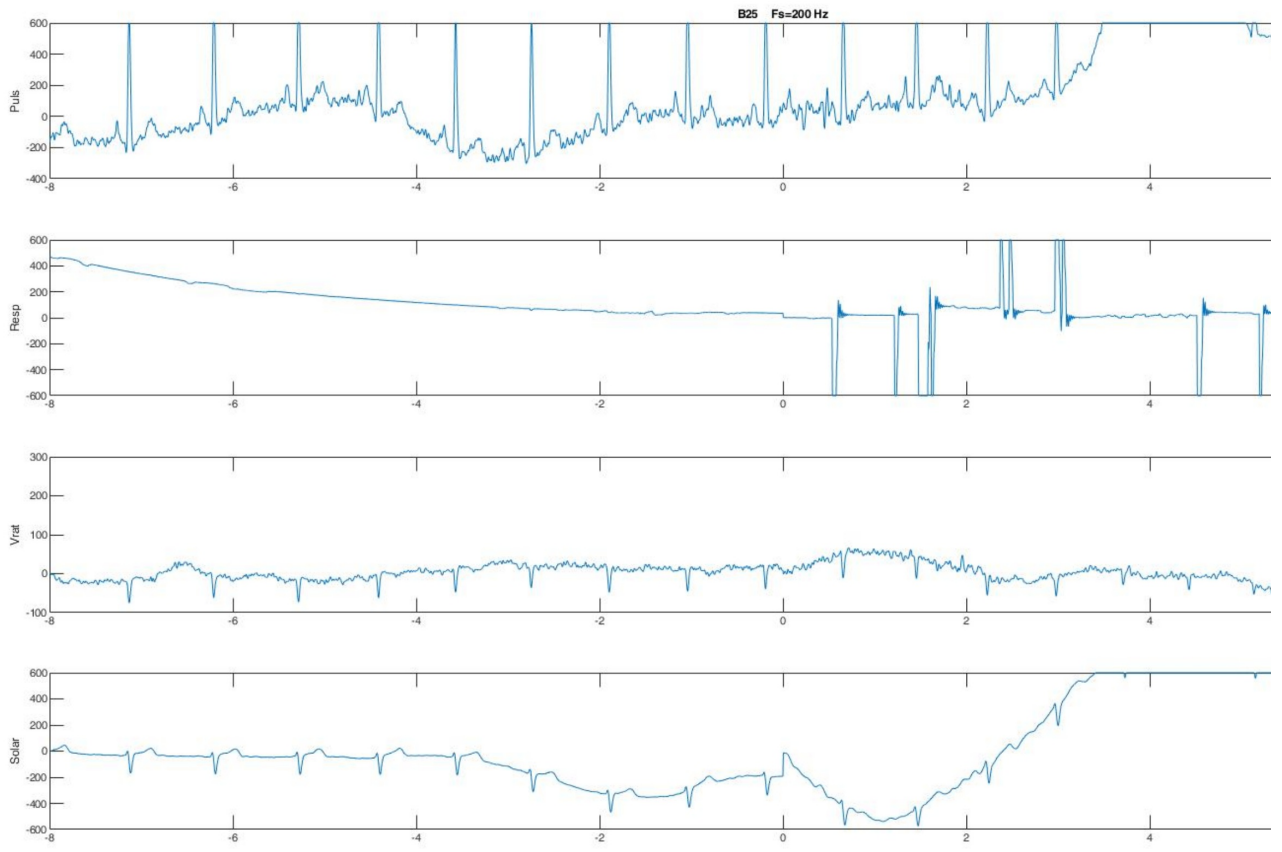


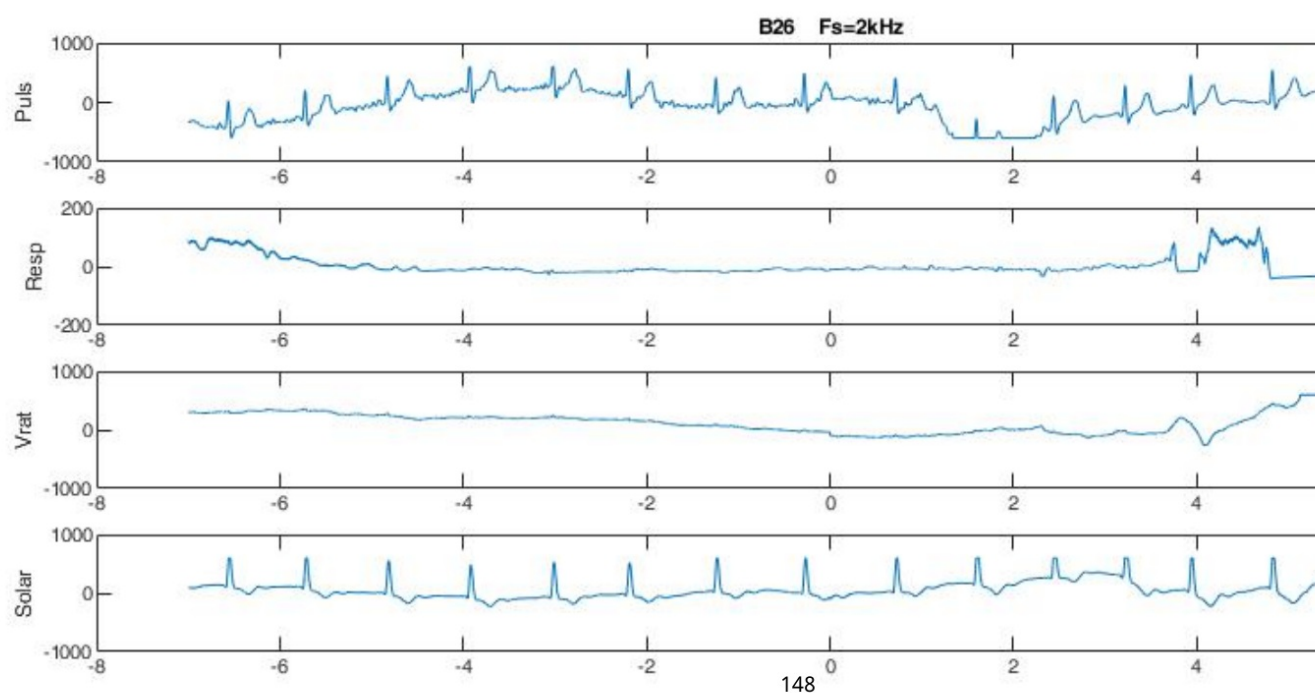


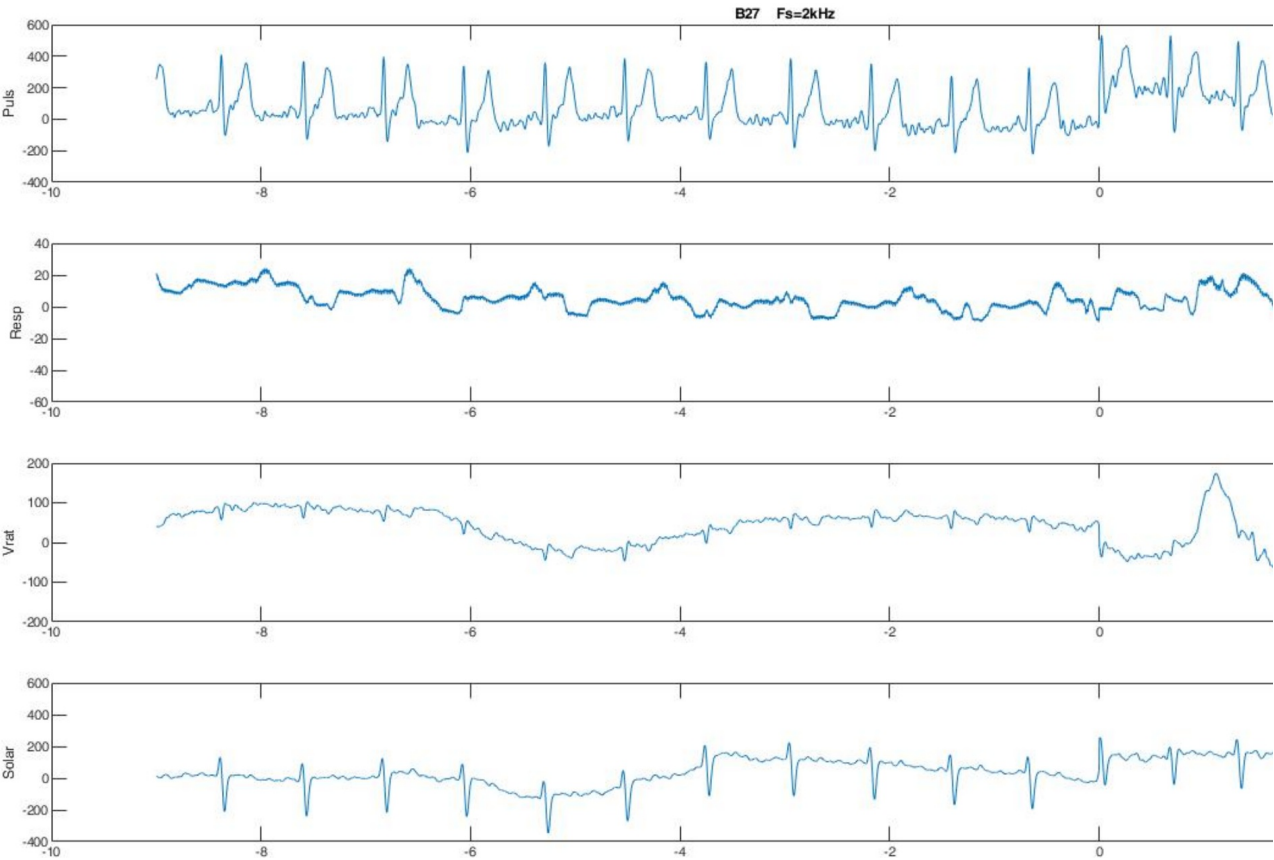


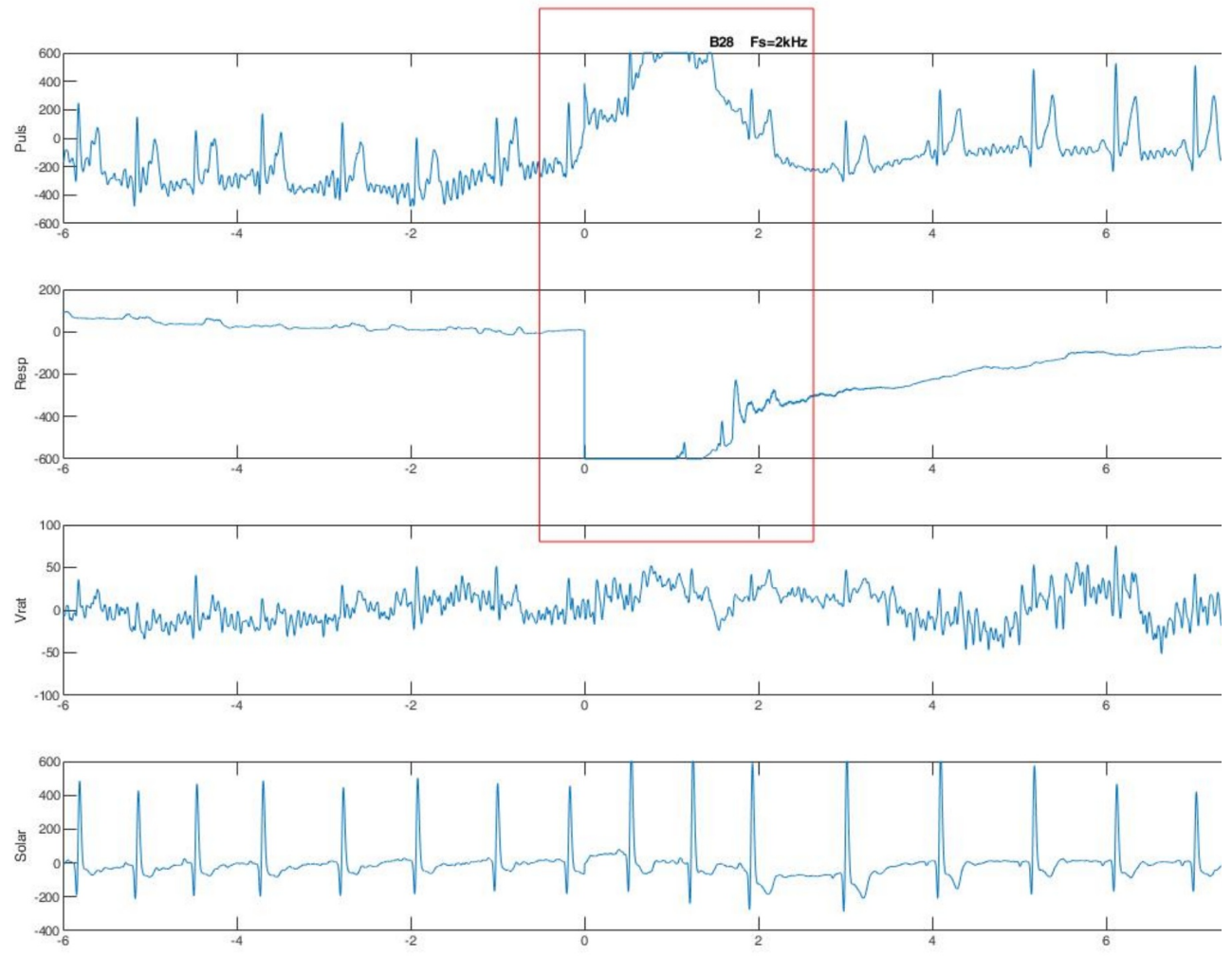


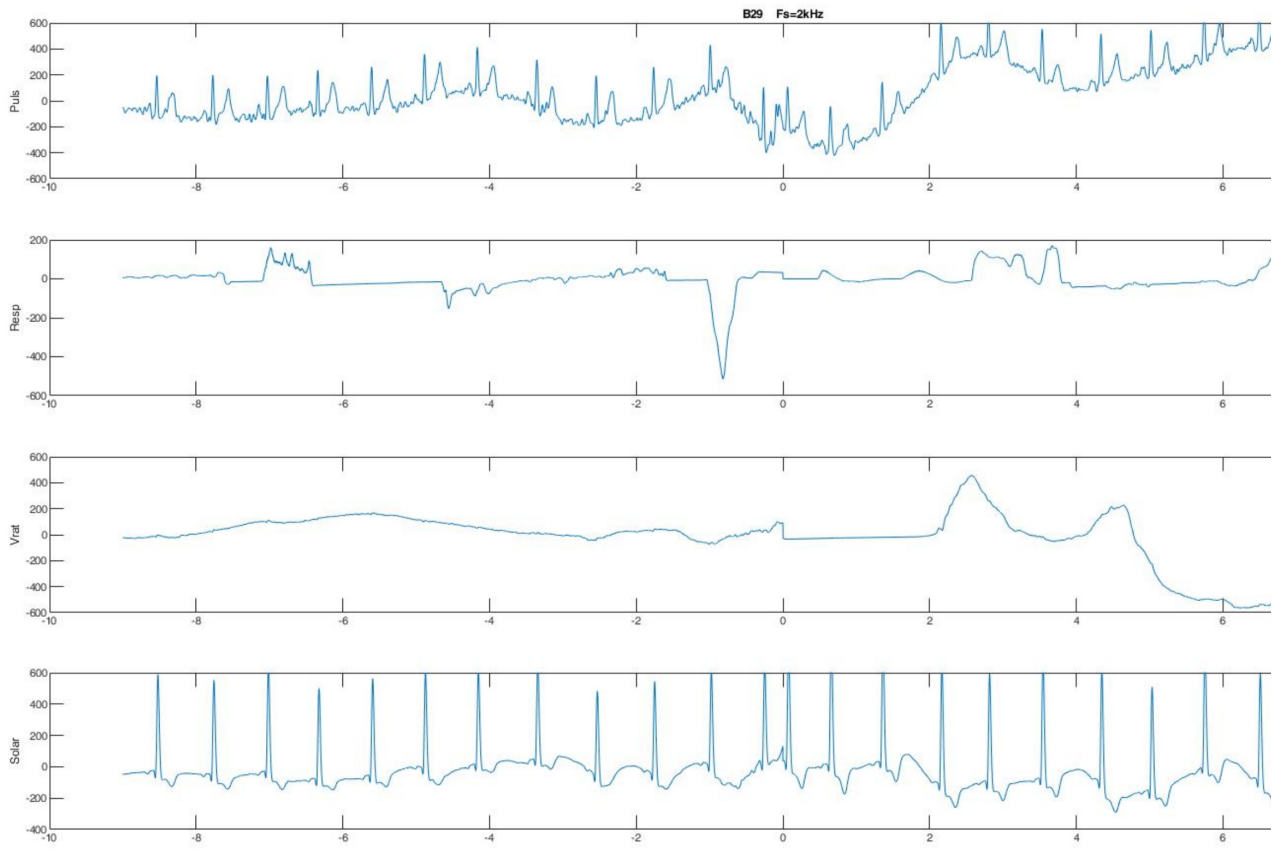




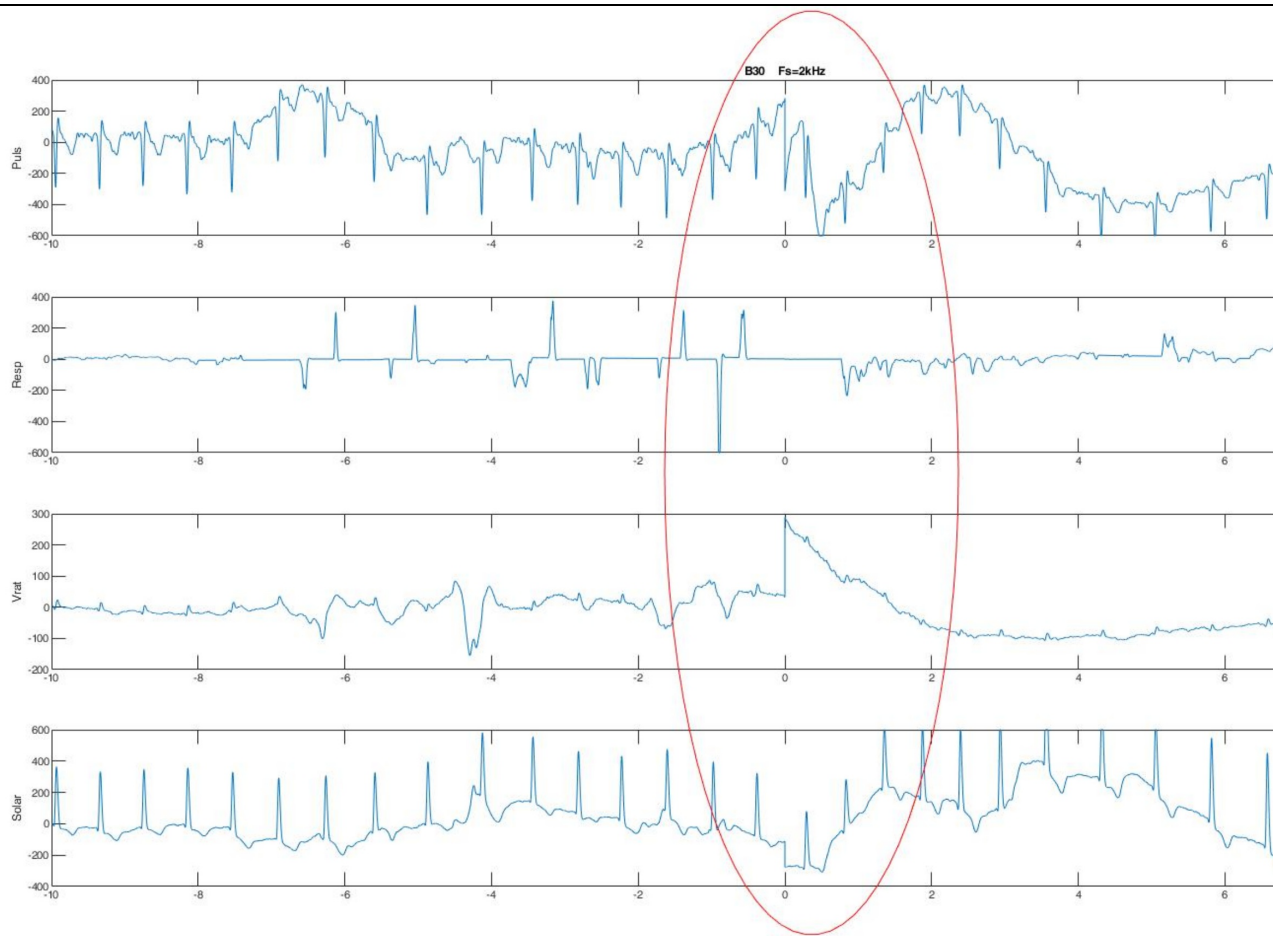








151d



SREDNJA SNAGA

Još pre sprovođenja serije eksperimenata ovde su se očekivali značajni rezultati. Prvi rezultat je svakako mogućnost generisanja signala u regijama od interesa, što je prikazano u prethodnom delu.

Izlazni signali su tako baždareni na Neurofax uređaju da je vrednost napona u svakom odbirku izražena u μV na jediničnom otporniku, pa se kvadriranjem ove vrednosti iako dobija trenutna snaga u μW .

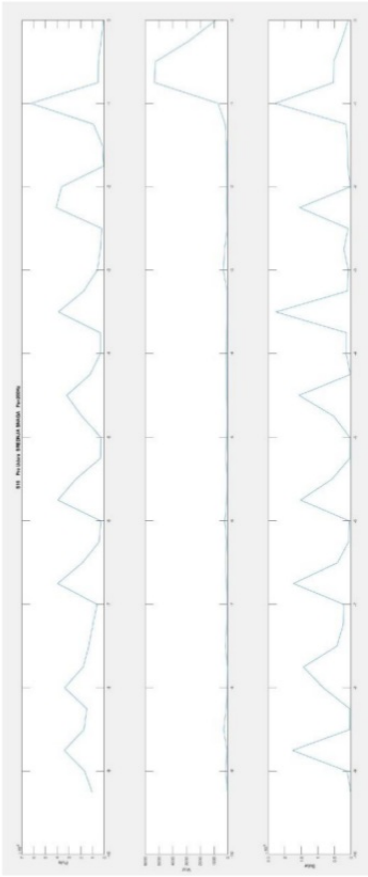
Da bi se dobila kontinualna kriva bez naglih skokova u promenama poslužili smo se često korišćenom procedurom u analizi digitalnih signala, preklapanjem regija. U priloženim programima za analizu detaljno je objašnjen postupak sa svim vrednostima. Pošto je glavni remetilački faktor uticaj EKG signala, uzeta je širina signala od 2s, tj. u slučaju manje frekvencije odabiranja 400 odbiraka, sa preklapanjem od 50 odbiraka.

Praćena su vratna regija, solarnih pleksus i EKG signal. Usrednjavanjem su dobijeni signali u prilogu. U regijama pre i neposredno posle zadržke vidi se blago oscilatorna, ali stabilna vrednost srednje snage svih signala. Takođe, u fazi relaksacije vidi se vrlo žustra tendencija ka normalizaciji ovih vrednosti.

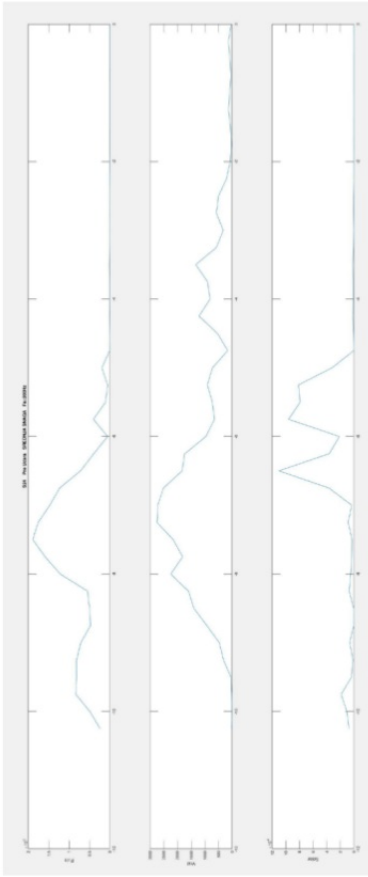
Ono što smo teoretski očekivali u ovoj oblasti istraživanja savršeno je ispunilo naša očekivanja u regijama pre „udara“, tj. generisanja fiziološkog odgovora na zadržavanje daha. S01 i S02 su snimci koji su pravljani sa EEG kapom i višom frekvencijom odabiranja od 2KHz¹. Takođe, oni su bili pod različitim uticajima zbog pronalaženja prave postavke, tako da njihovi nalazi nisu sasvim reprezentativni. Svih potonjih 28 snimaka pokazuju značajne promene u zoni „pre udara“. One su sumirane u sledećim redovima:

¹ Za finalne publikacije ovde će se usrednjiti signal sa deset puta većim zonama. Ovde je to ostavljeno zbog

- Neposredno pre udara zabeležen je značajan priraštaj snage, najčešće u vratnoj regiji, ali ne ekskluzivno!

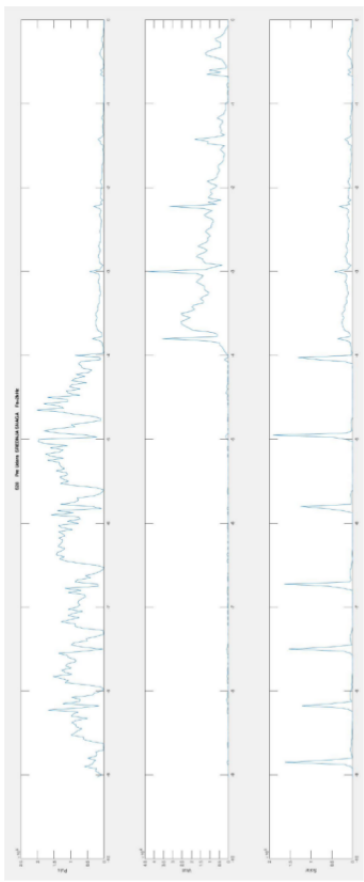


- Sama propagacija signala od trenutka oseta do pritiska tastera je u skladu sa dosadašnjim istraživanjima i iznosi od 0,5-1 sekunde.
- Ispitanici S08, S14, S18, S24, S25, imaju zabeležen „udar“ u regiji solarnog plexusa.

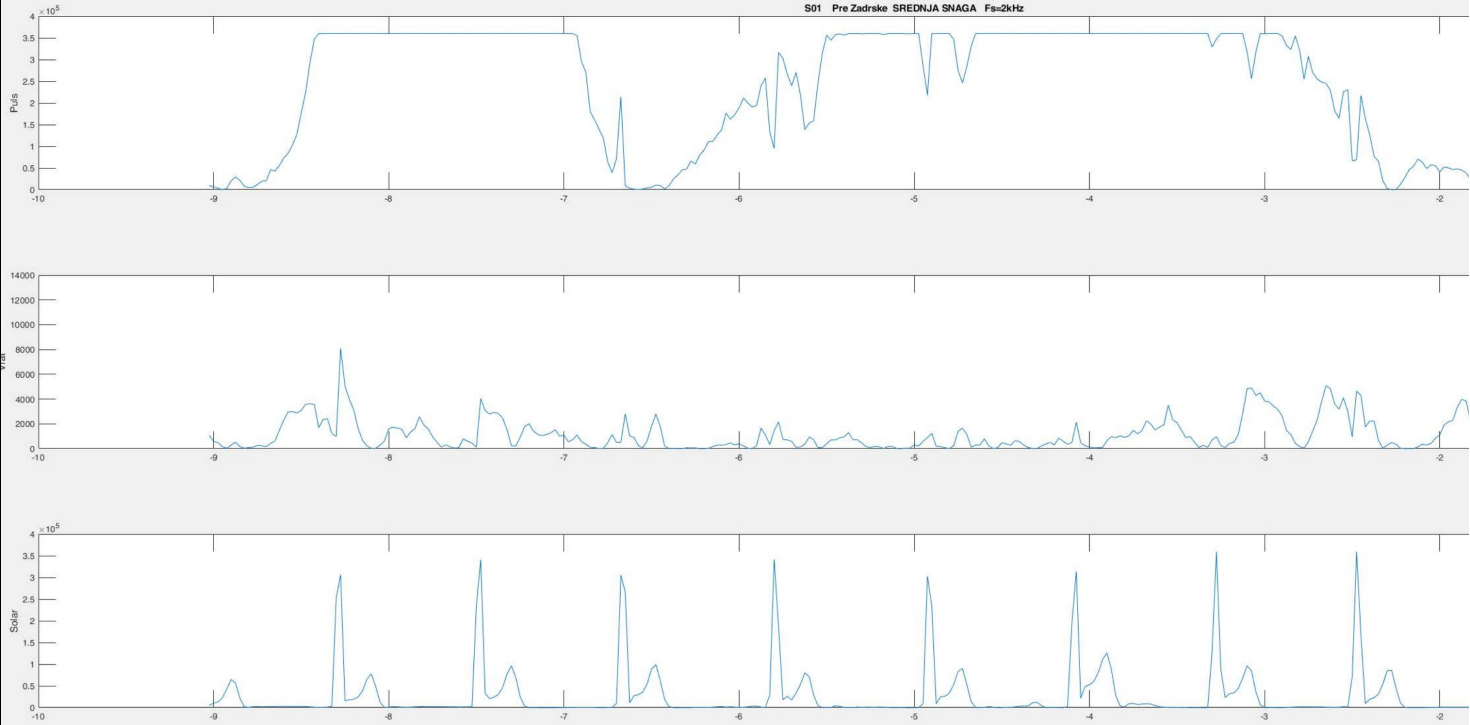


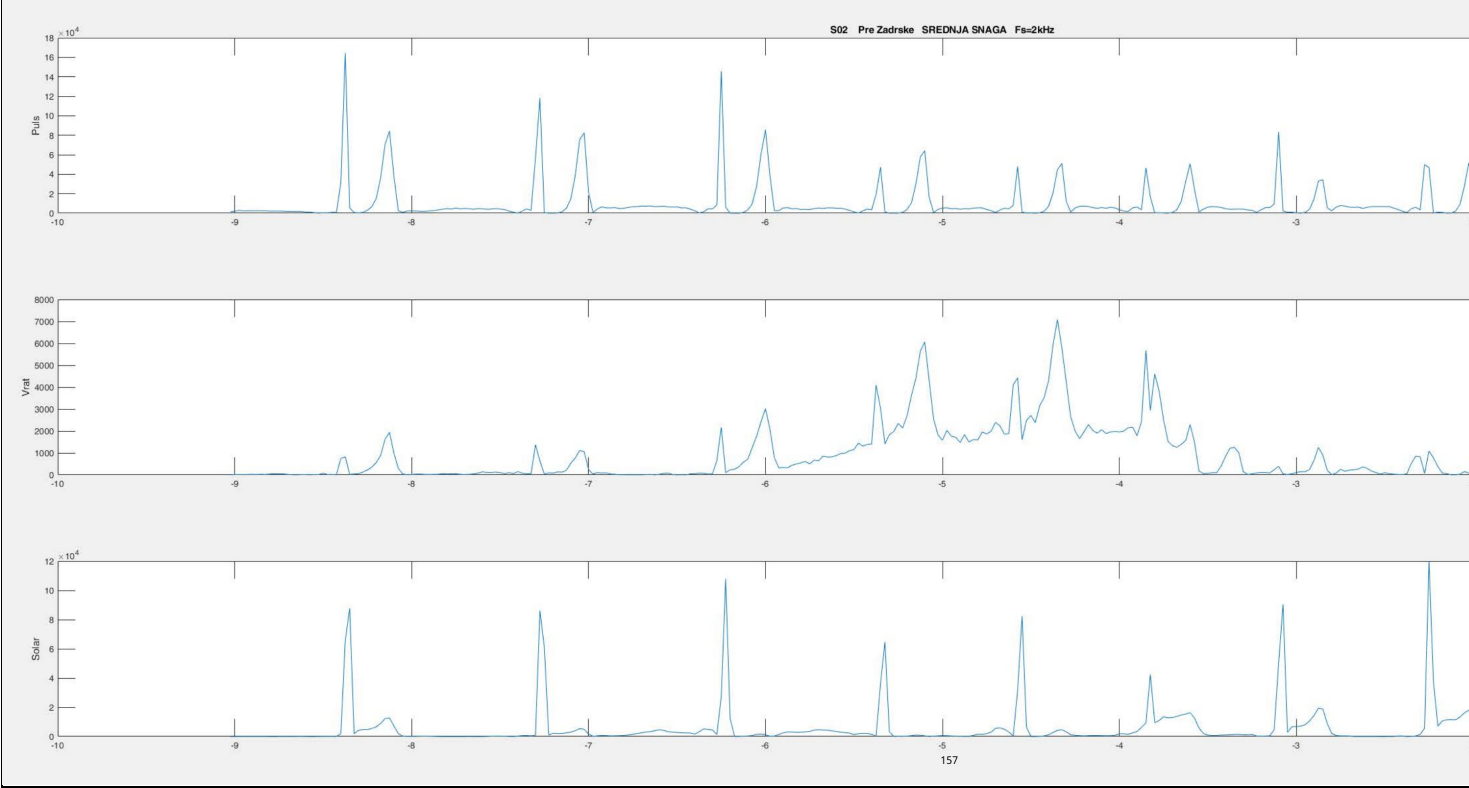
- Priraštaj snage je išao uvek od dva do čak sedam puta.
- U poglavlju o vremenskim signalima ukazali smo da je određeni broj ispitanika zadržavao dah neko vreme i nakon fiziološkog odgovora. To se ovde vidi još jasnije i reč je o ispitanicima S08, S19, S28 3 sekunde, S14 4 sekunde, S02, S04, S24, S13 5 sekundi, S09,

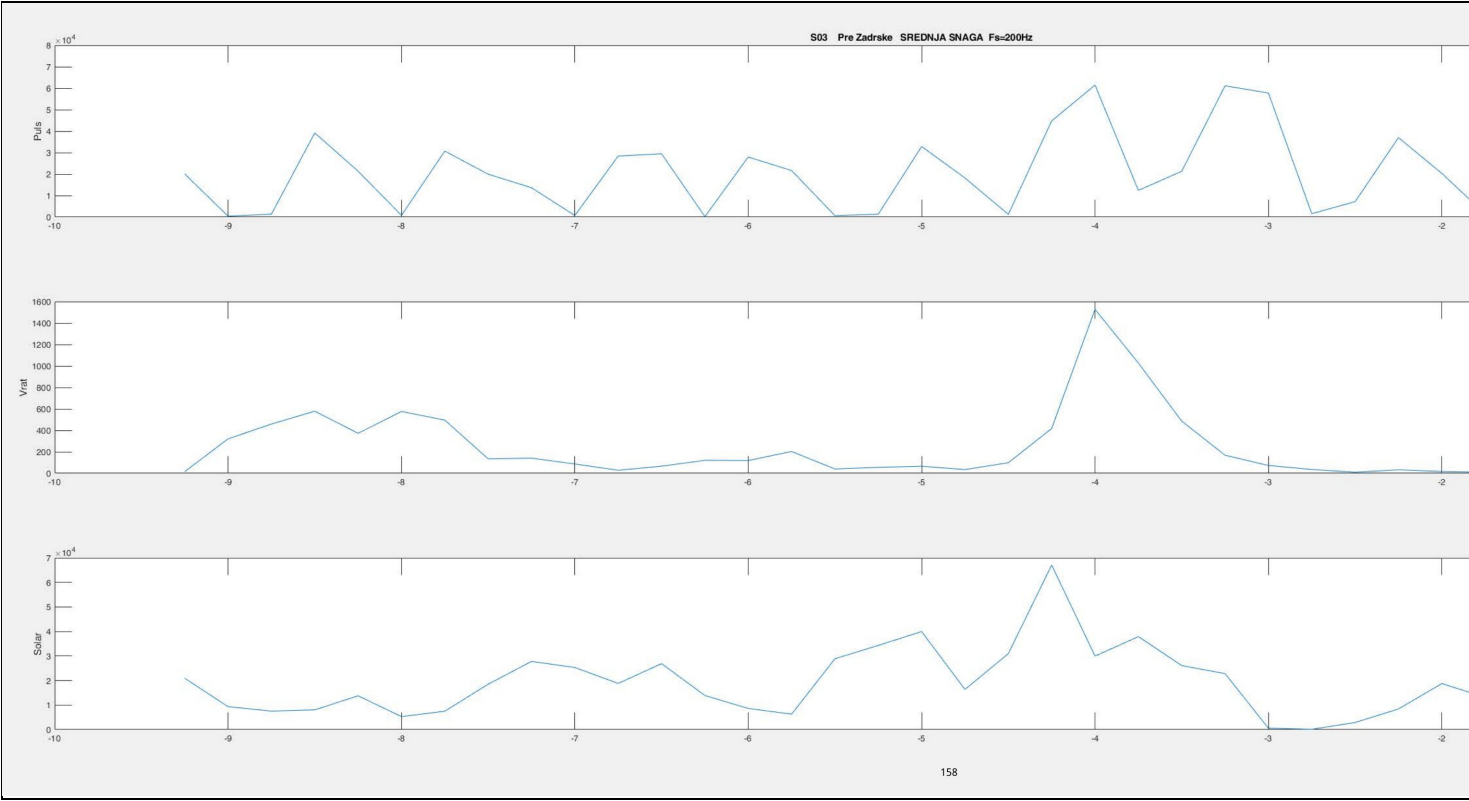
S10, S18 6 sekundi.

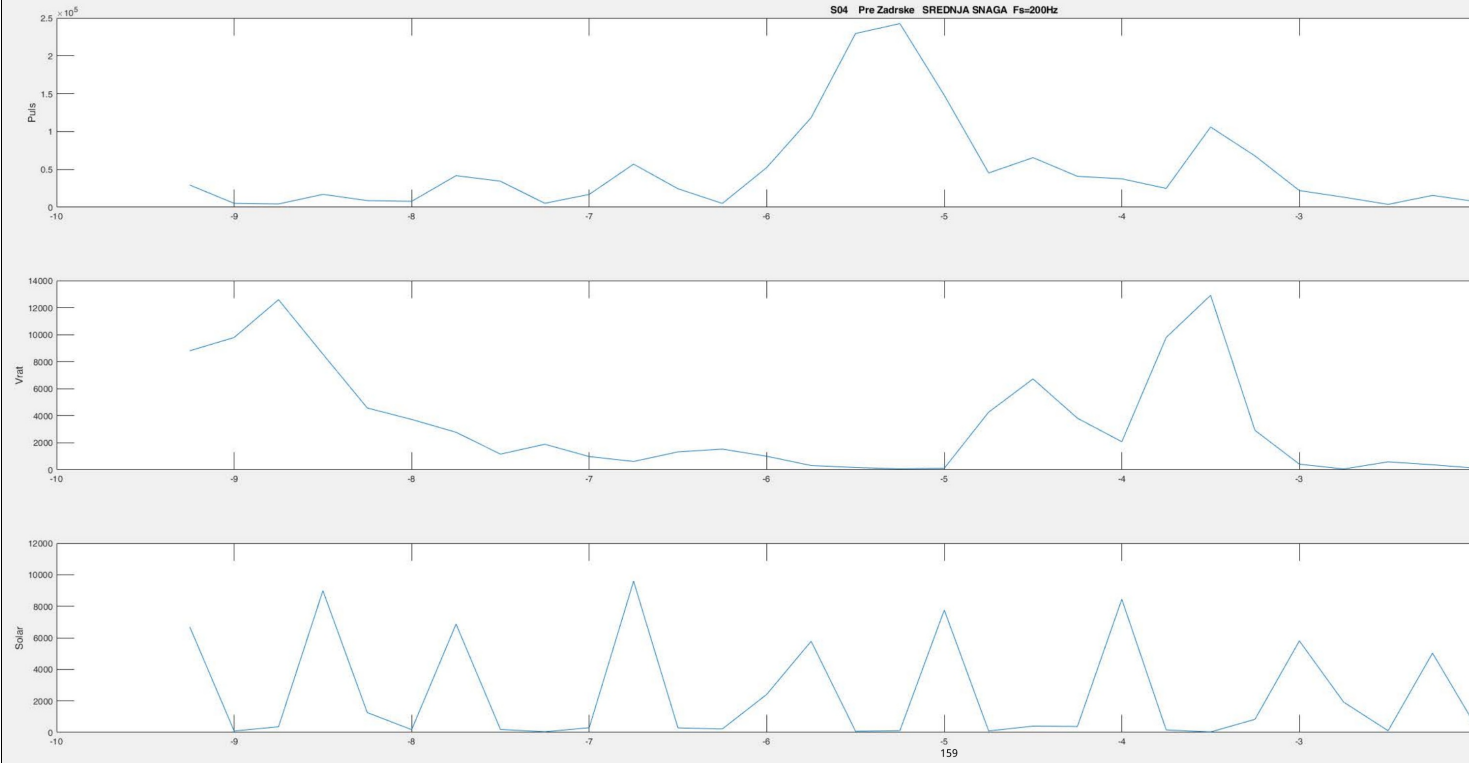


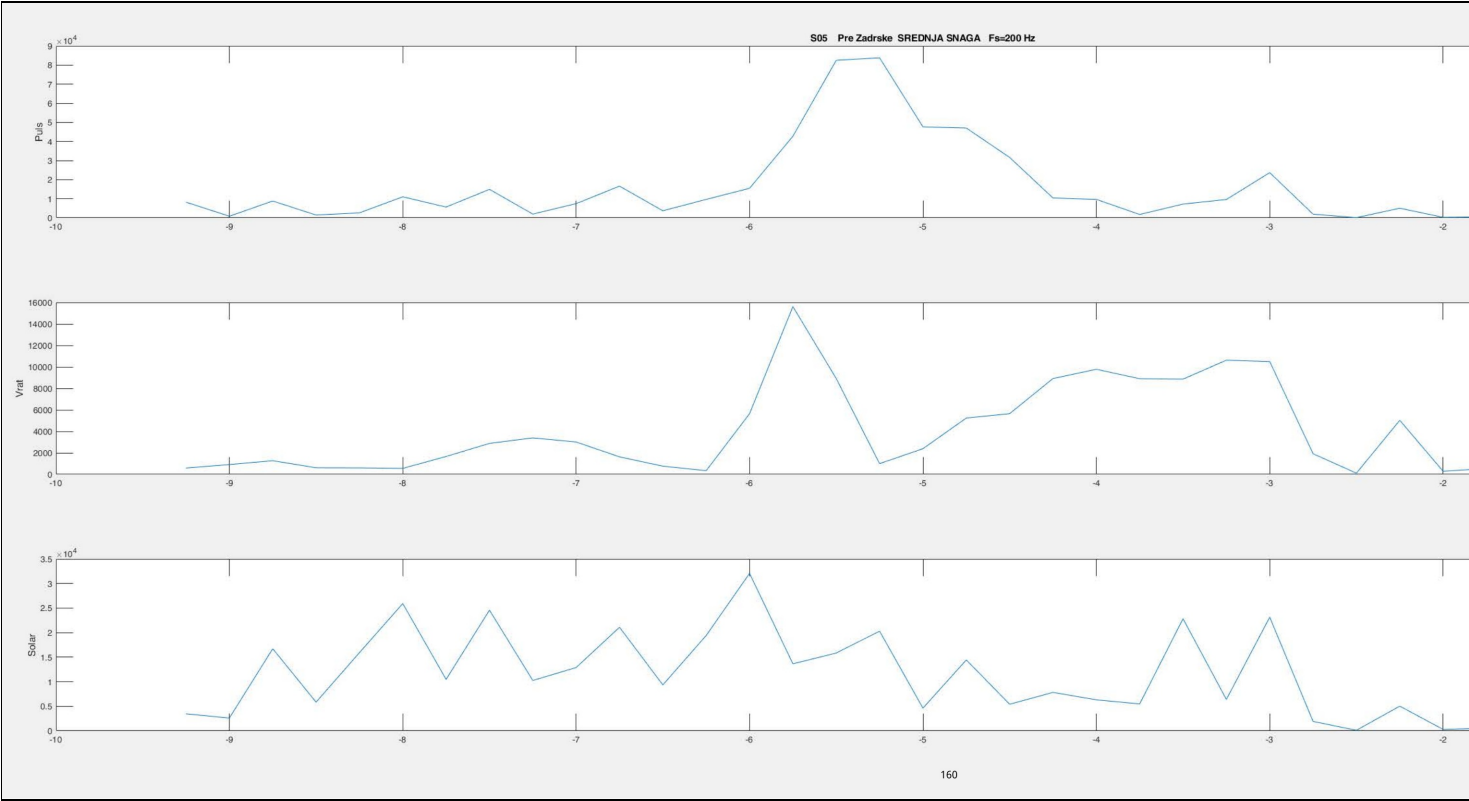
Ovi rezultati dokazuju da je moguće zabeležiti elektromuskularni odgovor na zadržavanje daha najčešće u vratnoj regiji, ređe u regiji solarnog plexusa, a takođe i u obe sa individualnim vremenskim pomerajima. Ponovljeni eksperimenti za sada ukazuju da je ova reakcija inherentna, tj. jedna osoba će uvek prvo reagovati istom regijom!

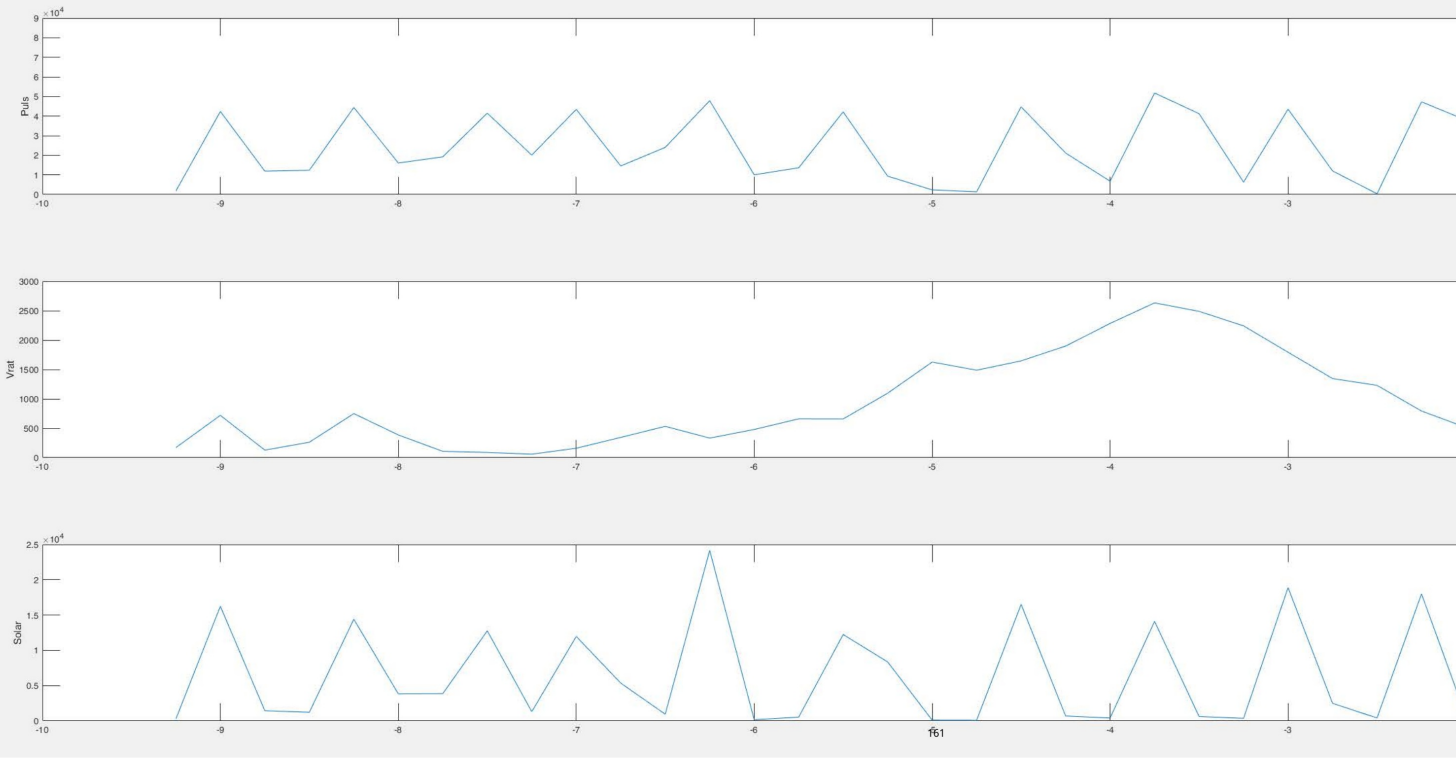


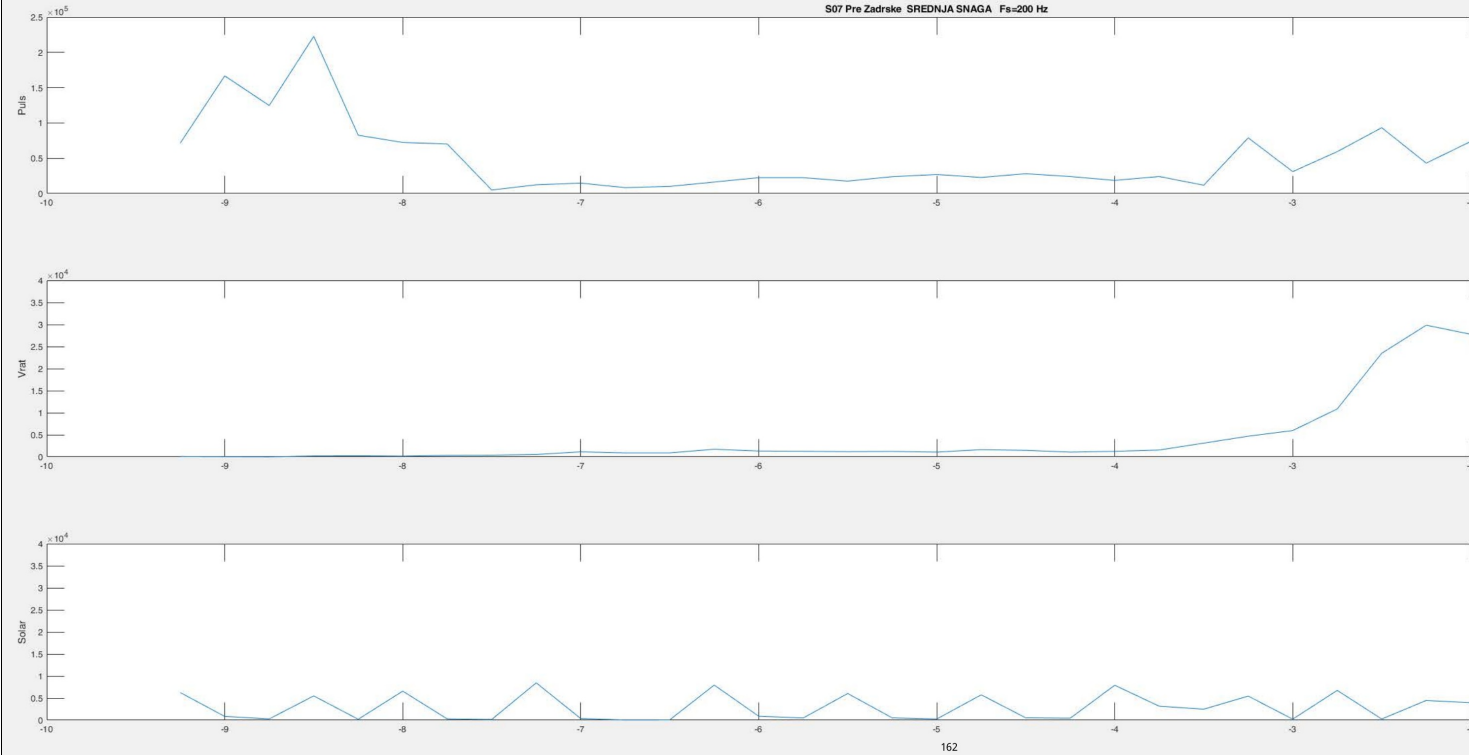


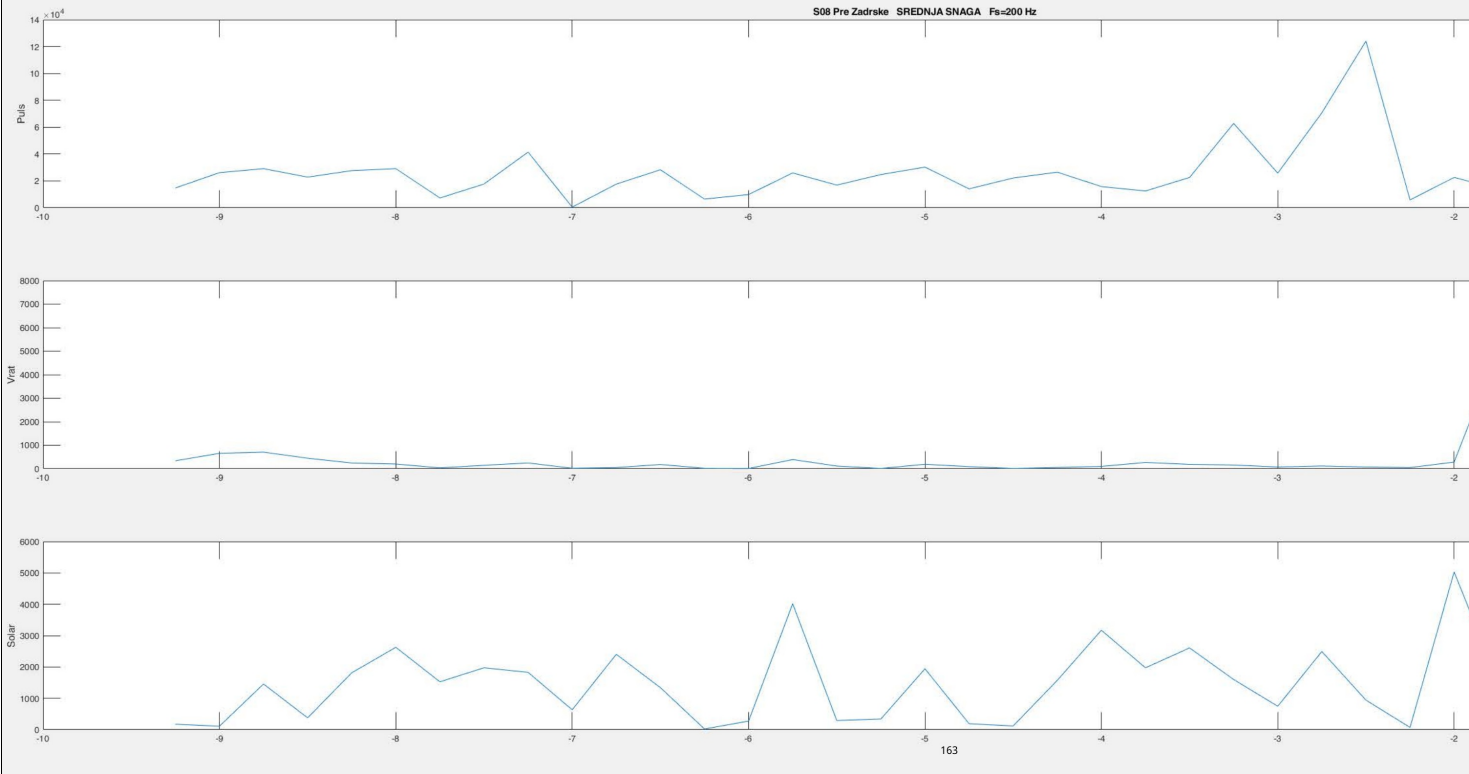


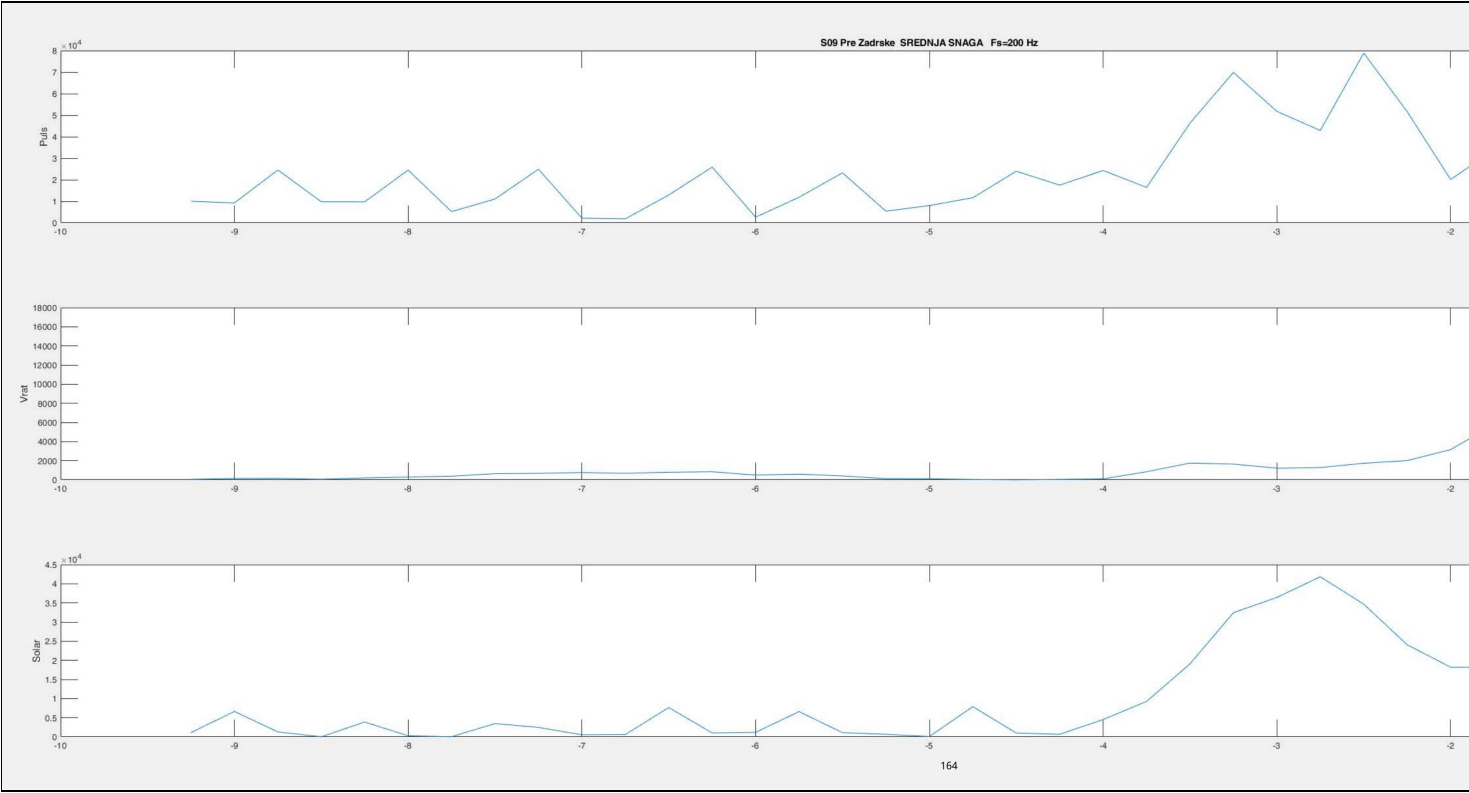


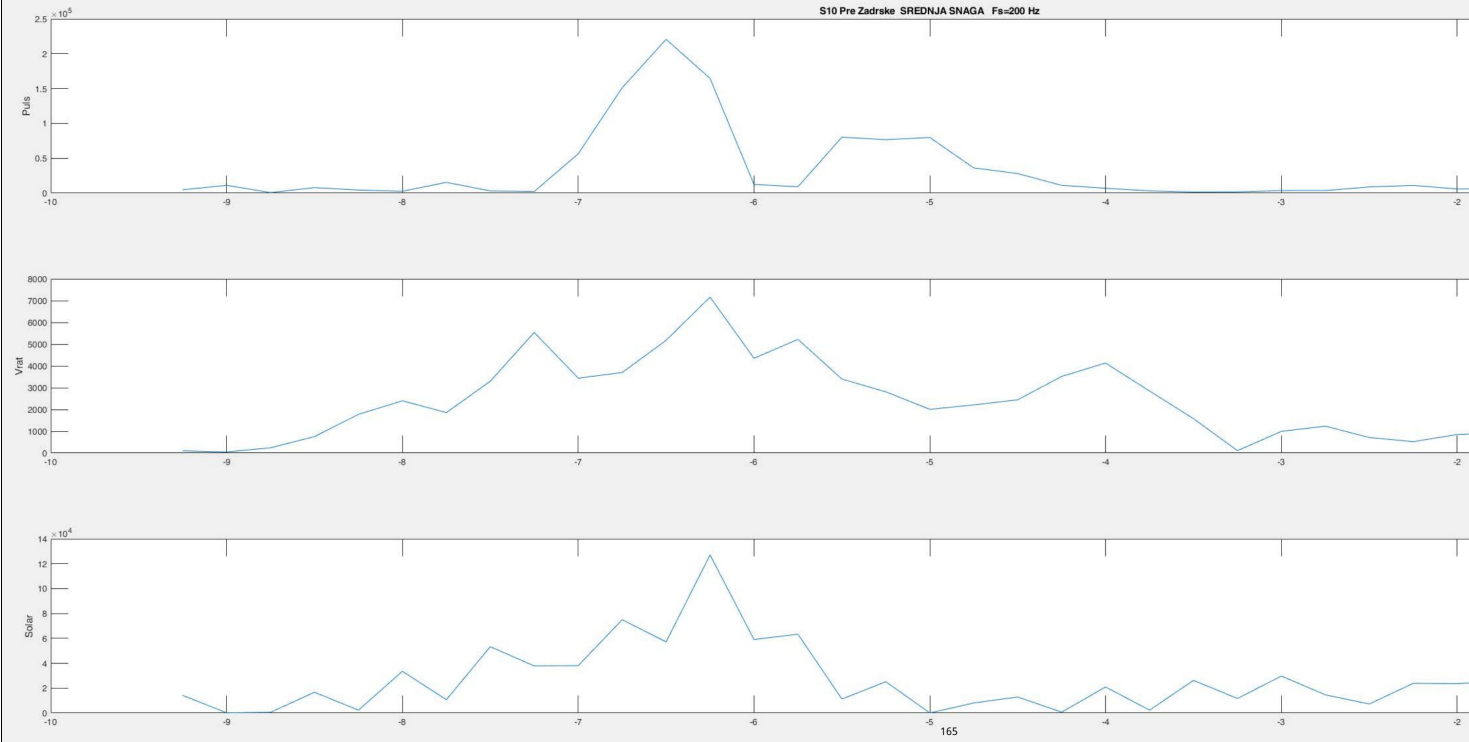


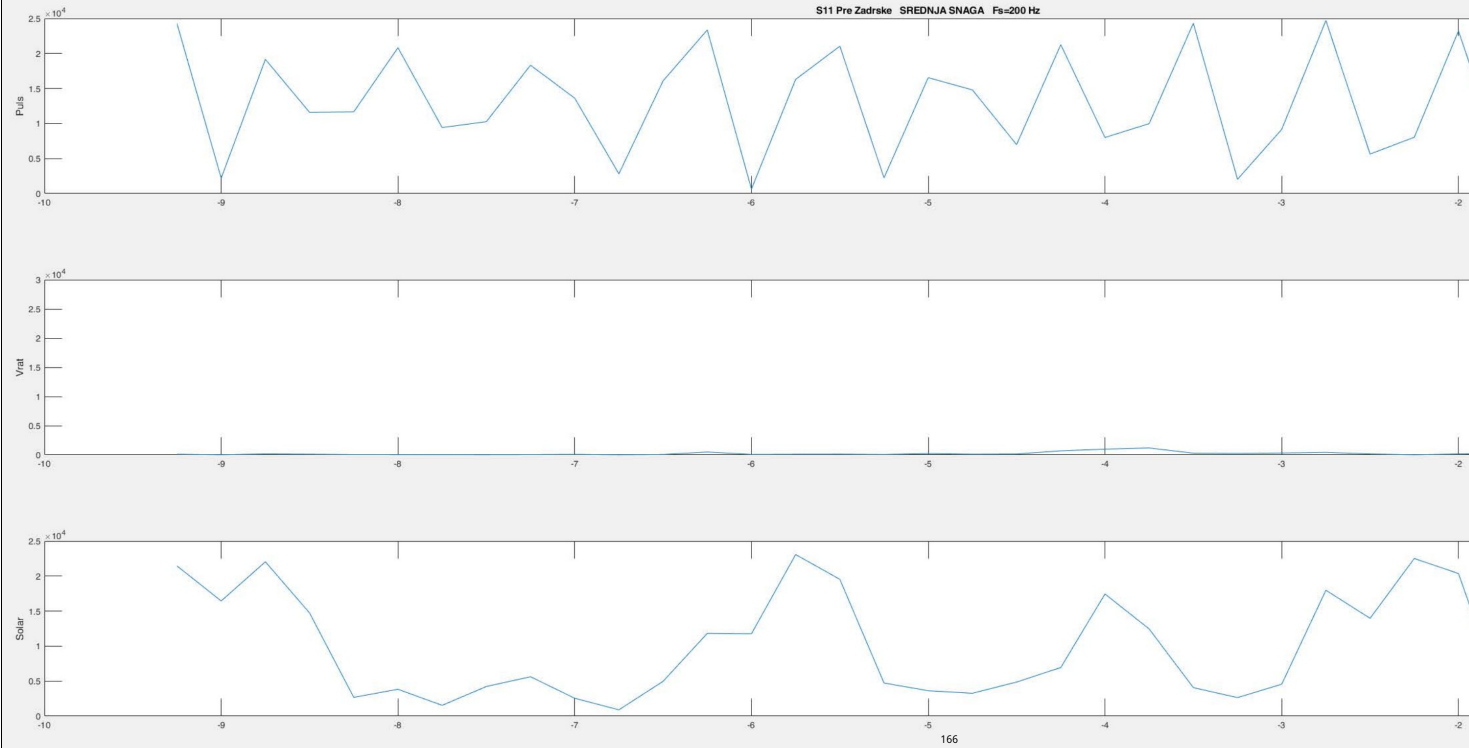


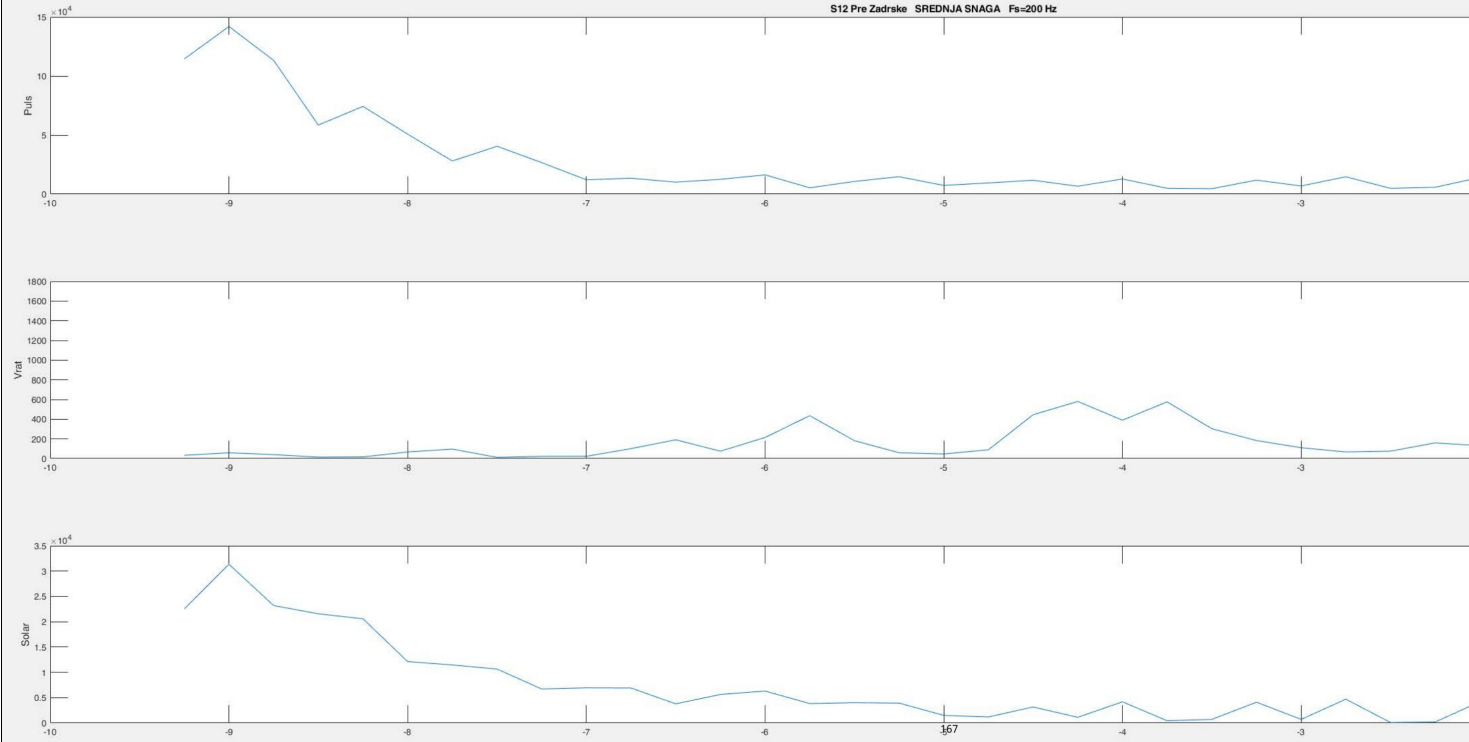


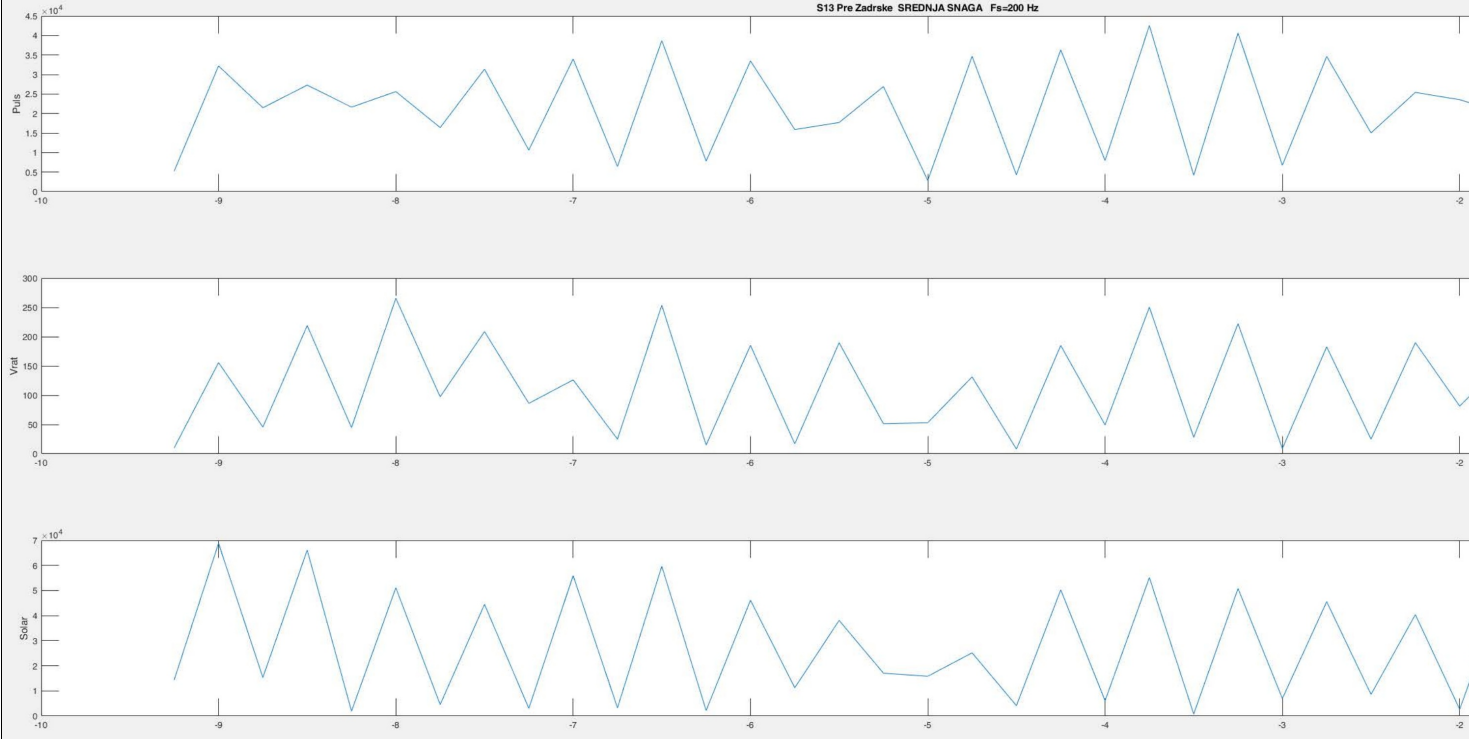


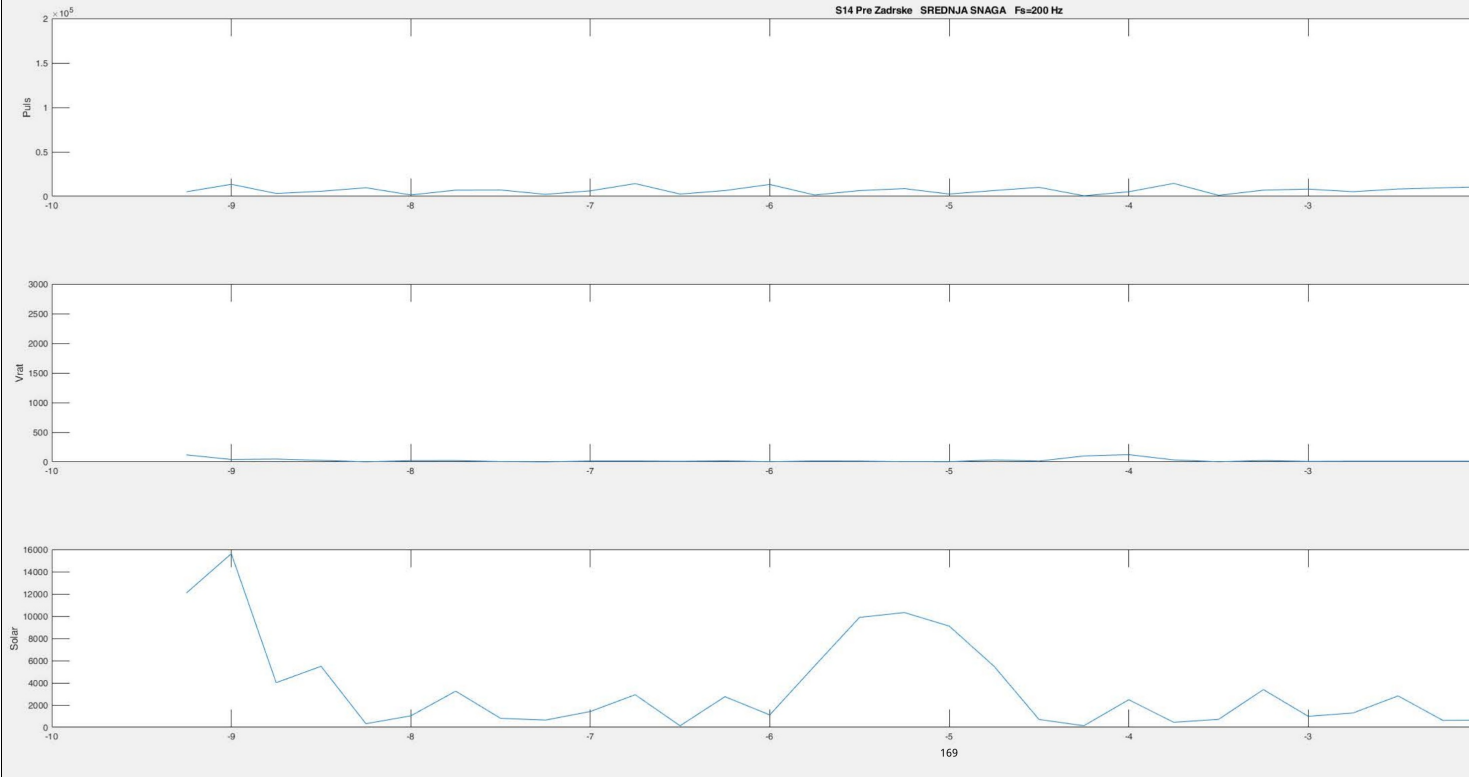


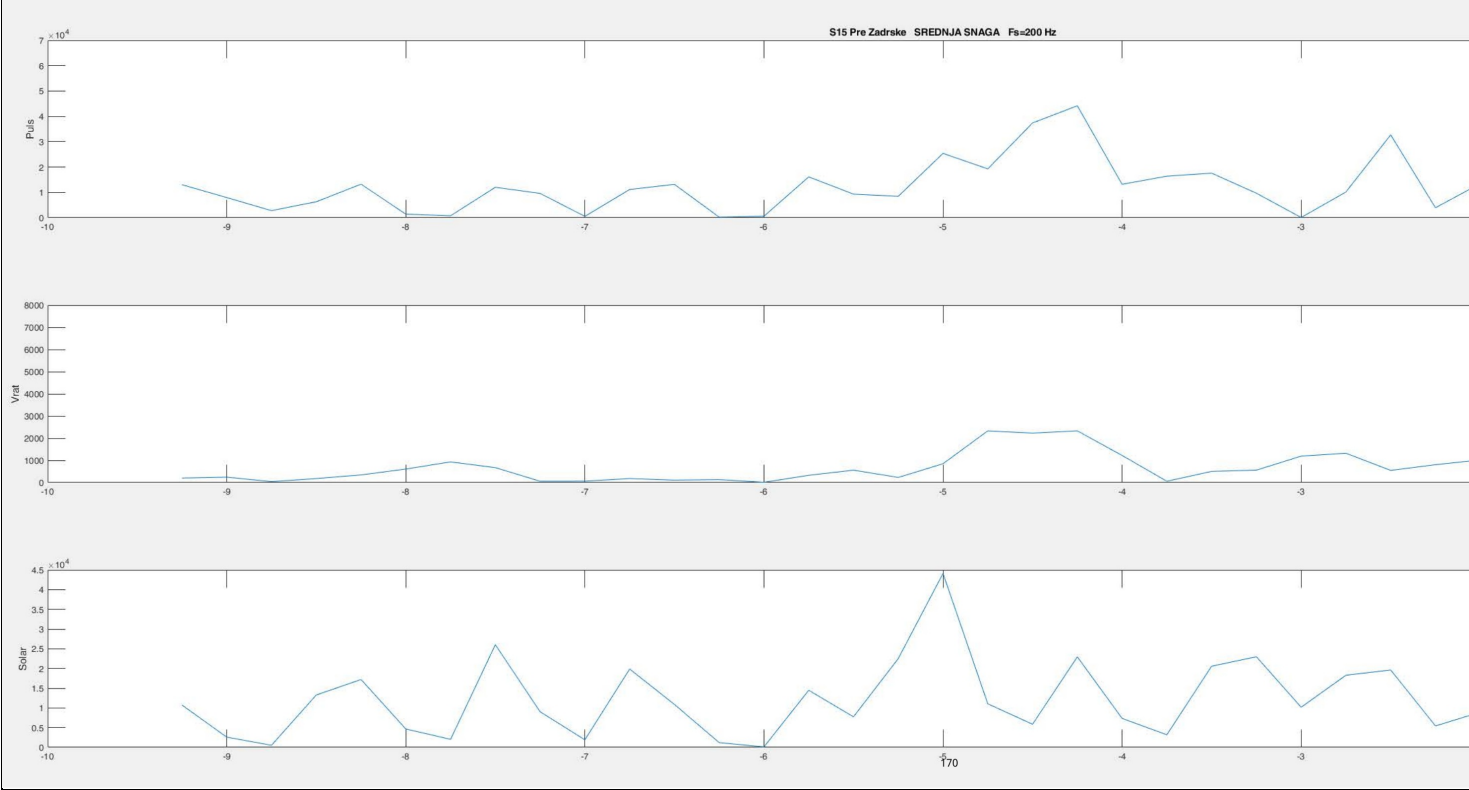


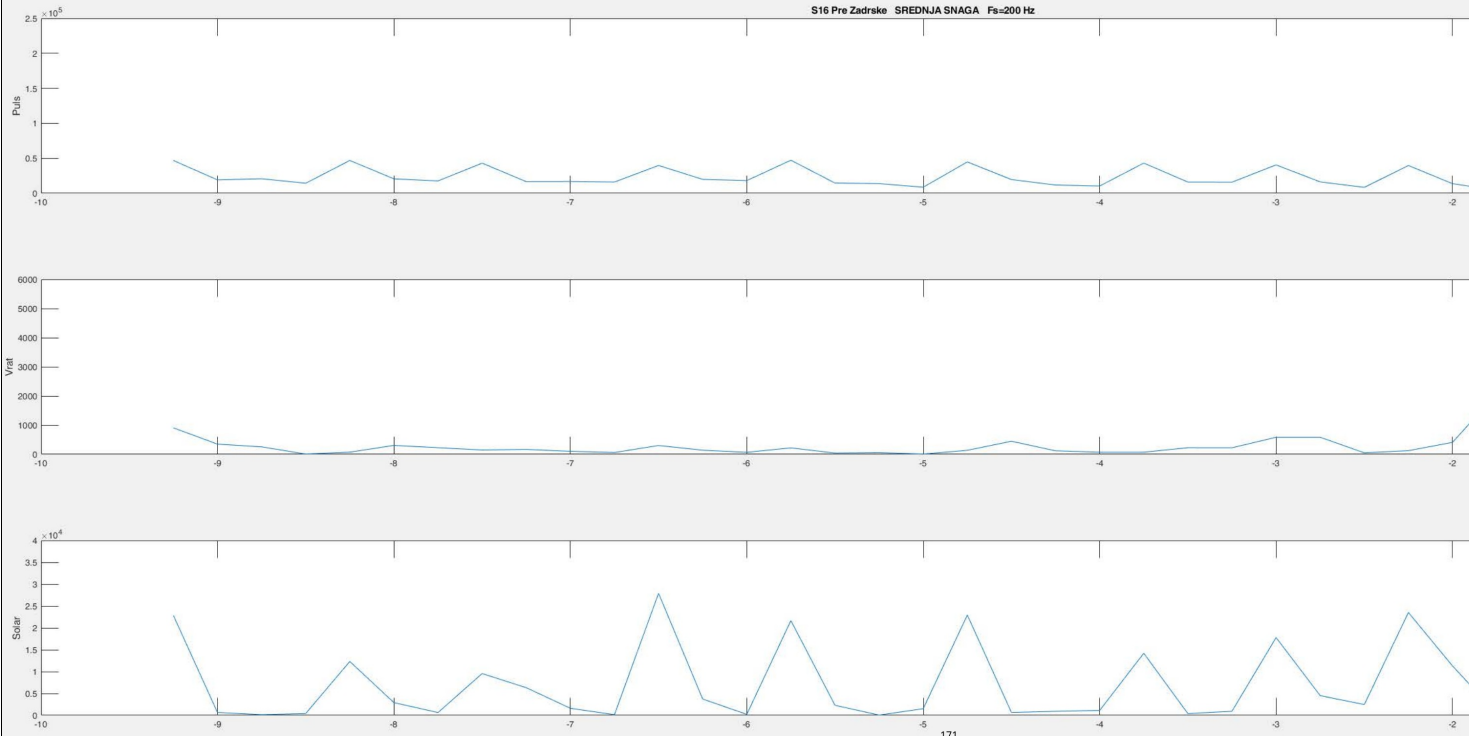


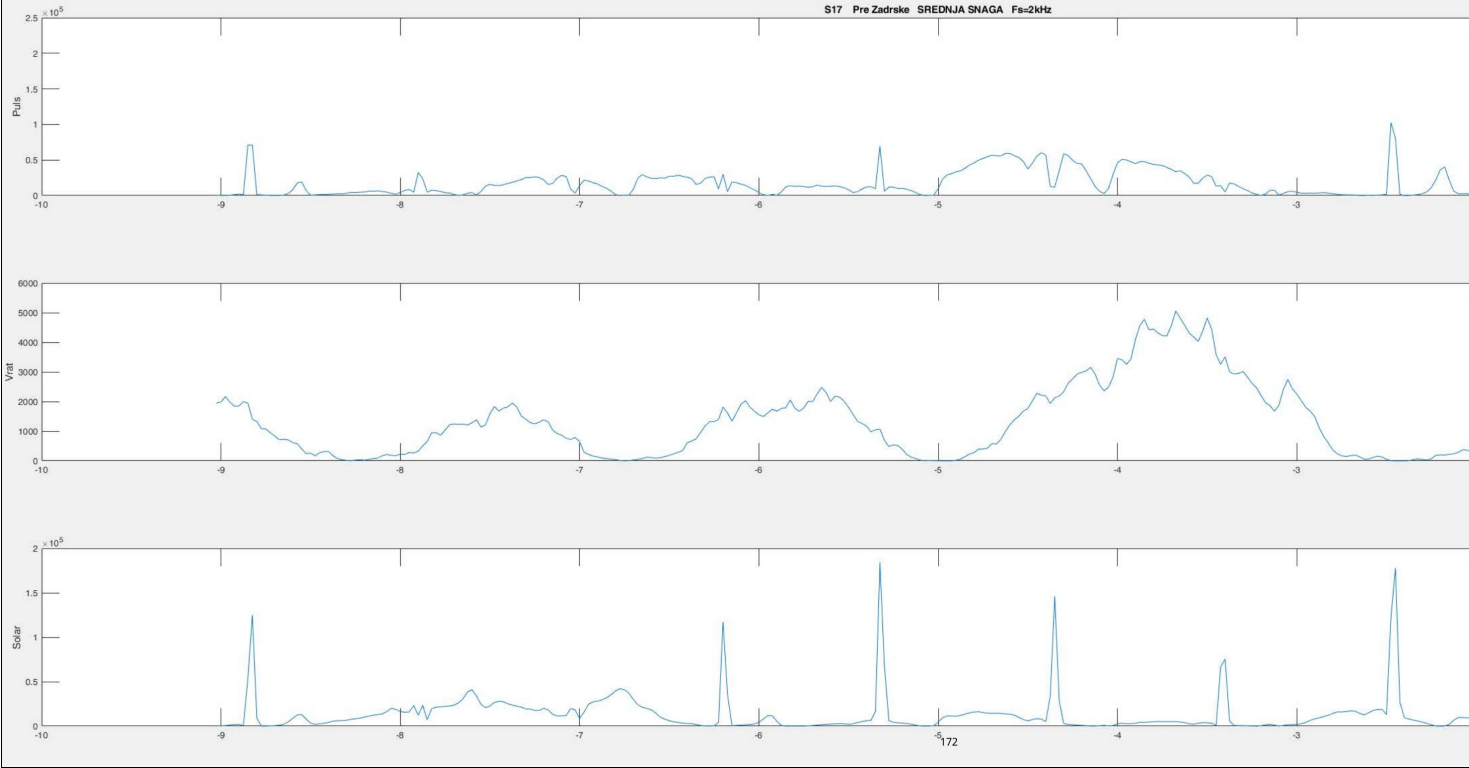


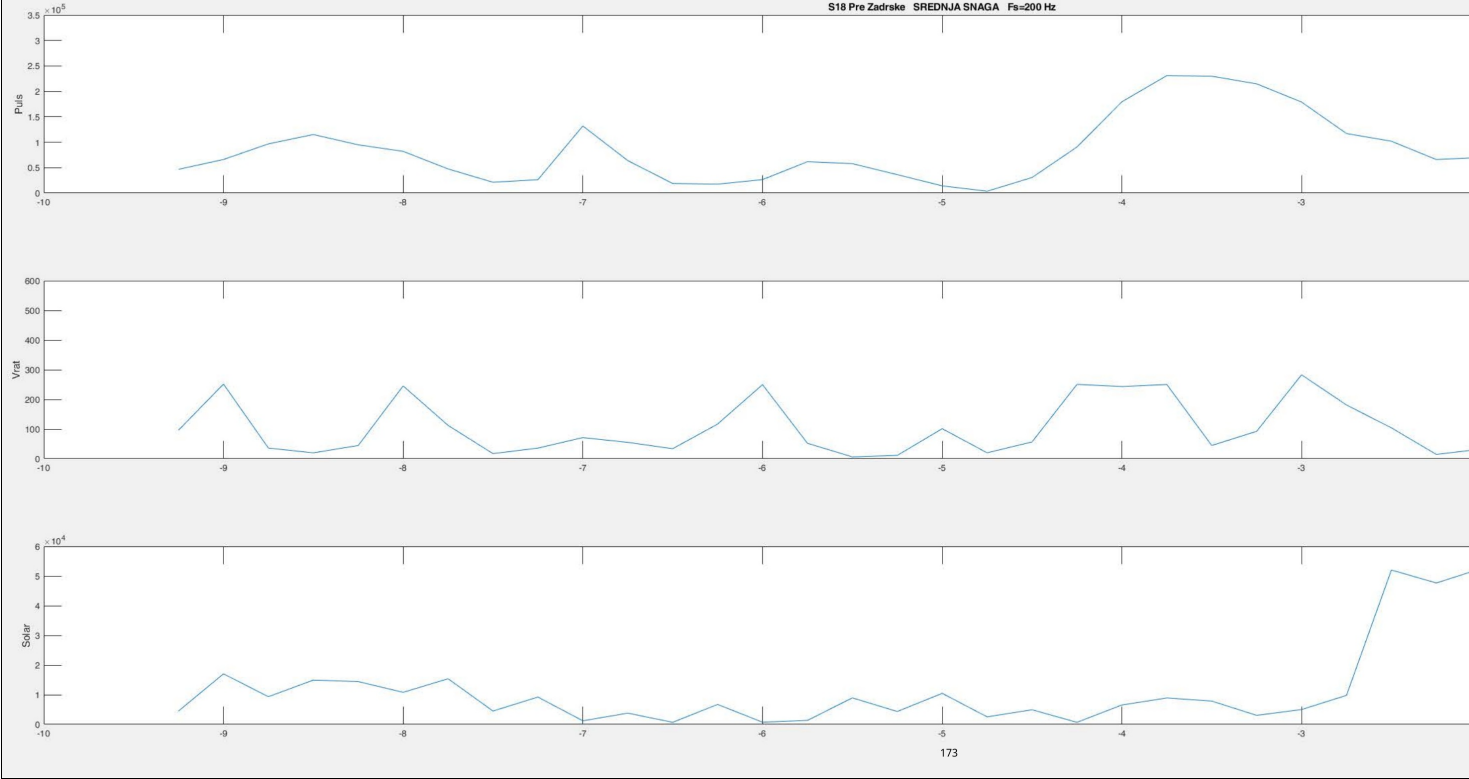


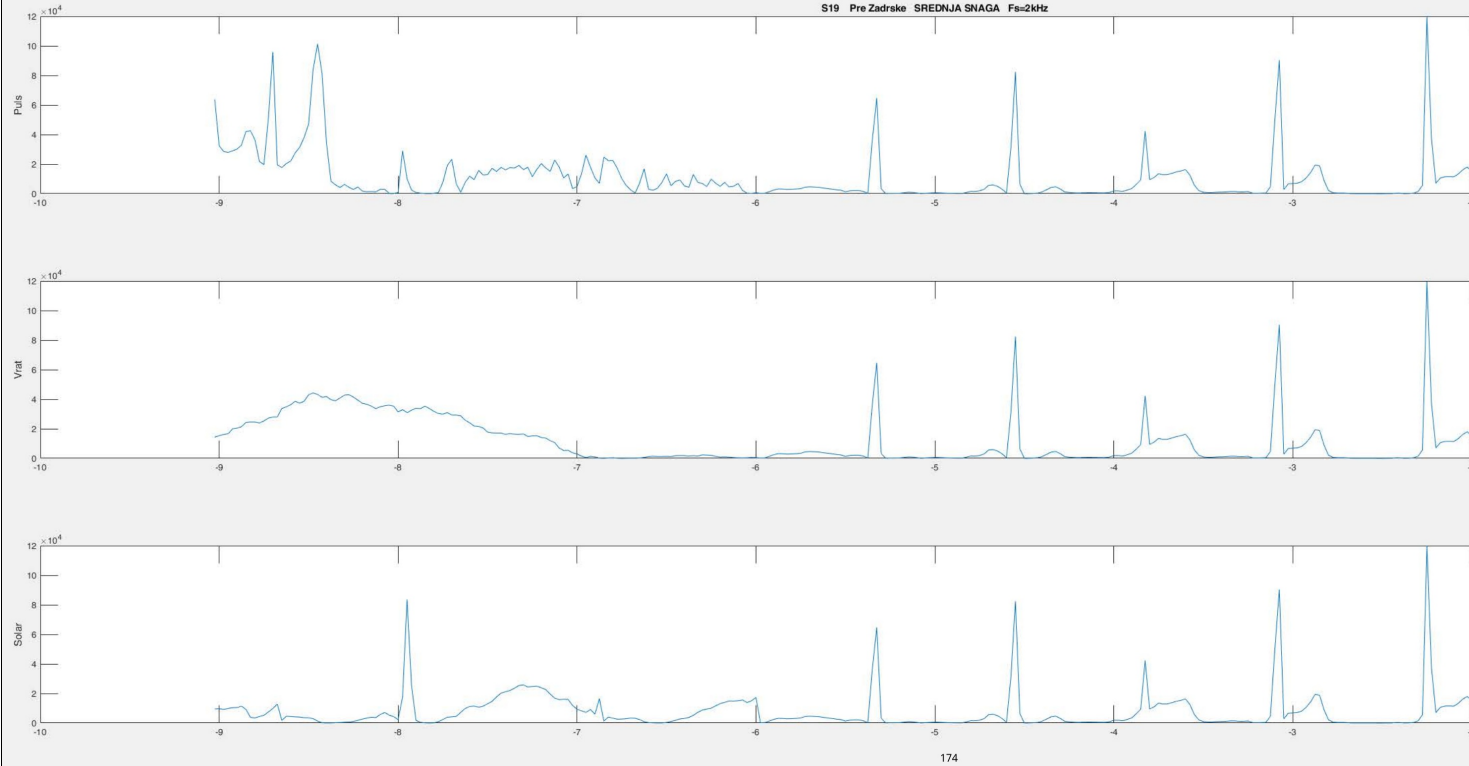


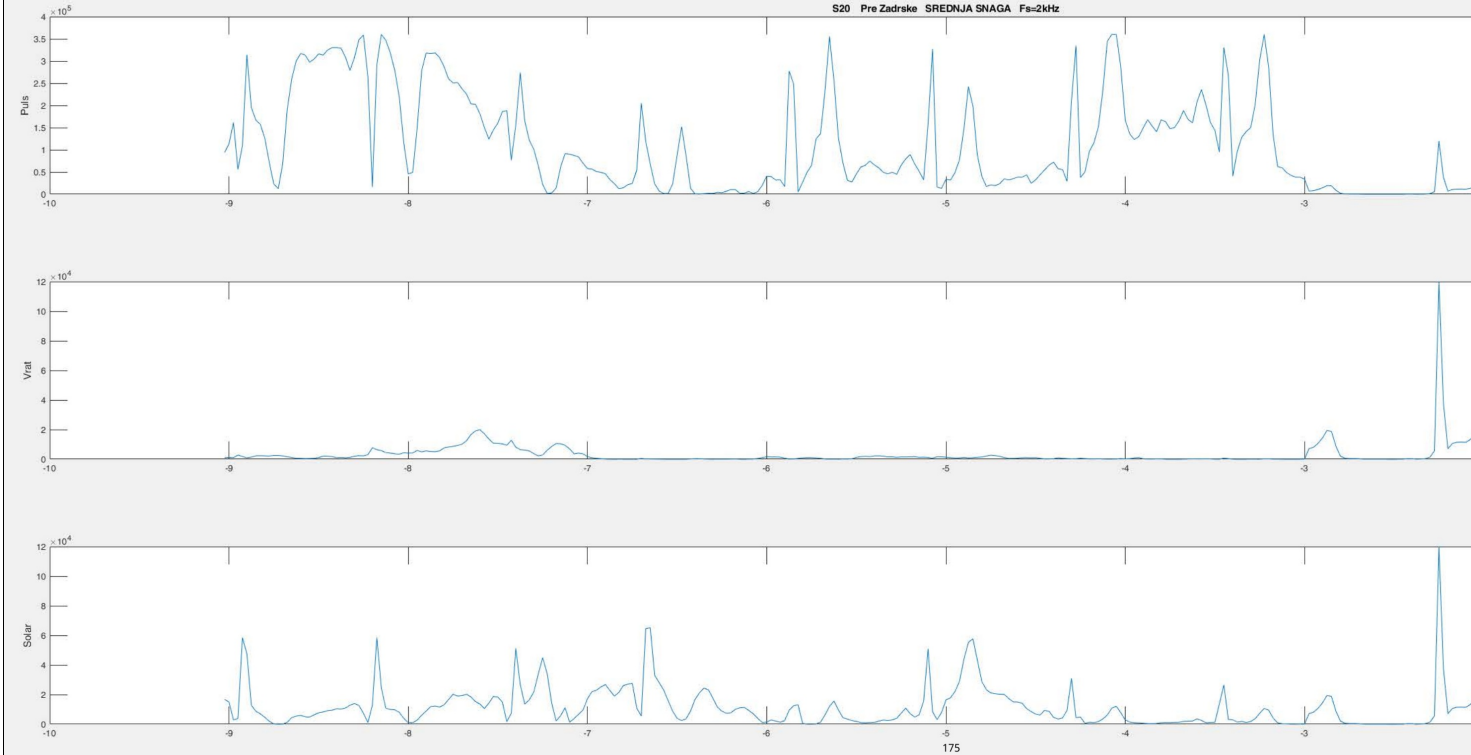


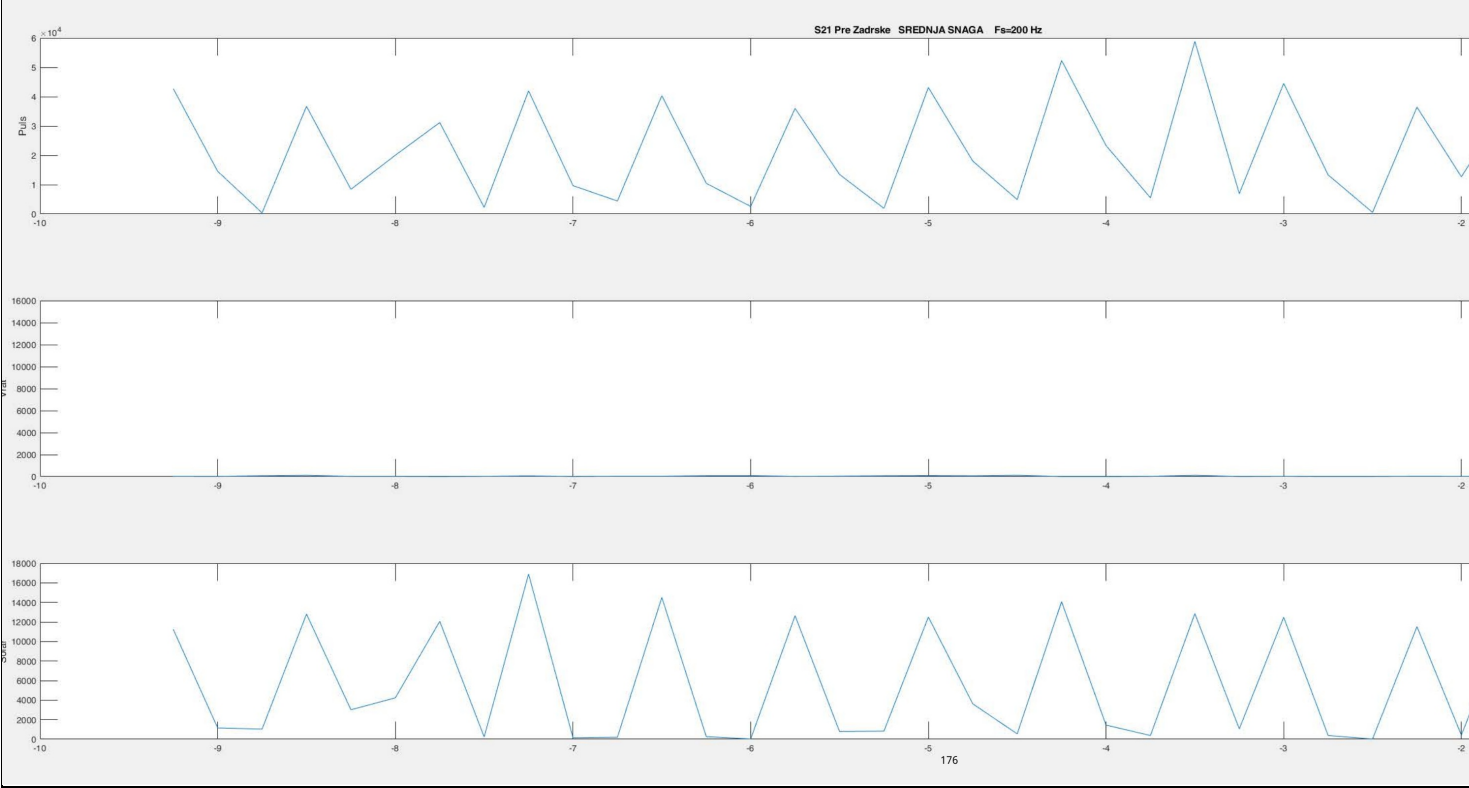


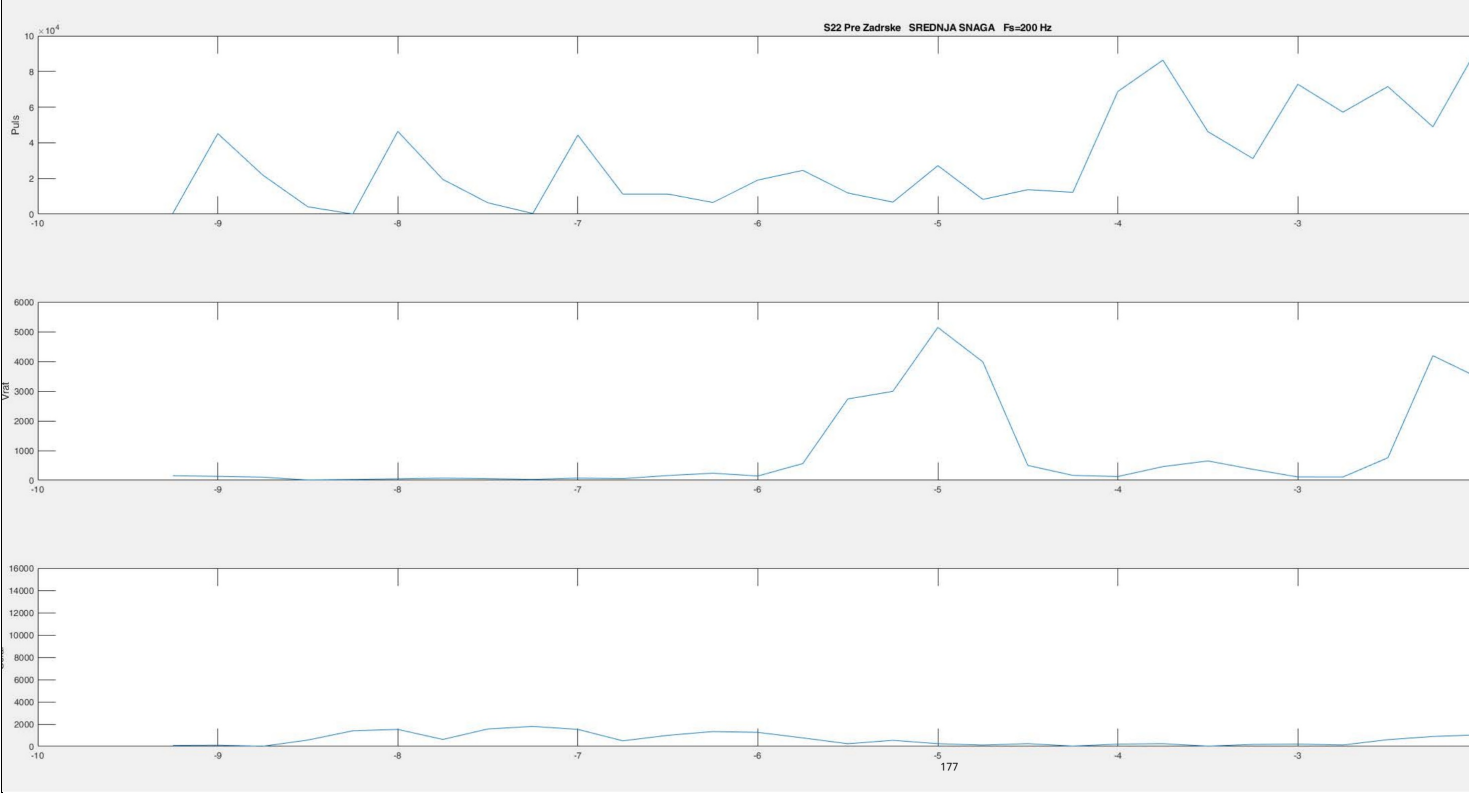


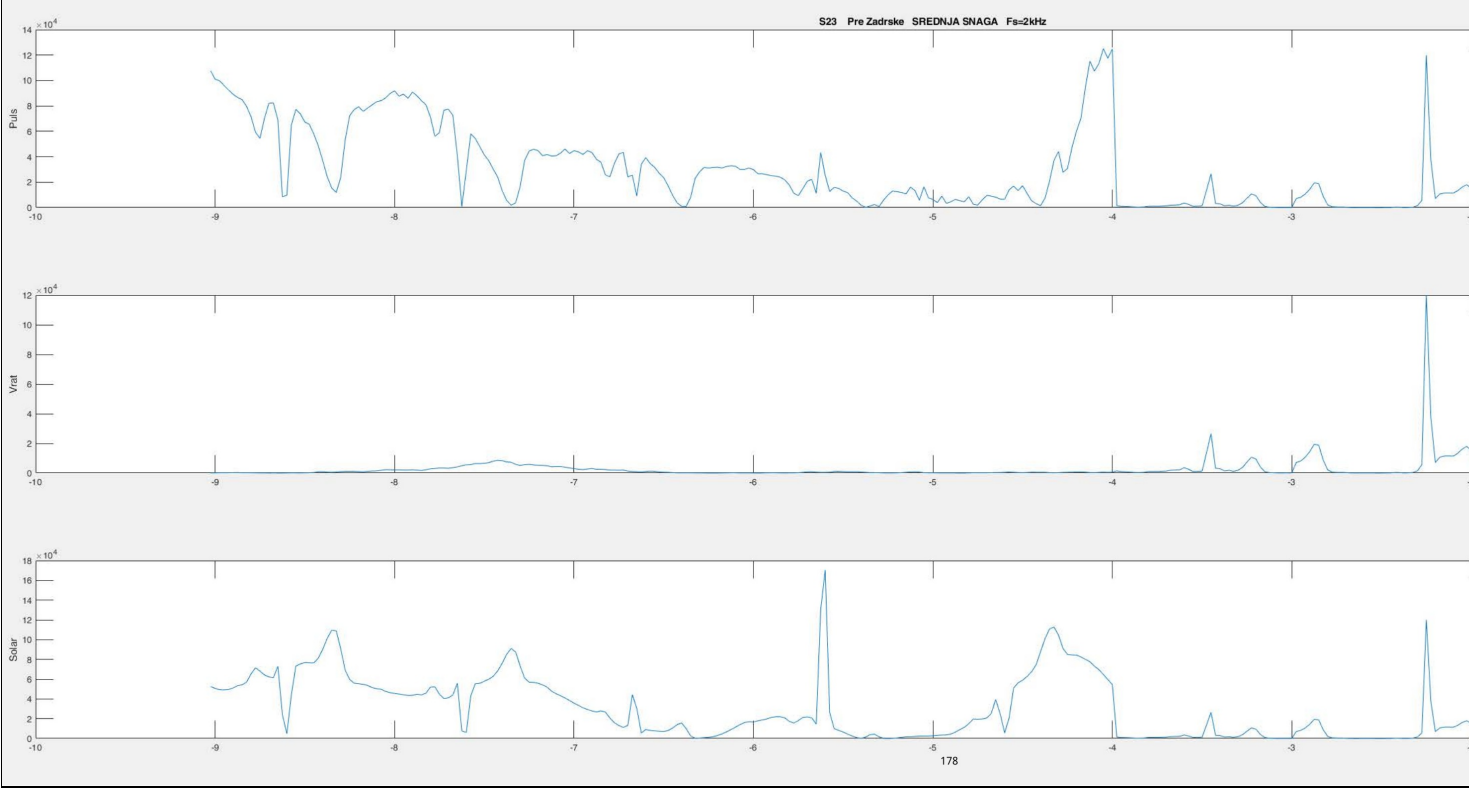


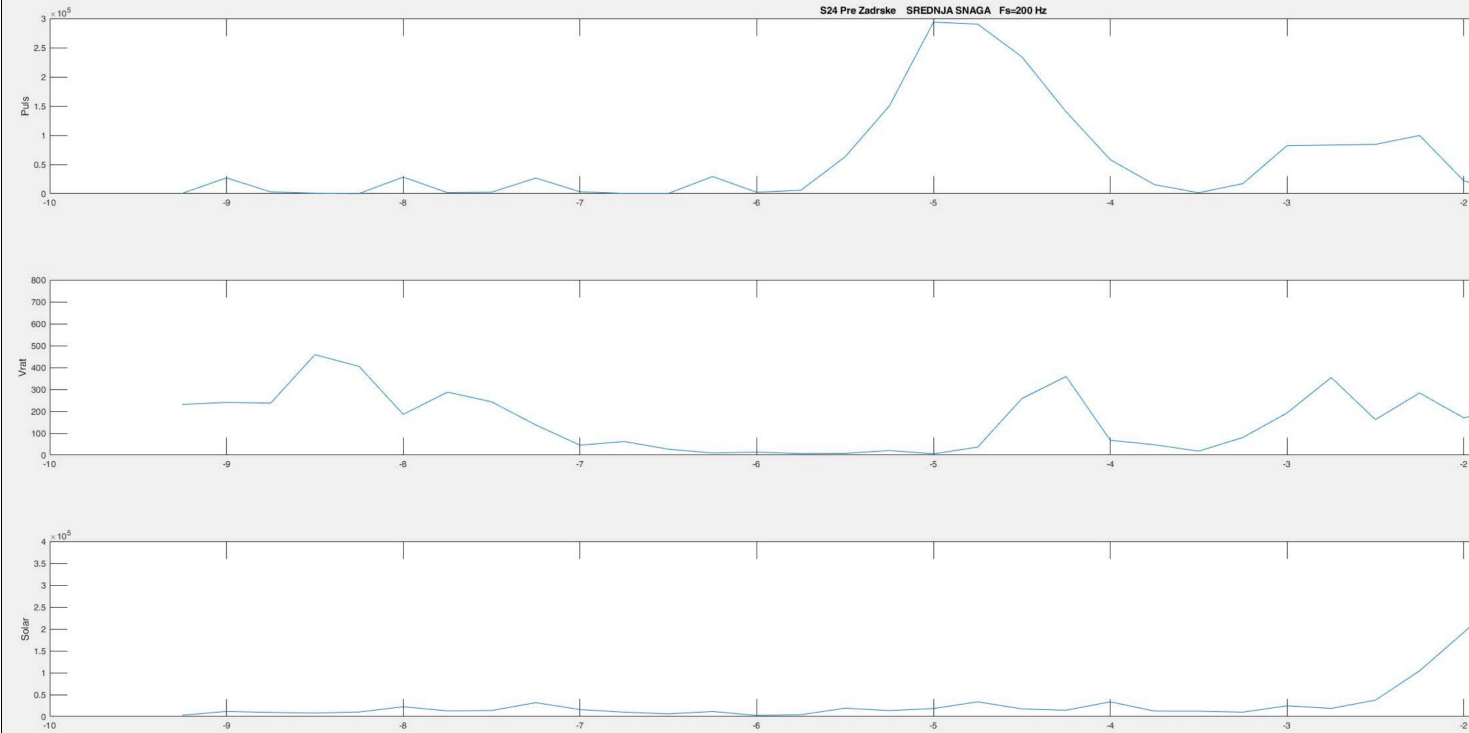


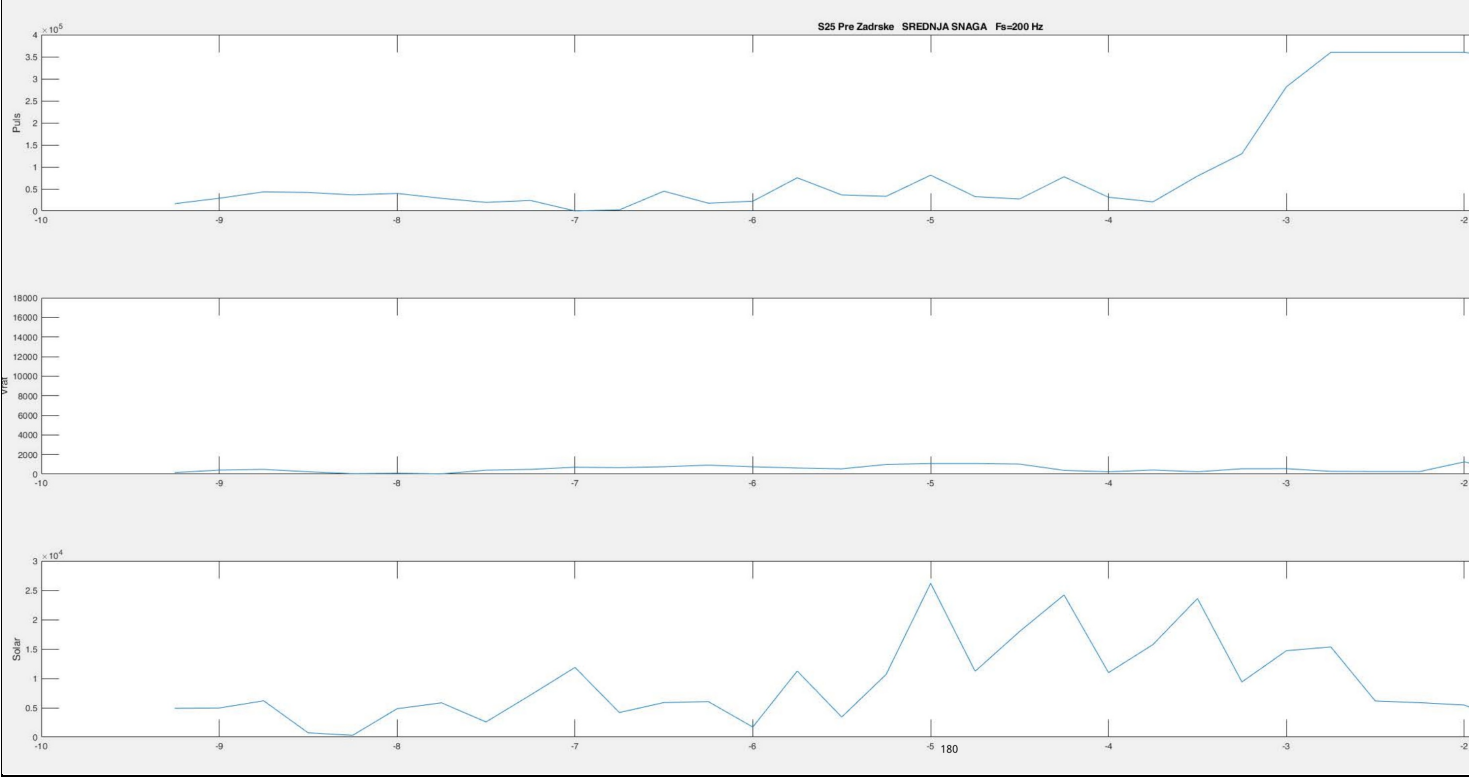


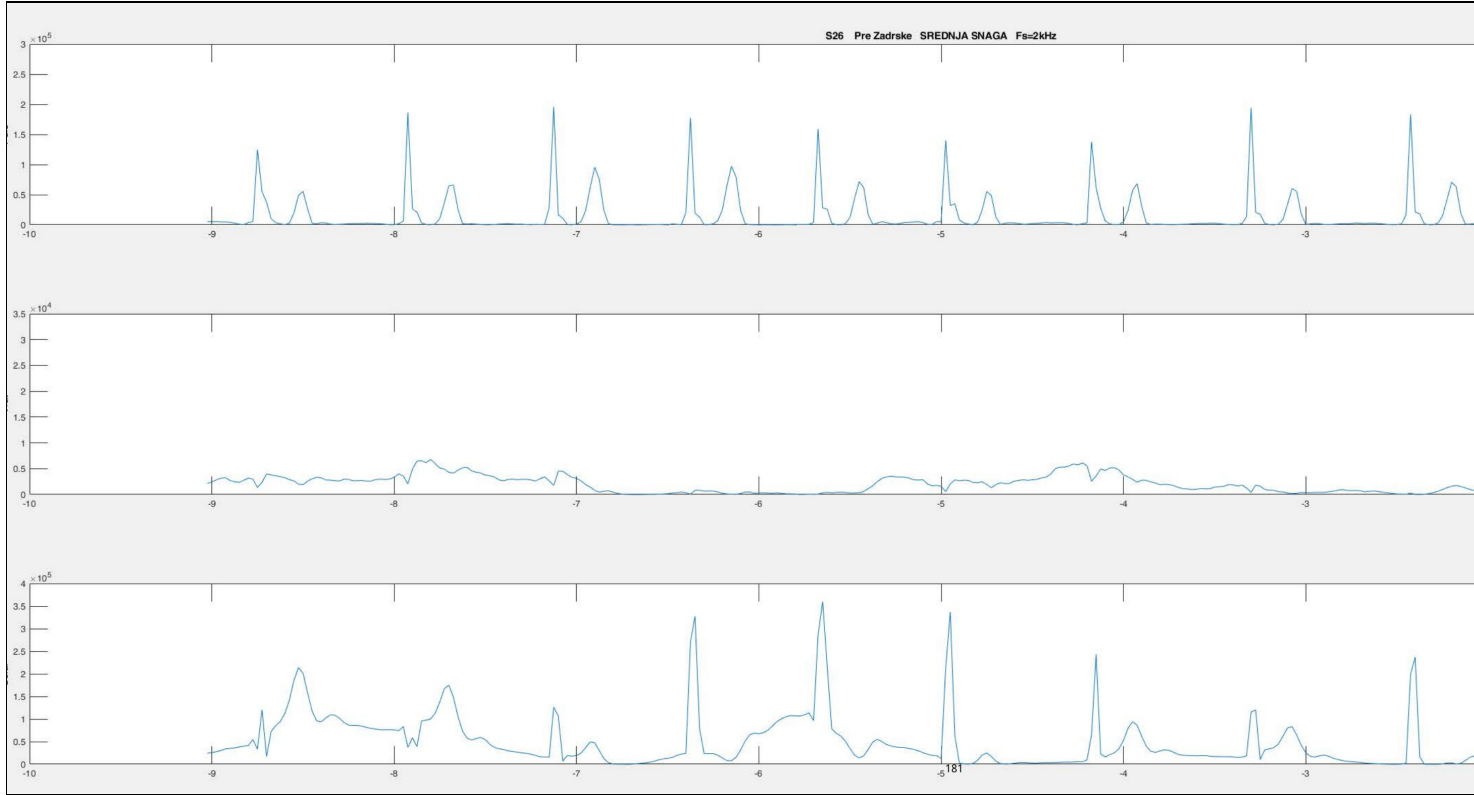


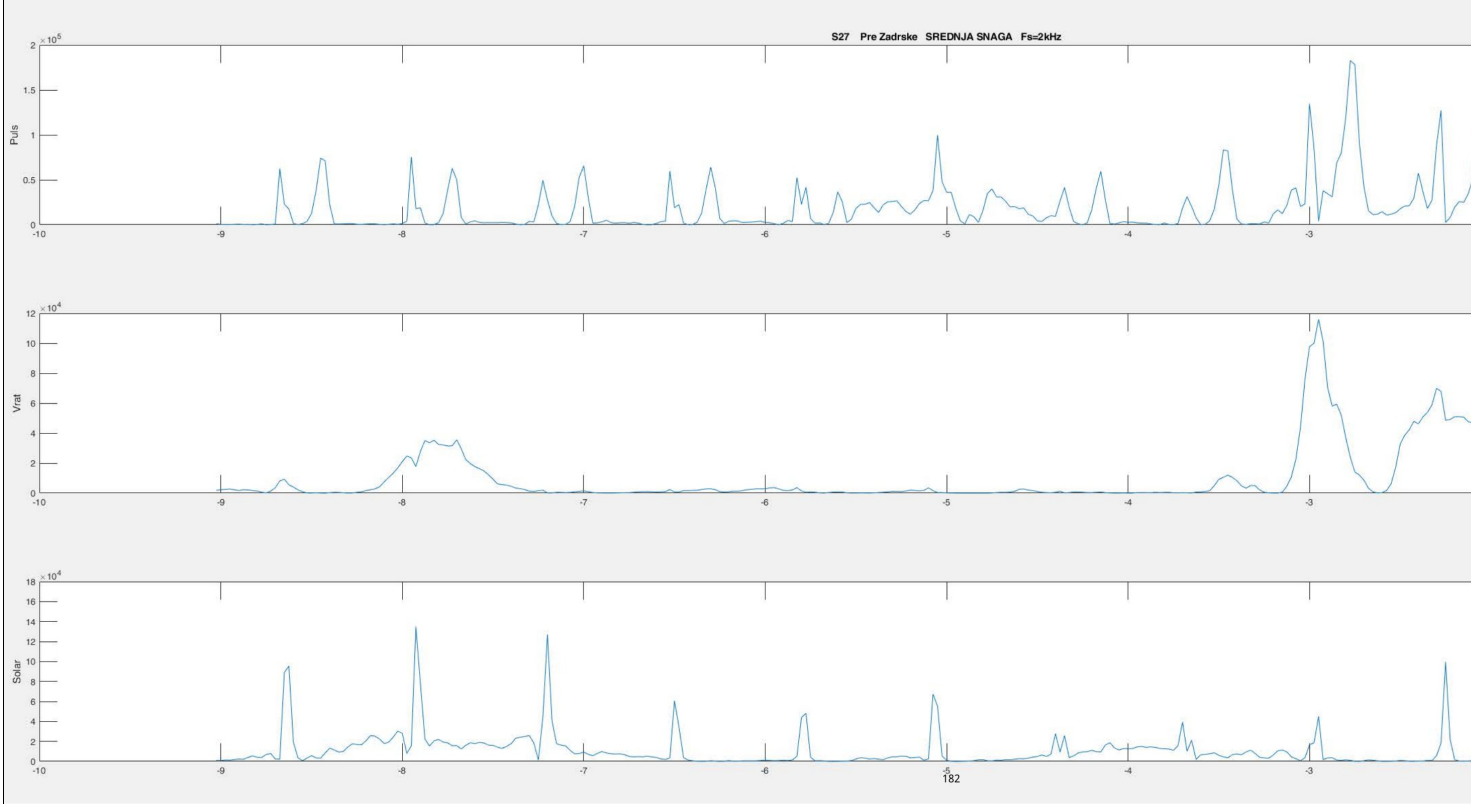


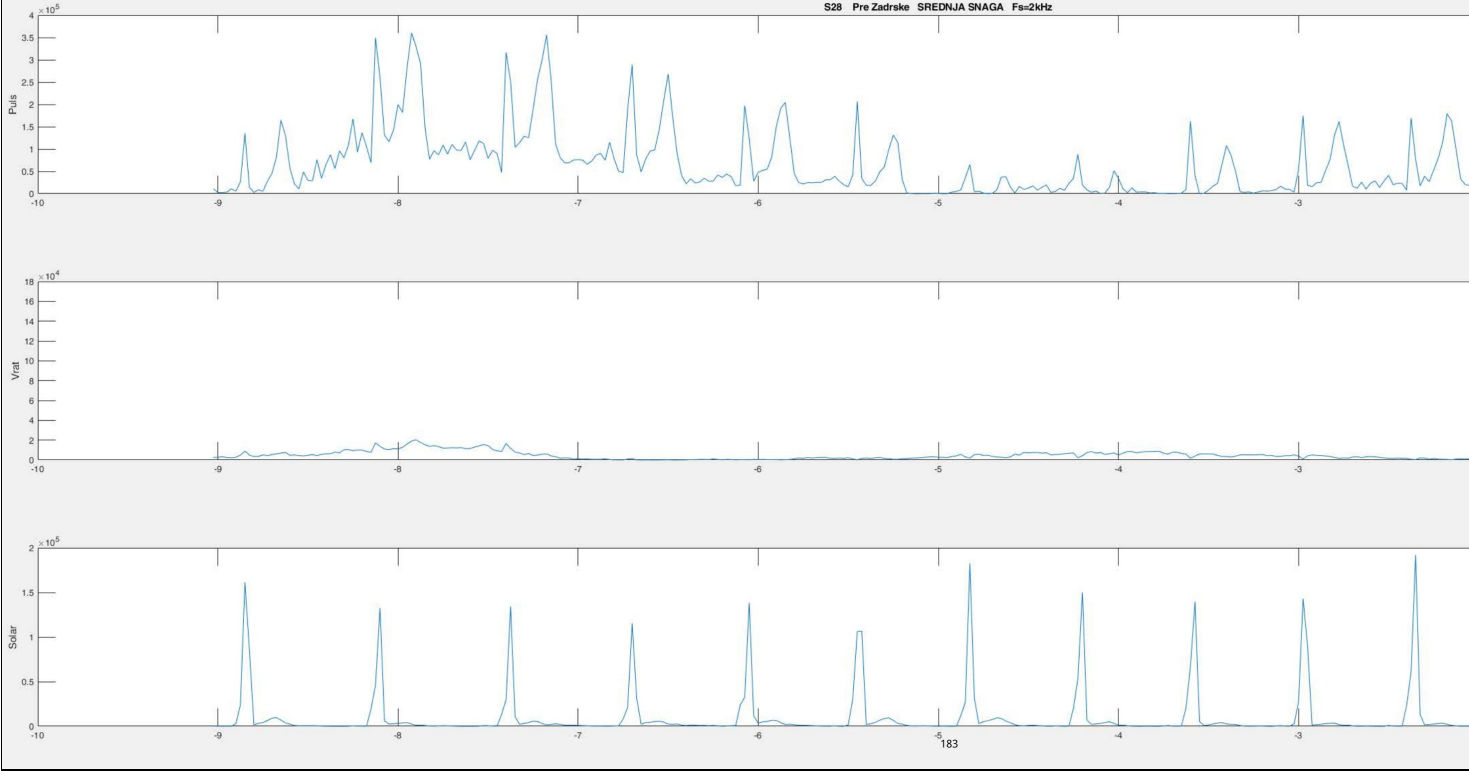


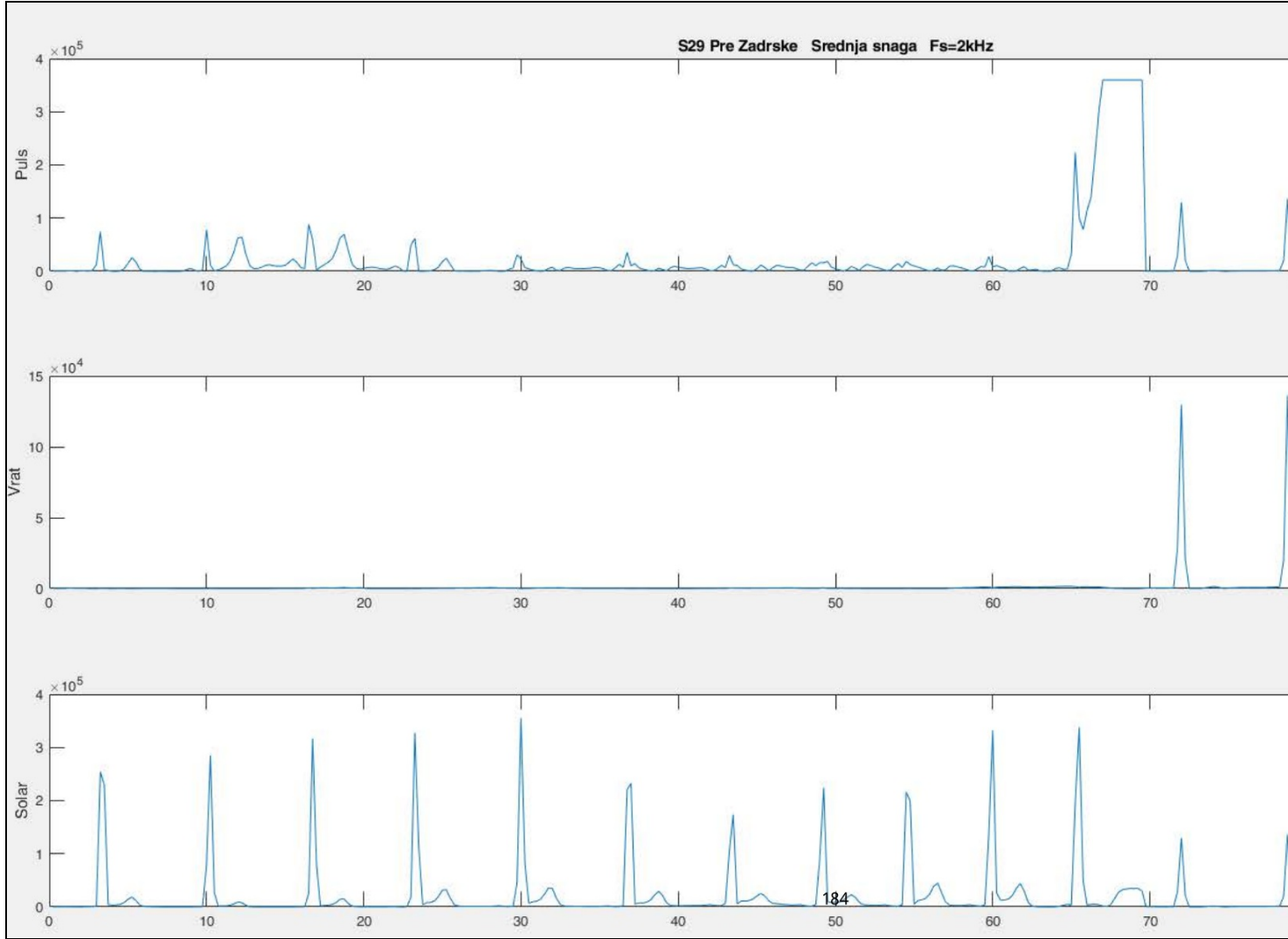


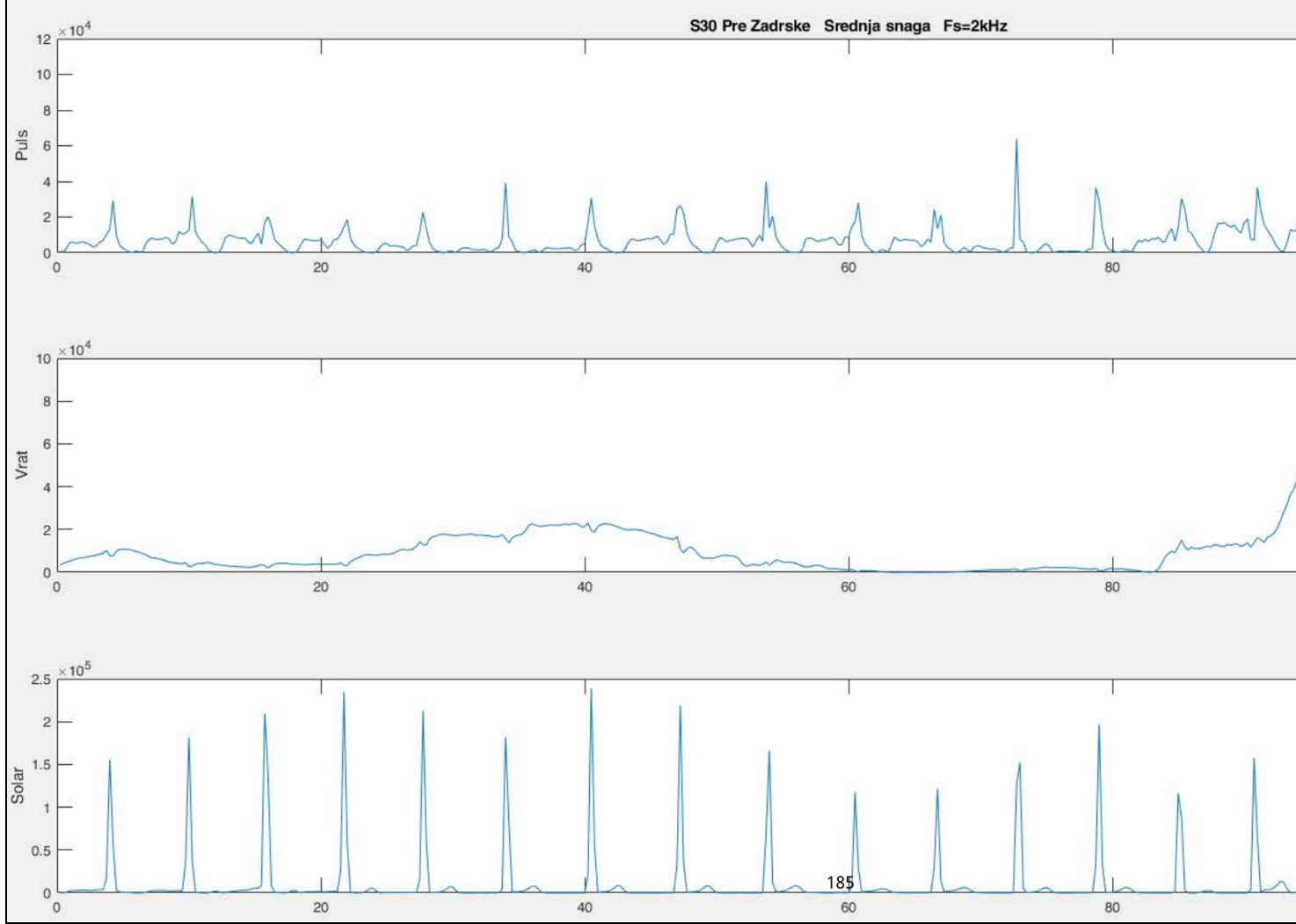


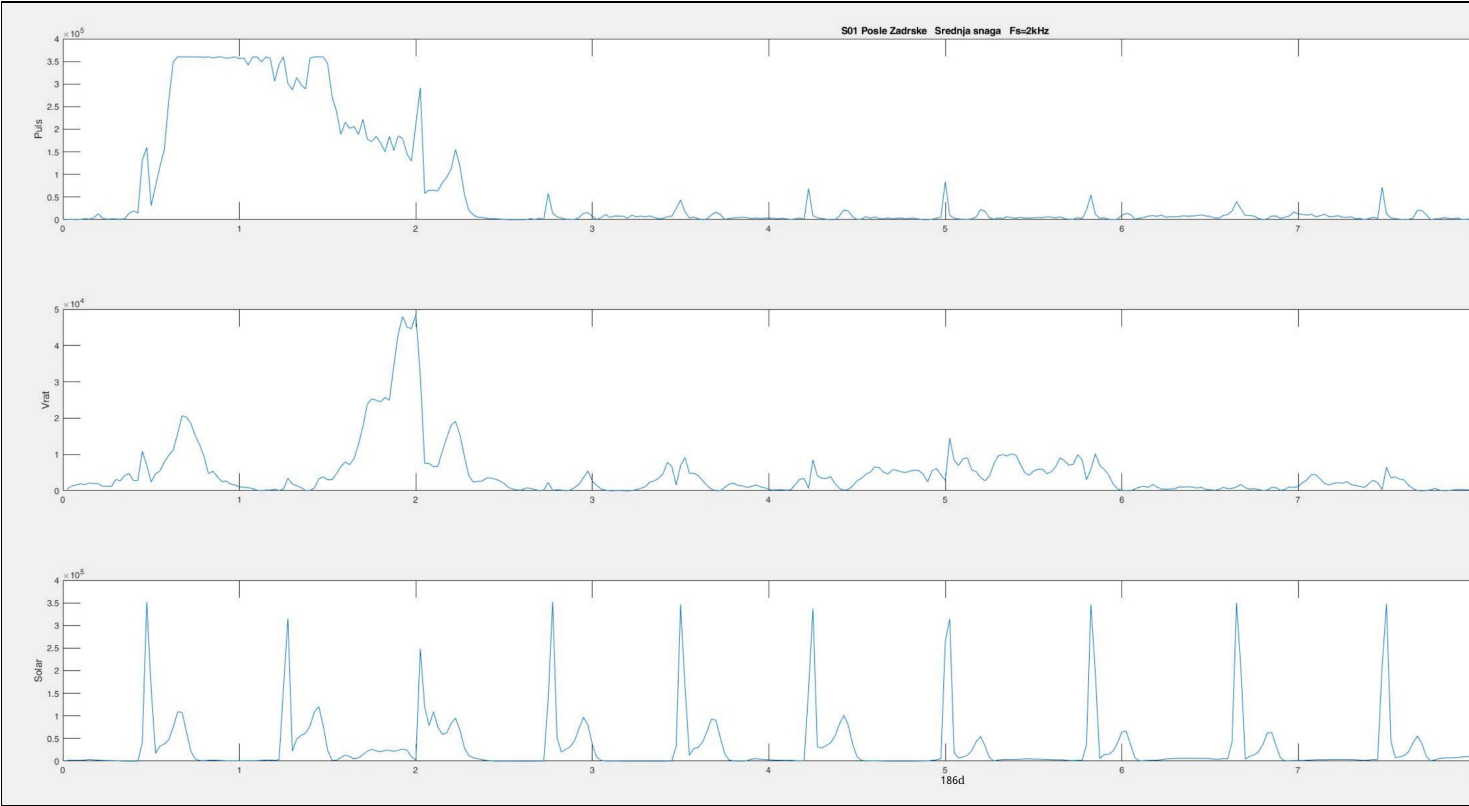


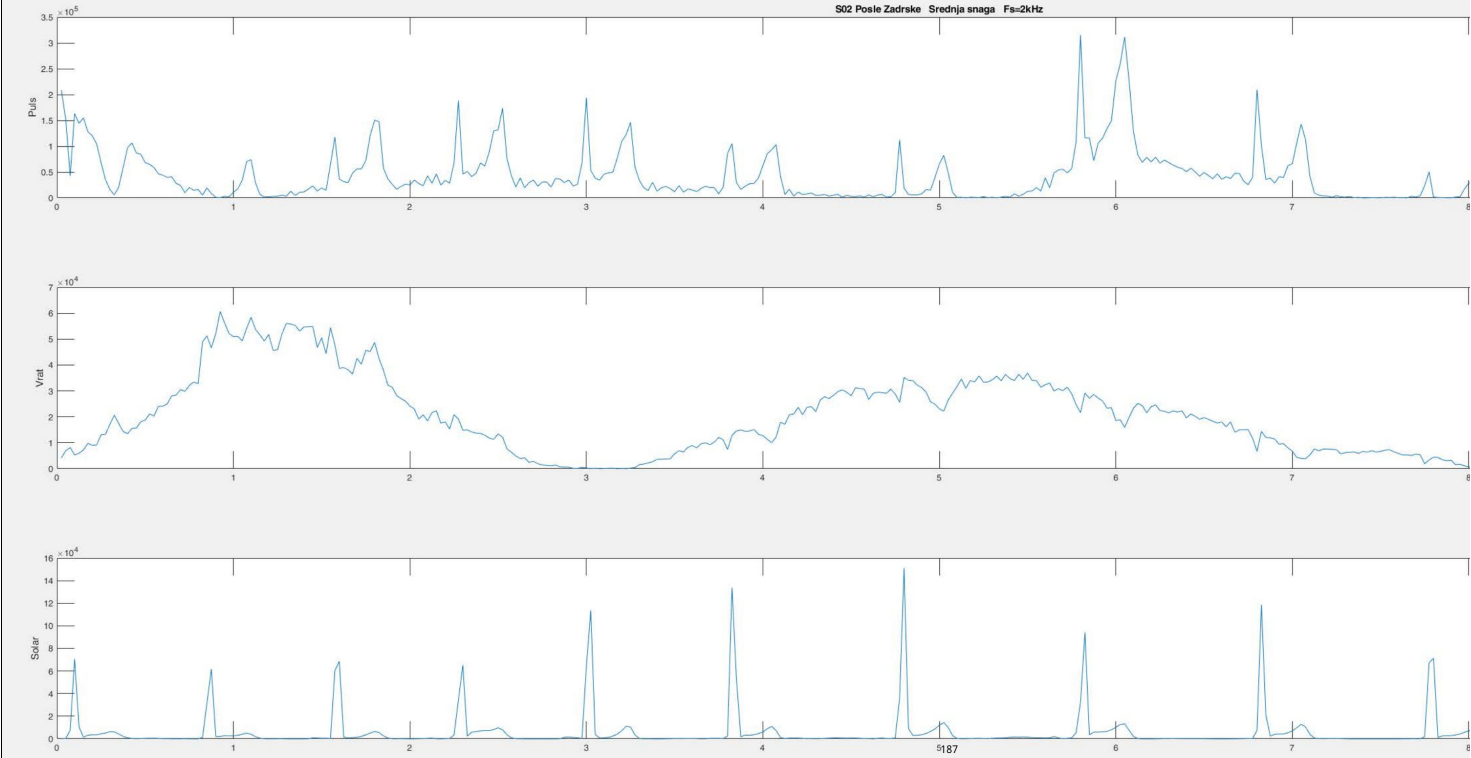


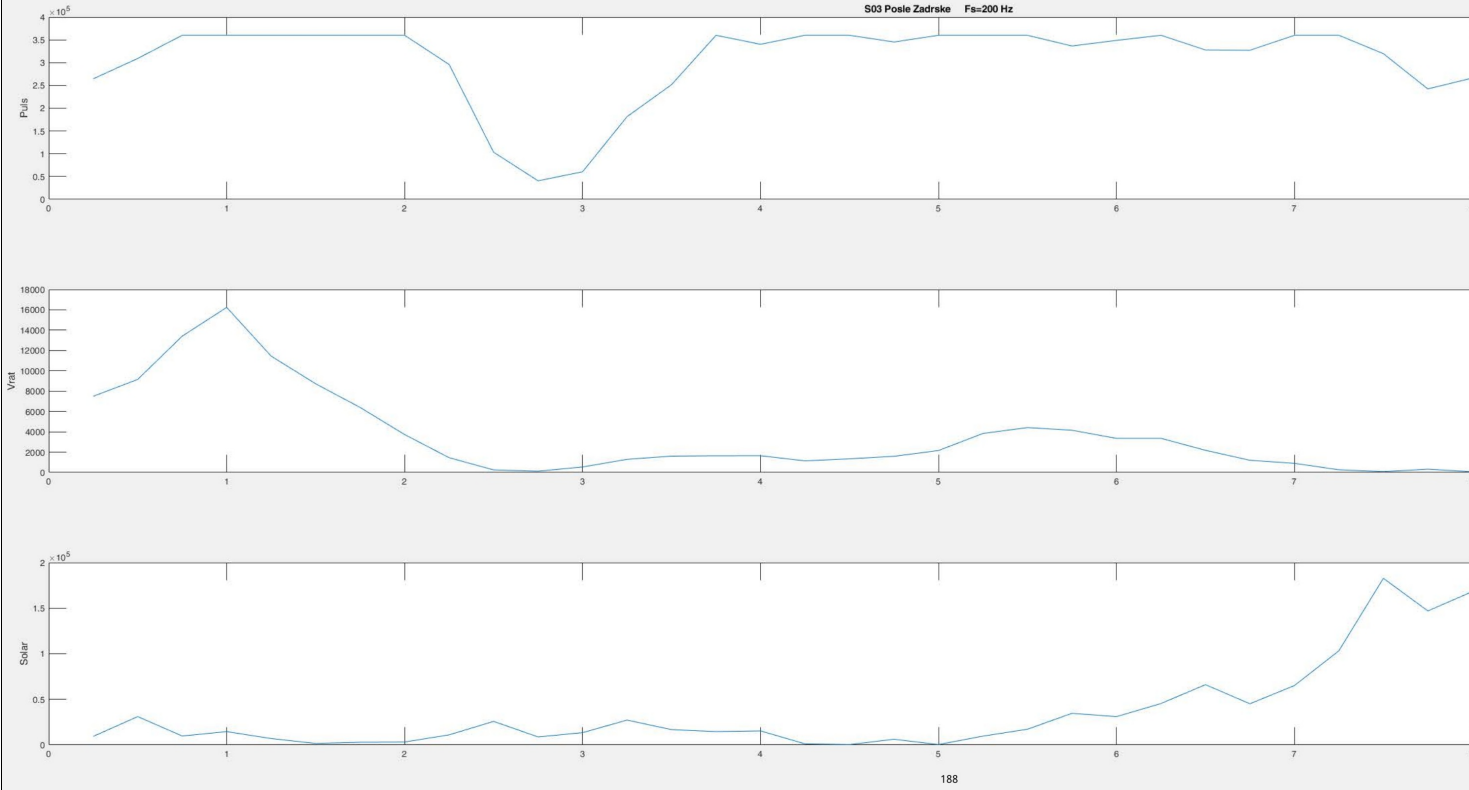


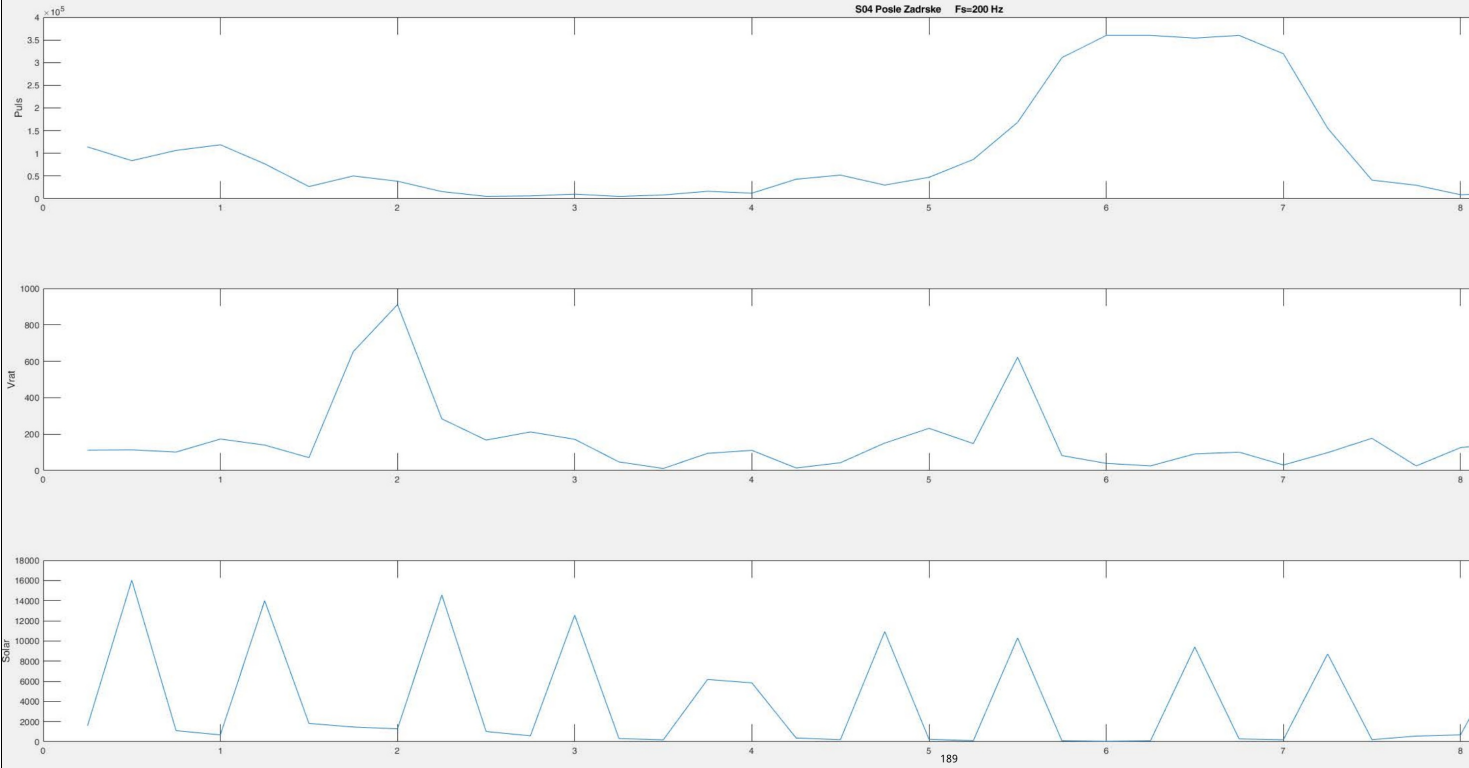


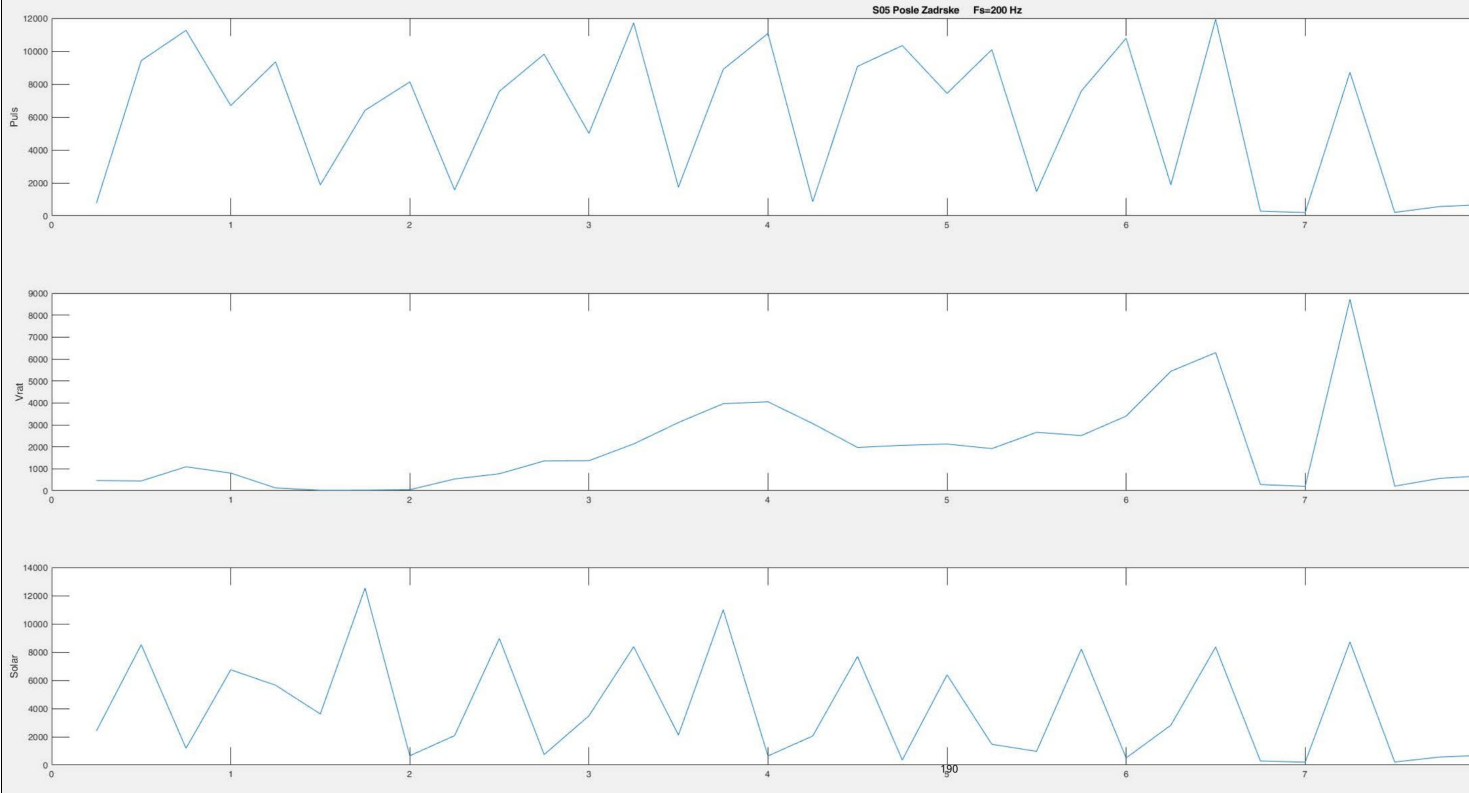


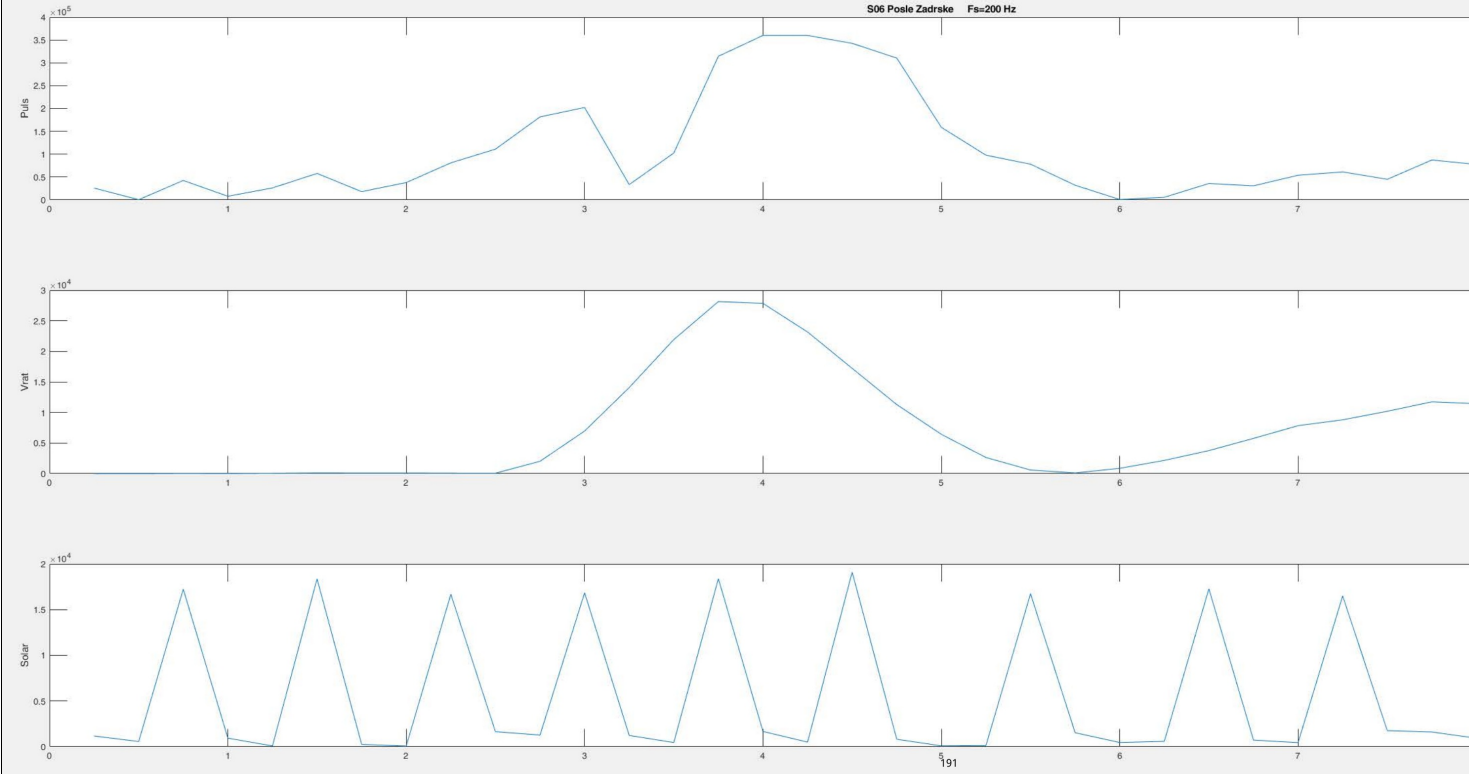


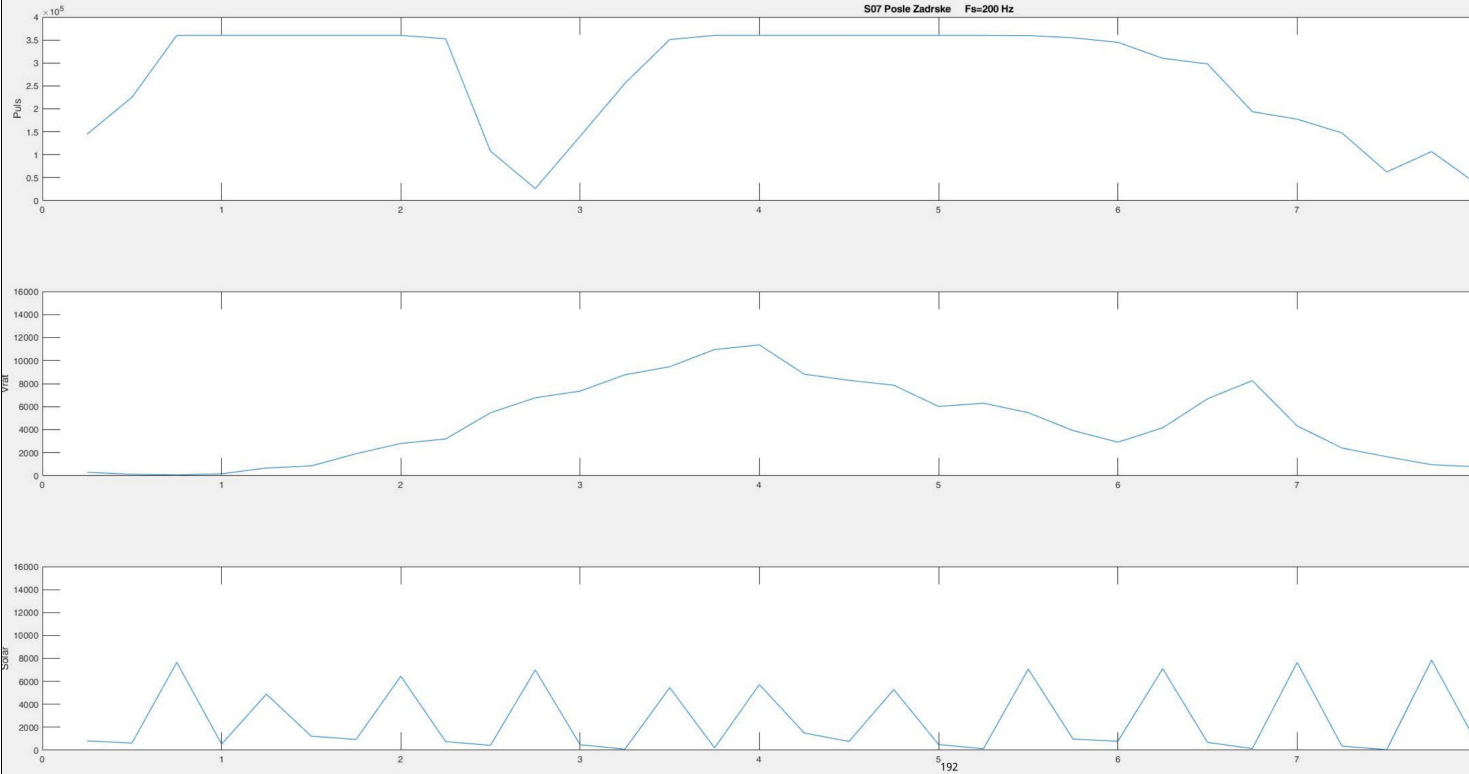


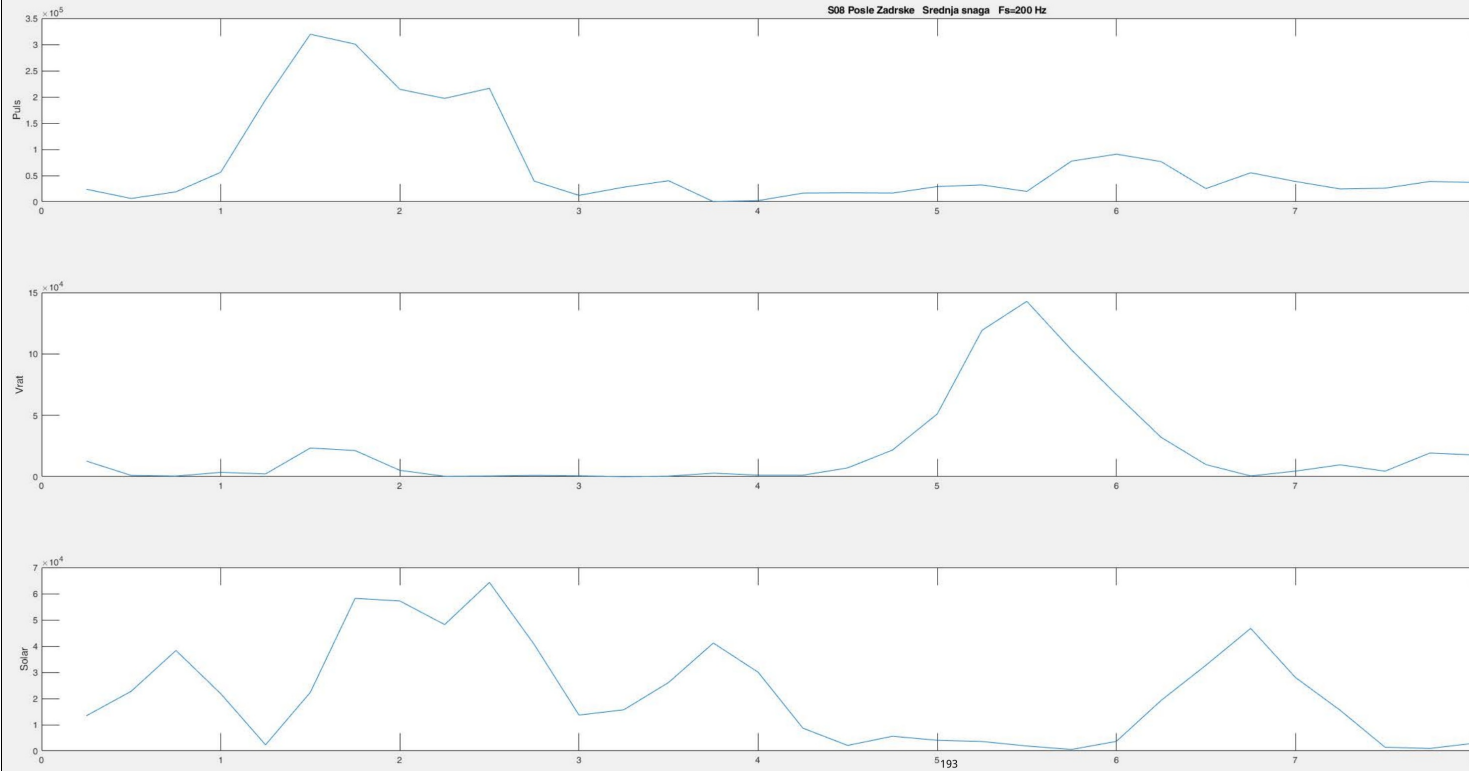


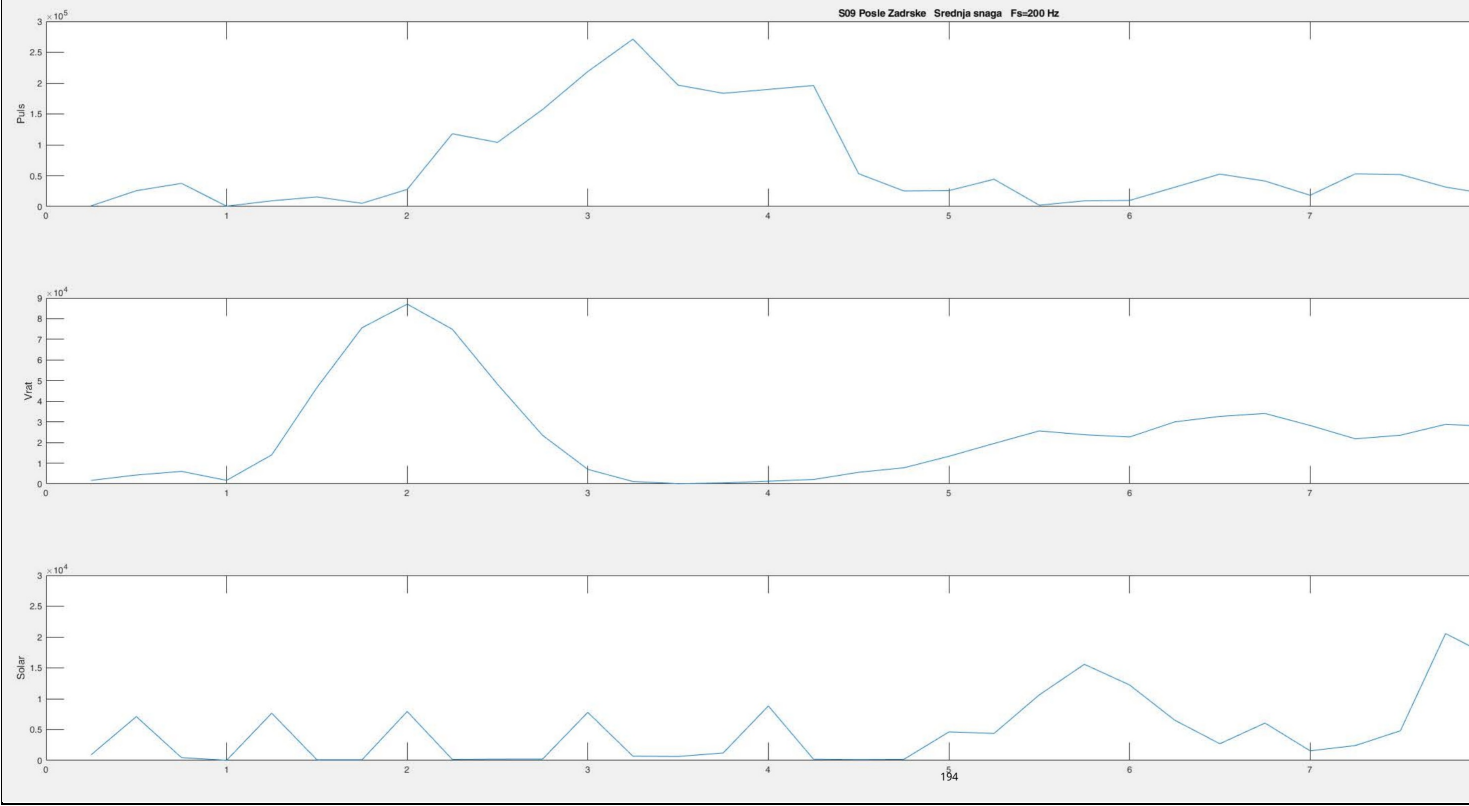


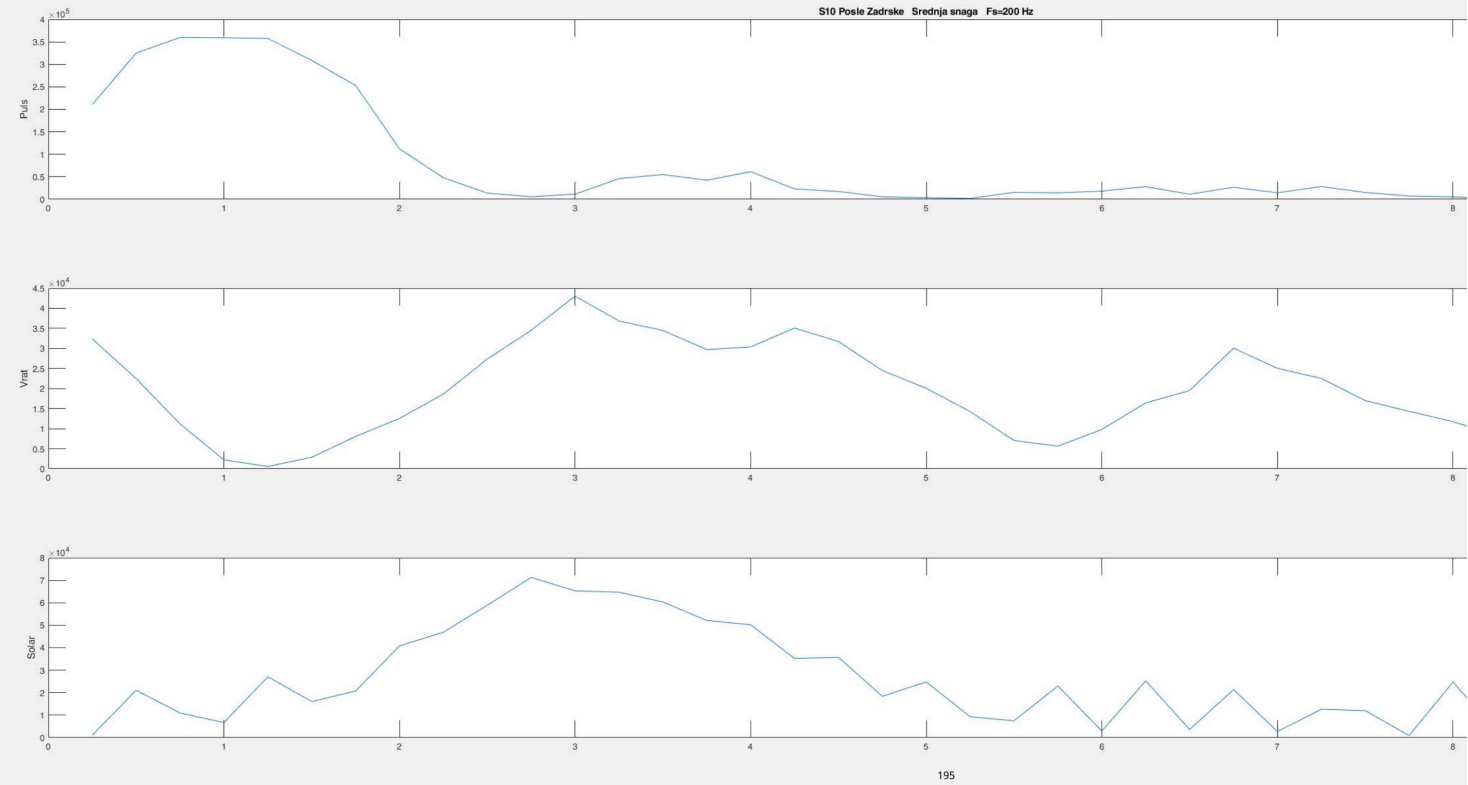


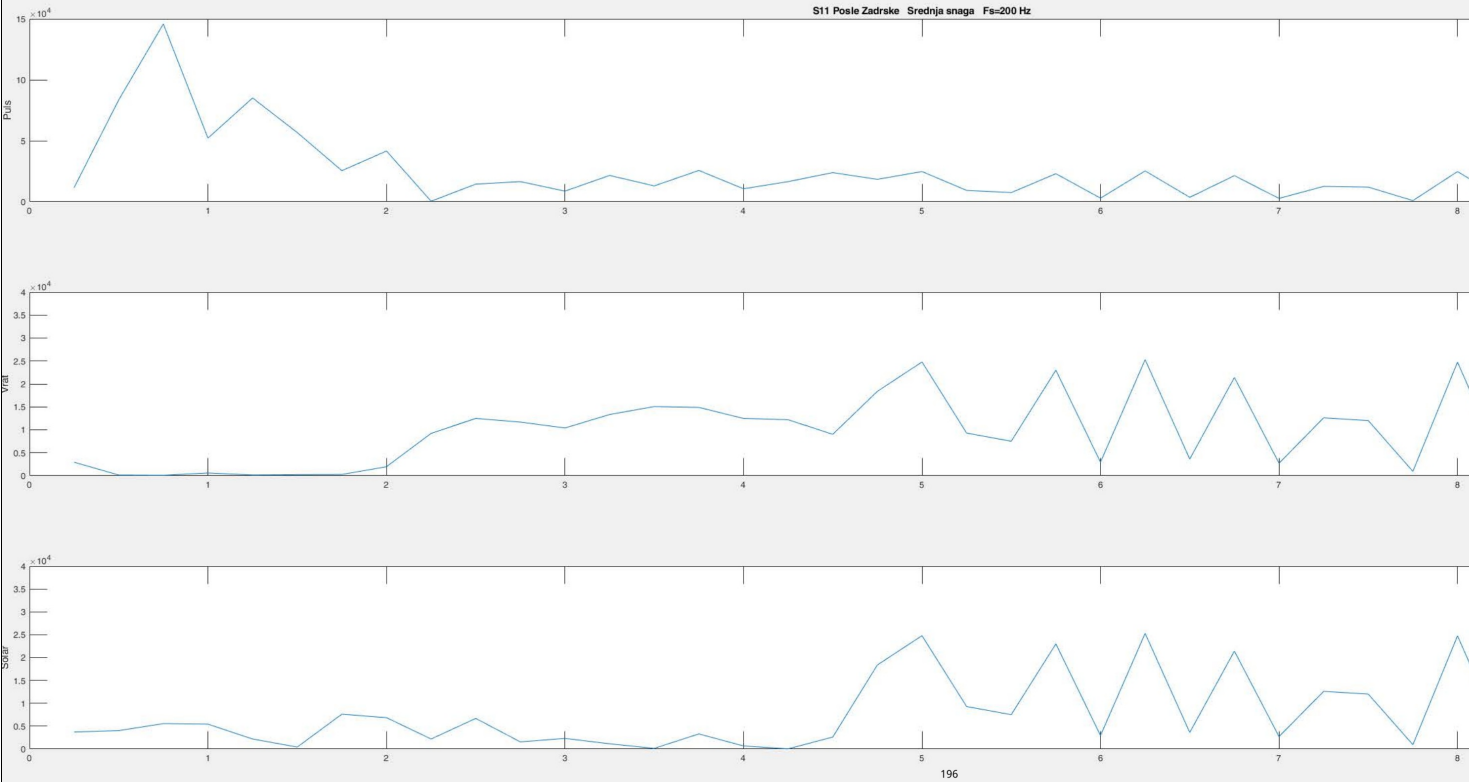


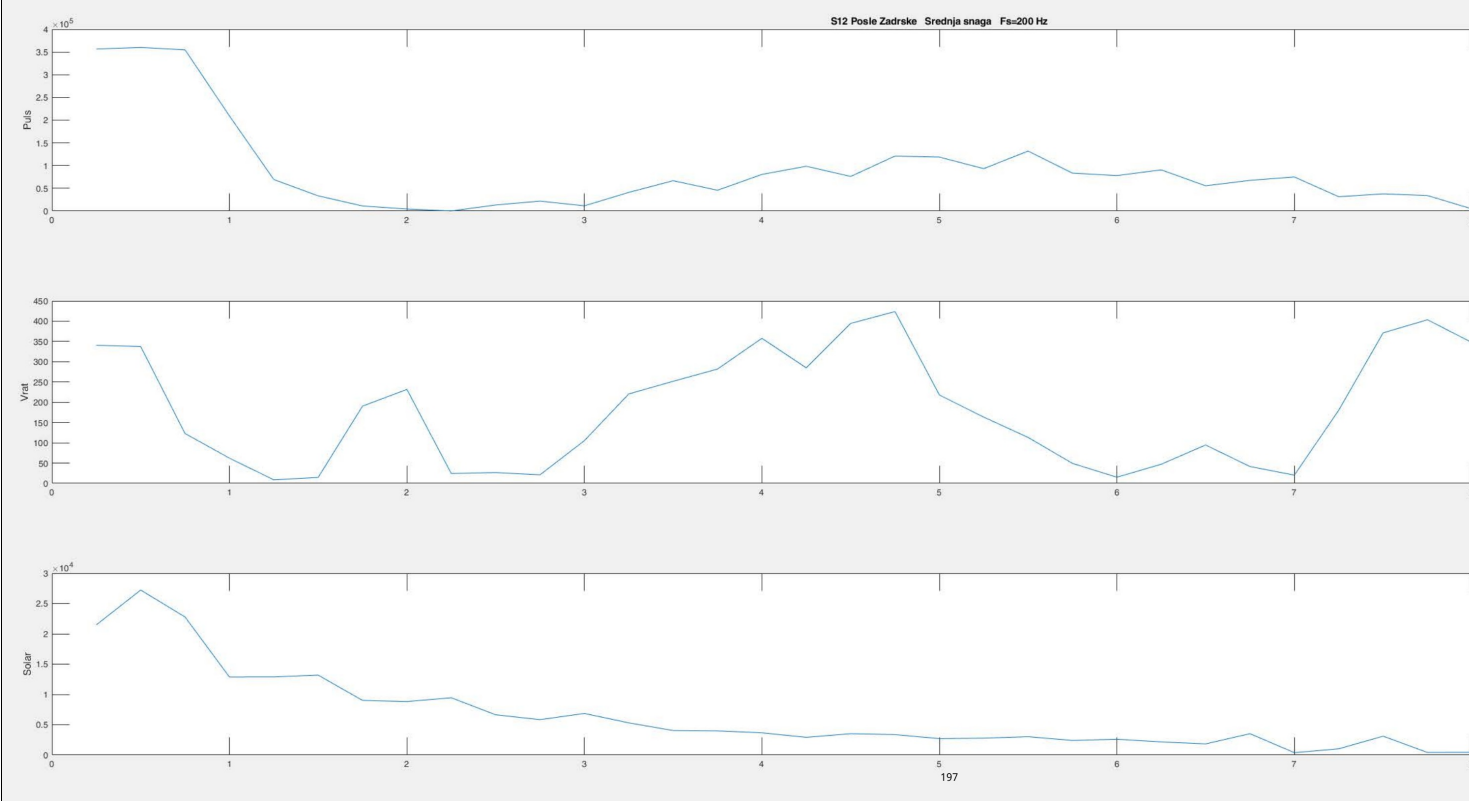


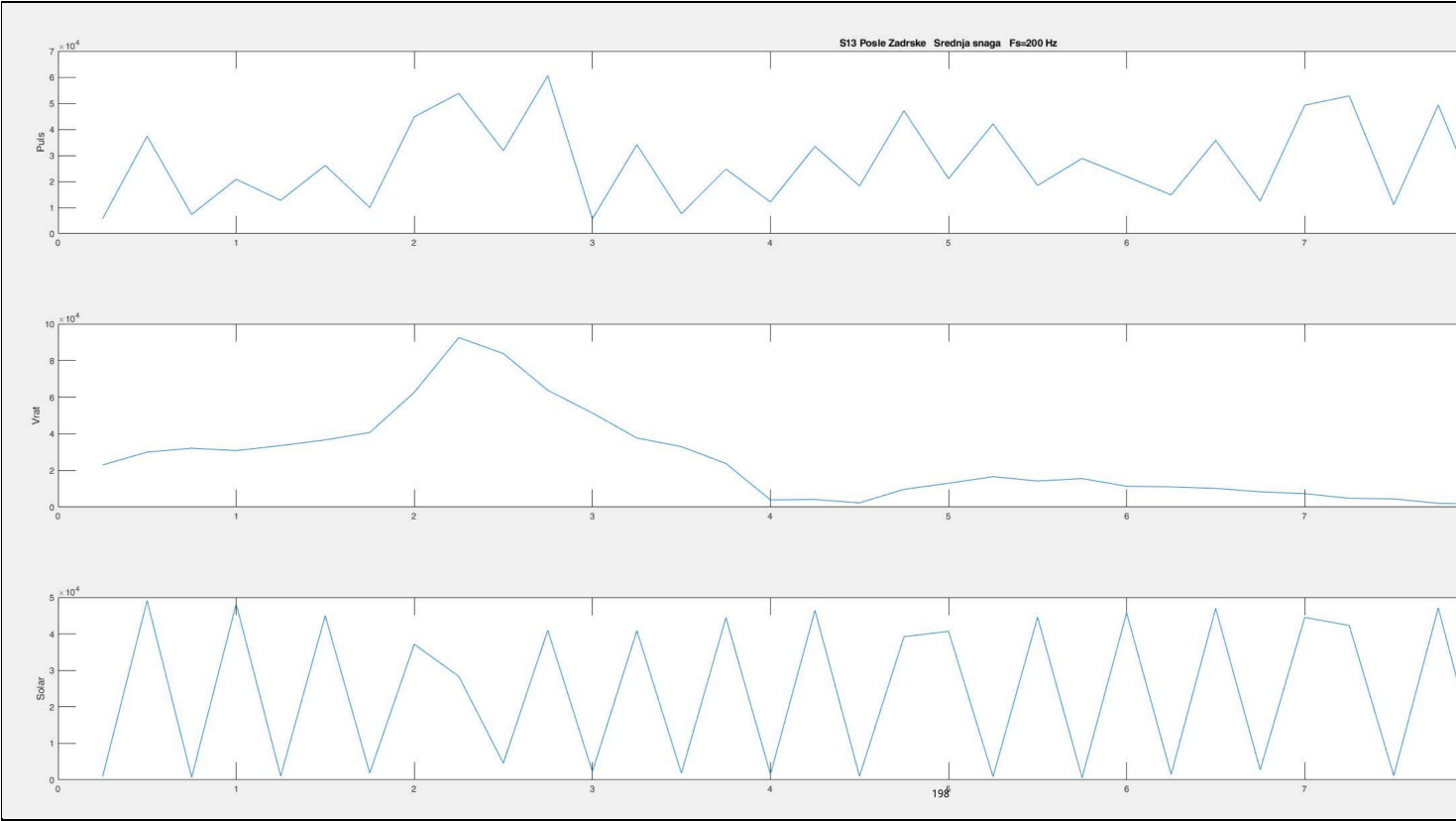


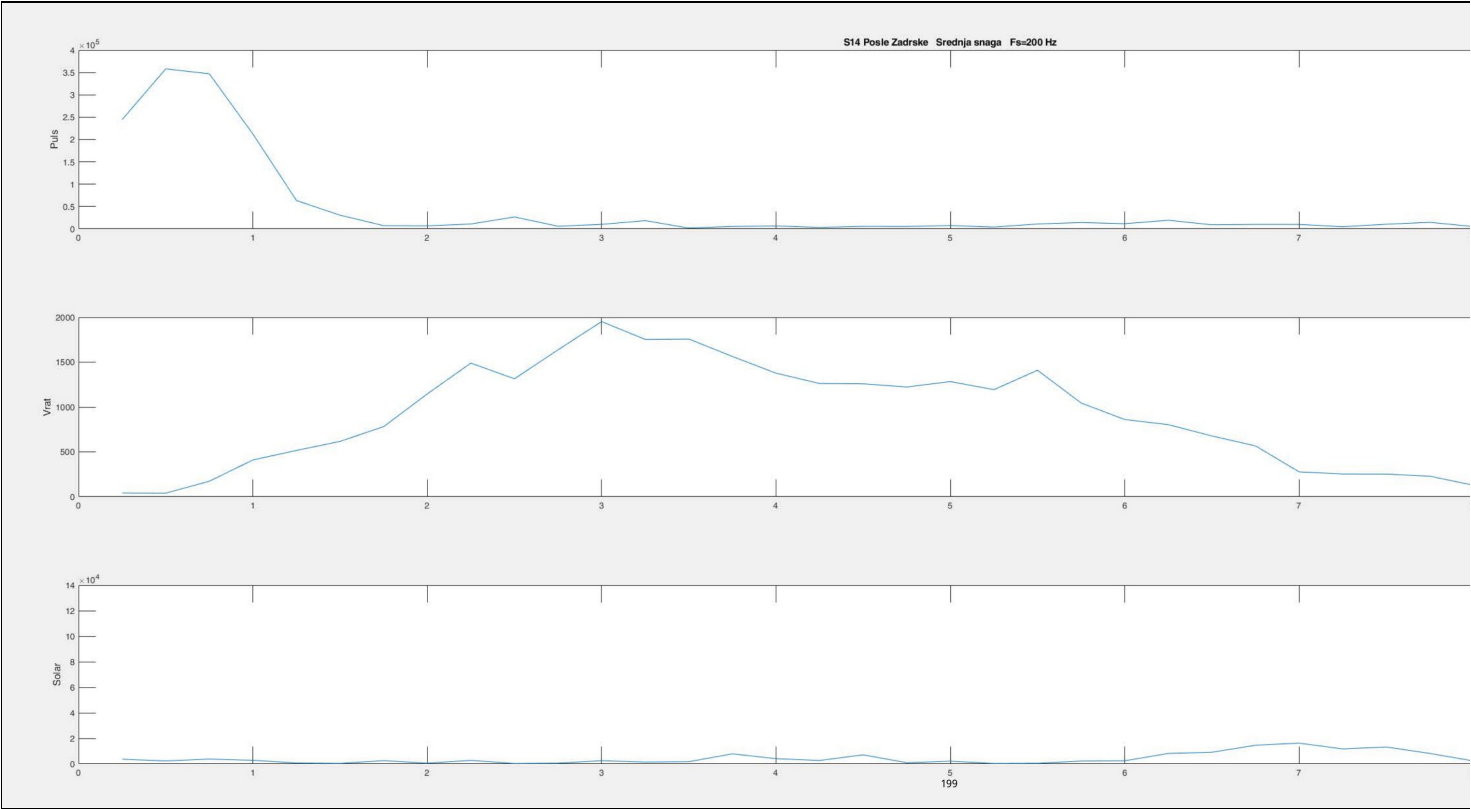


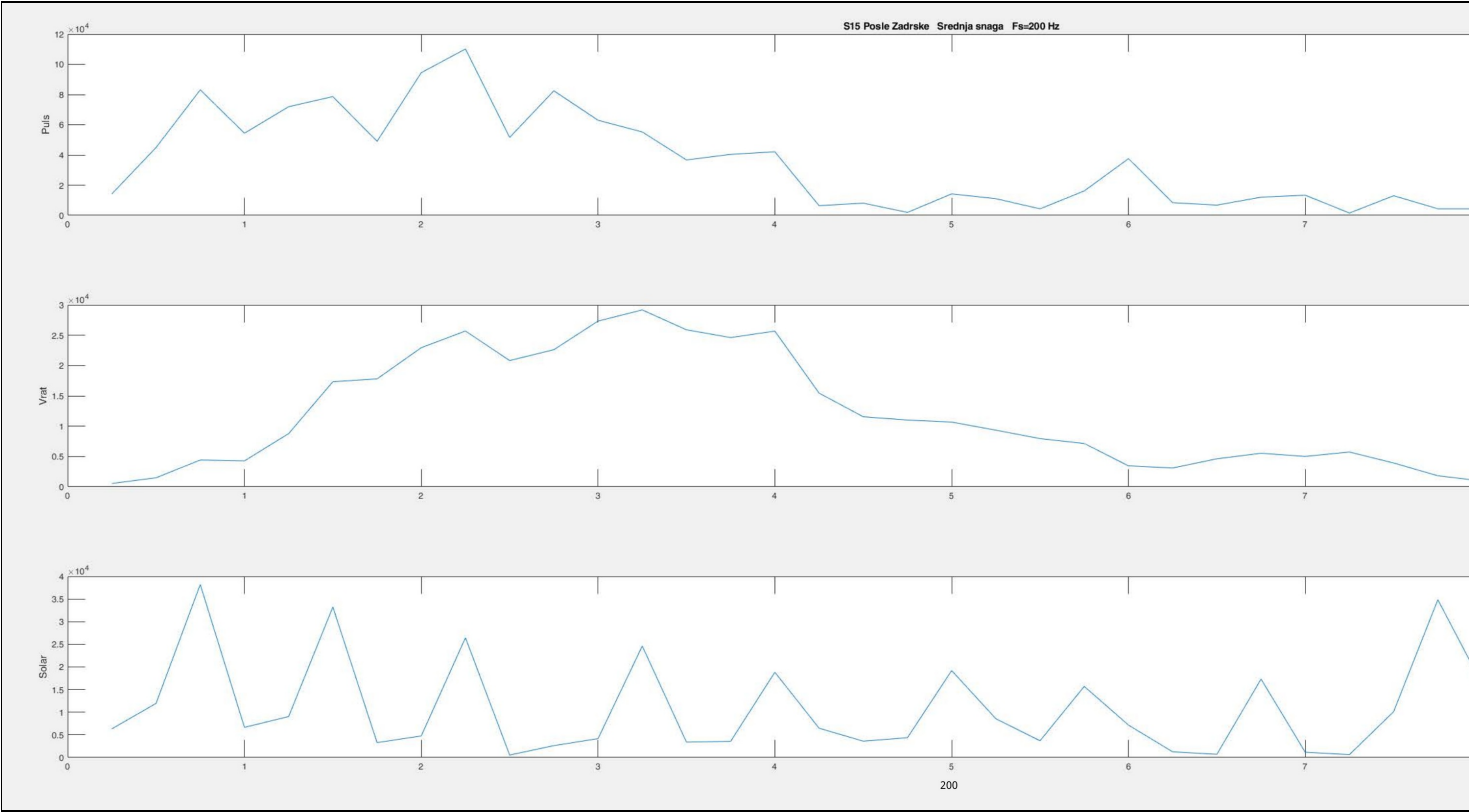


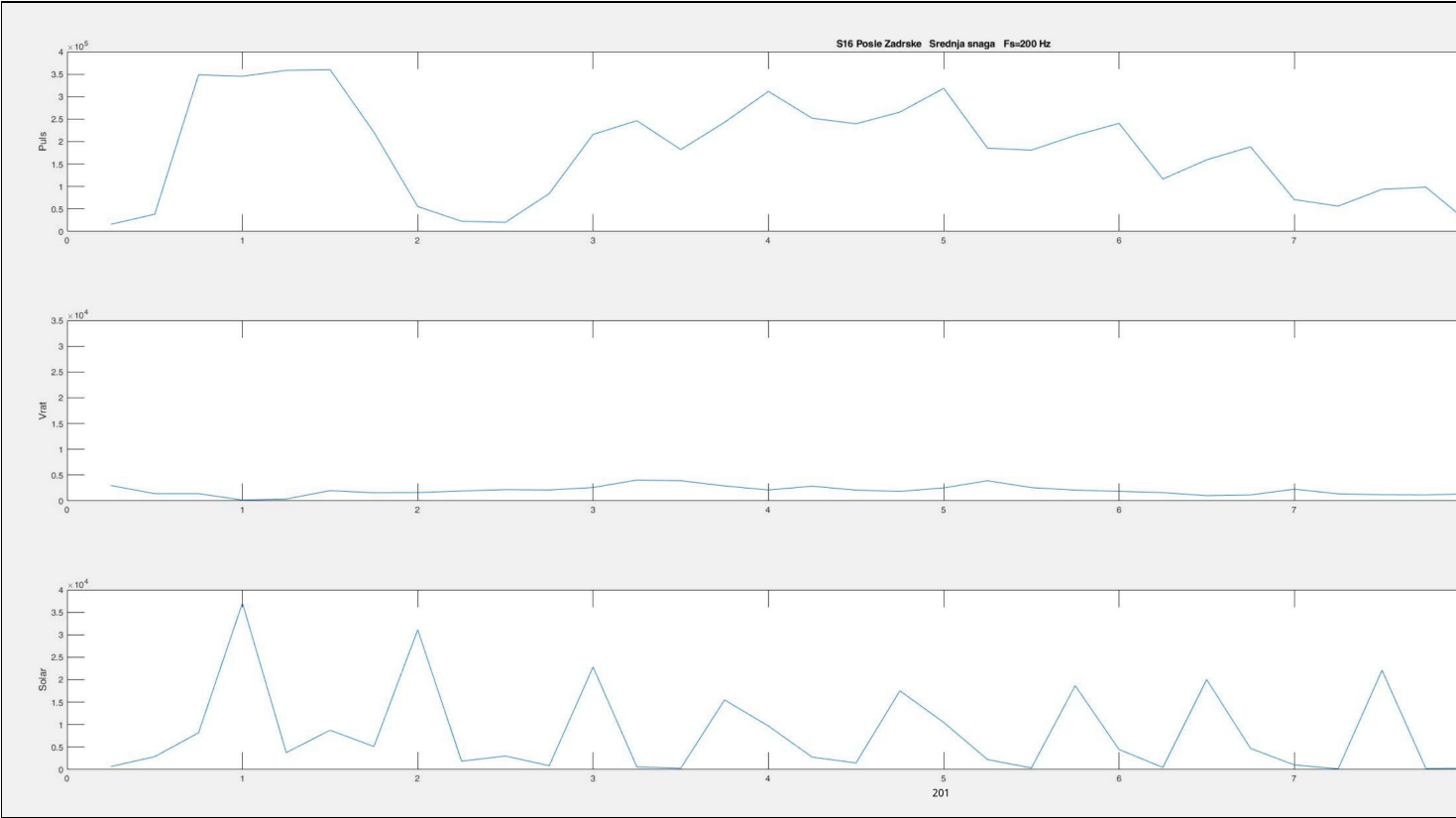


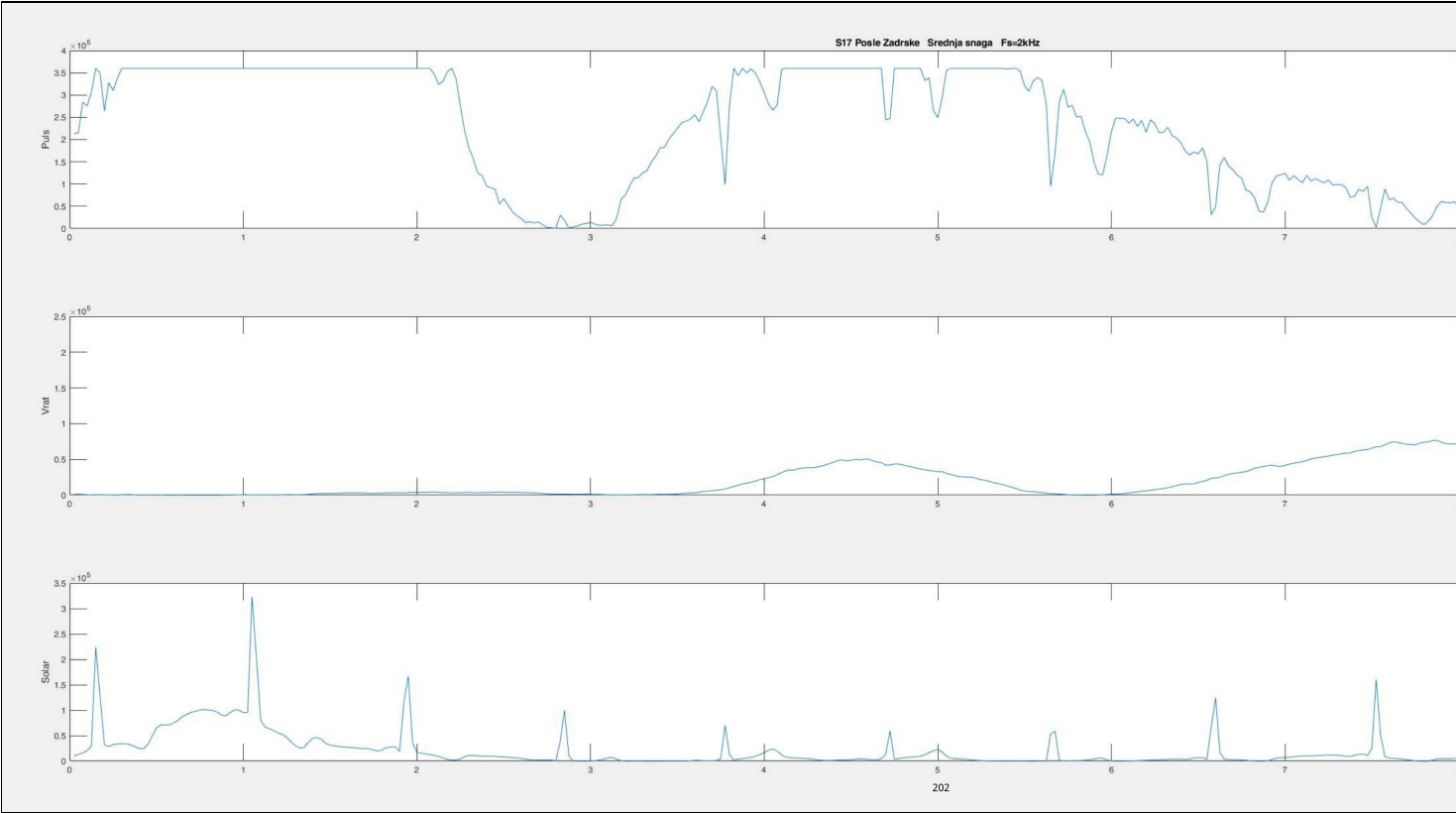


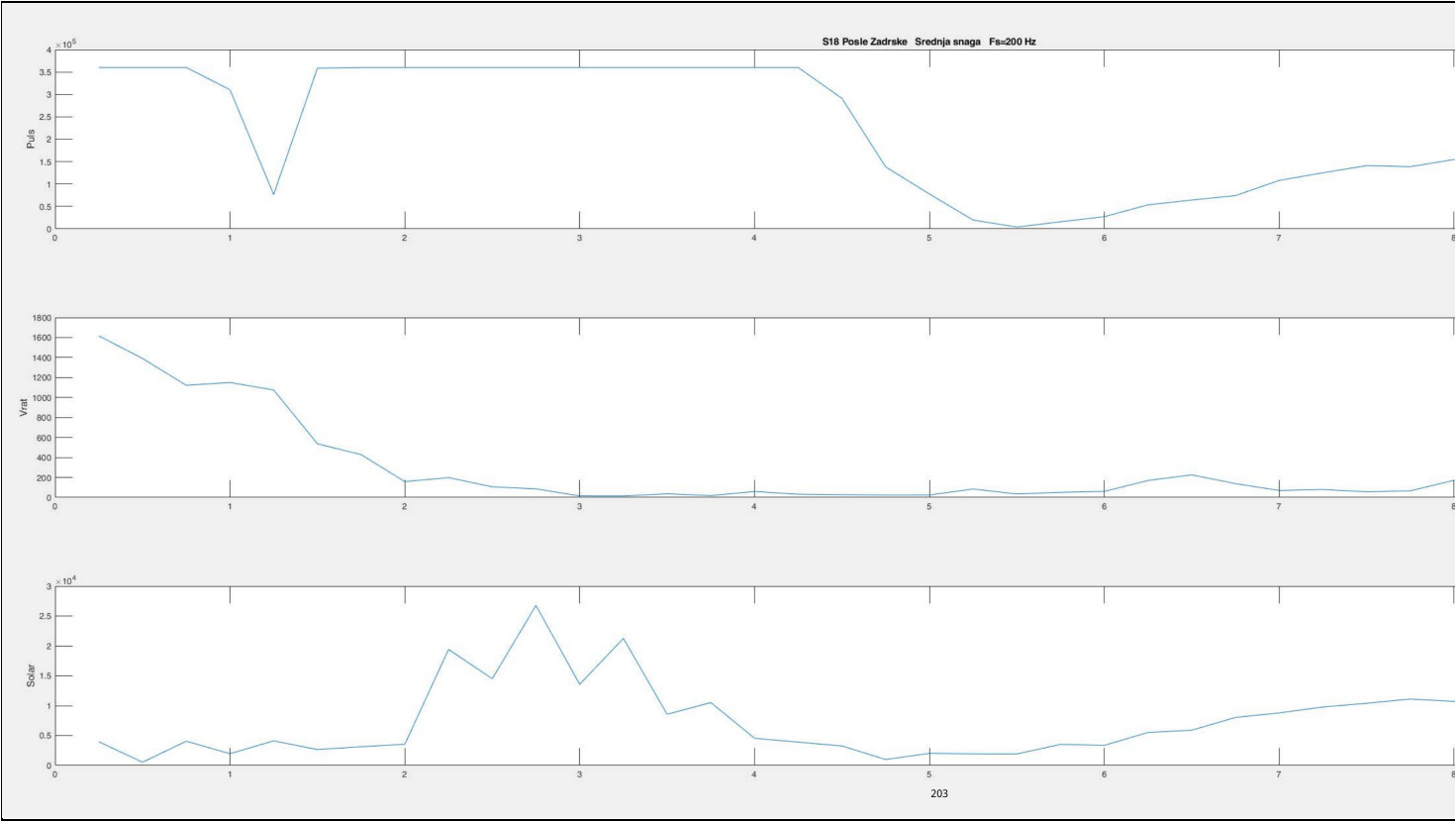


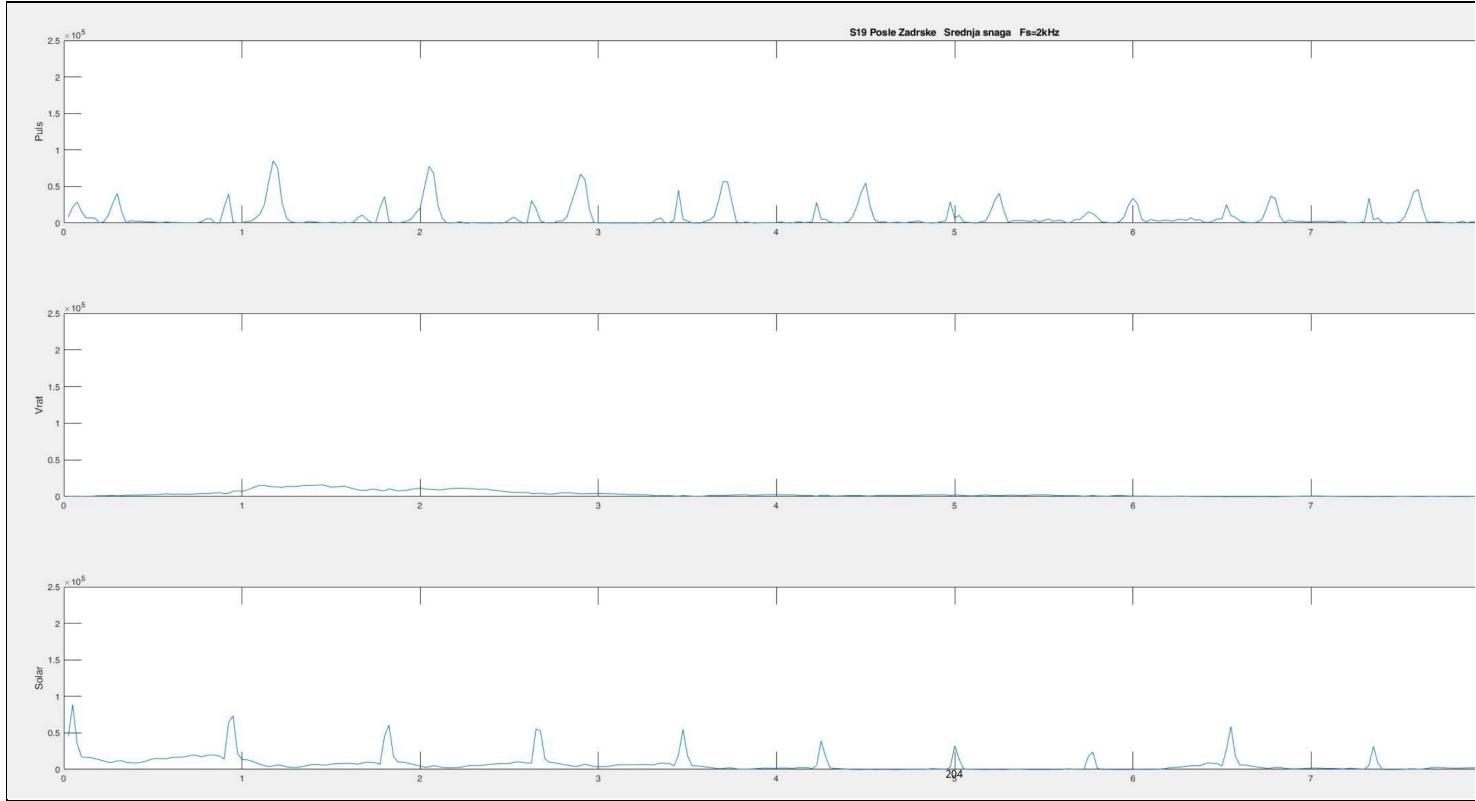


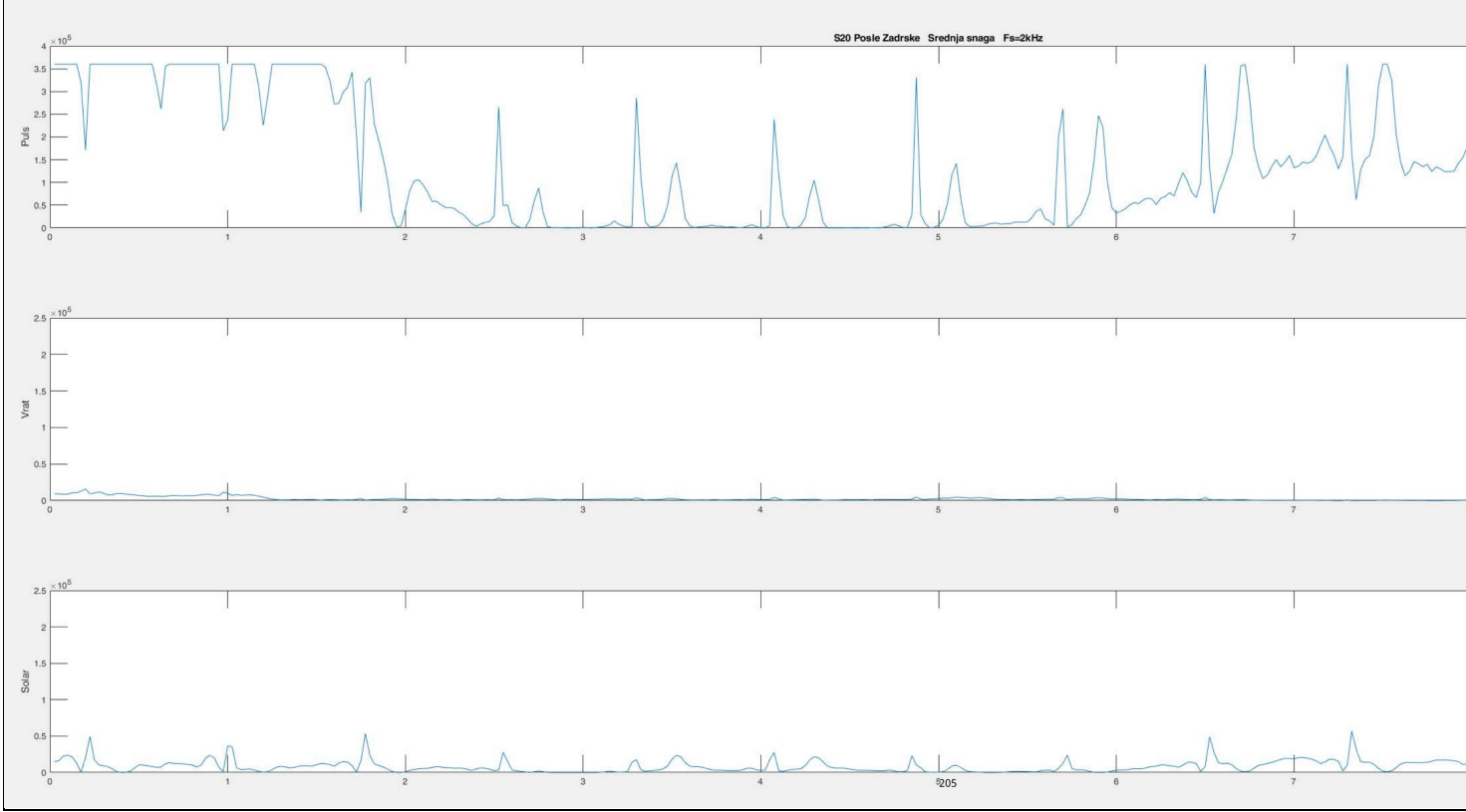


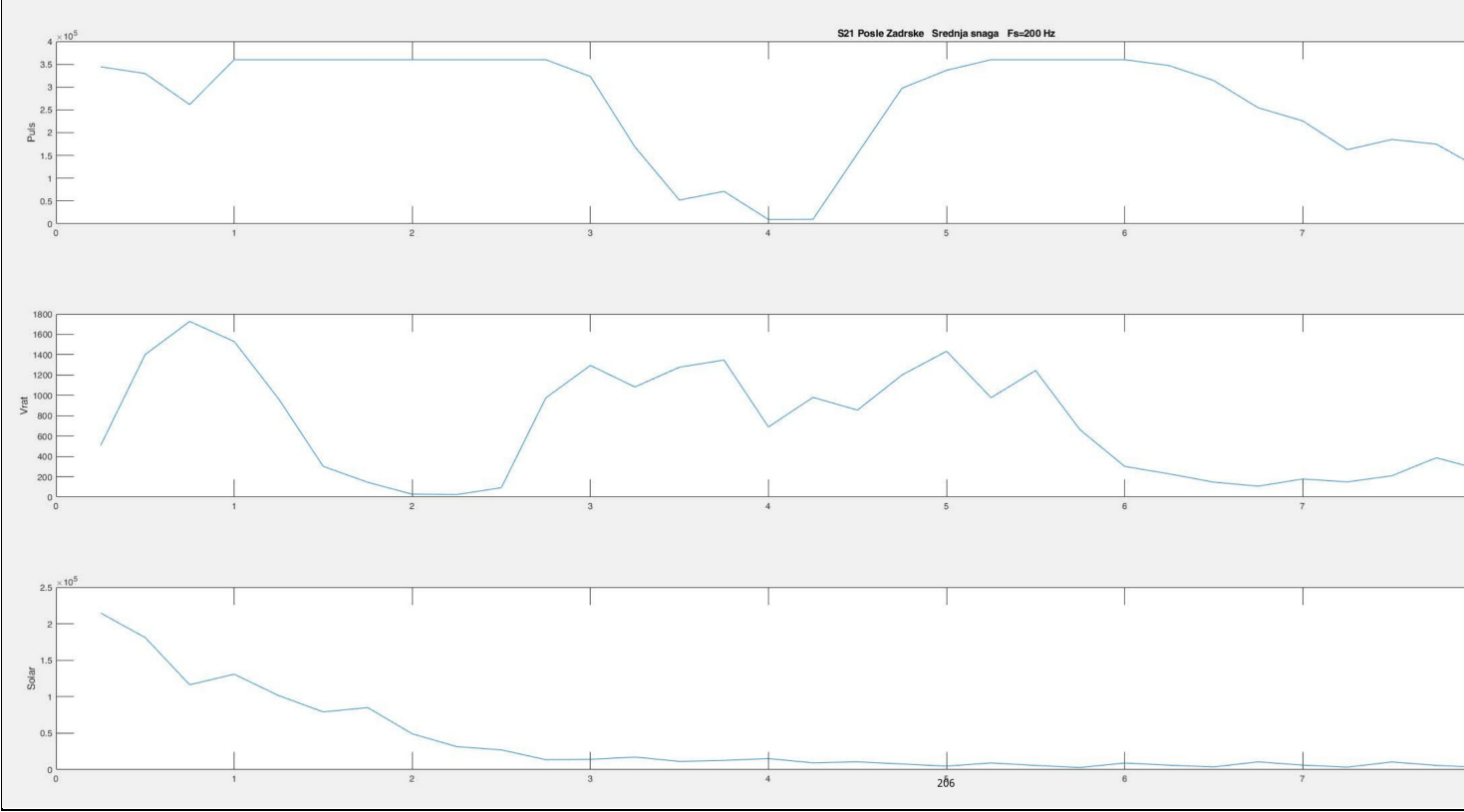


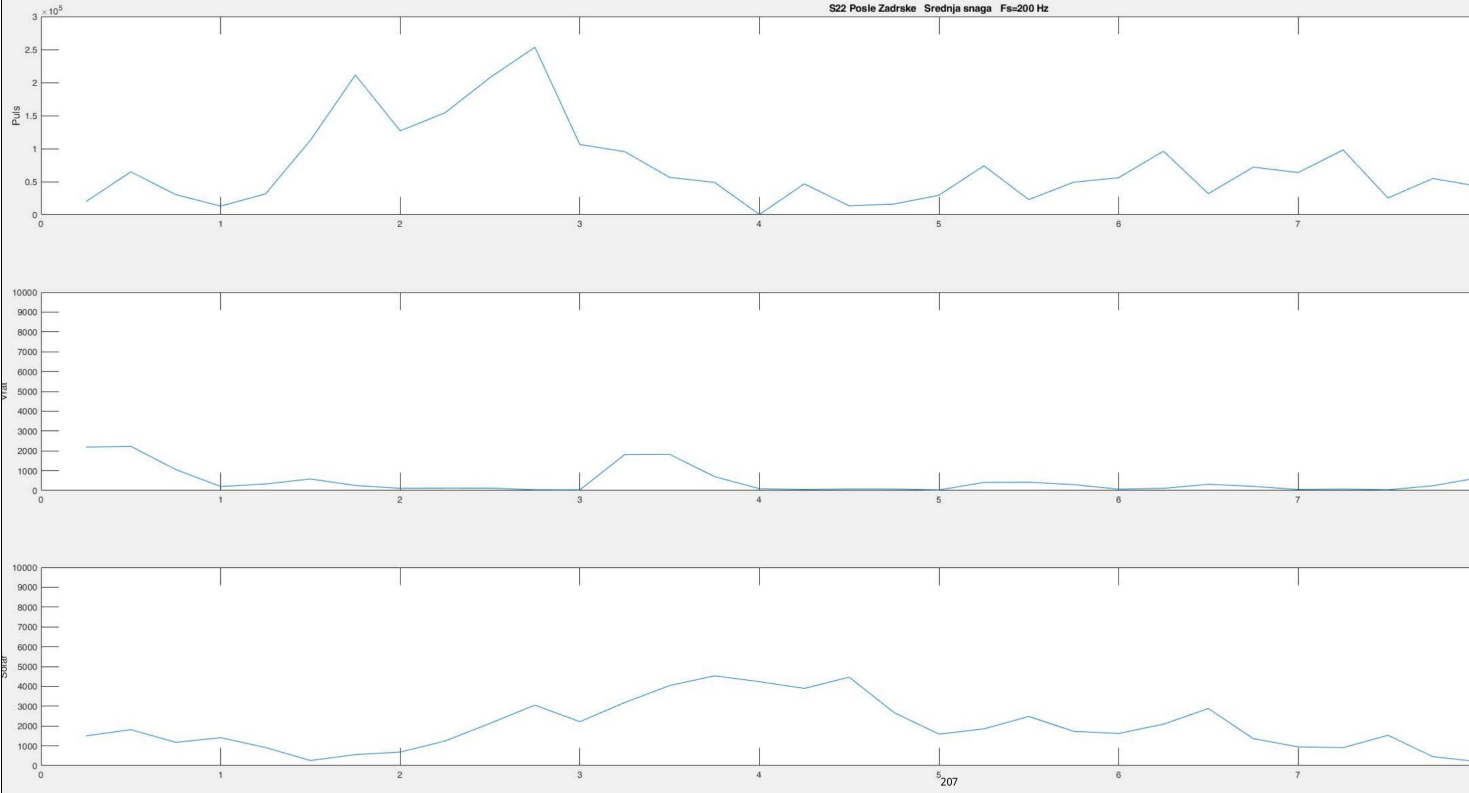


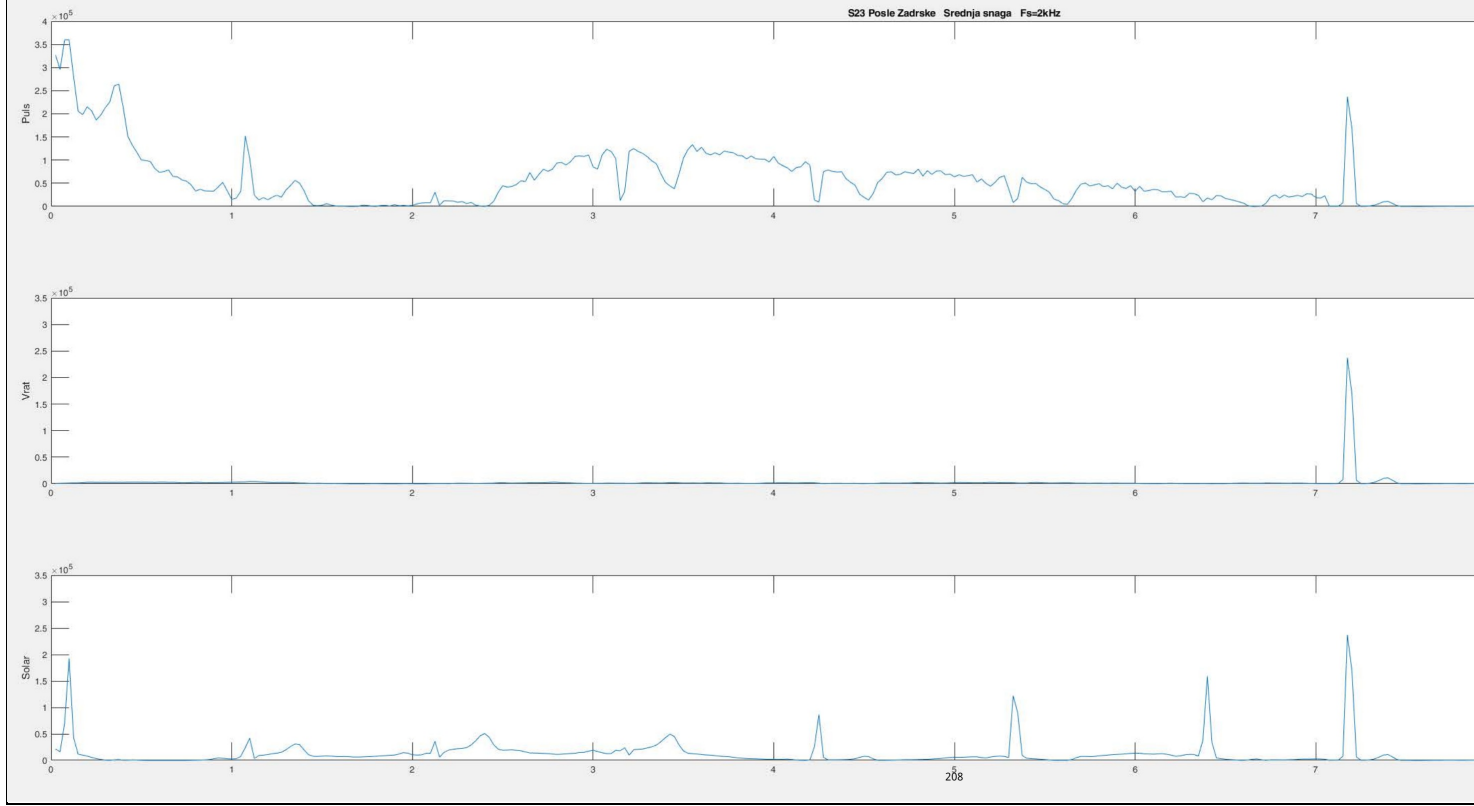


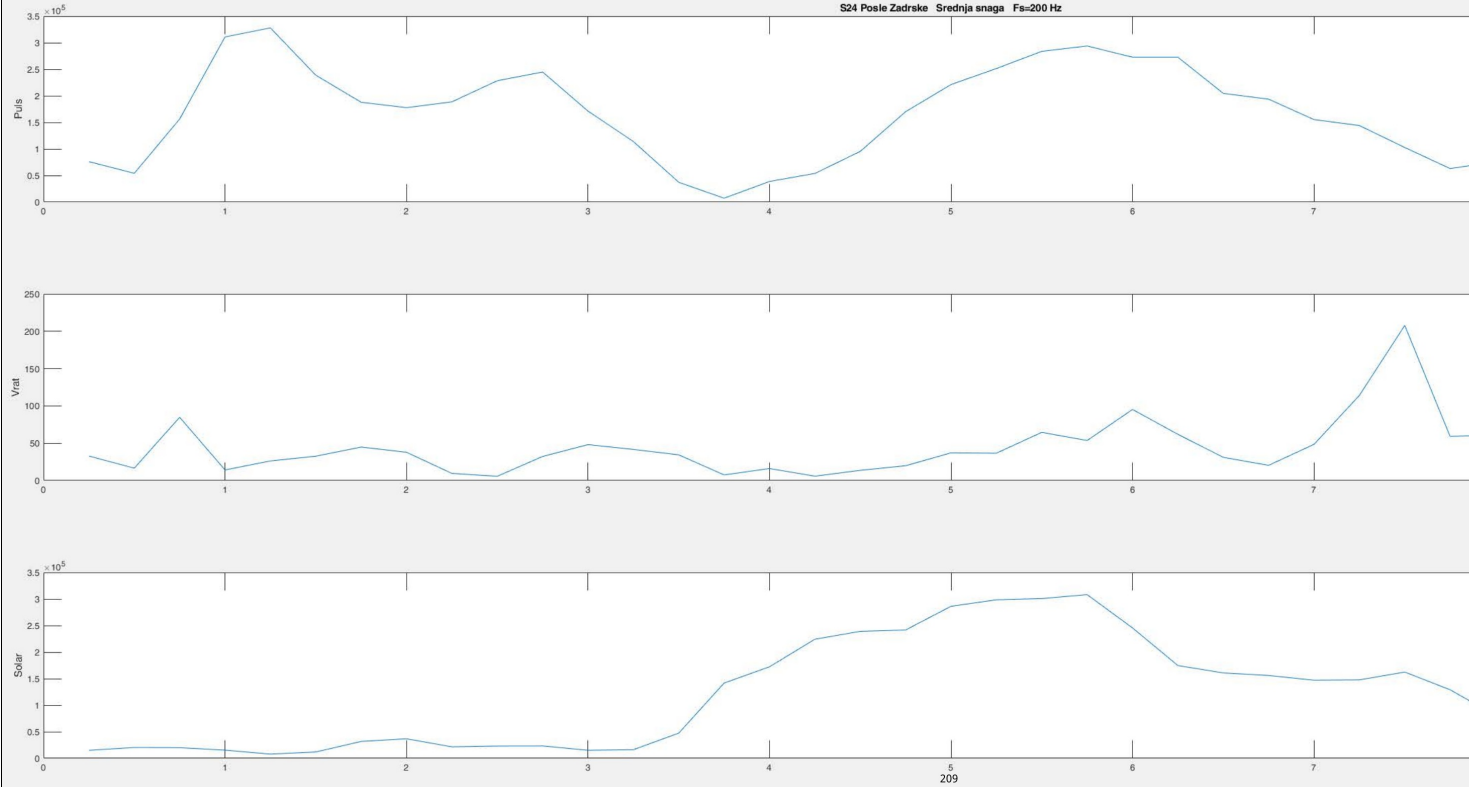


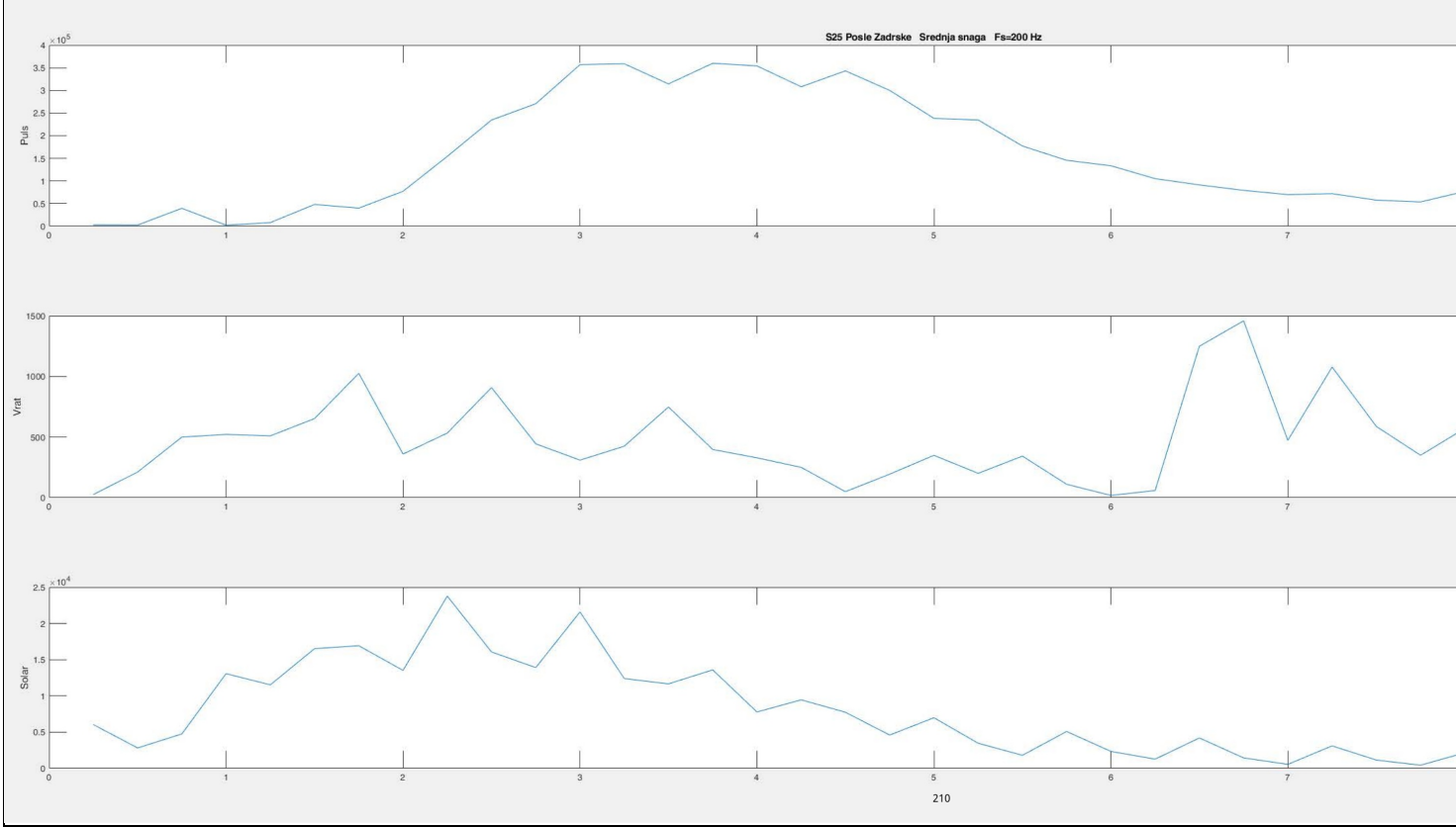


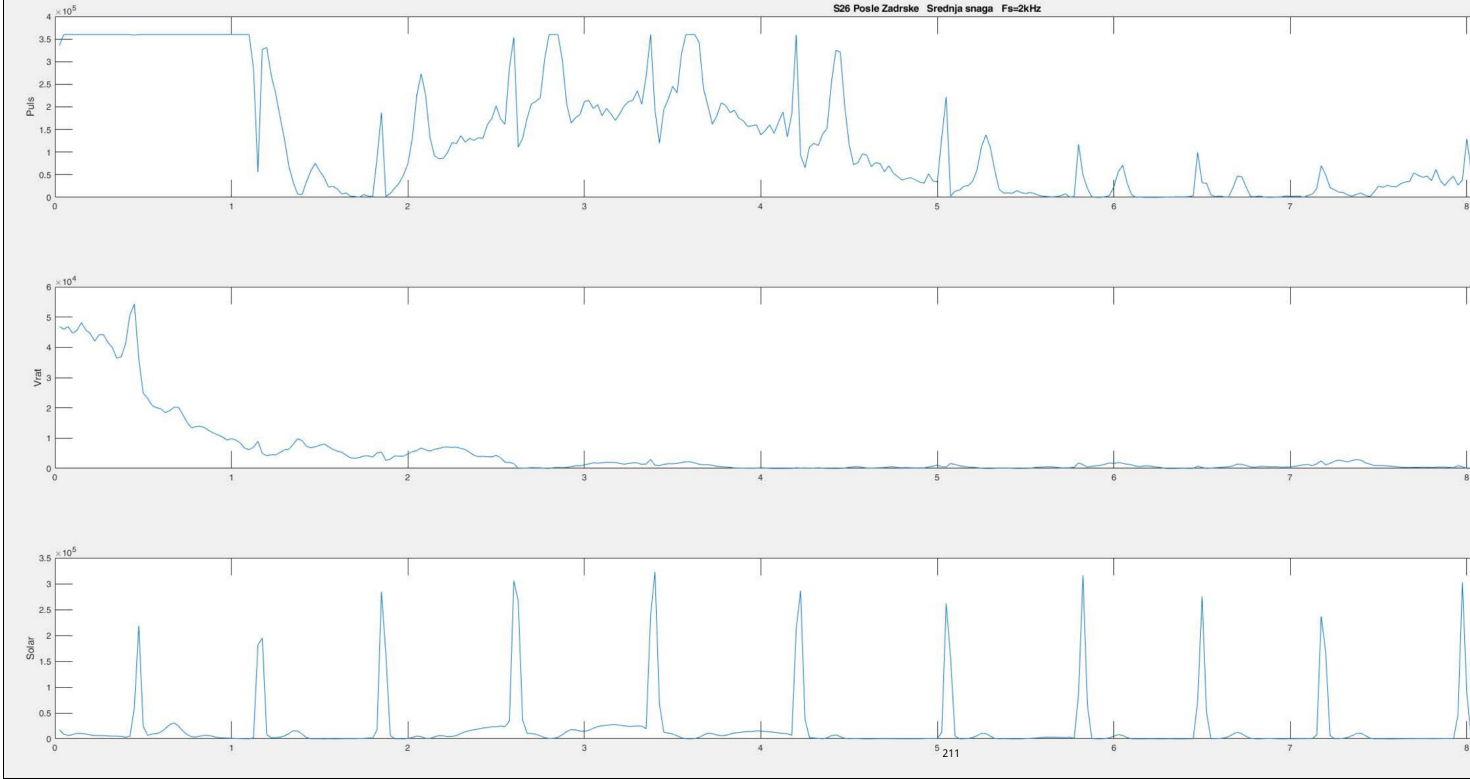


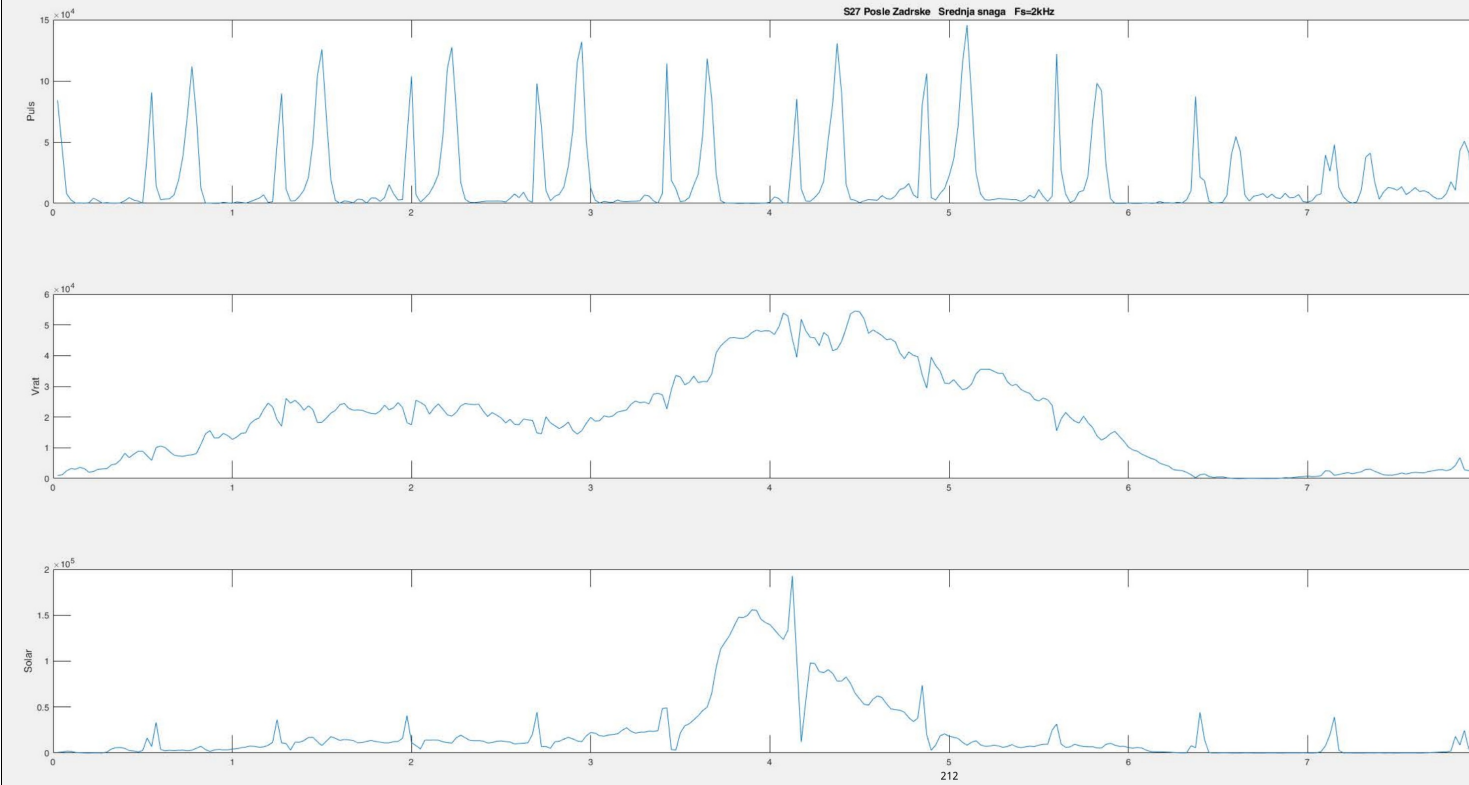


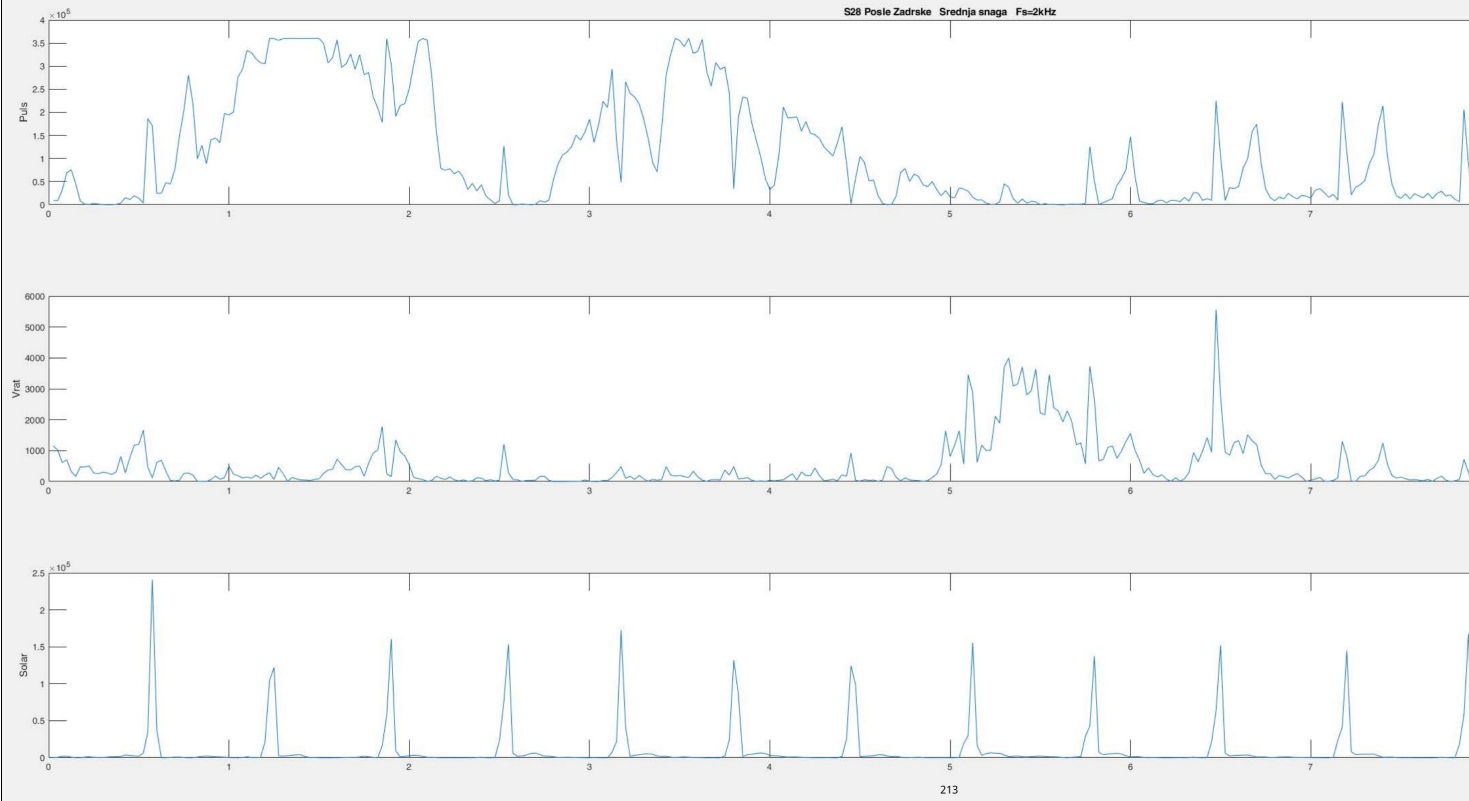


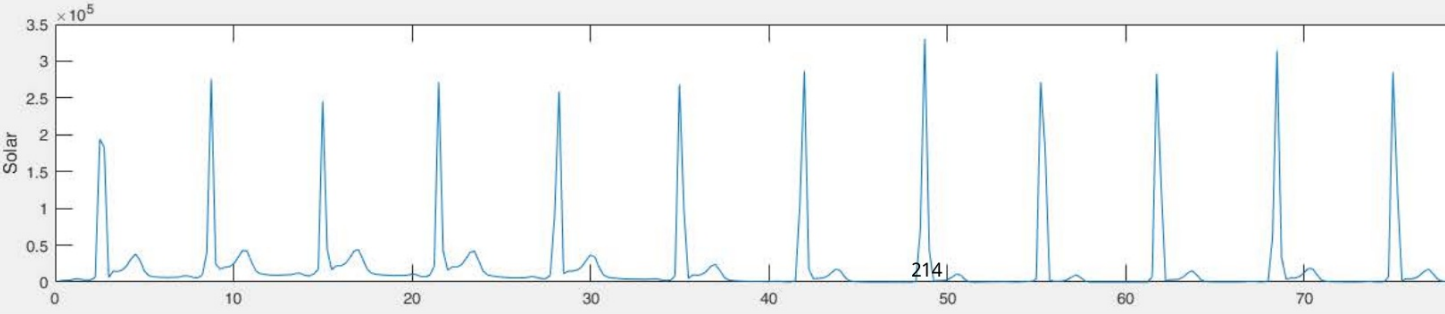
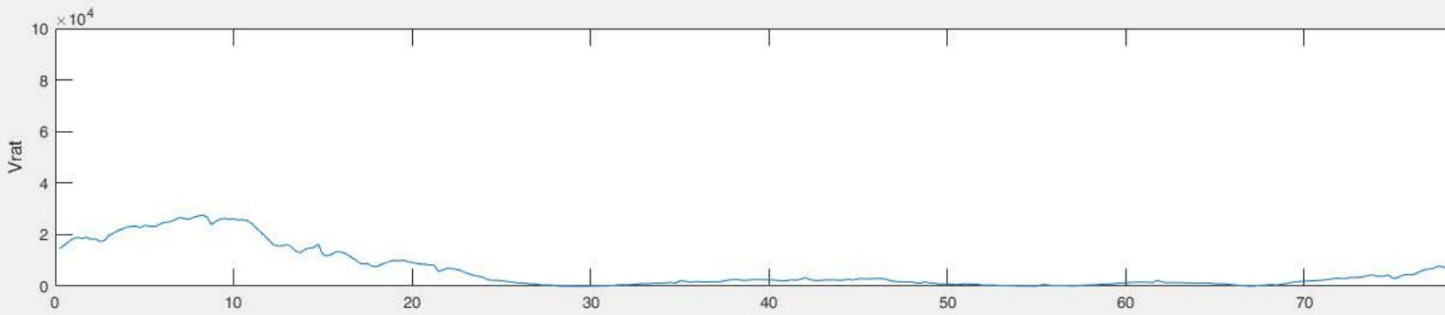
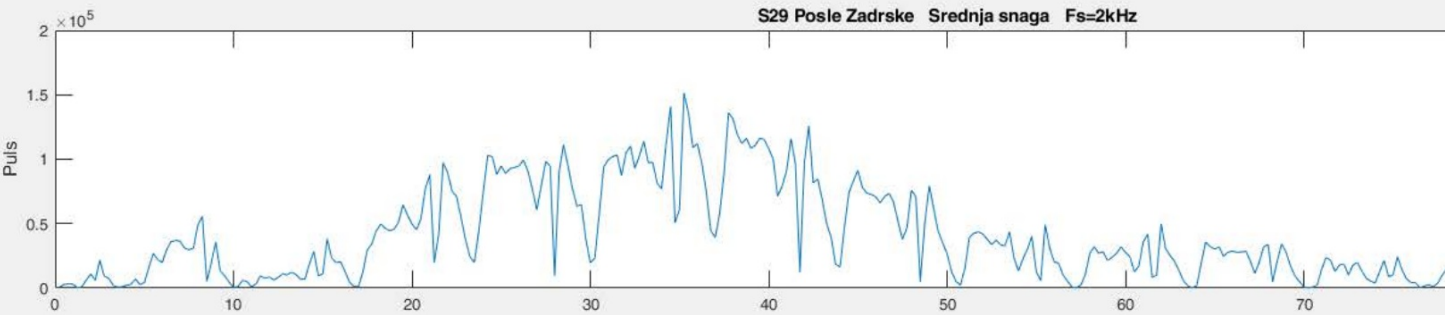


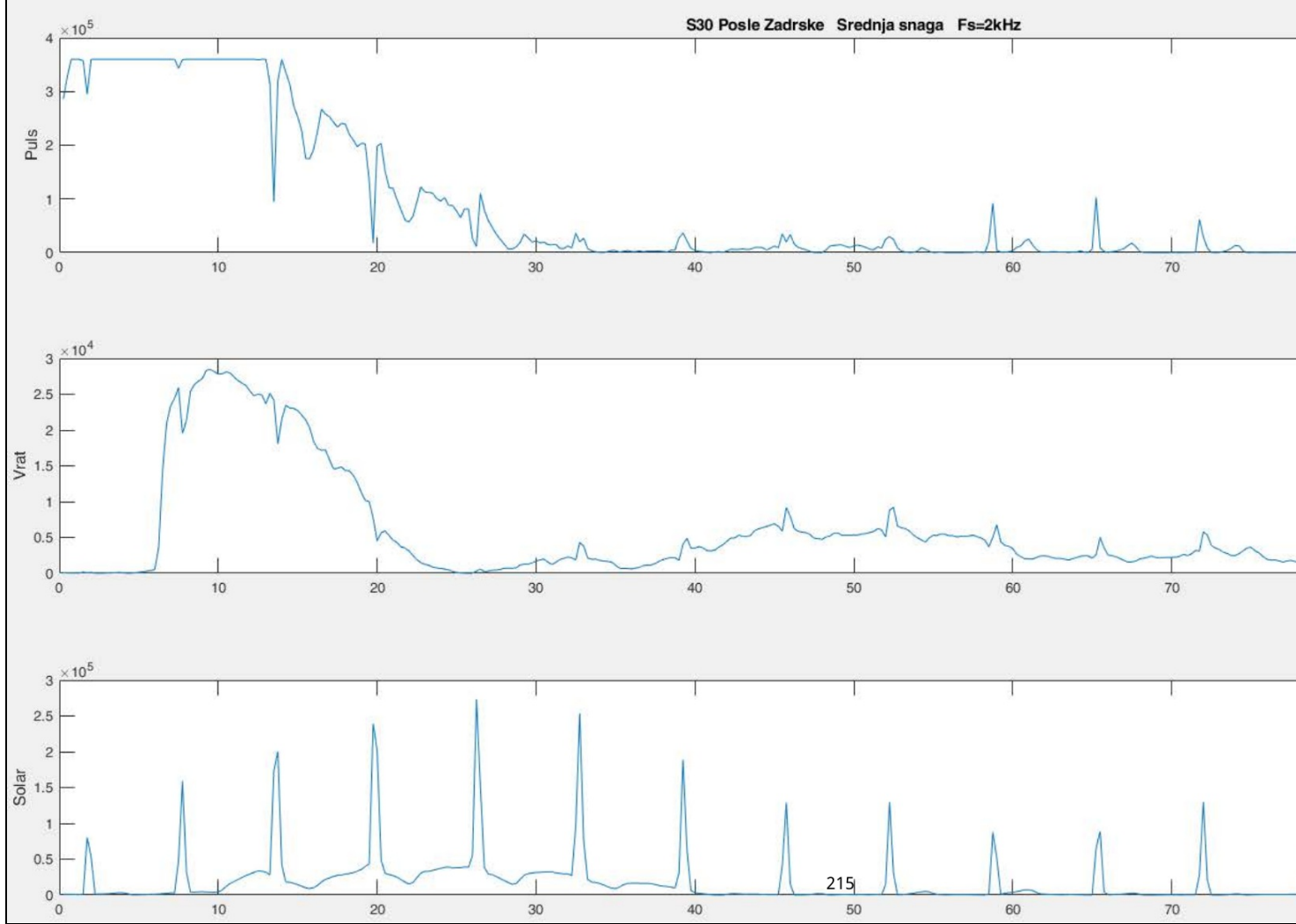


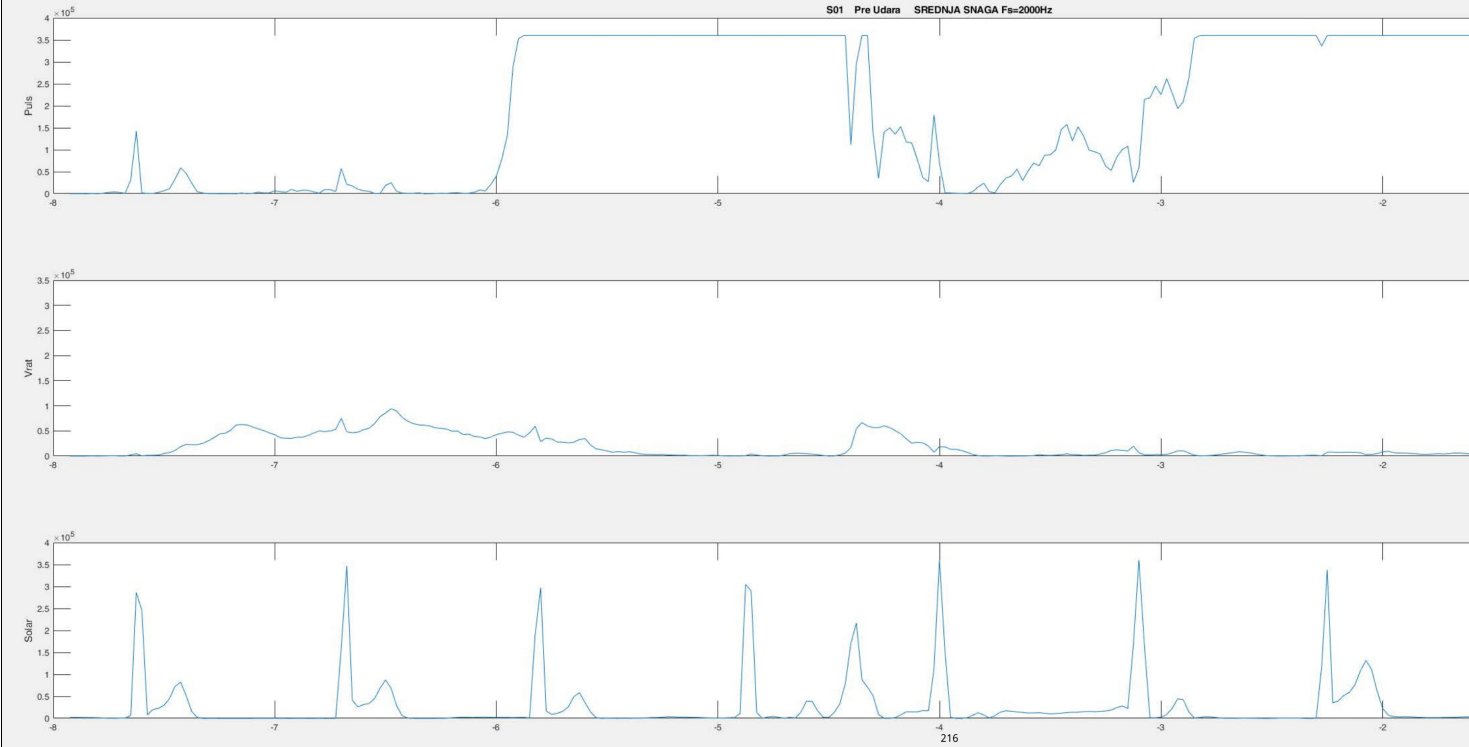


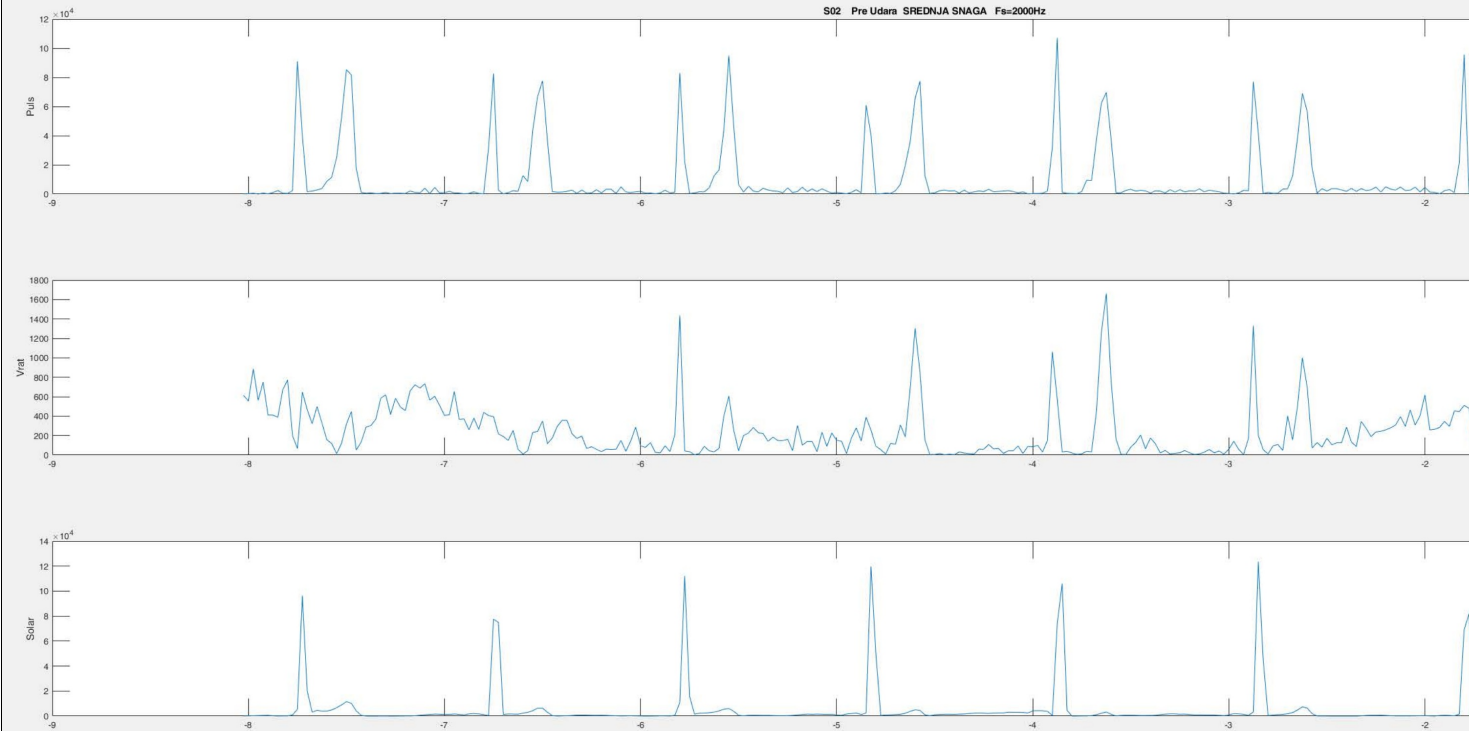


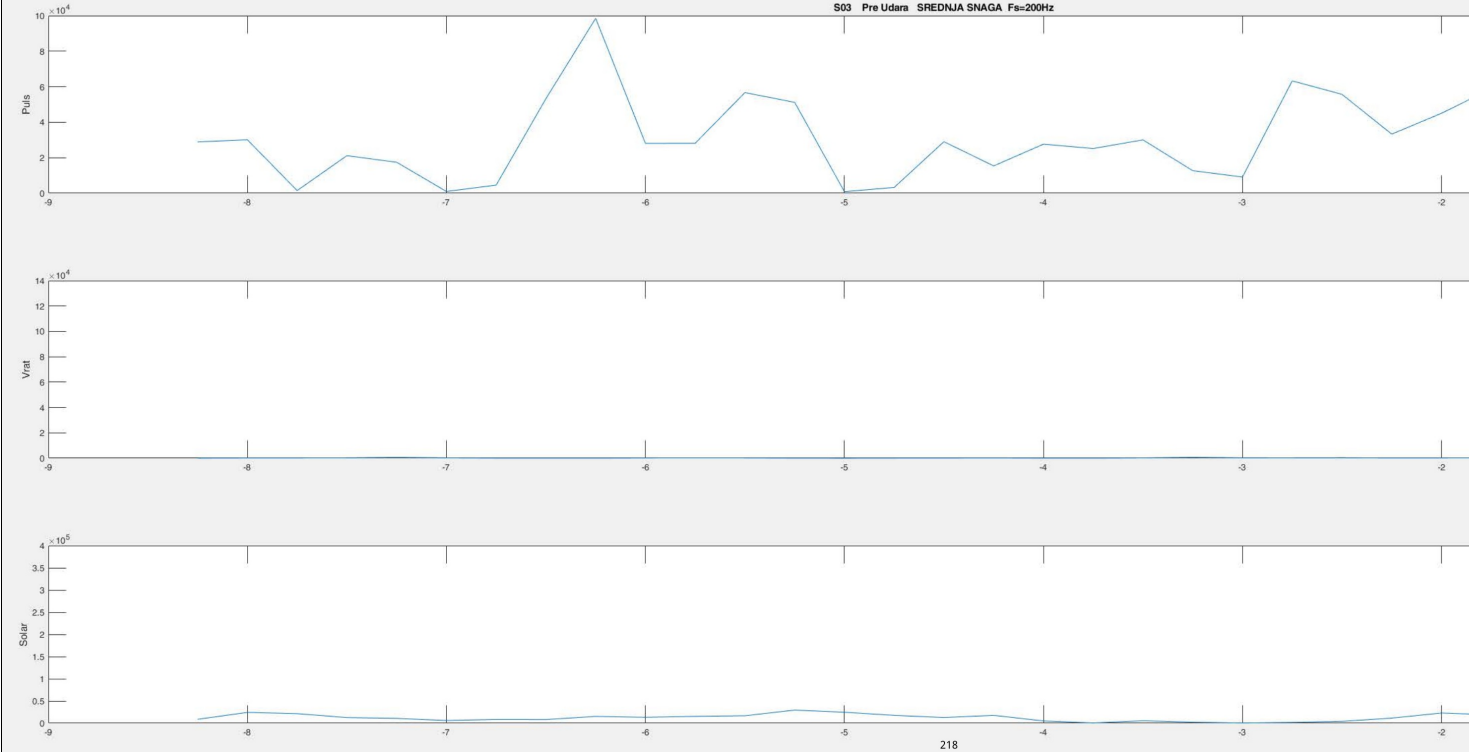


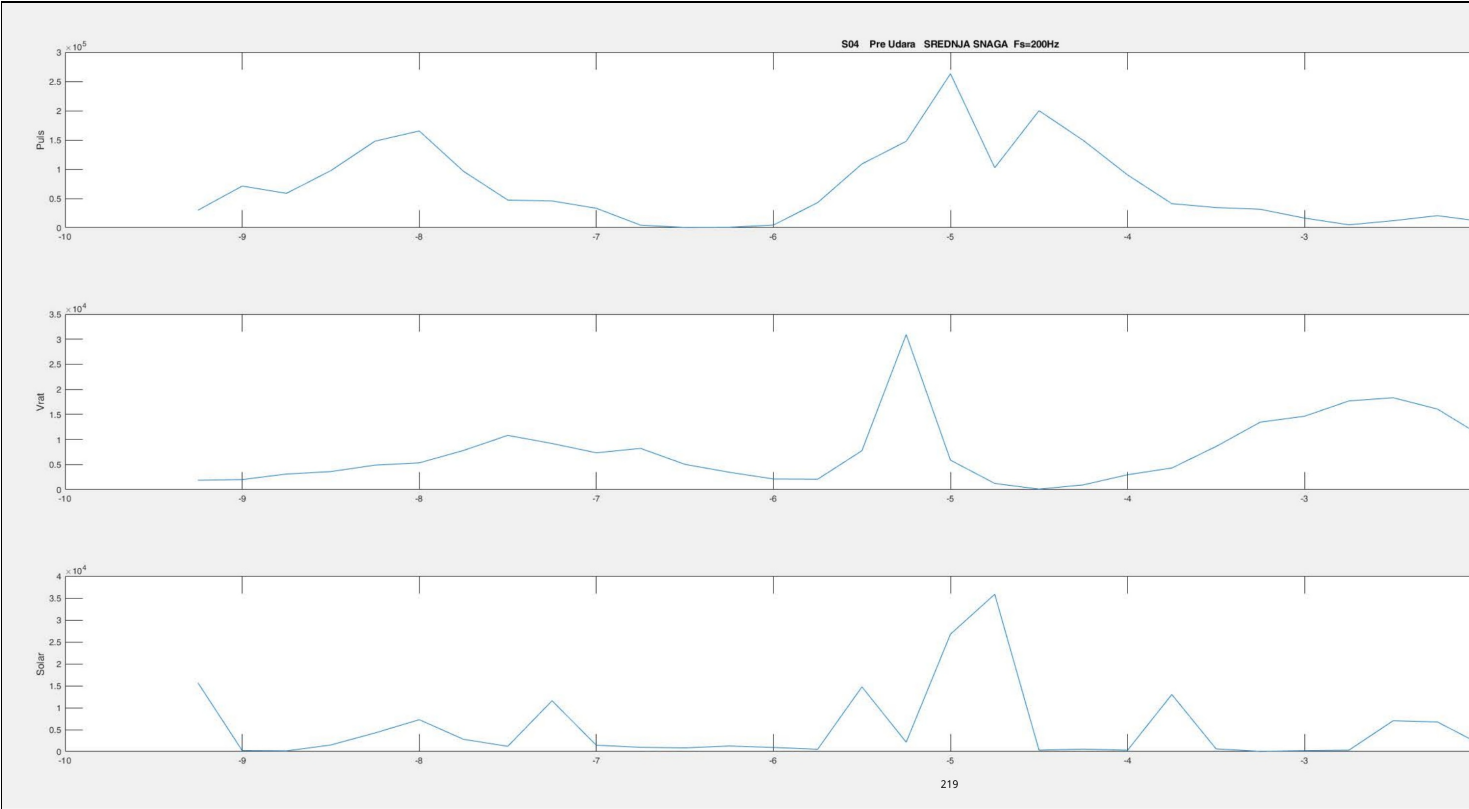


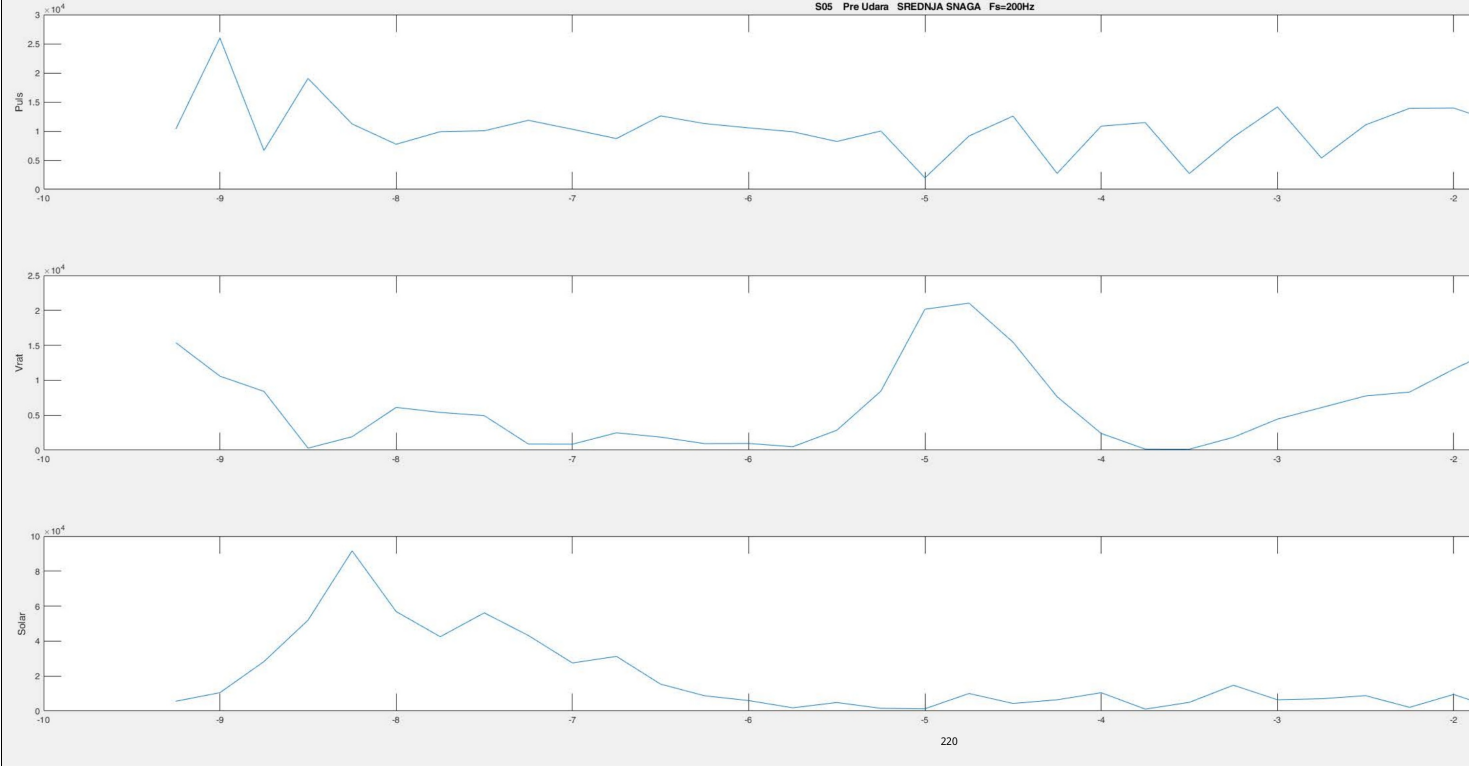


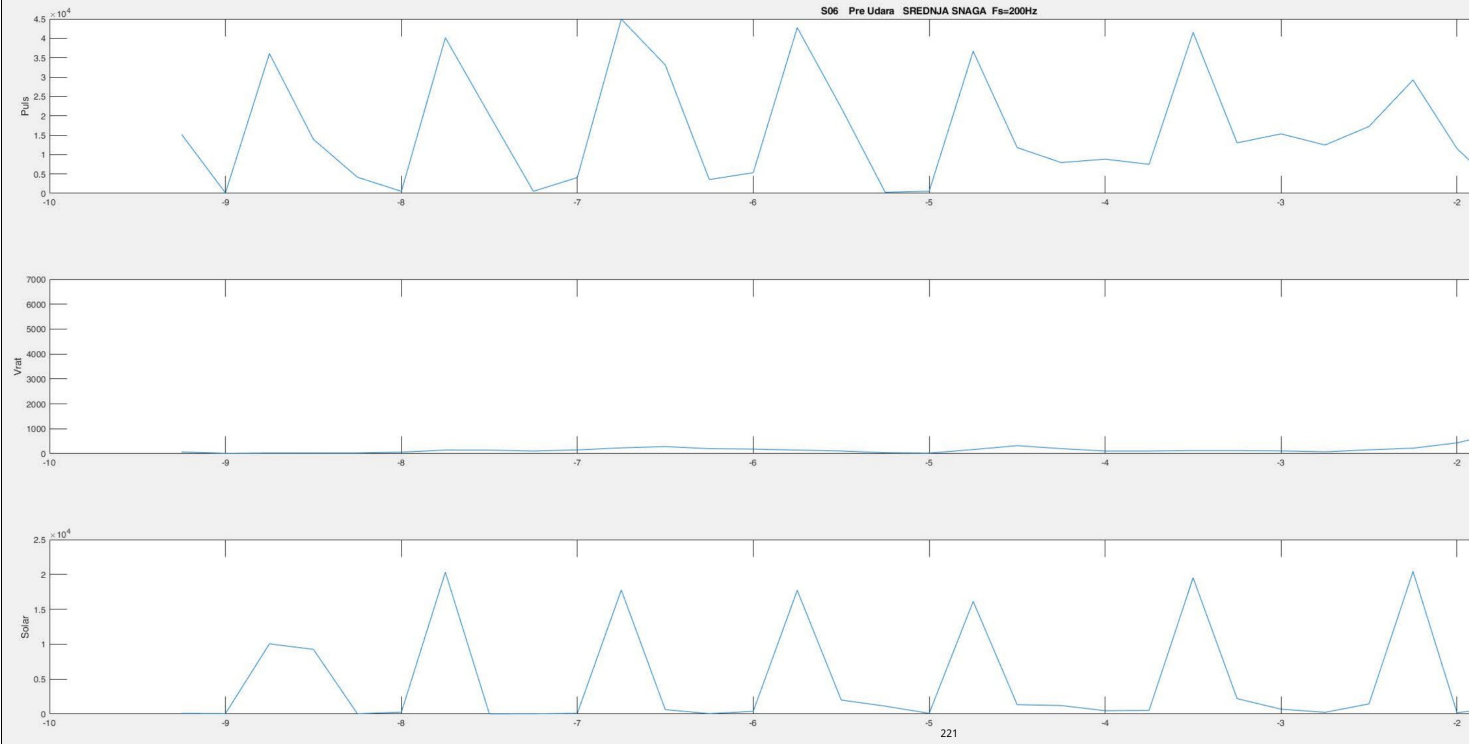


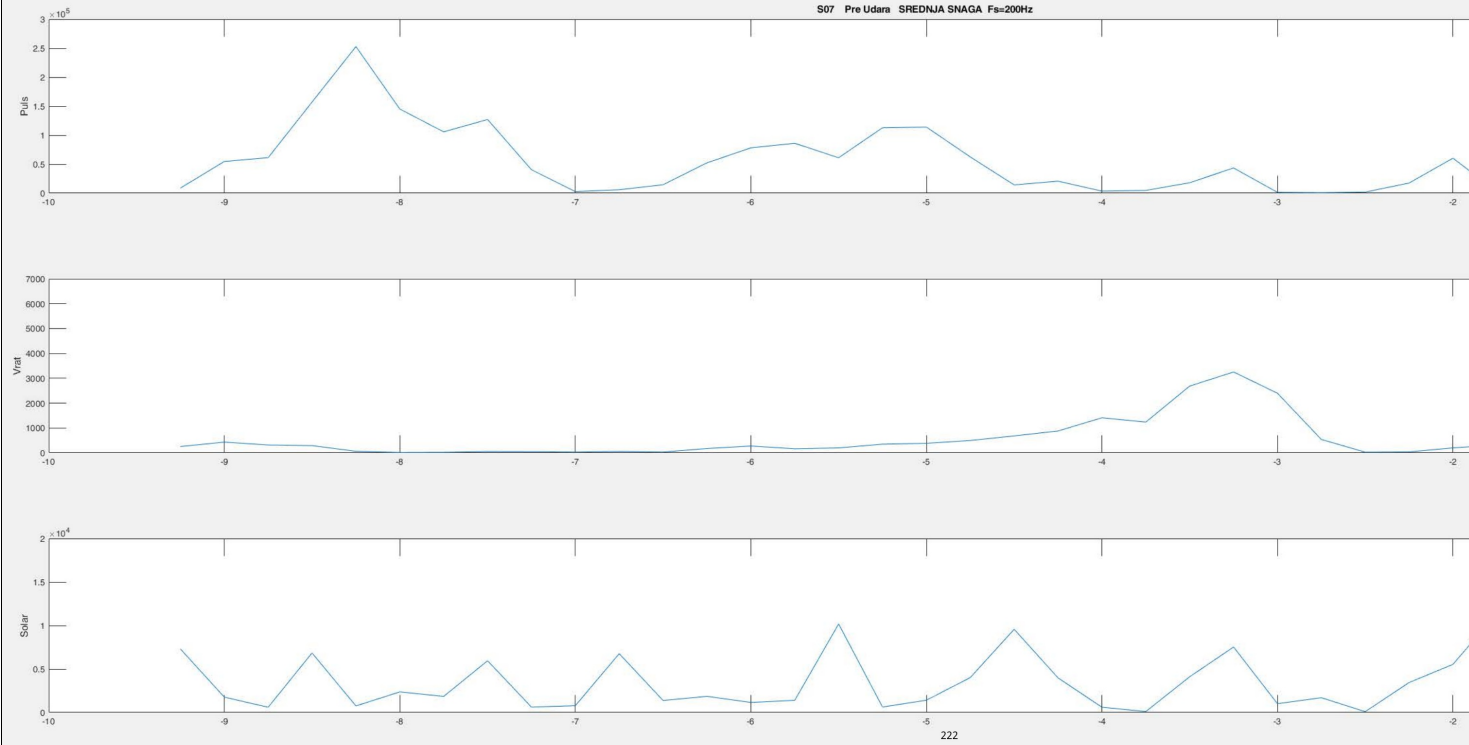


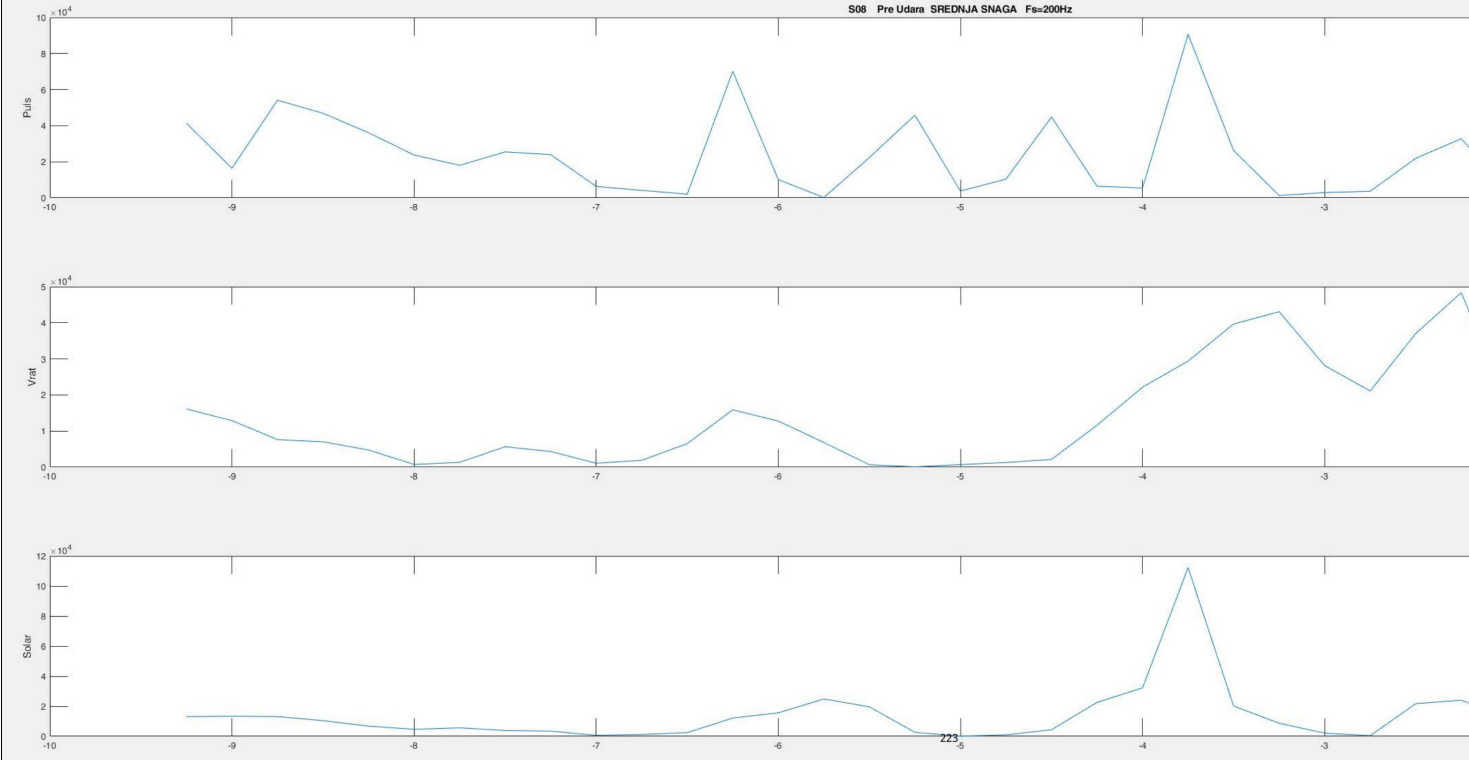


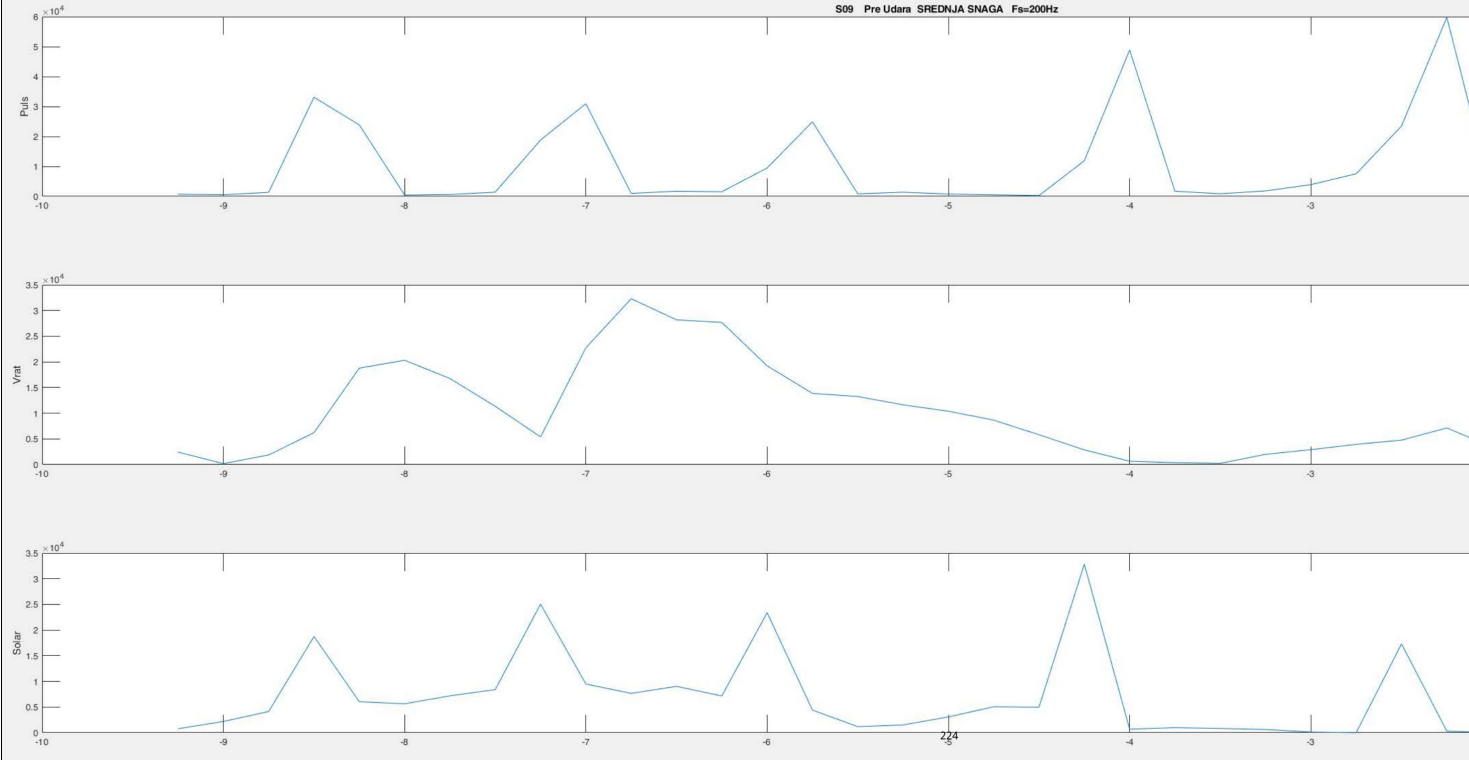


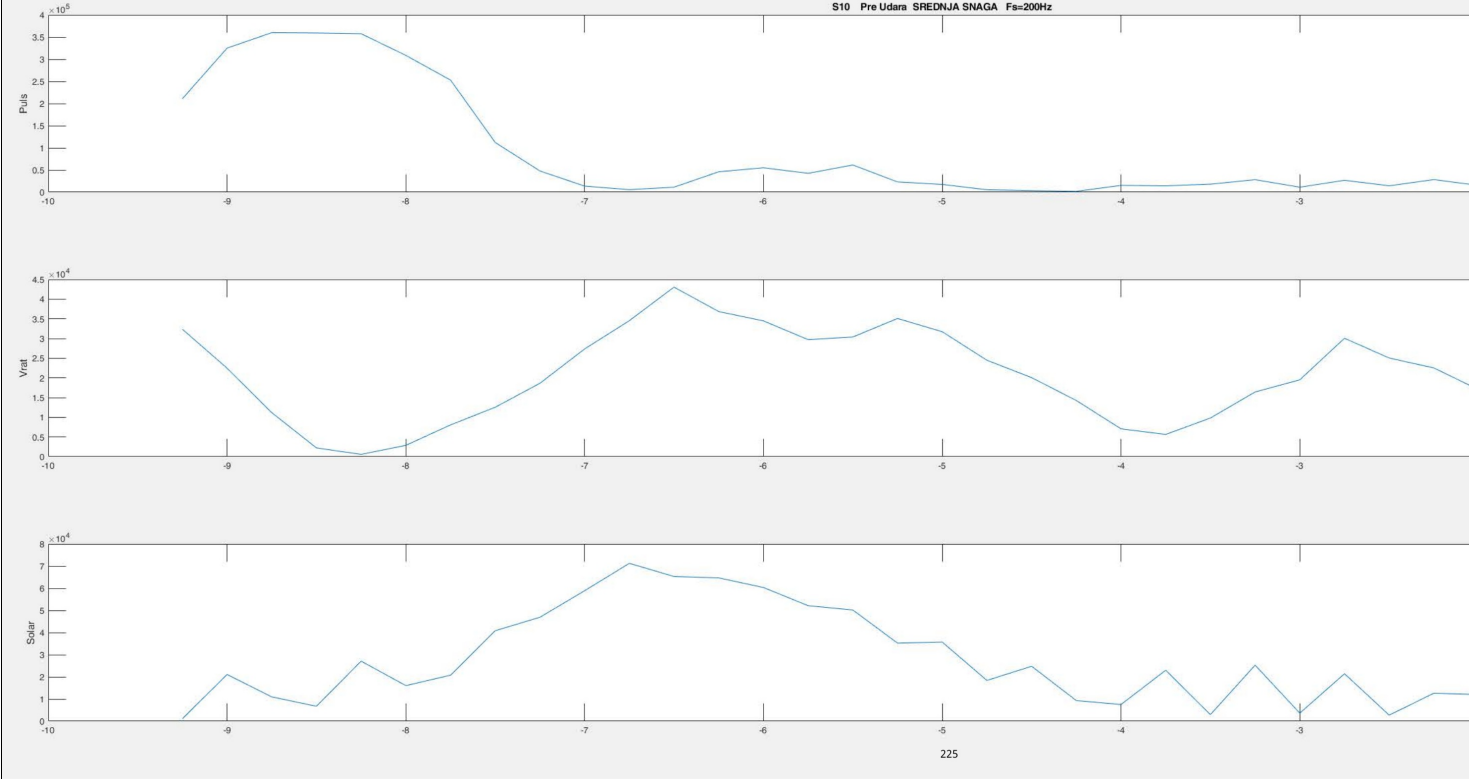


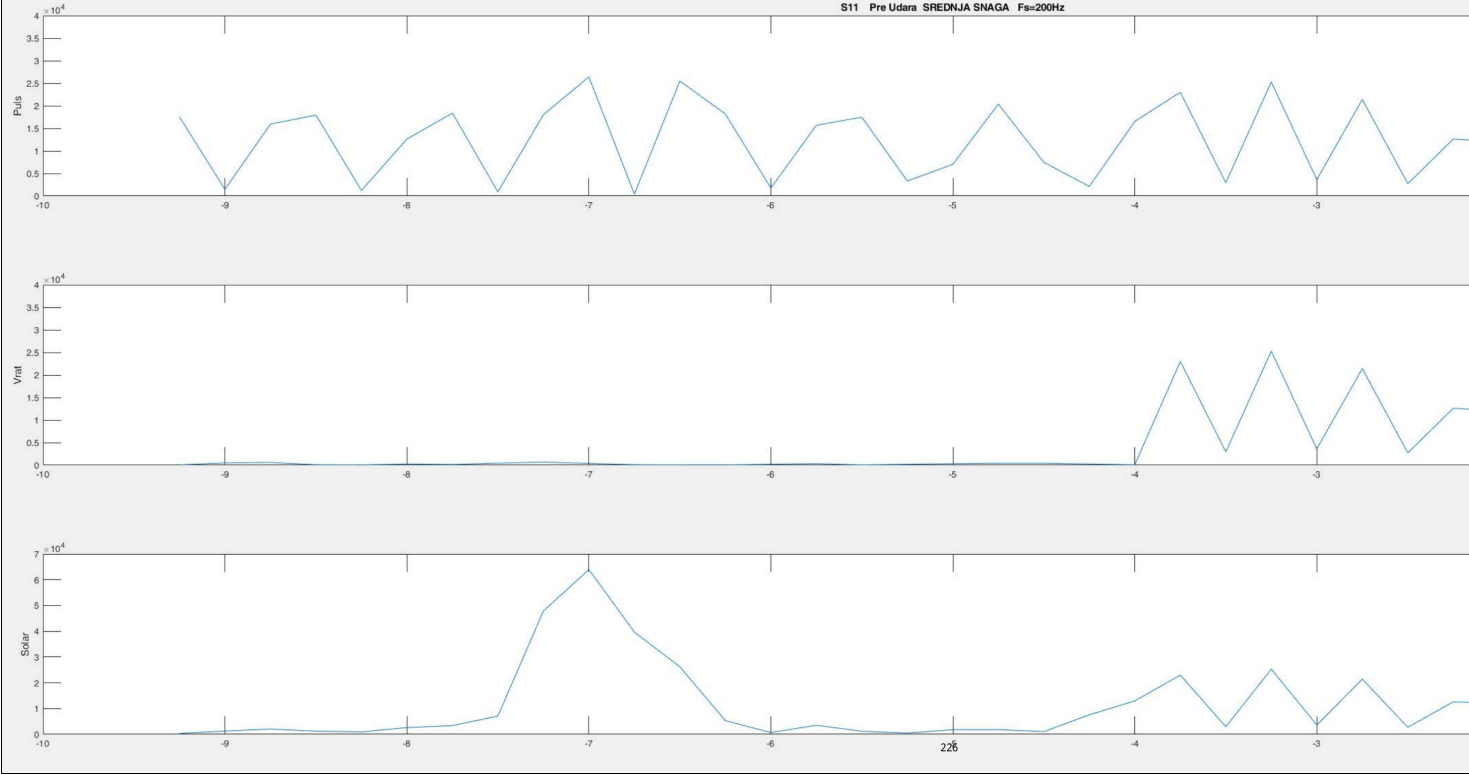


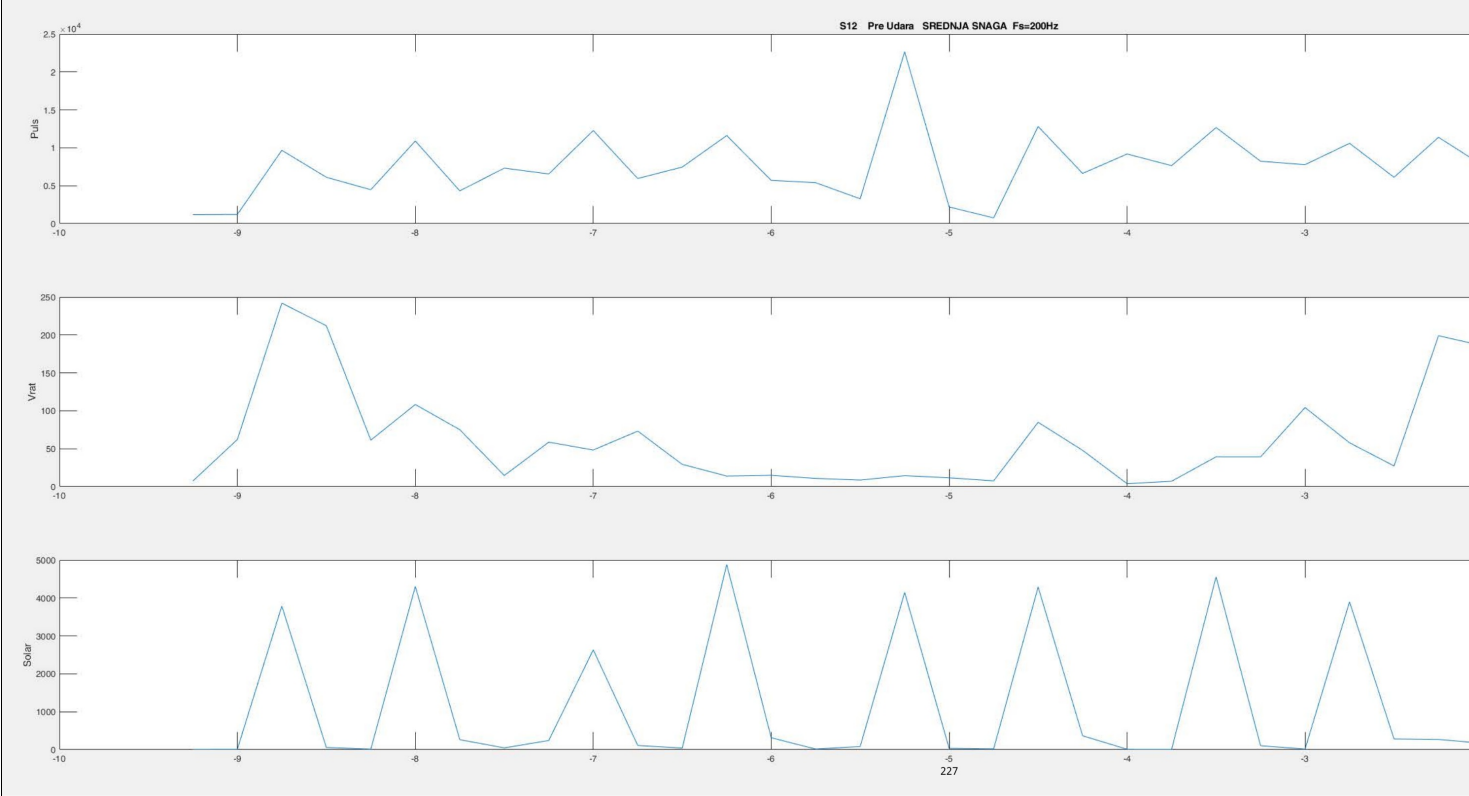


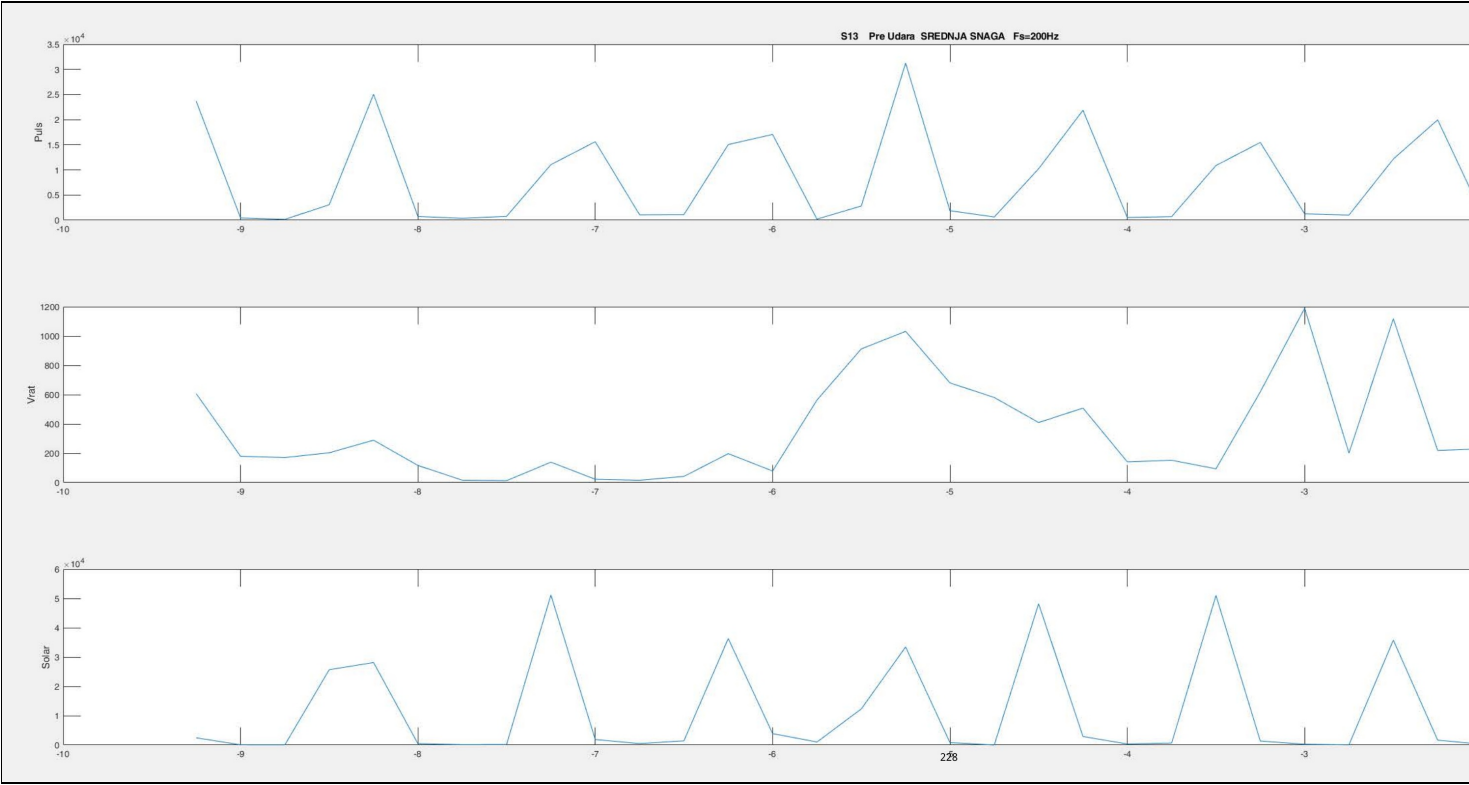


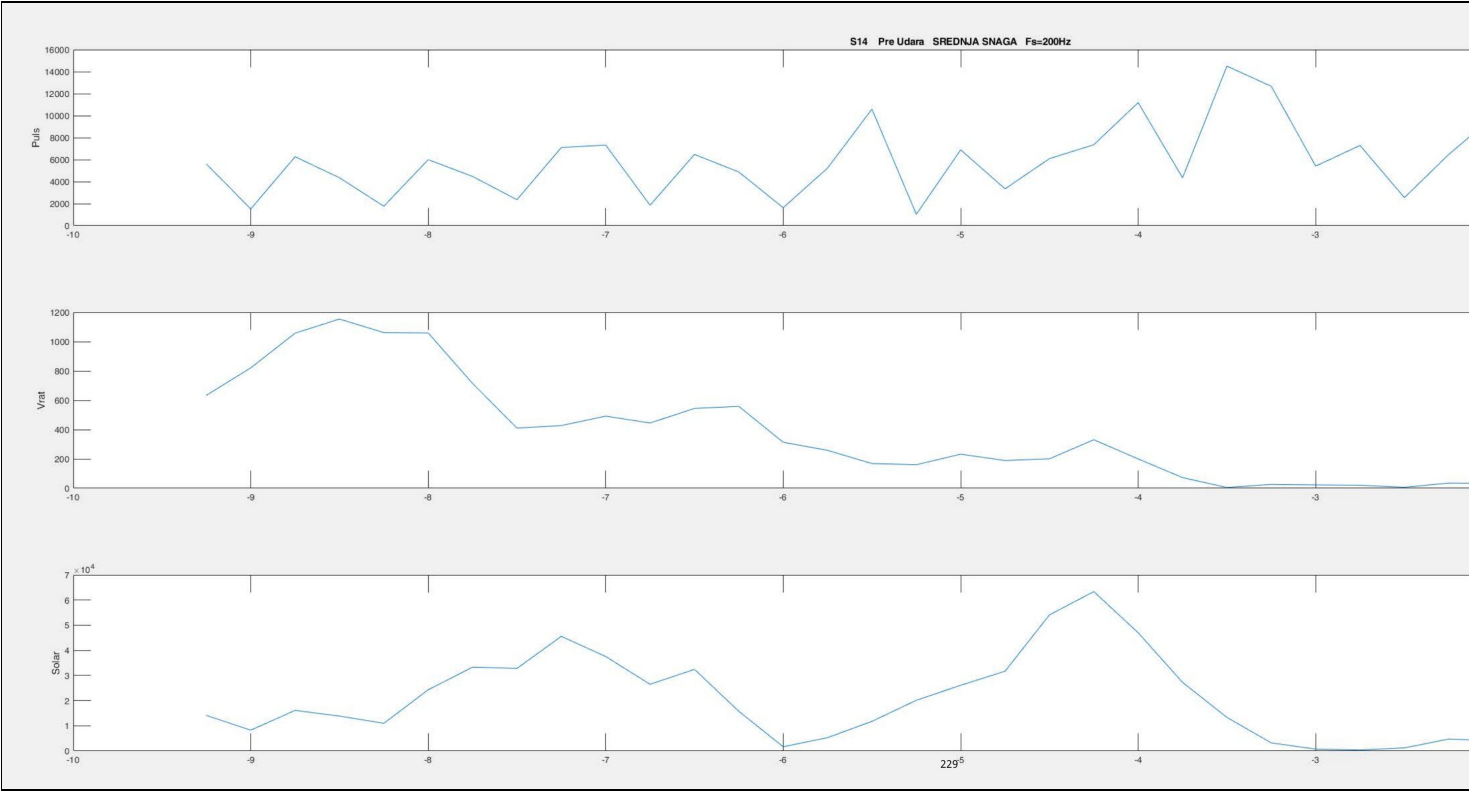


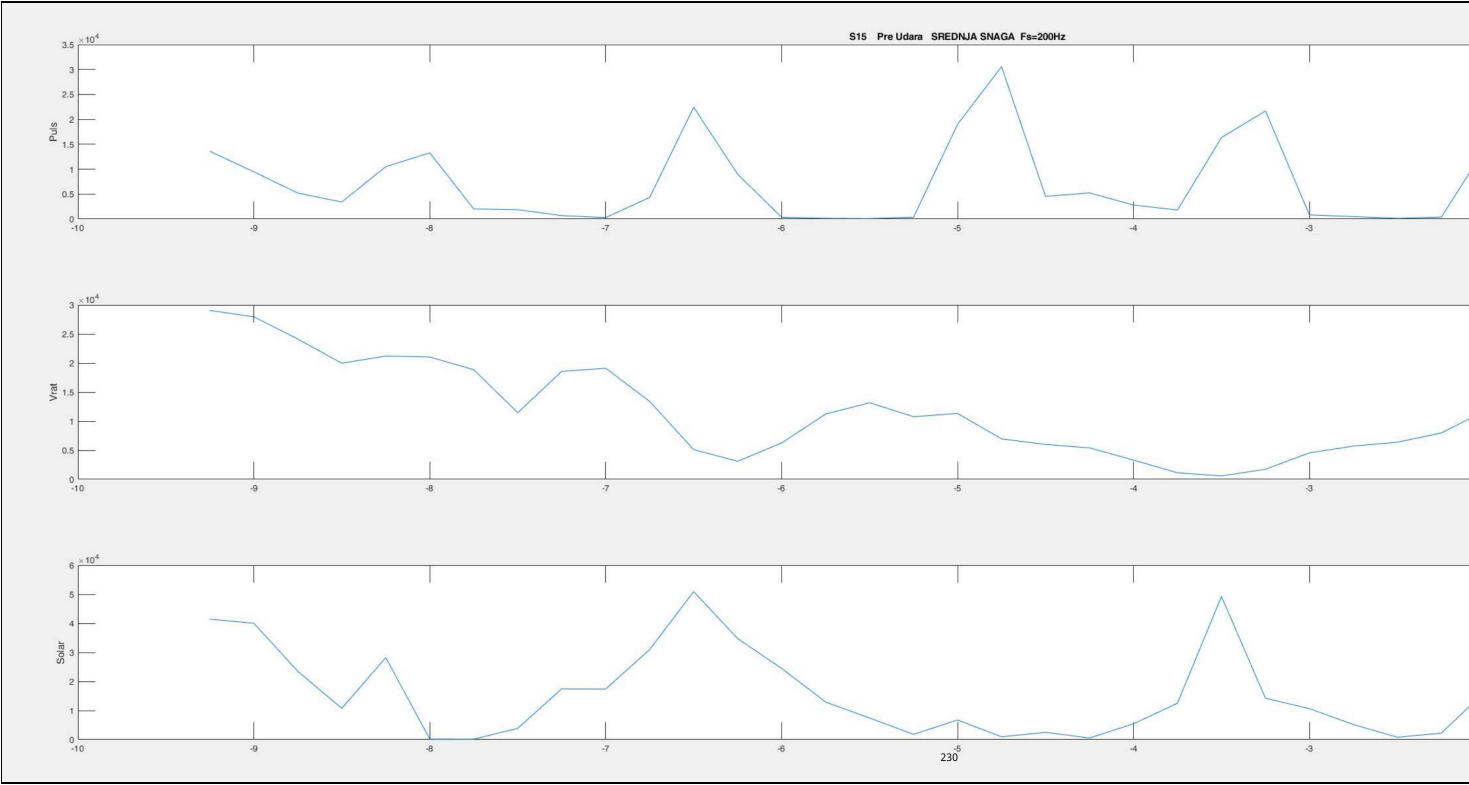


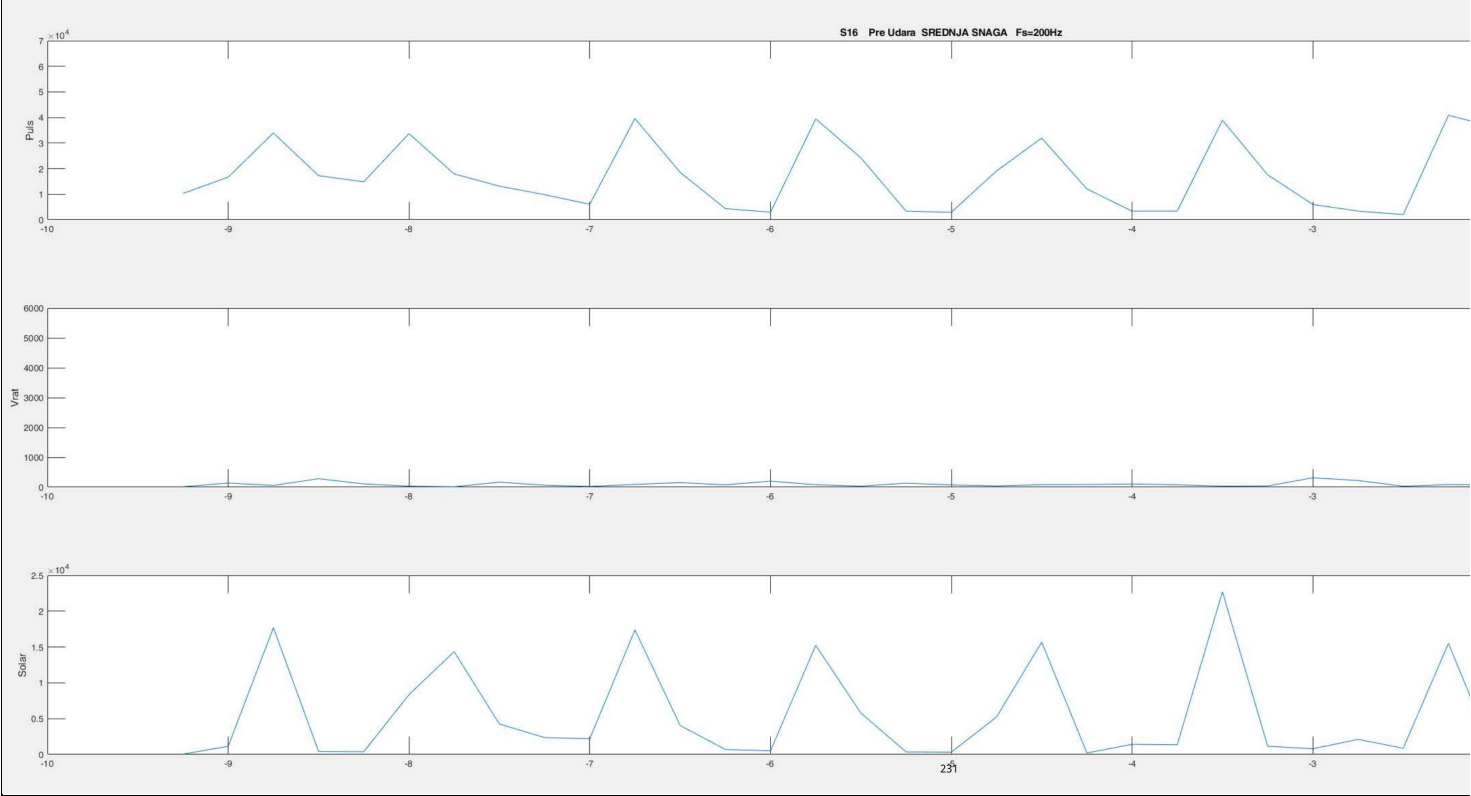


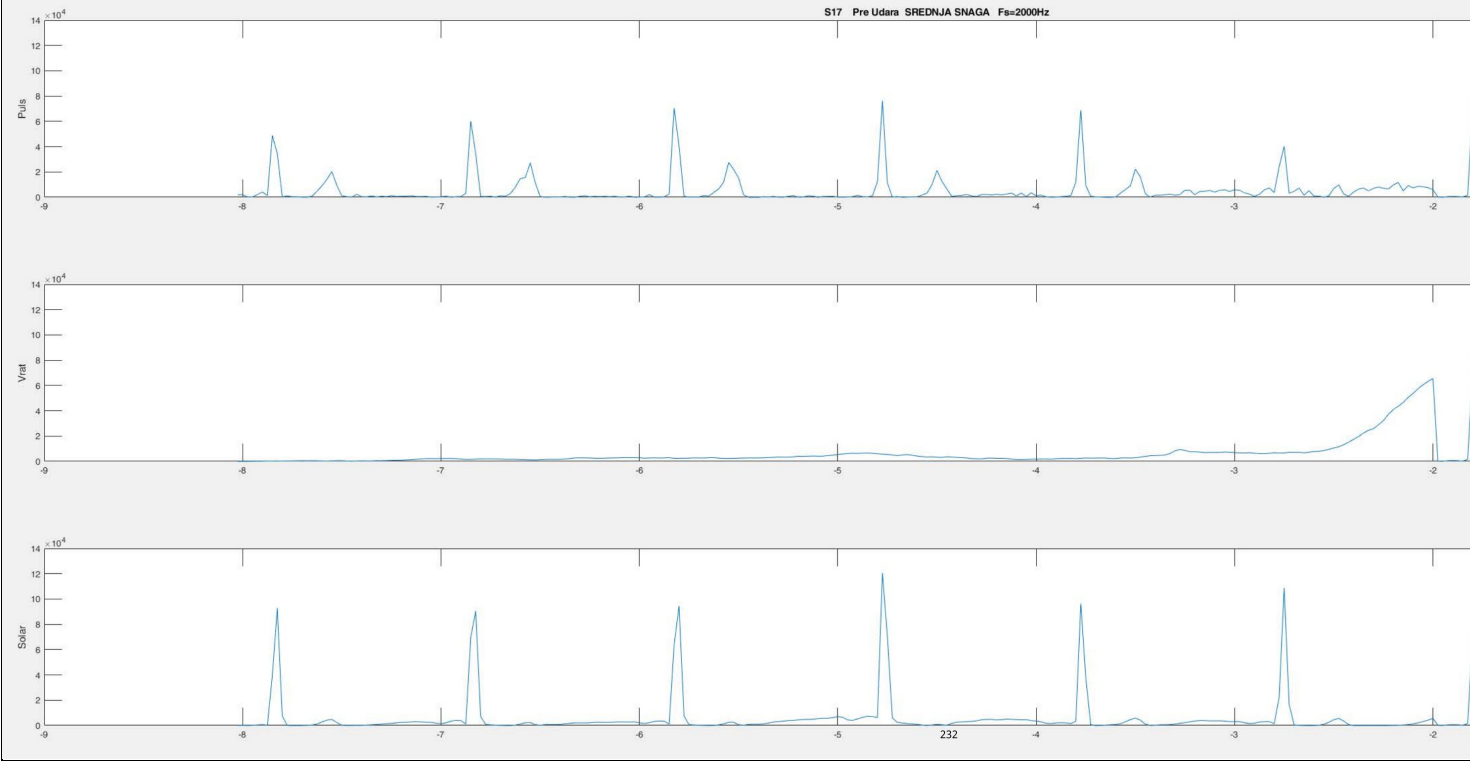


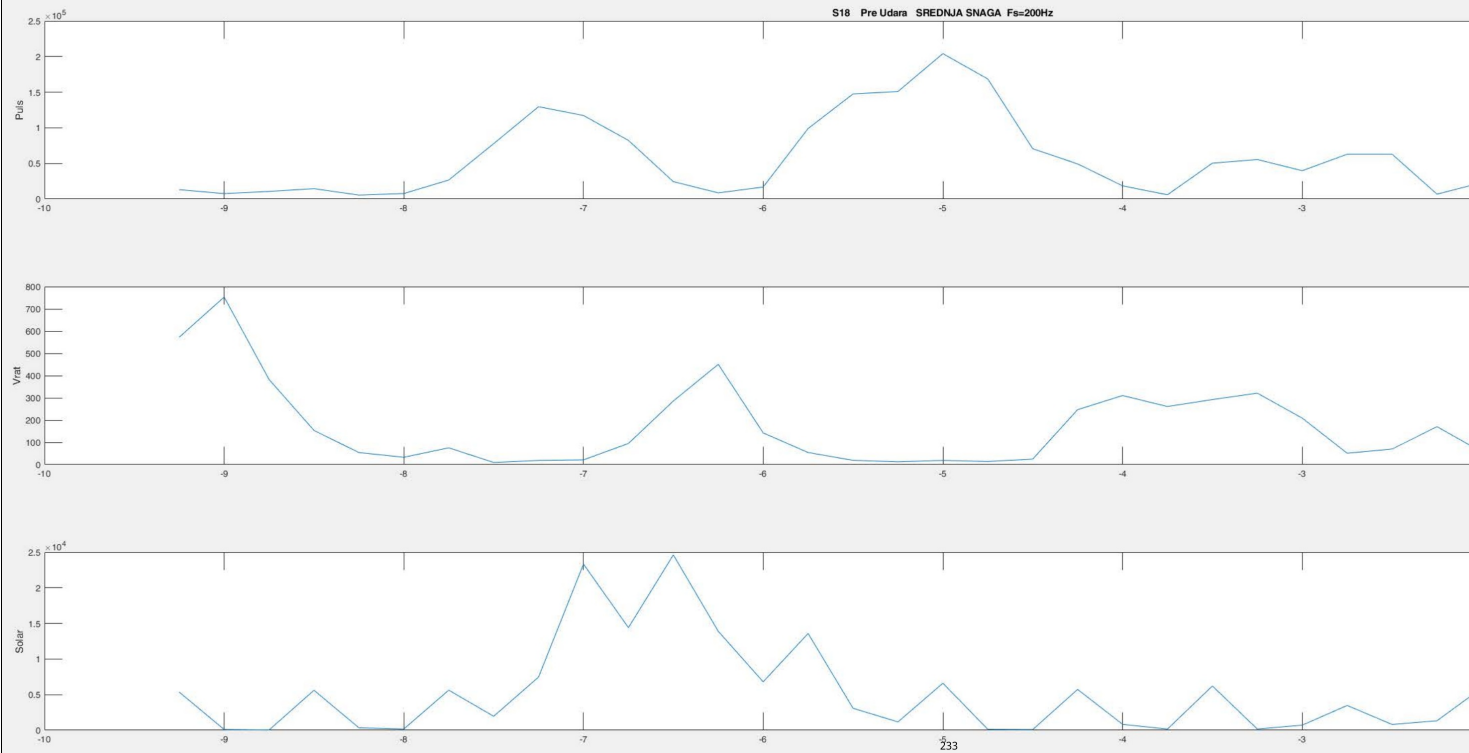


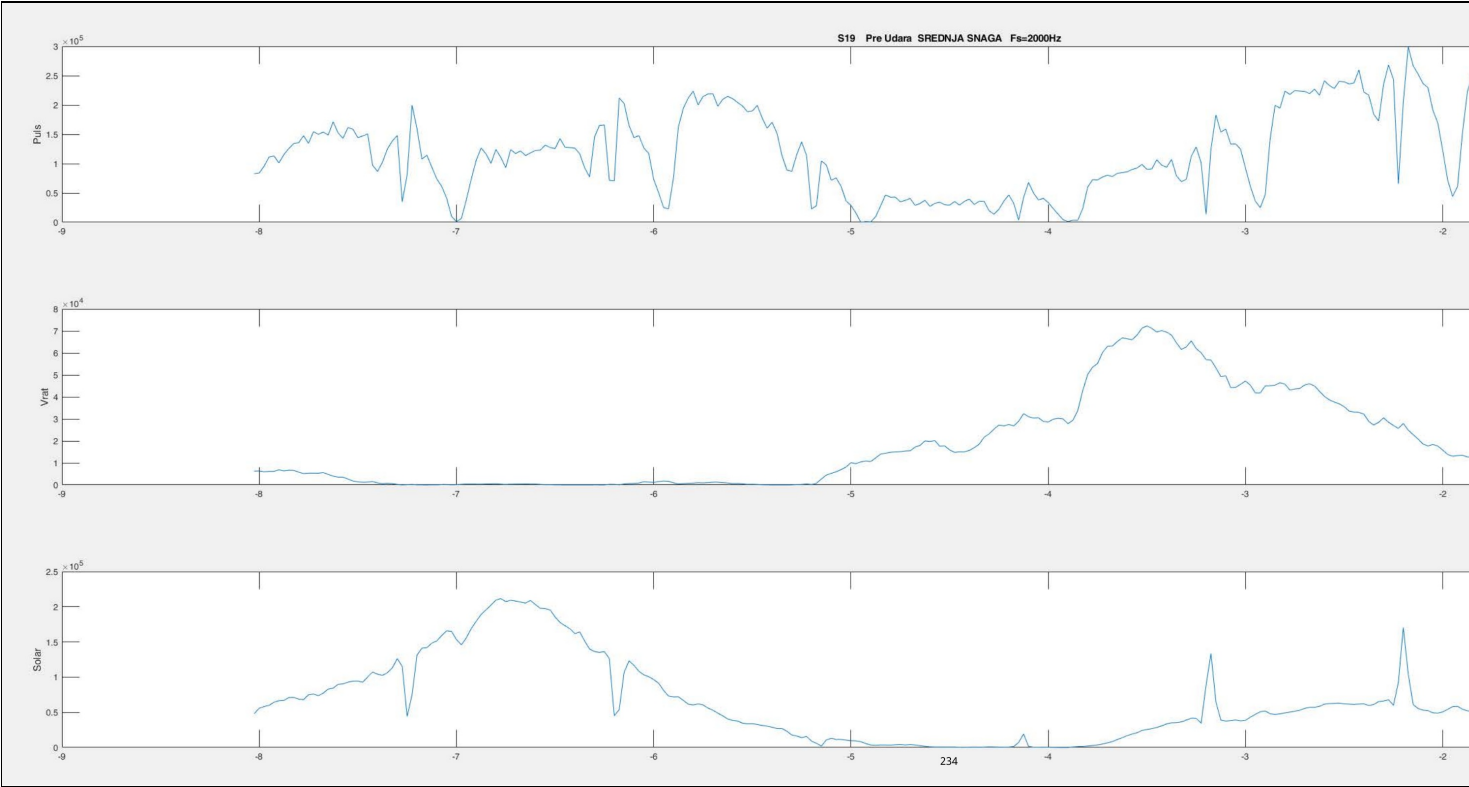


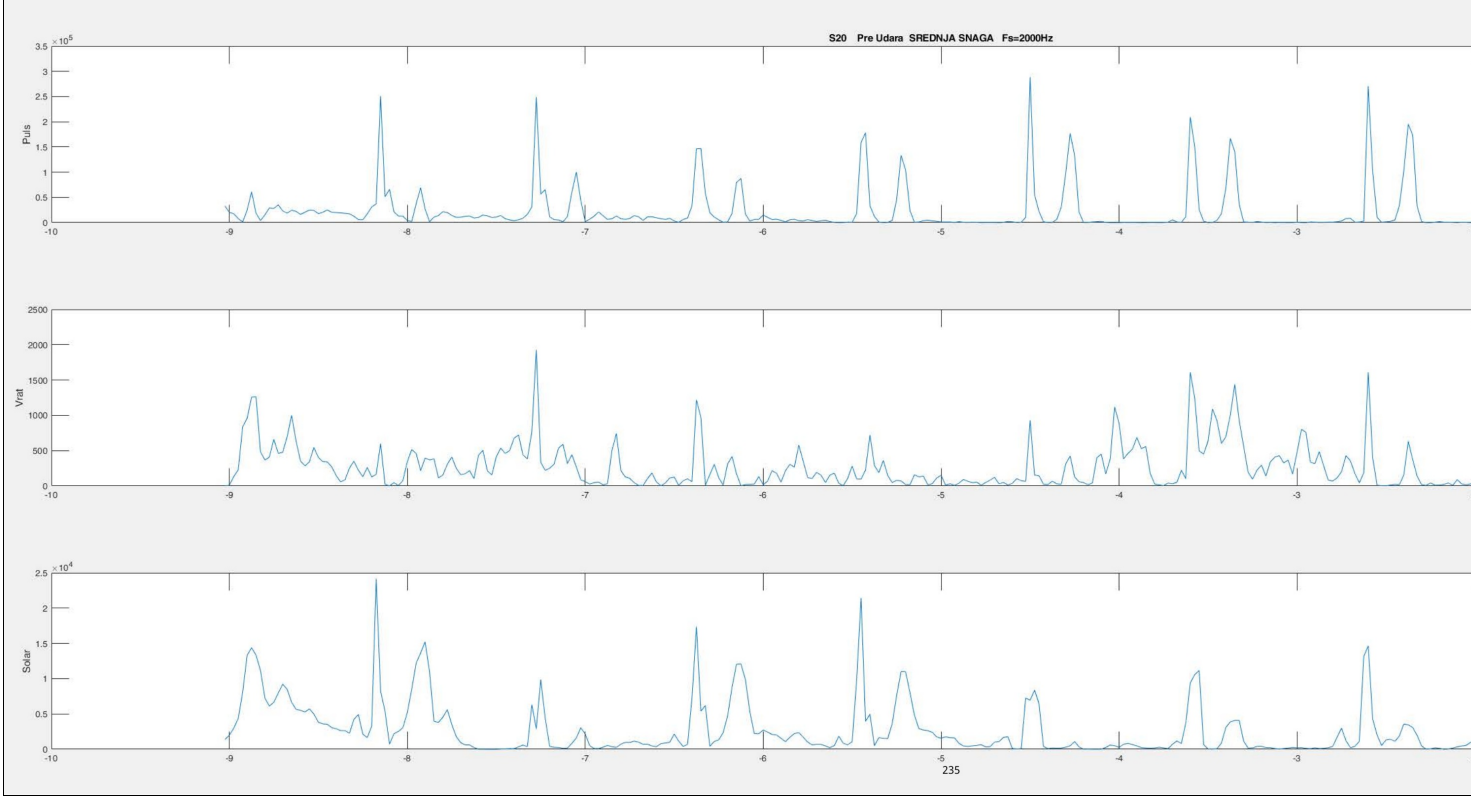


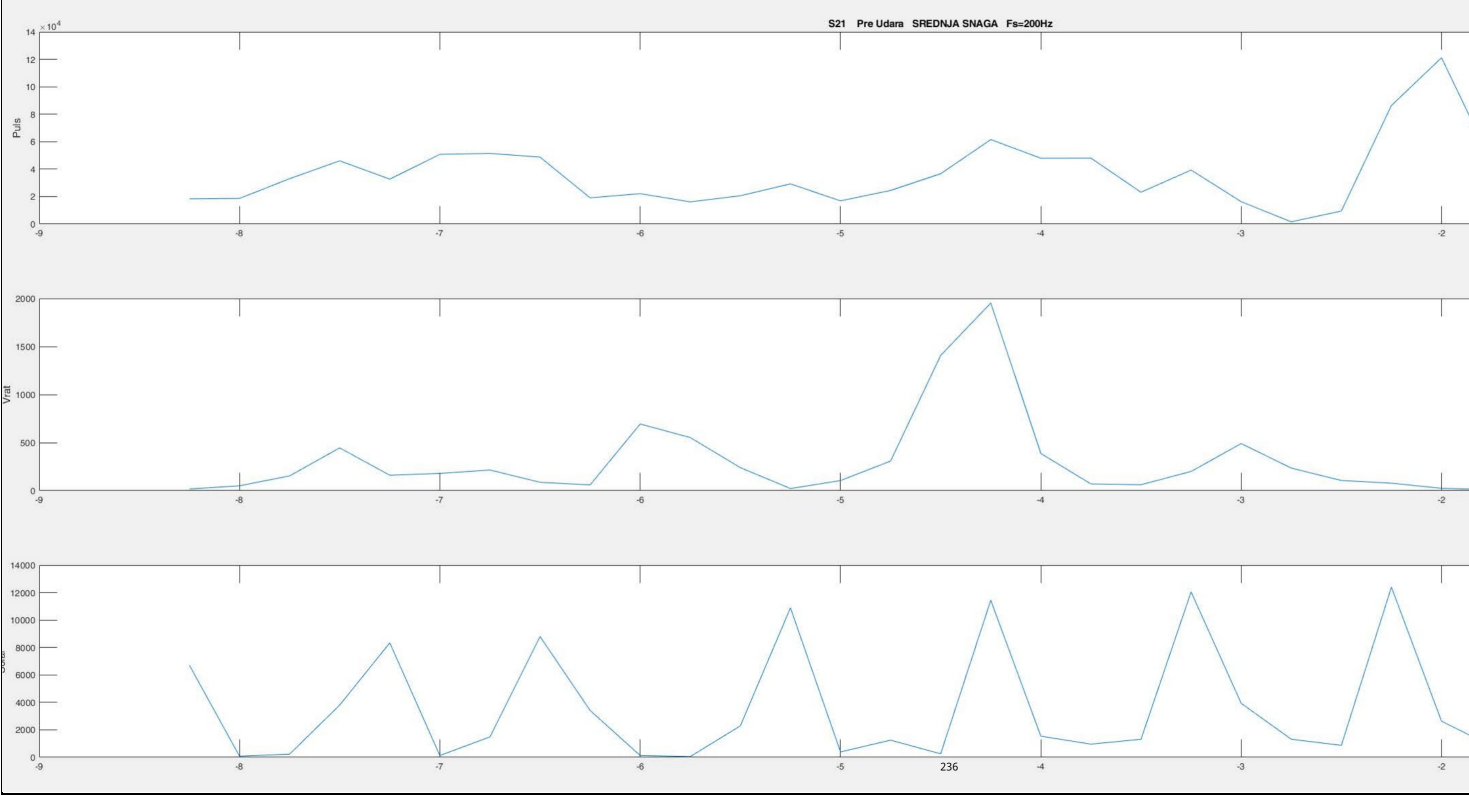


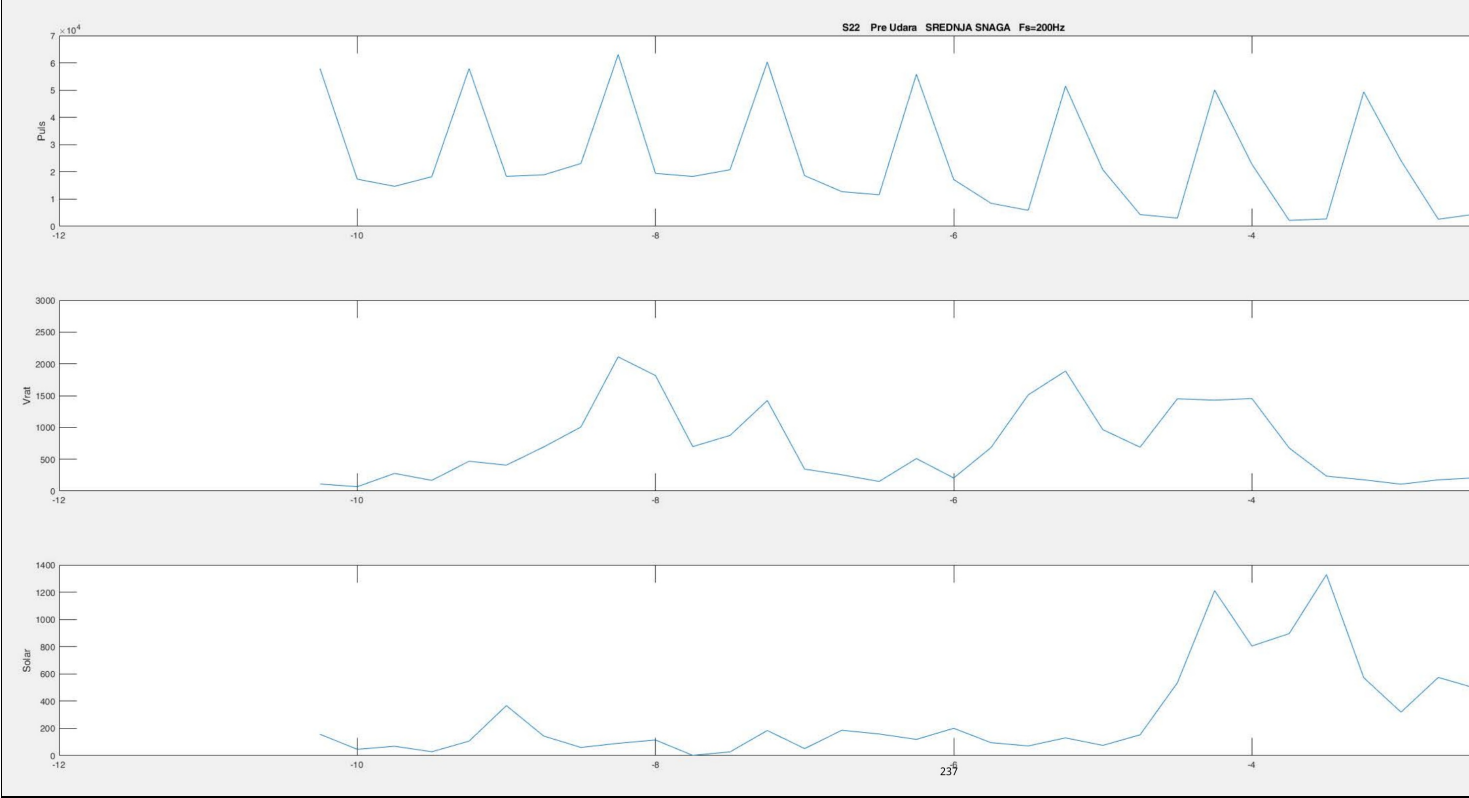


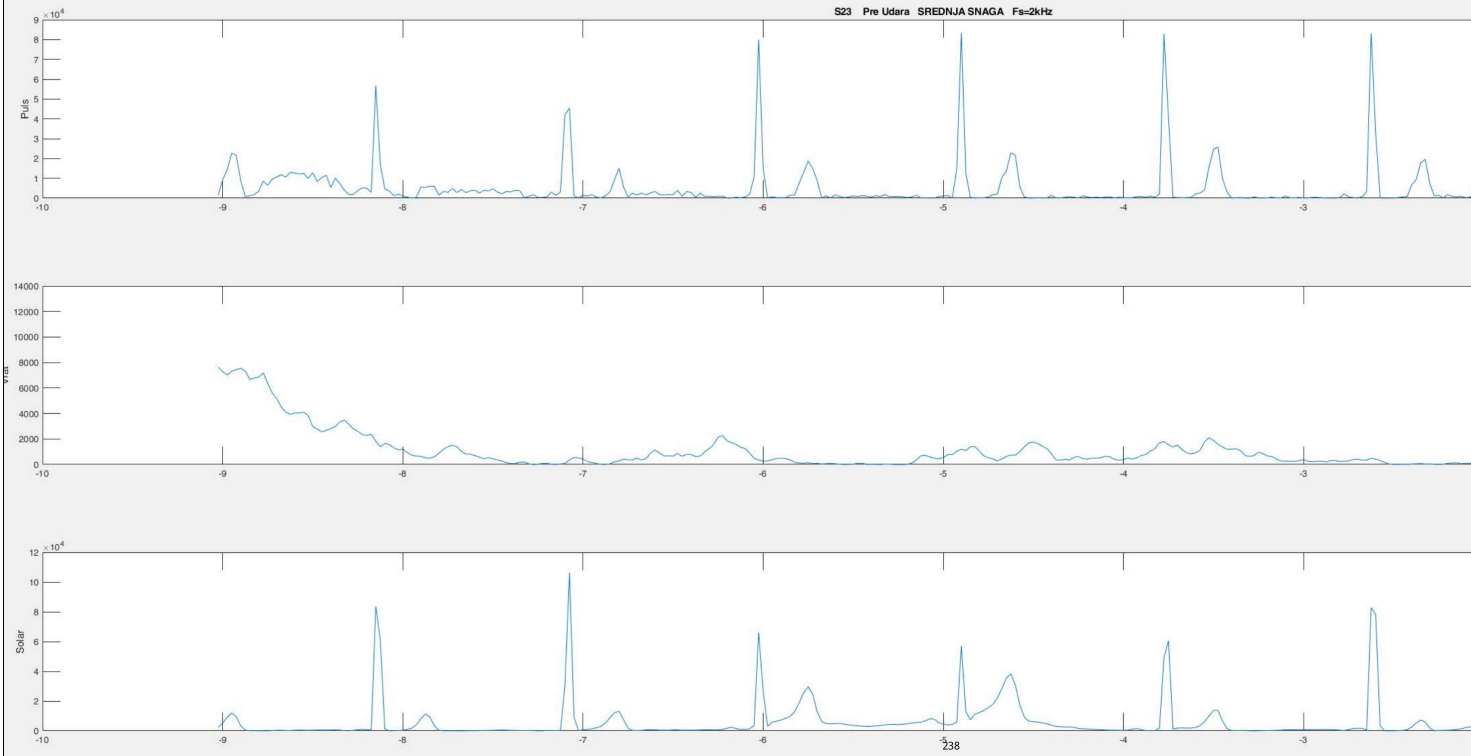


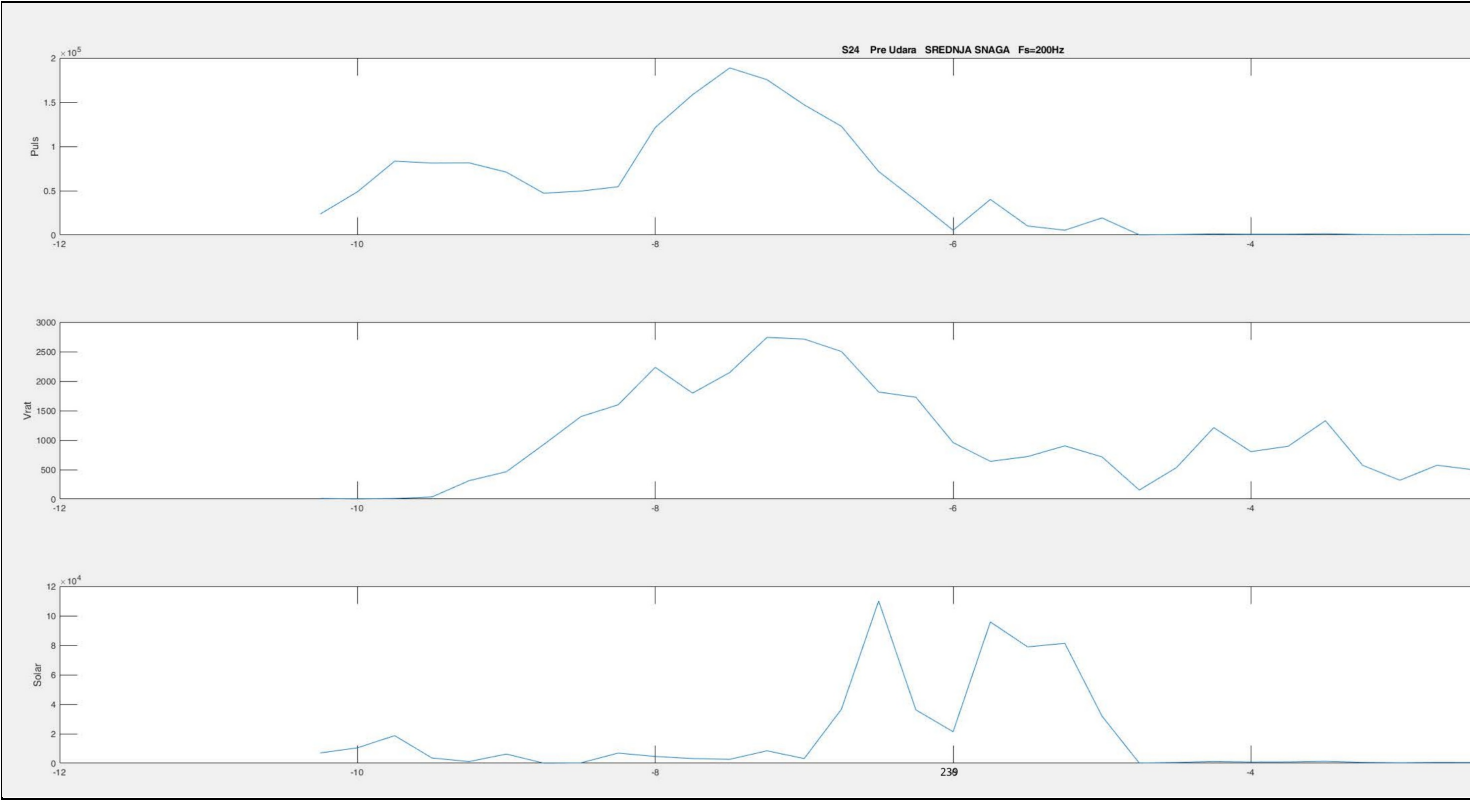


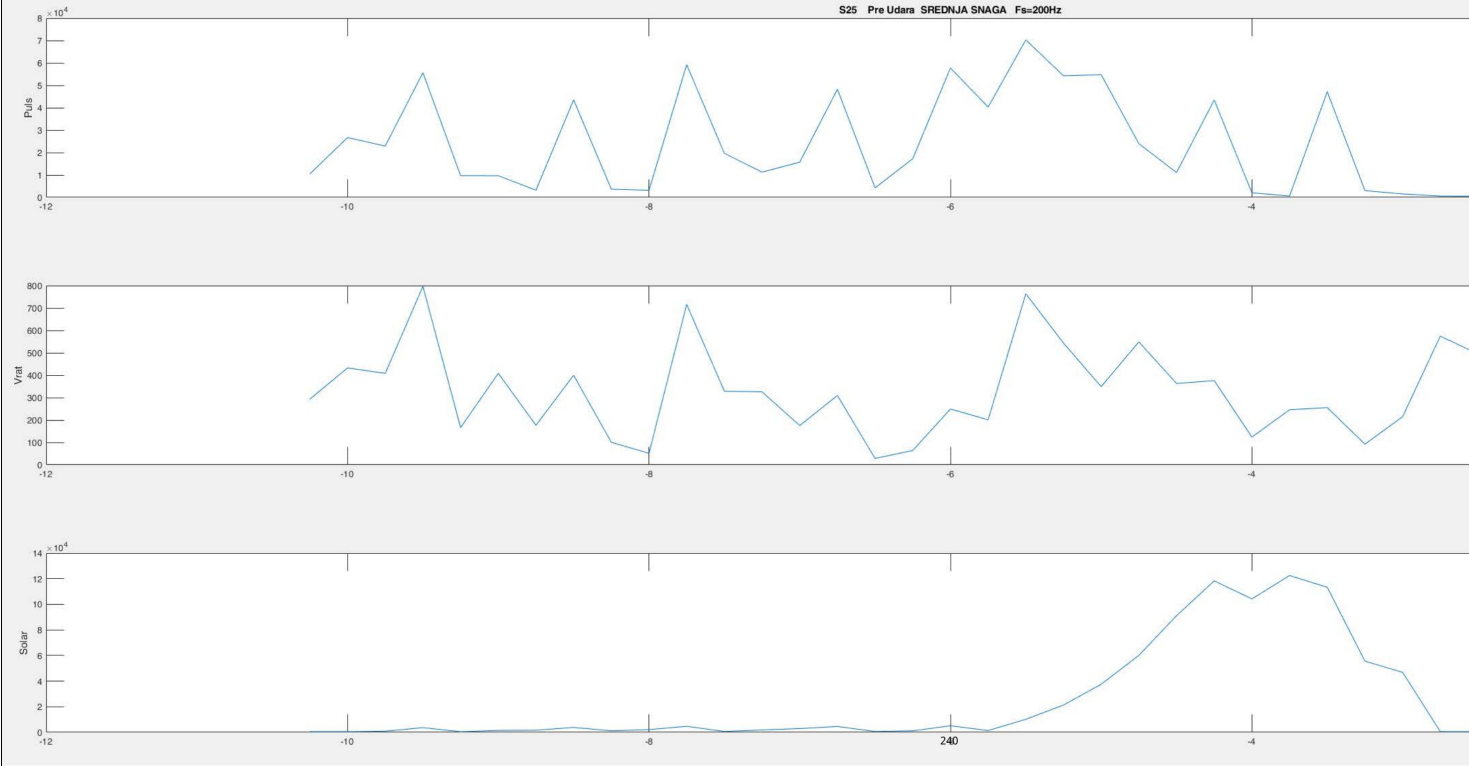


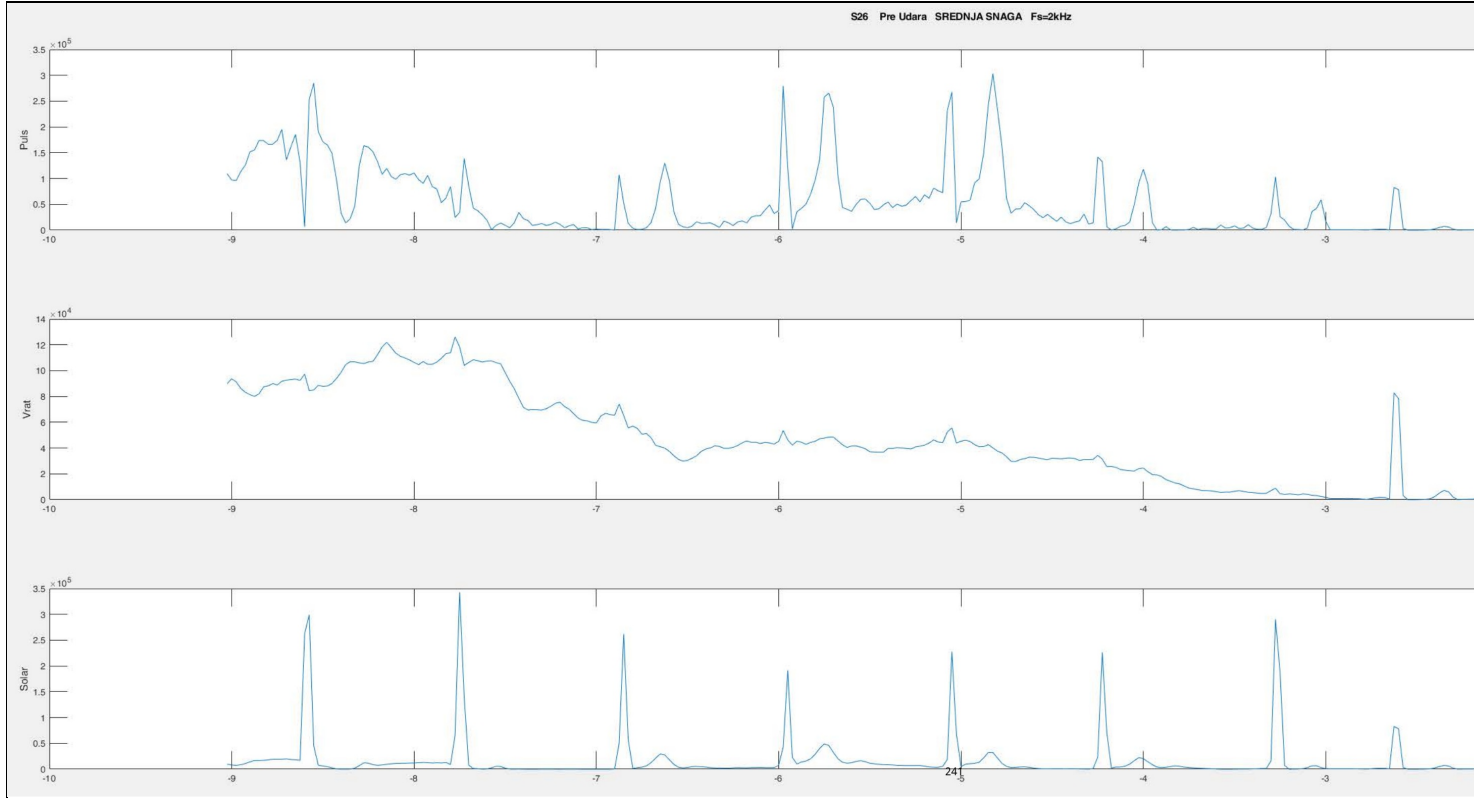


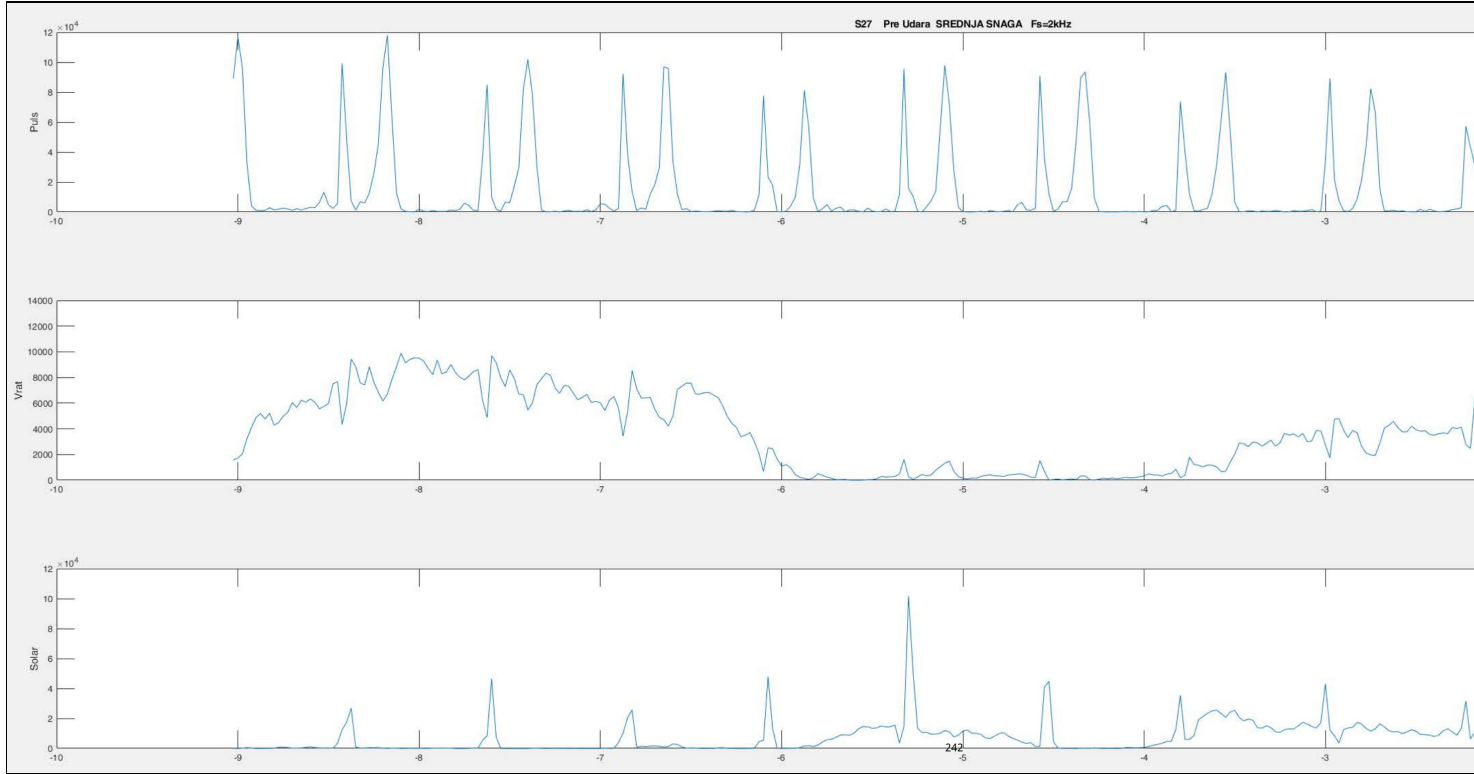


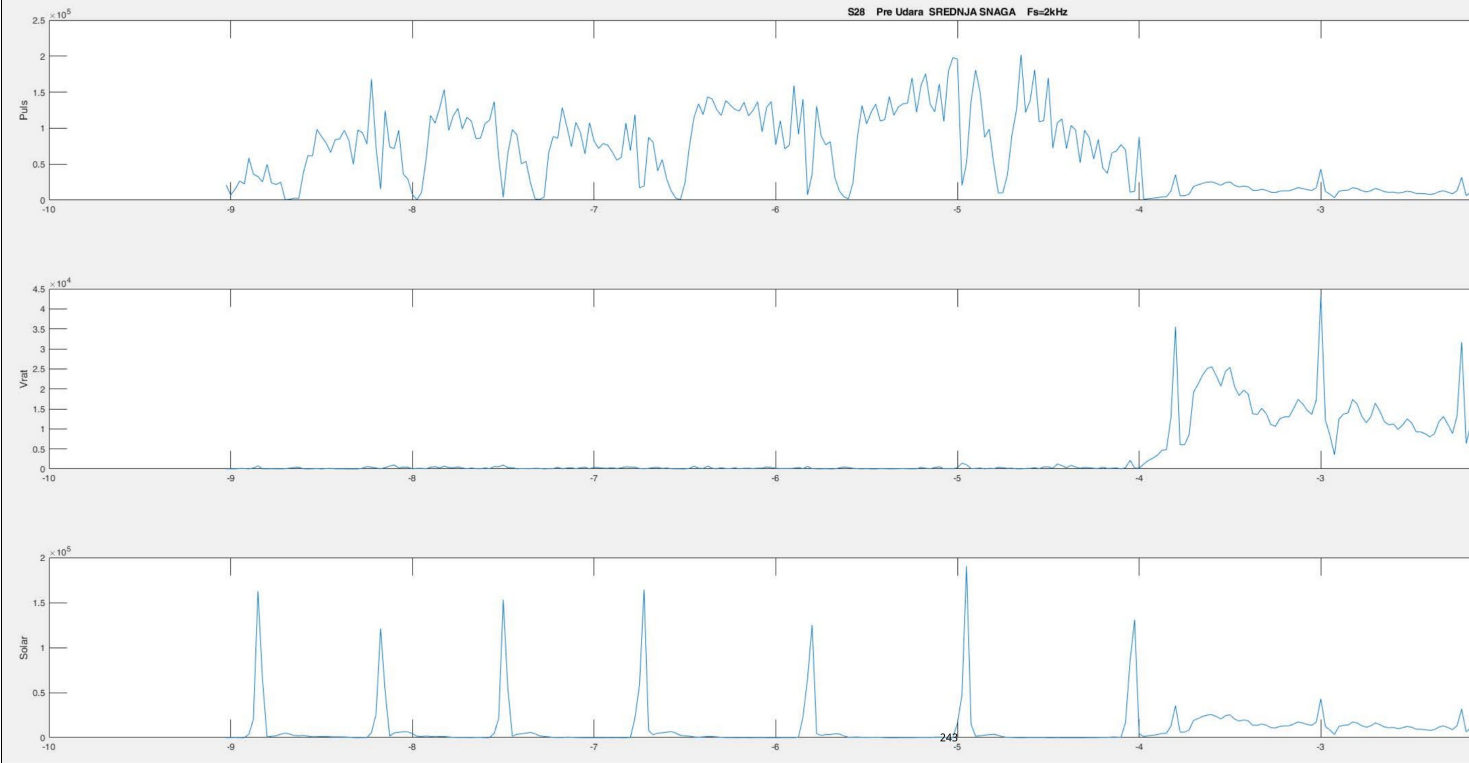




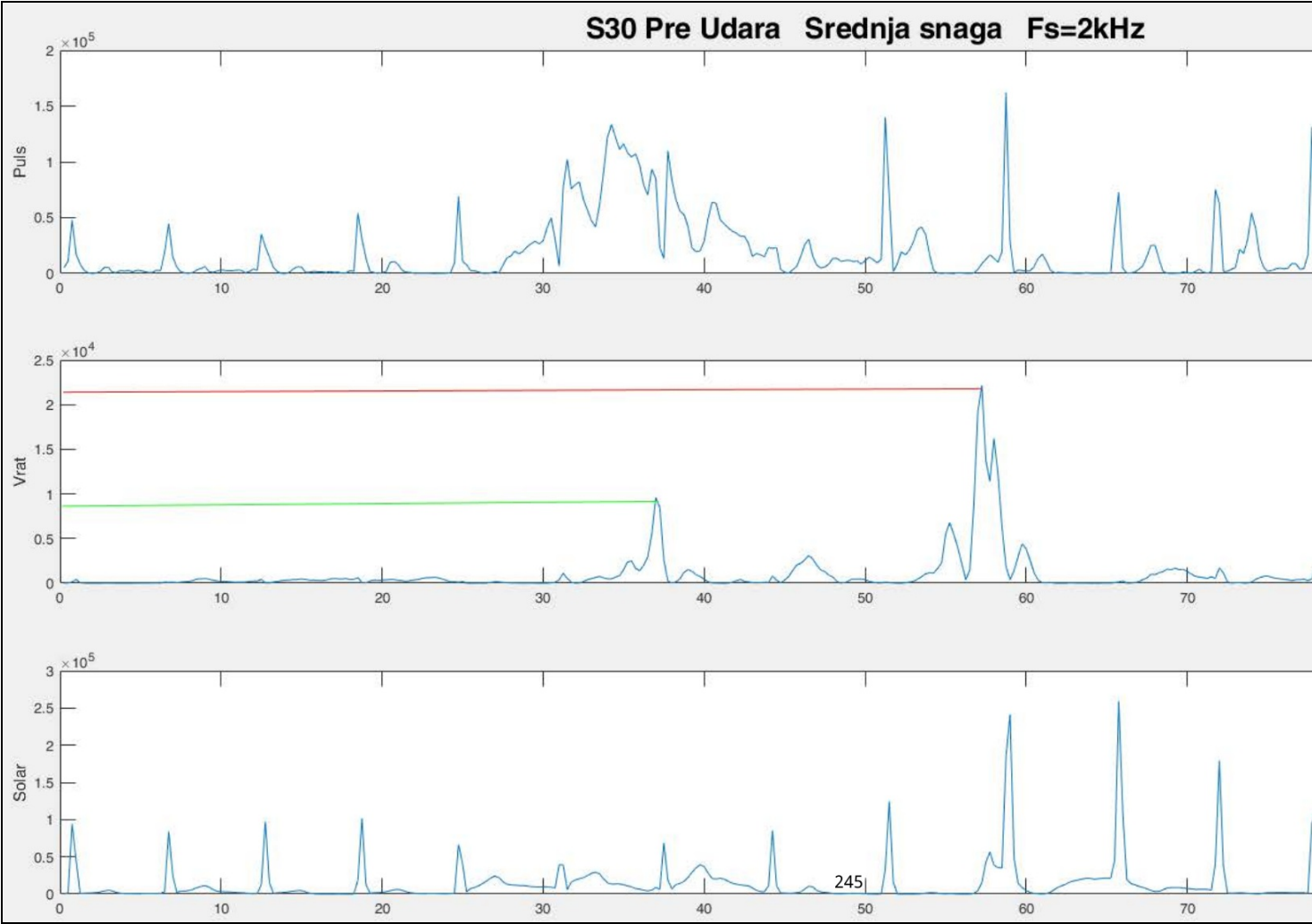


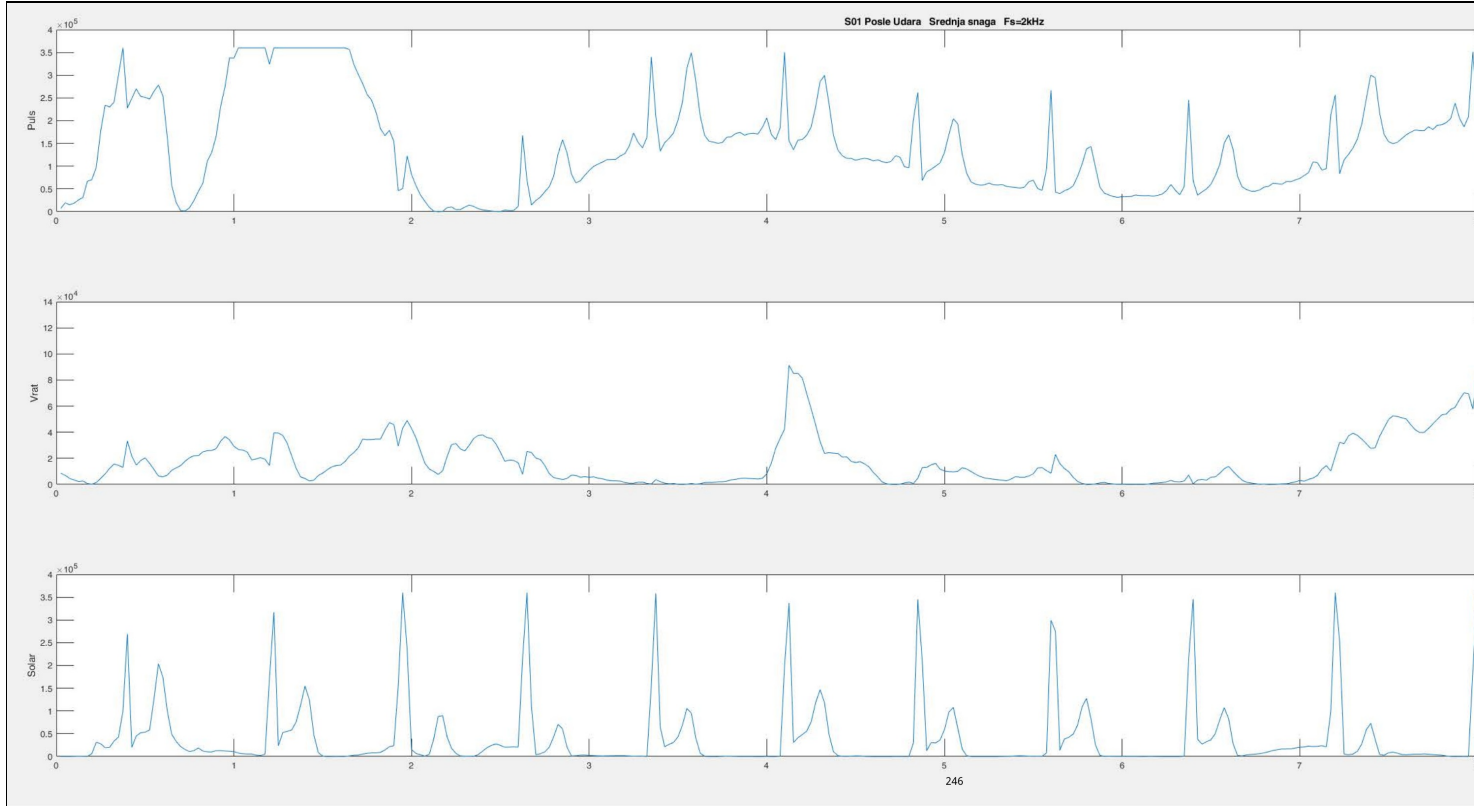


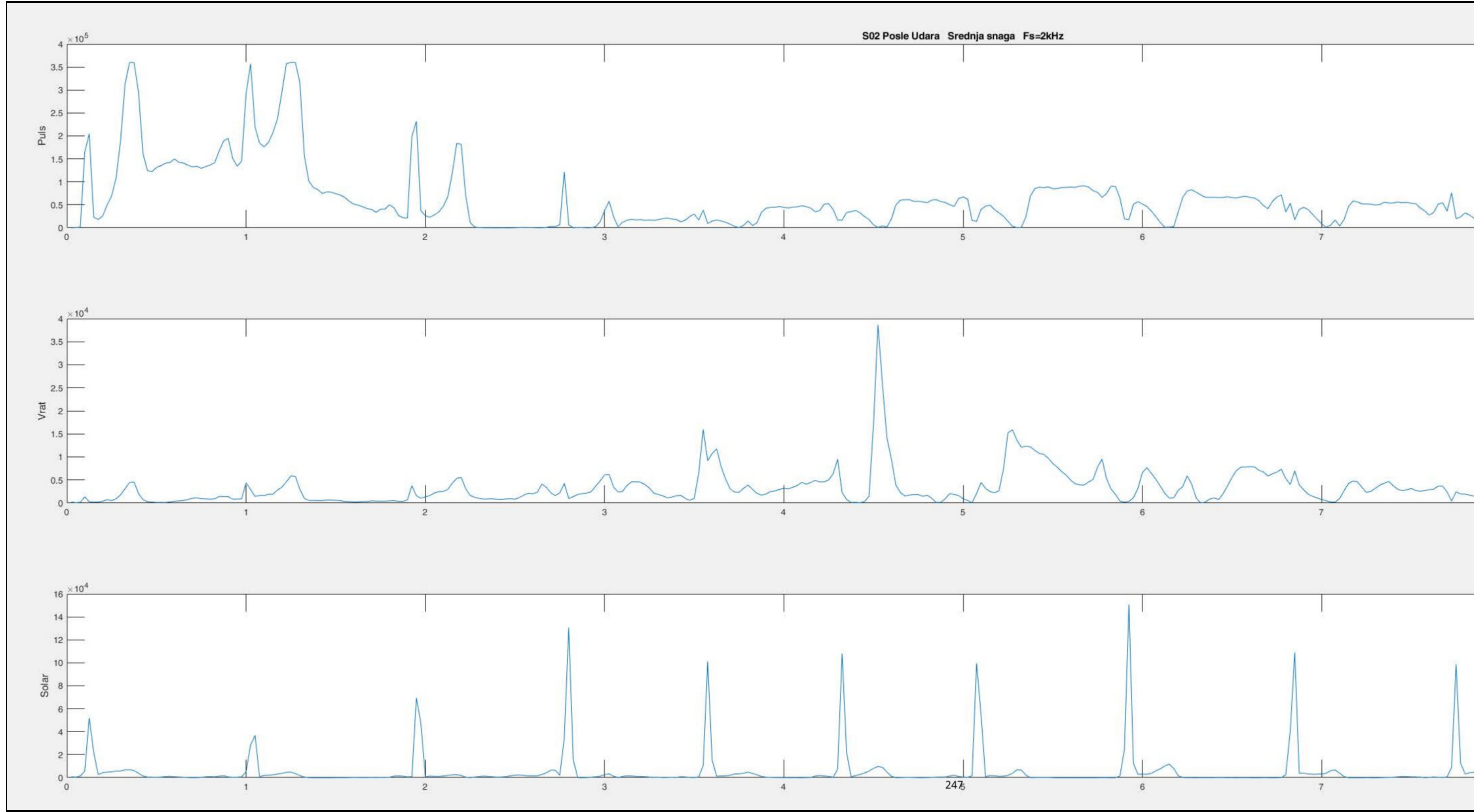


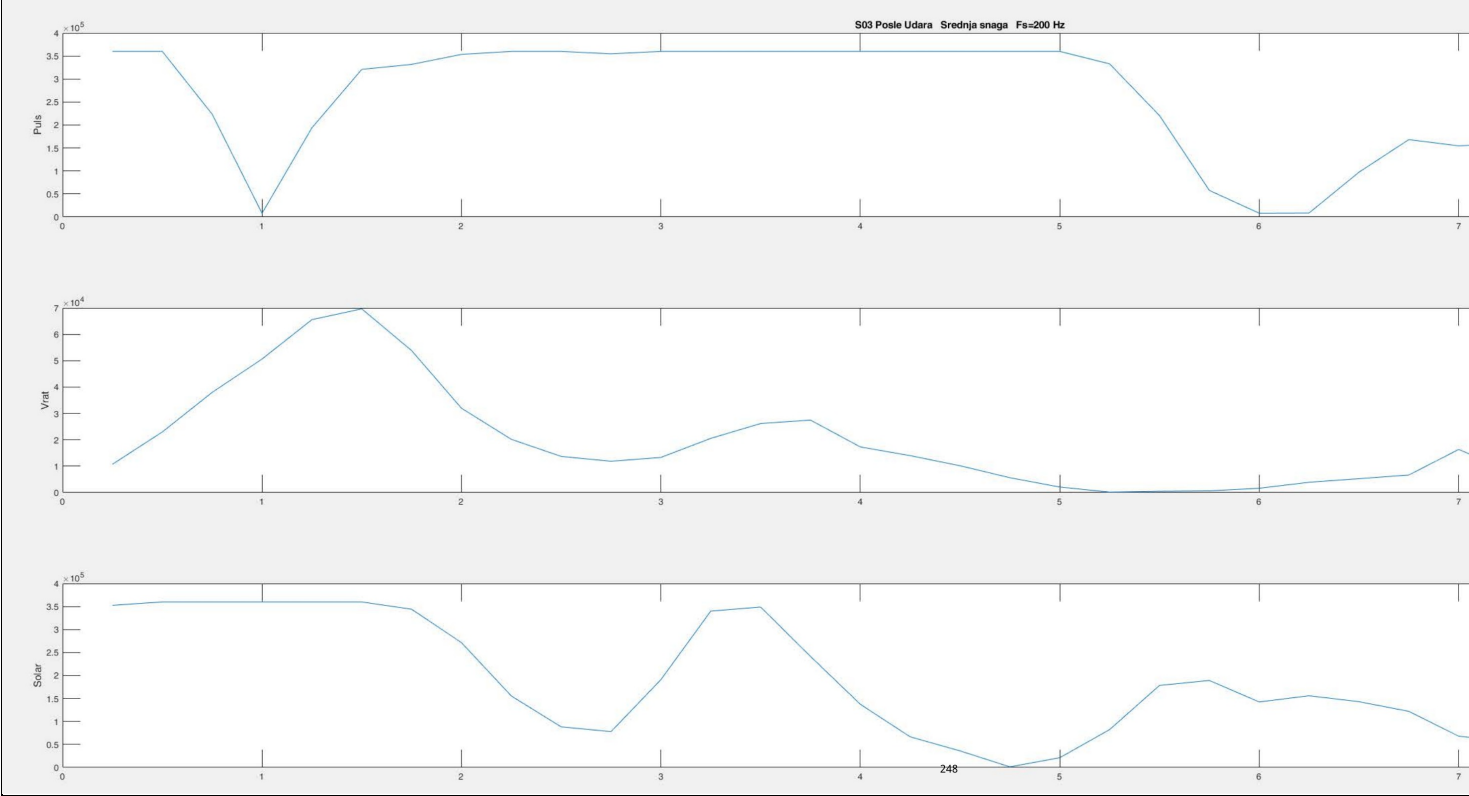


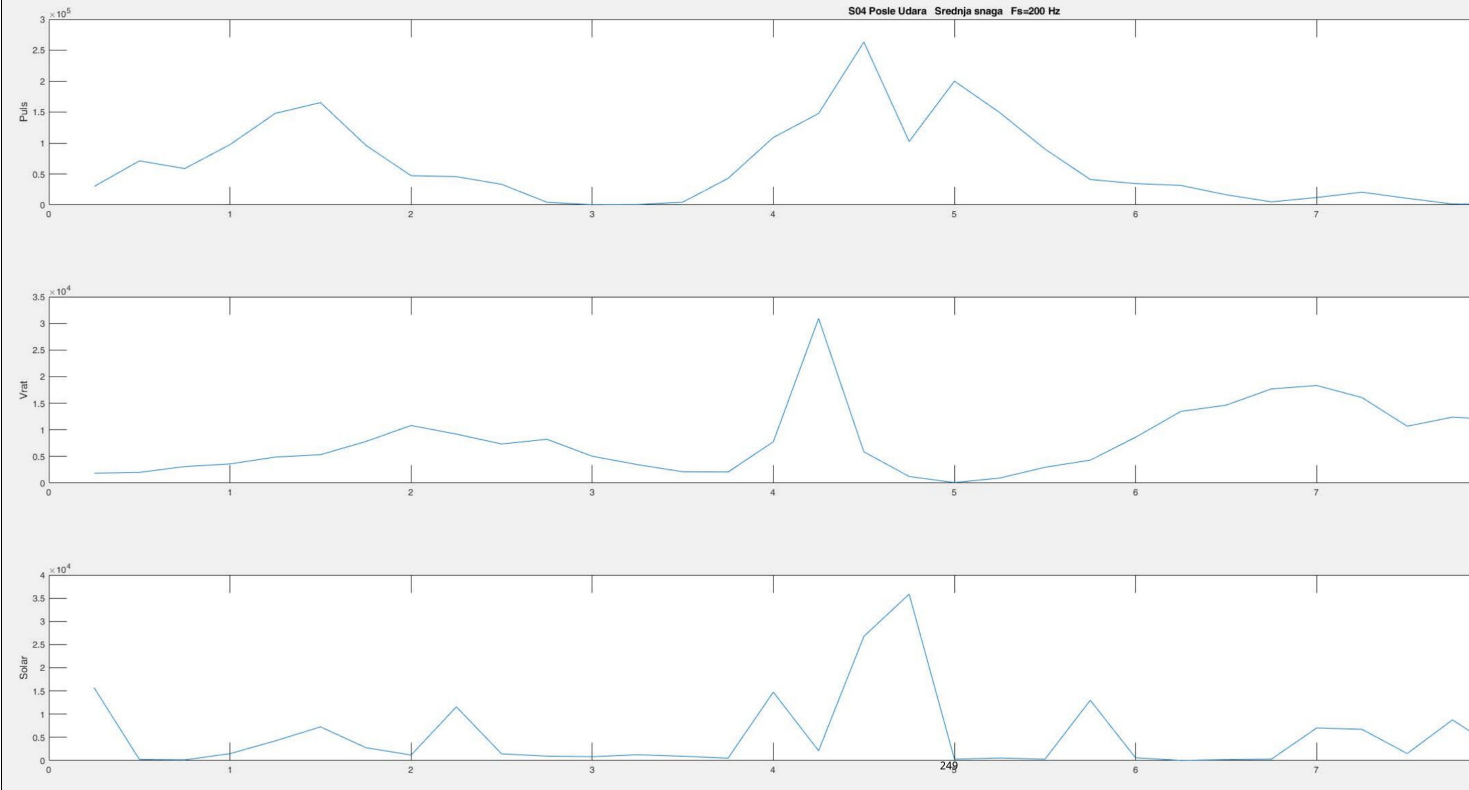


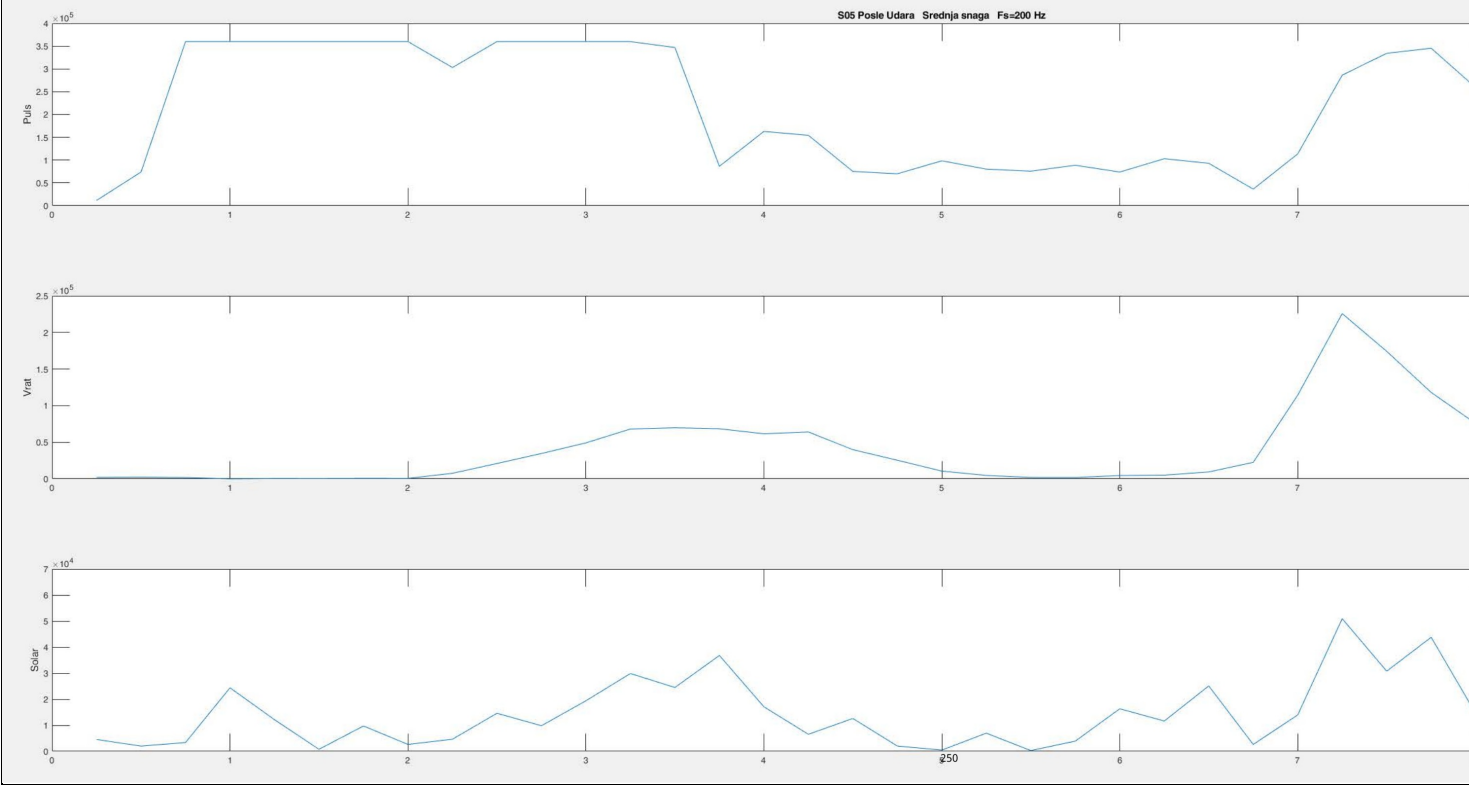


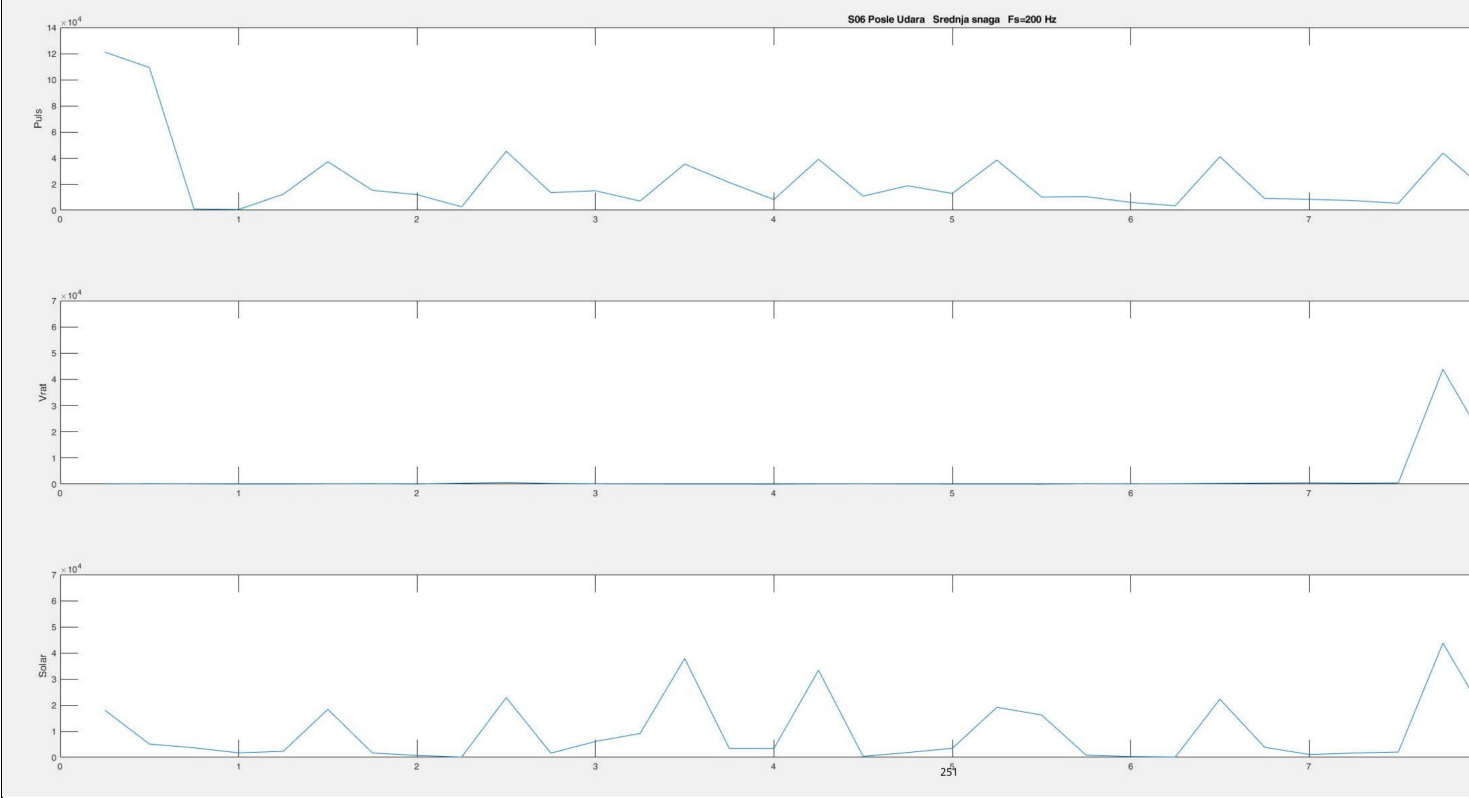


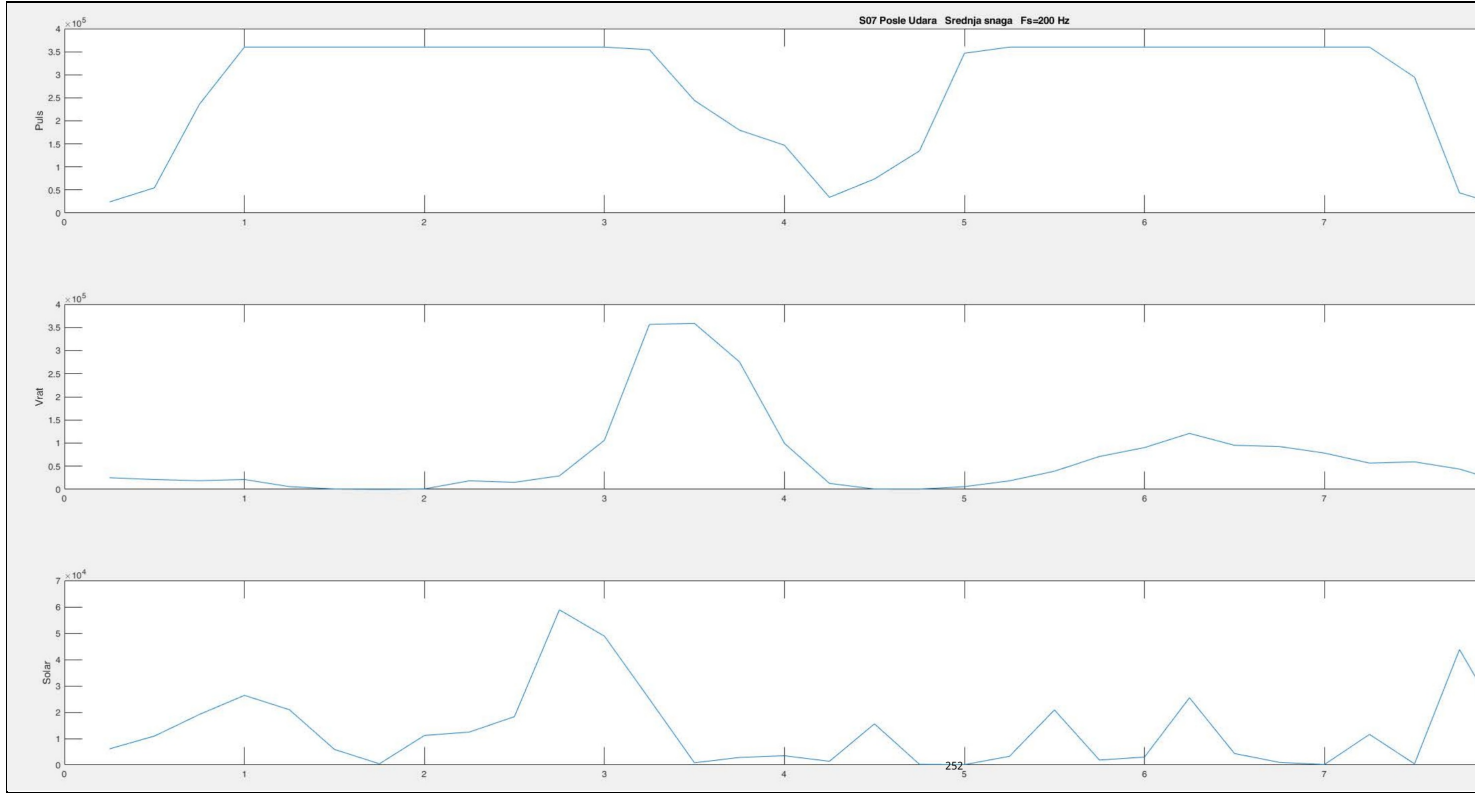


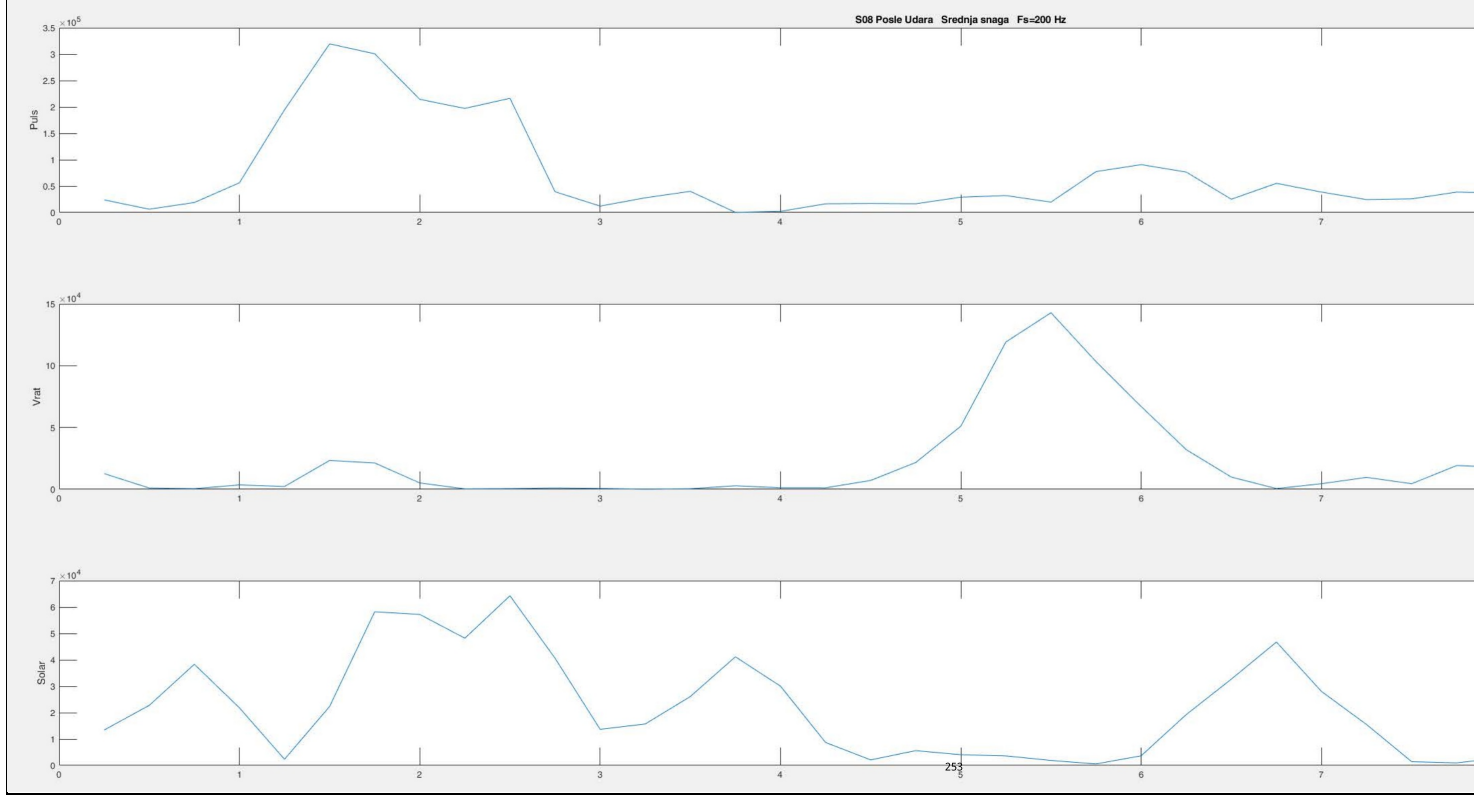


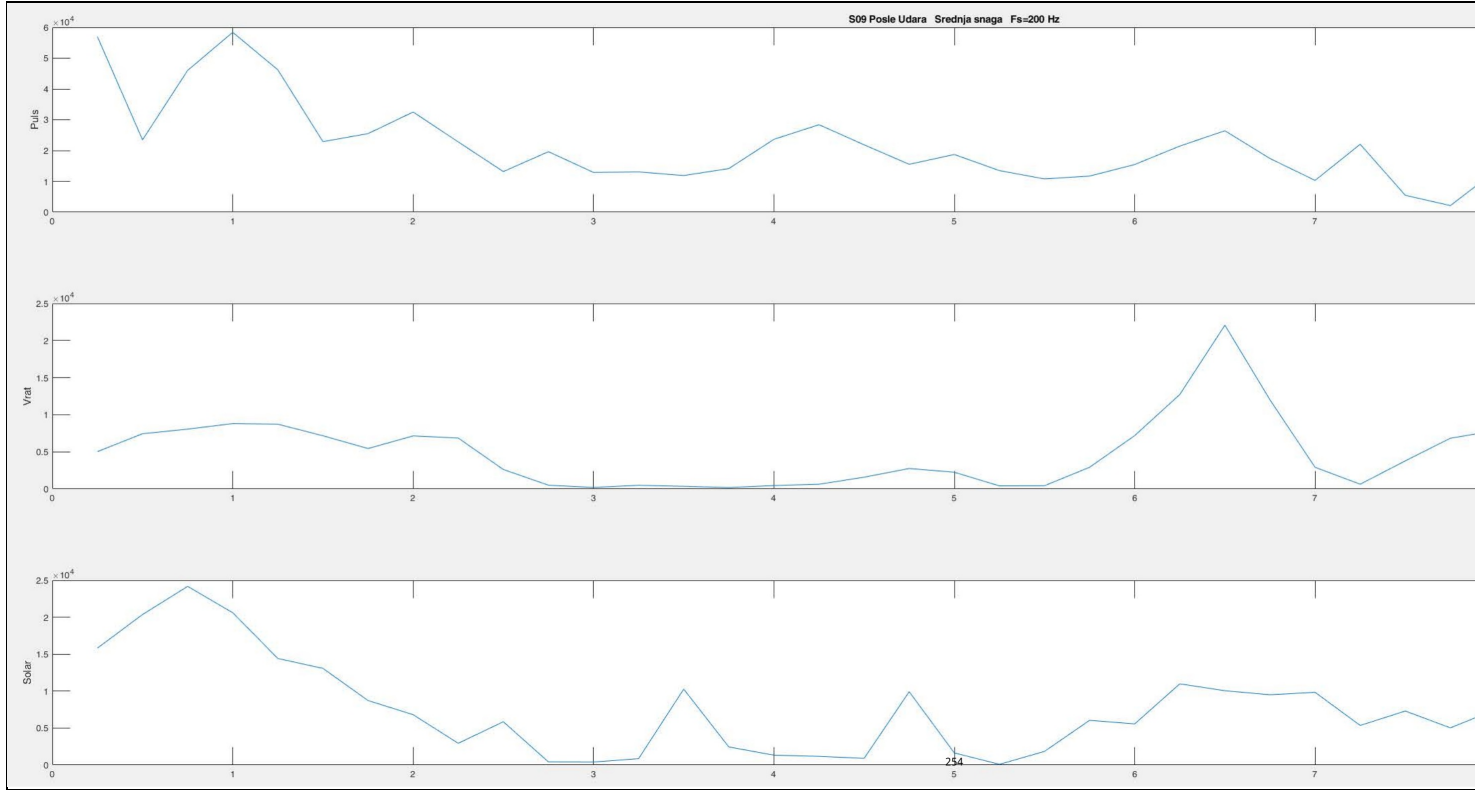


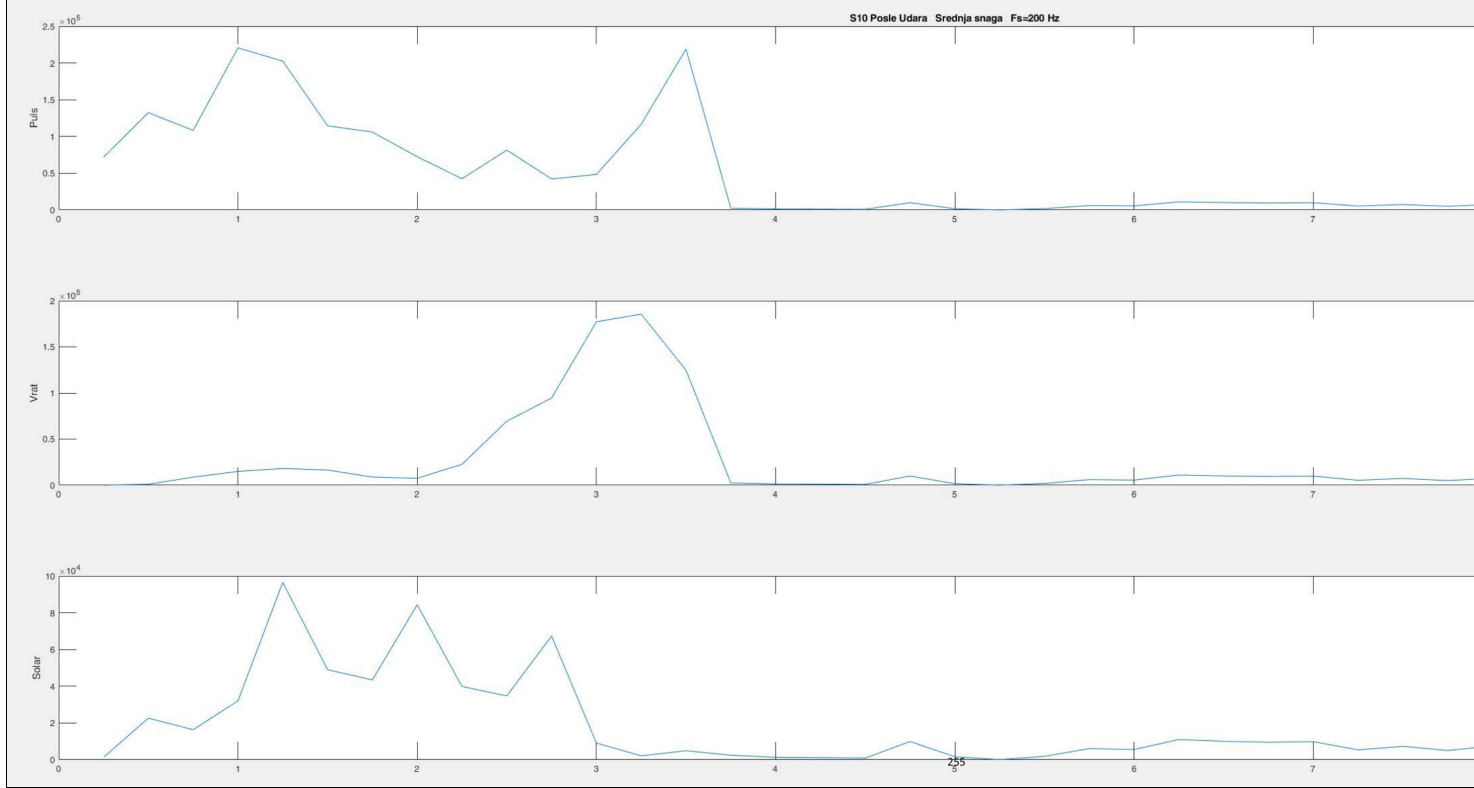


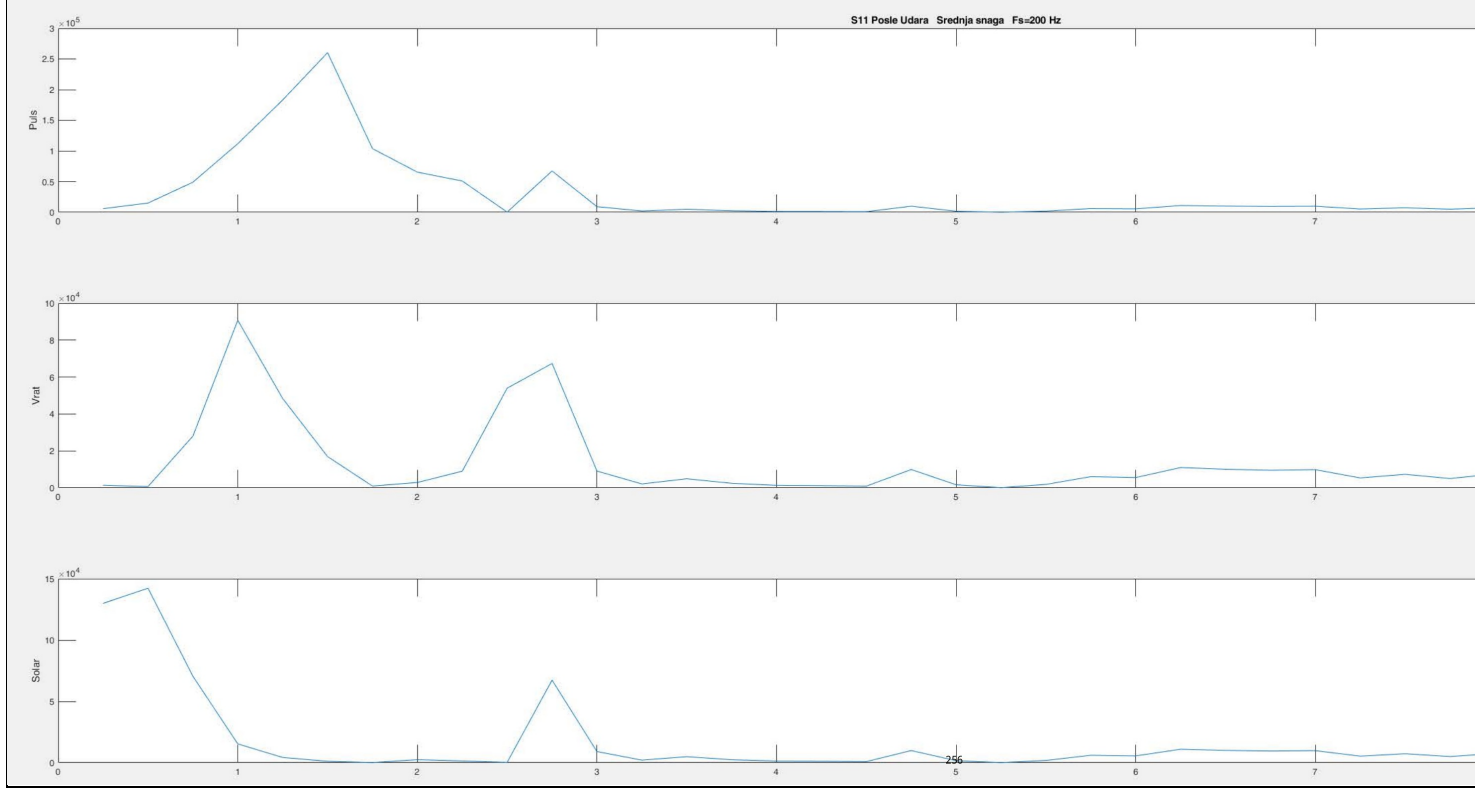


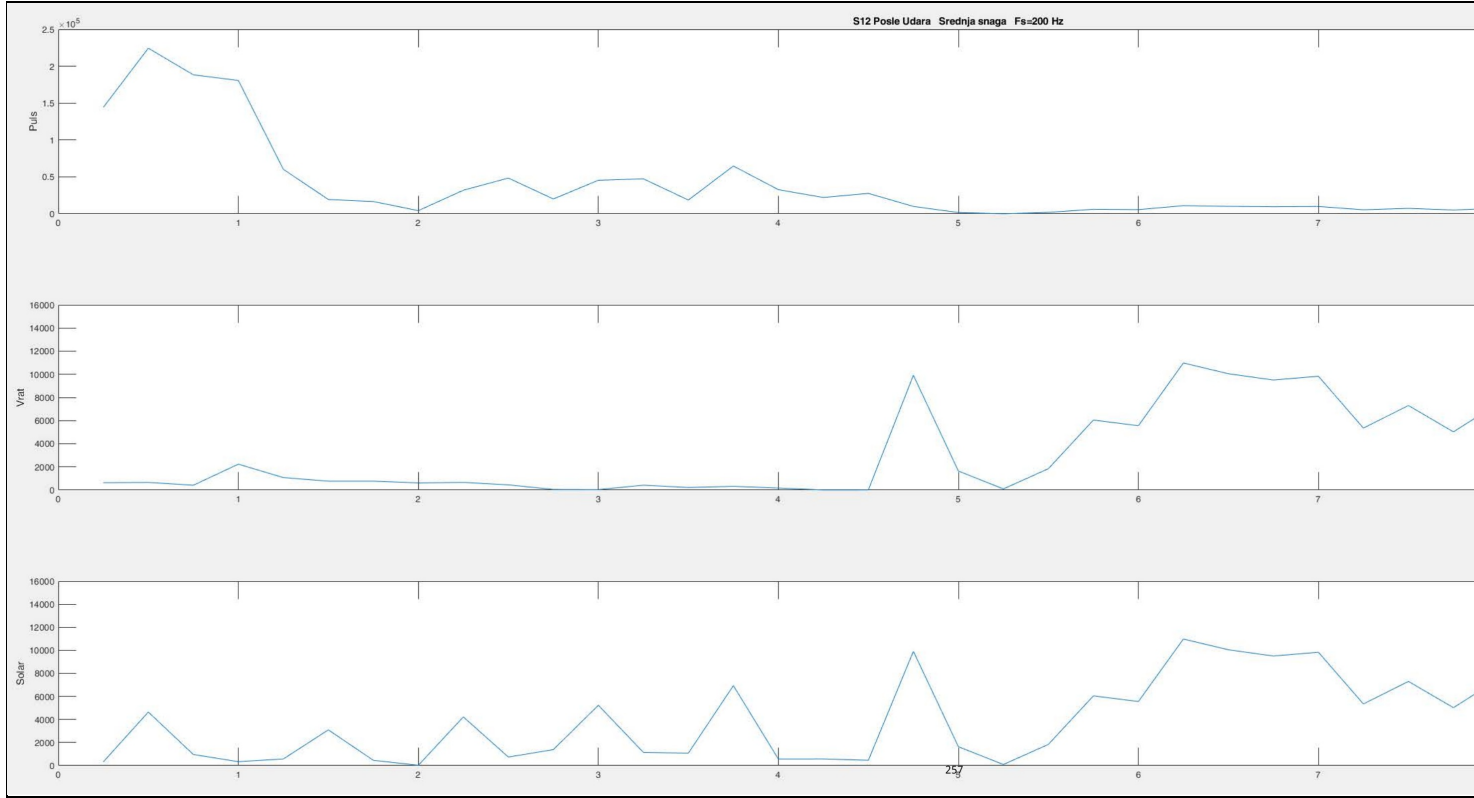


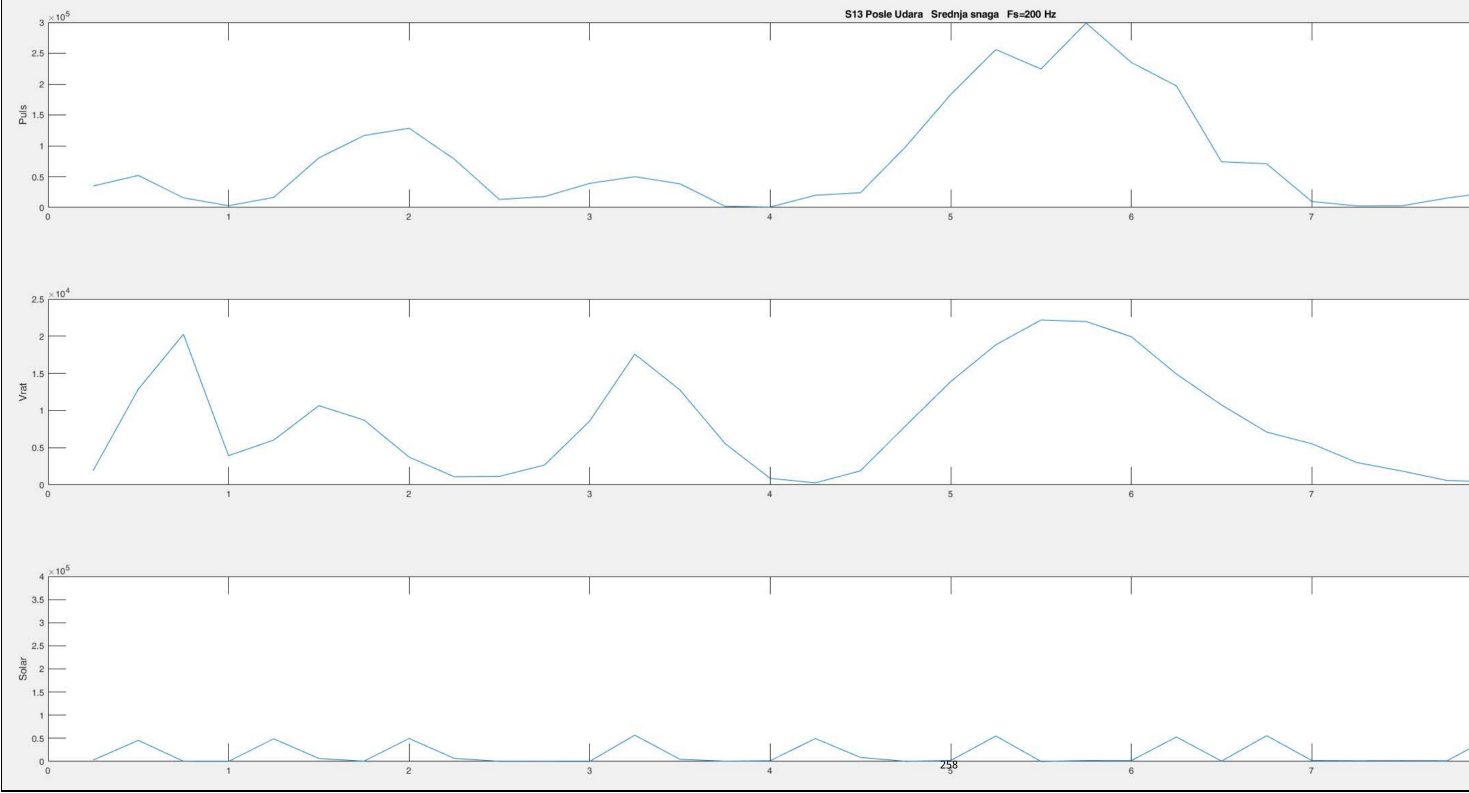


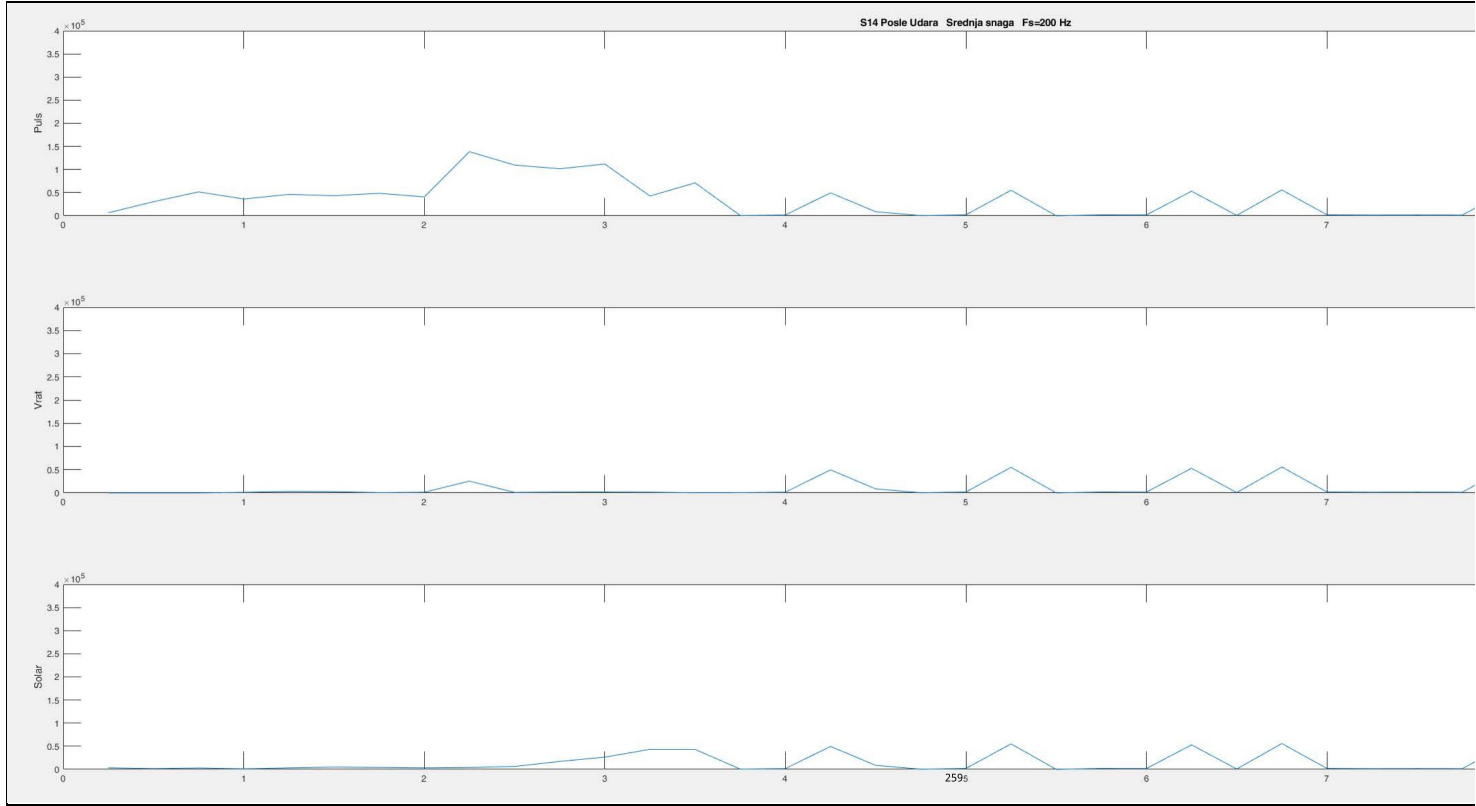


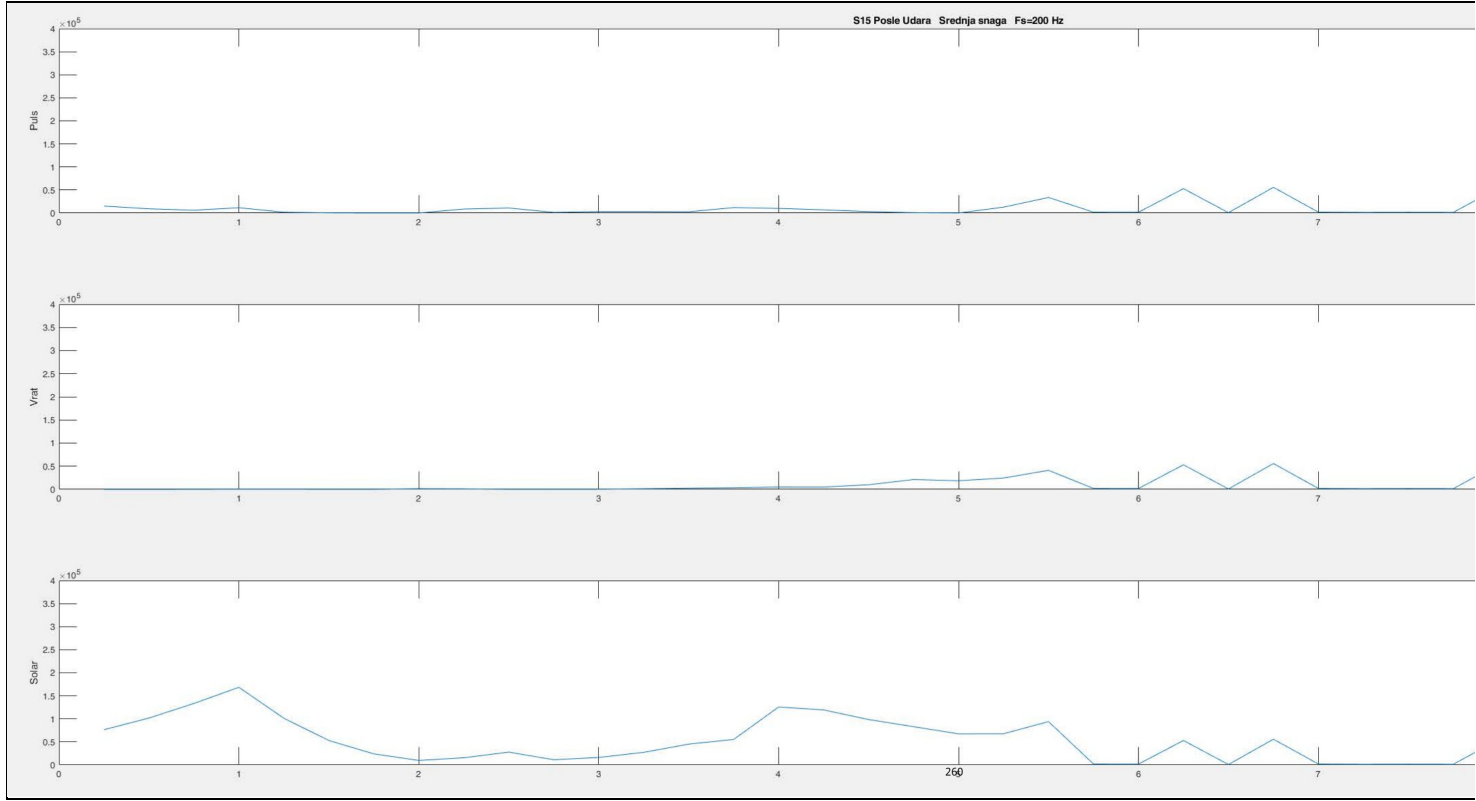


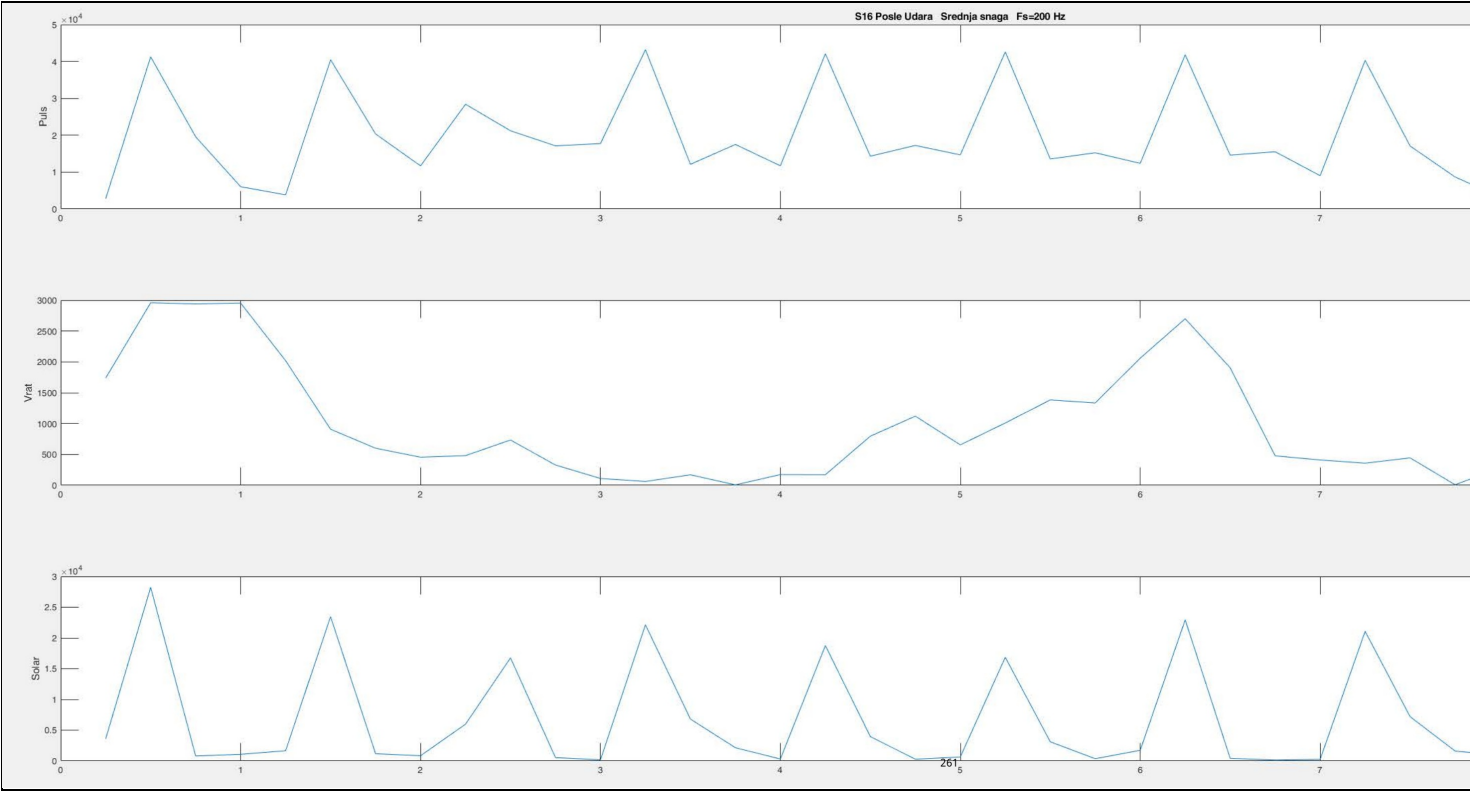


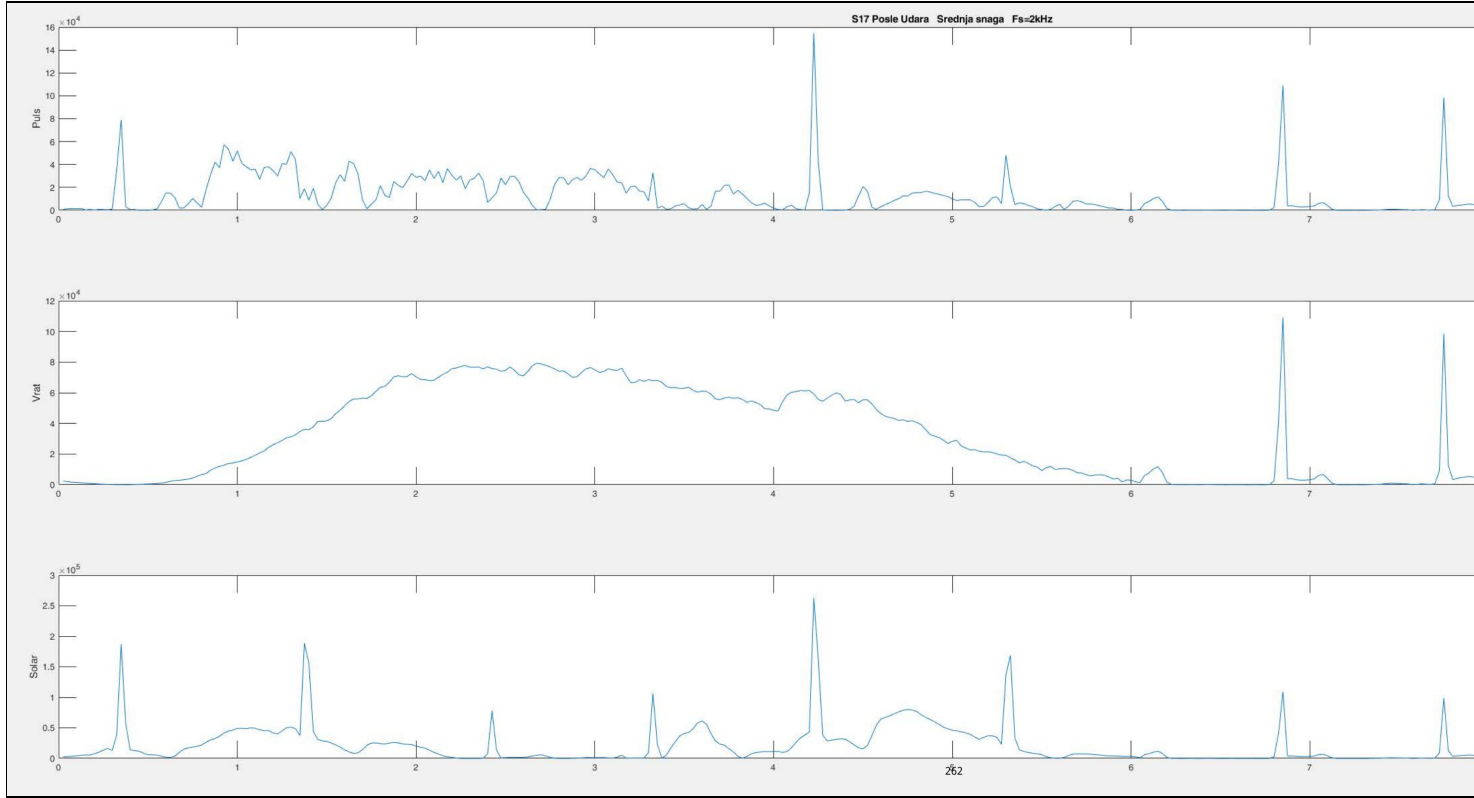


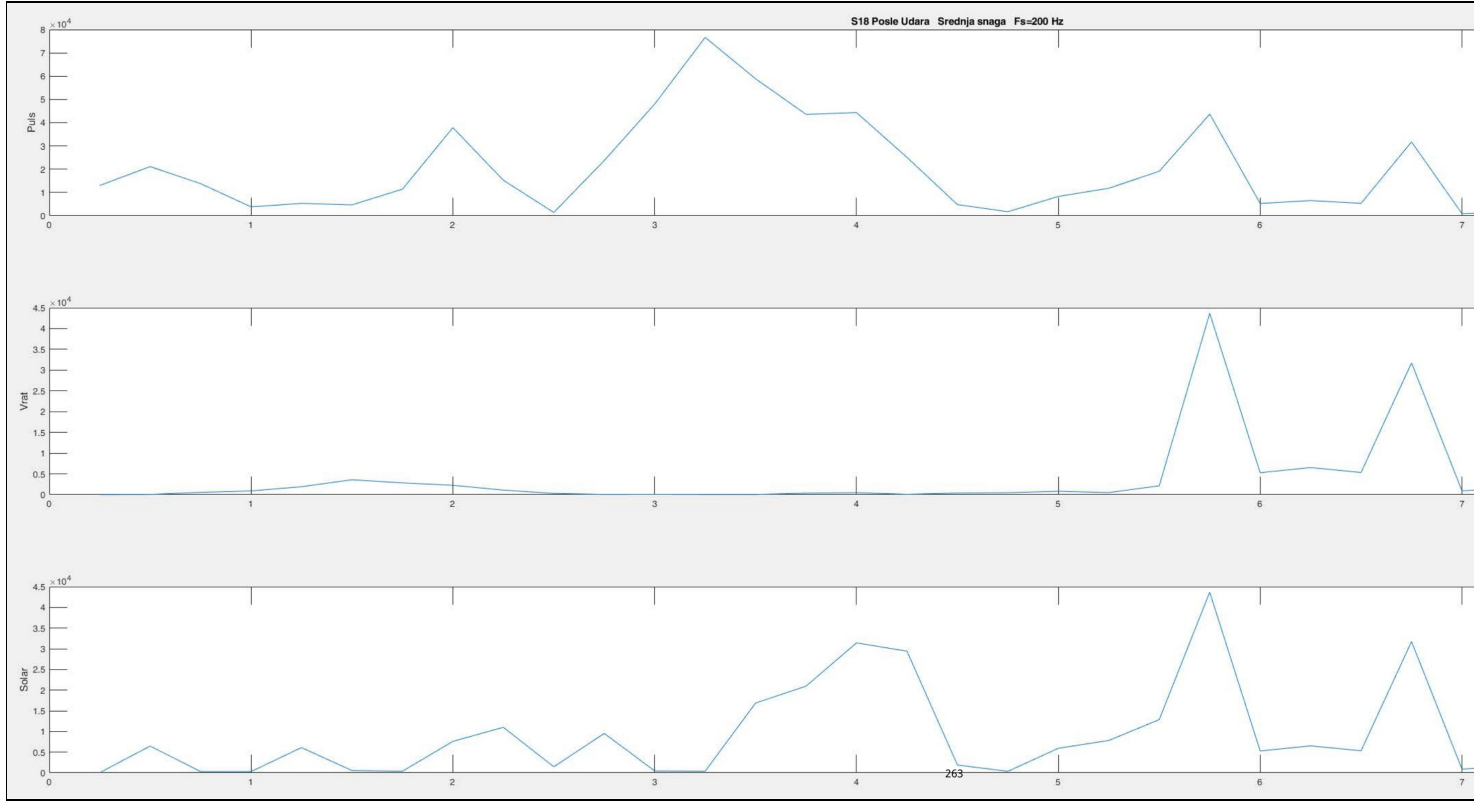


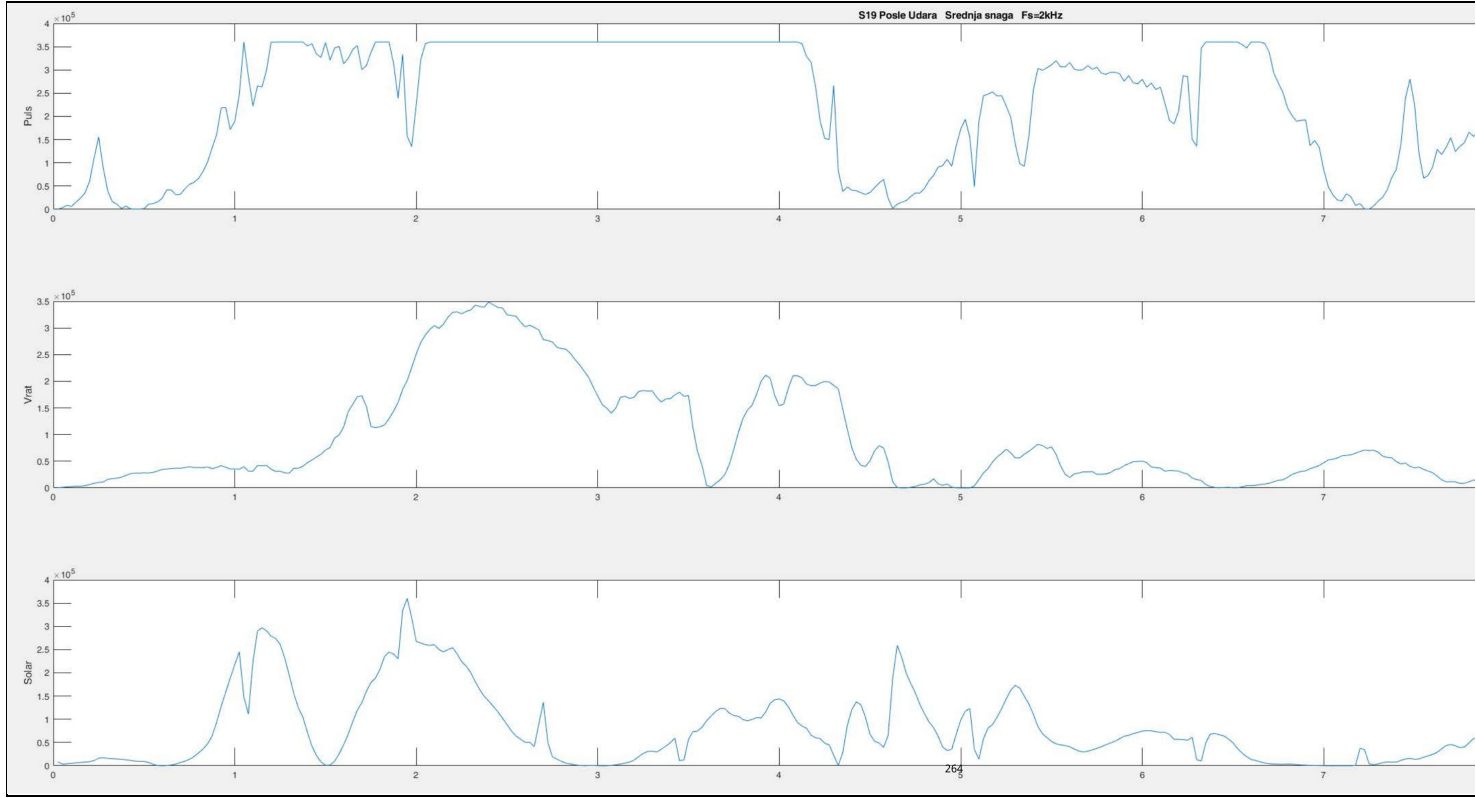


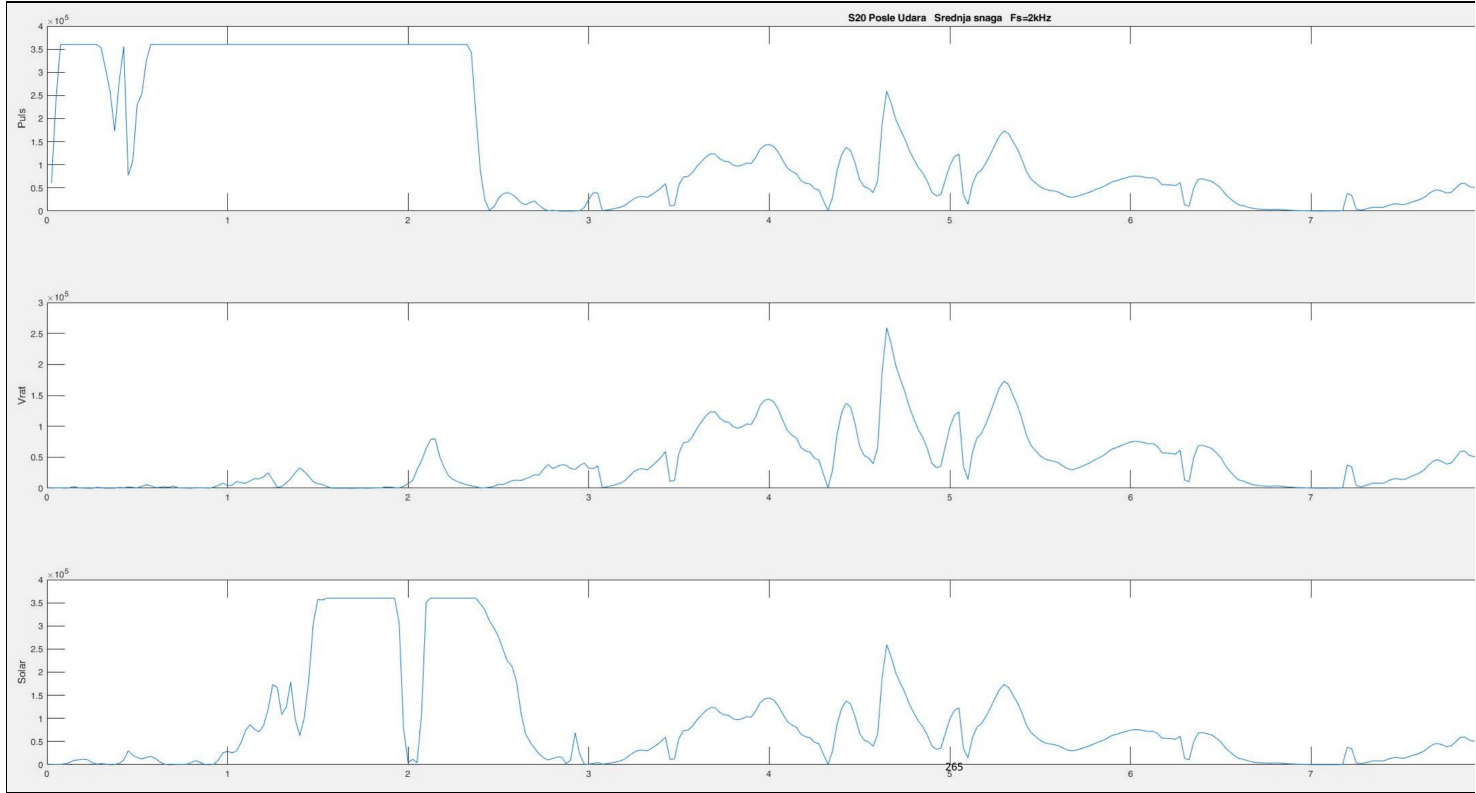


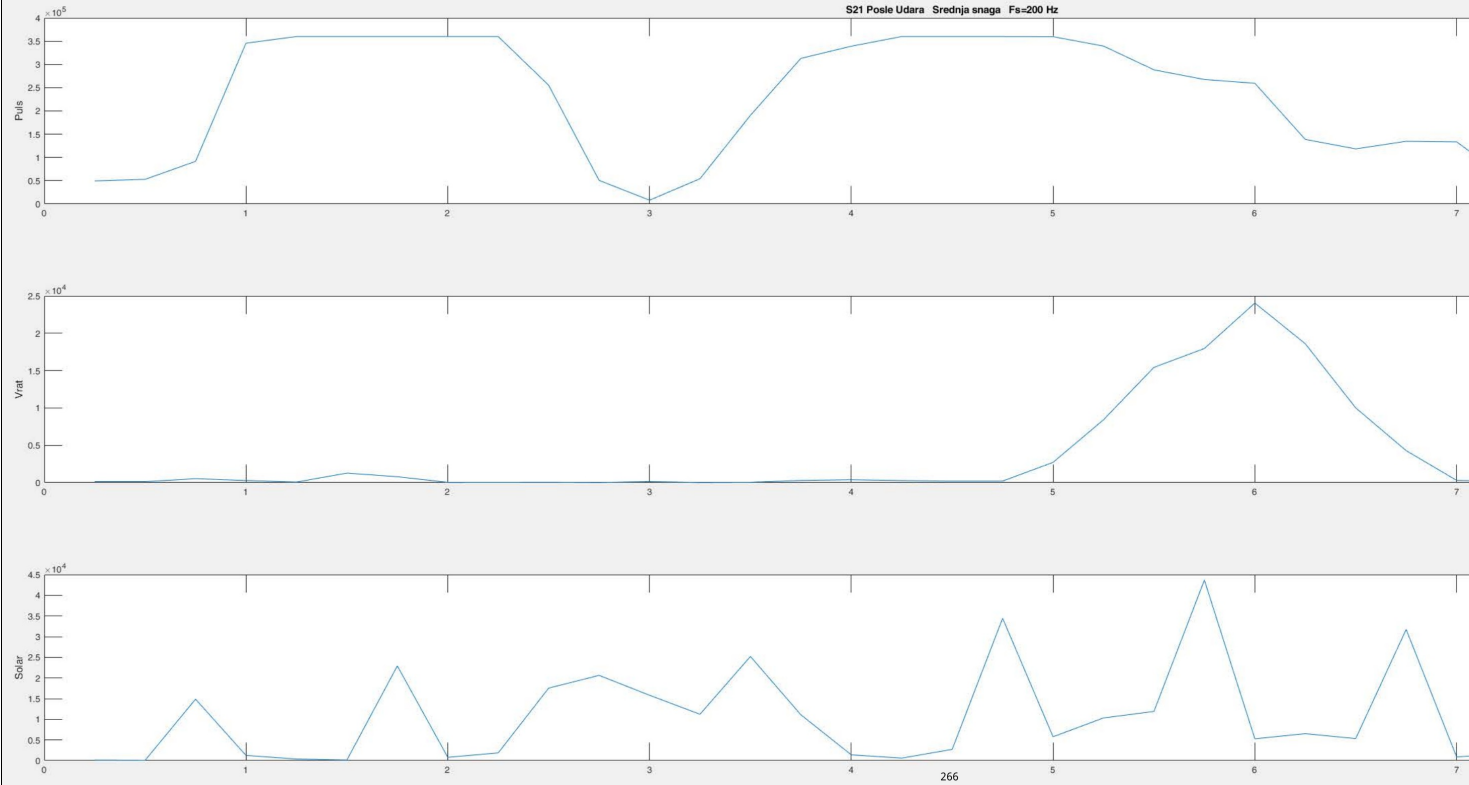


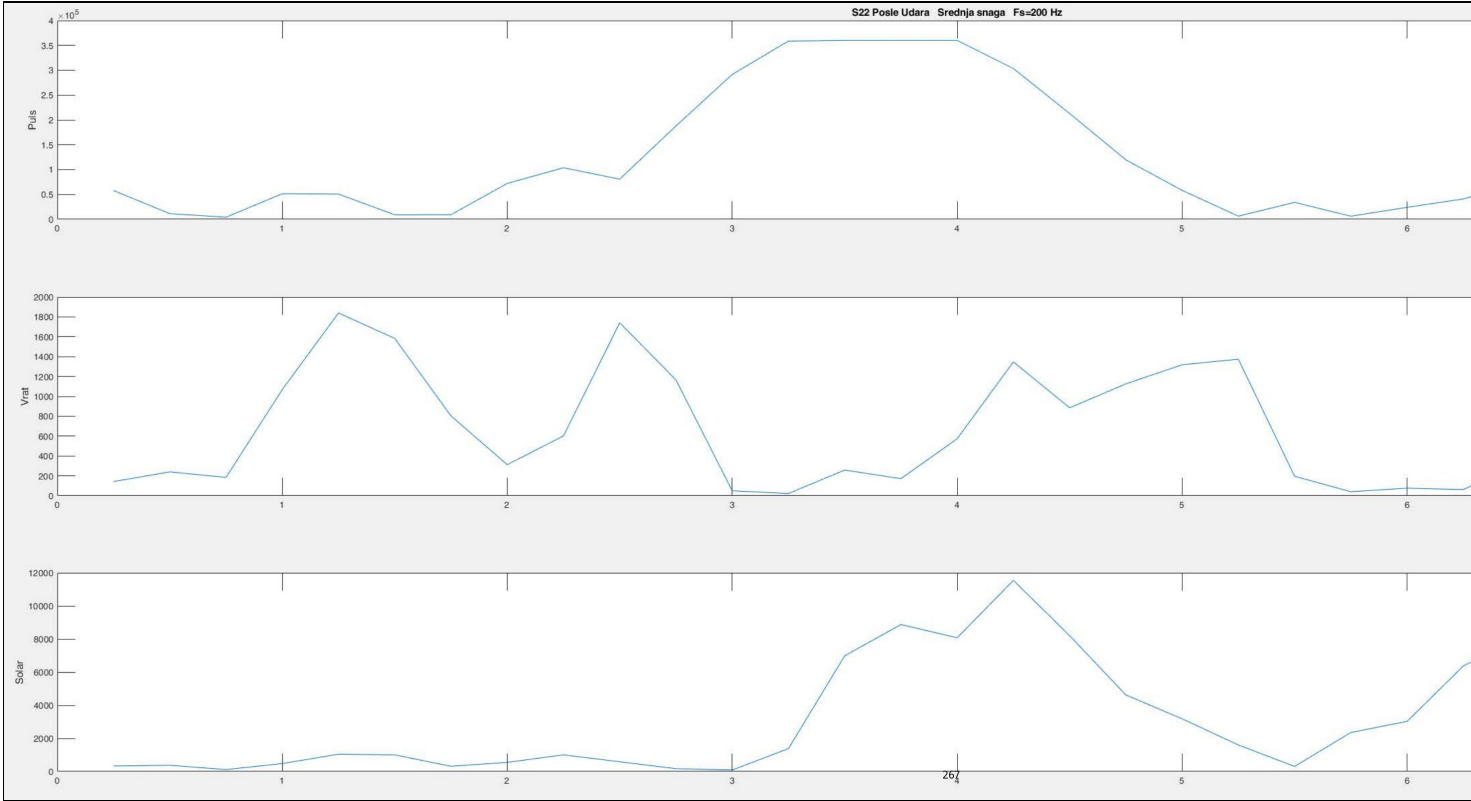


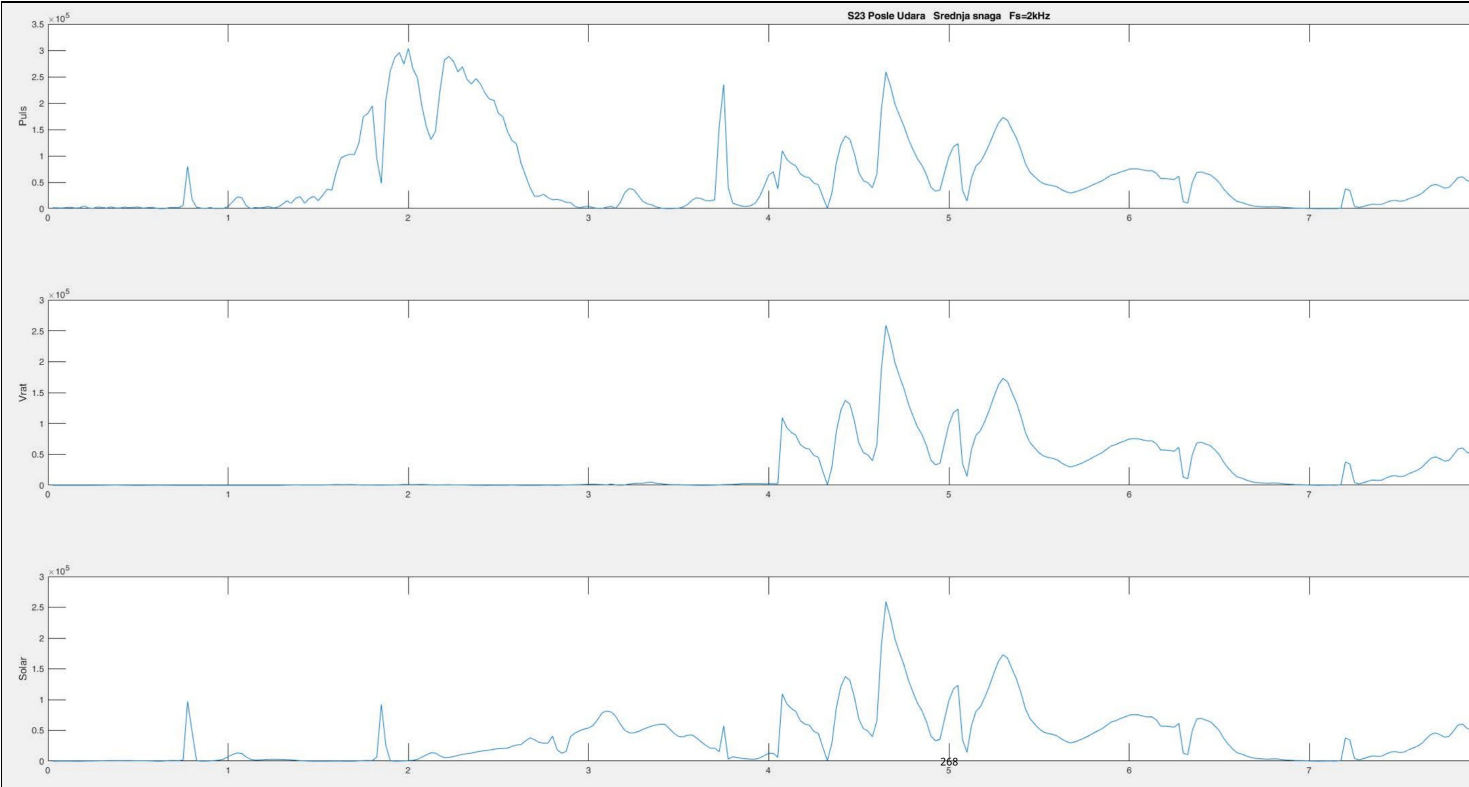


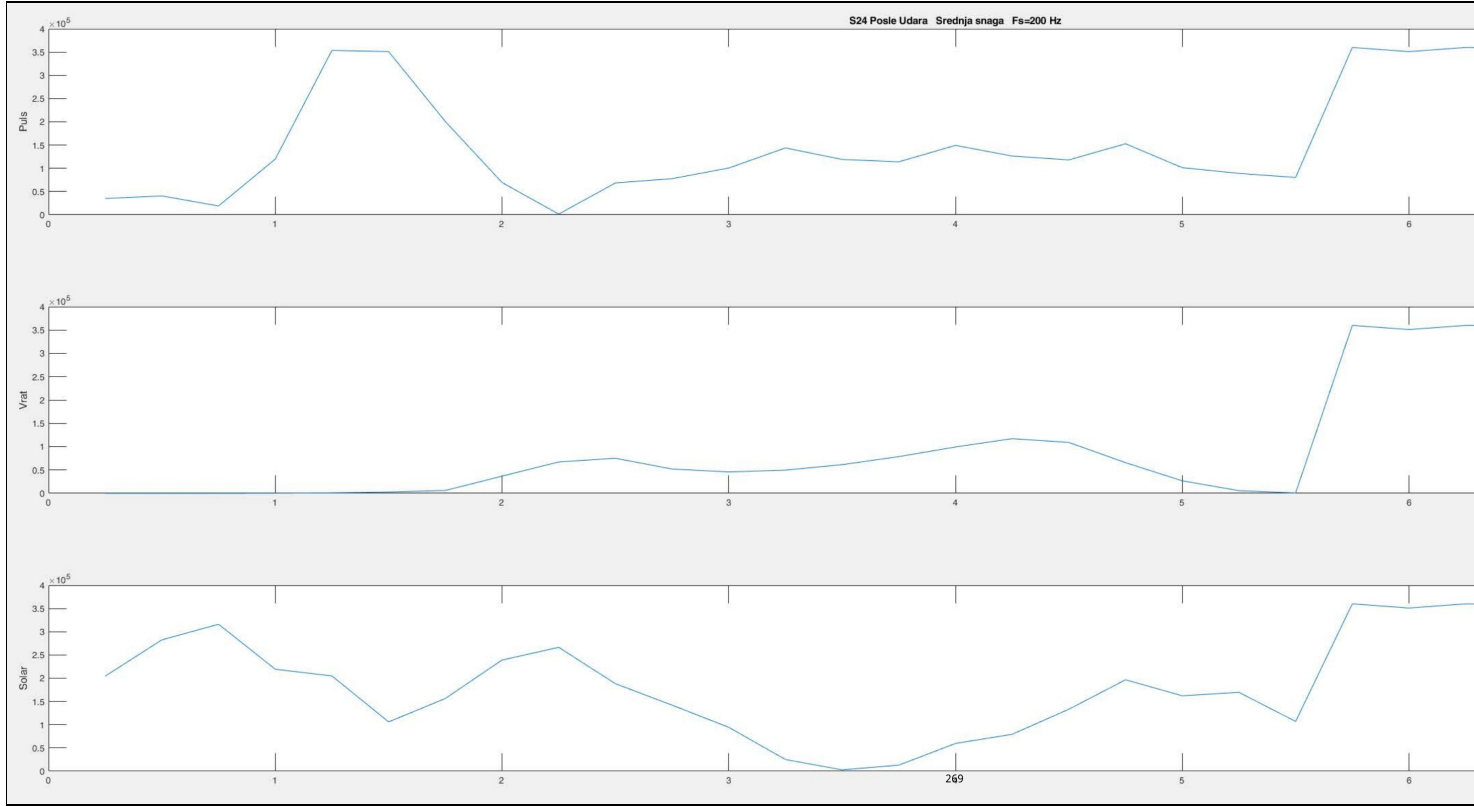


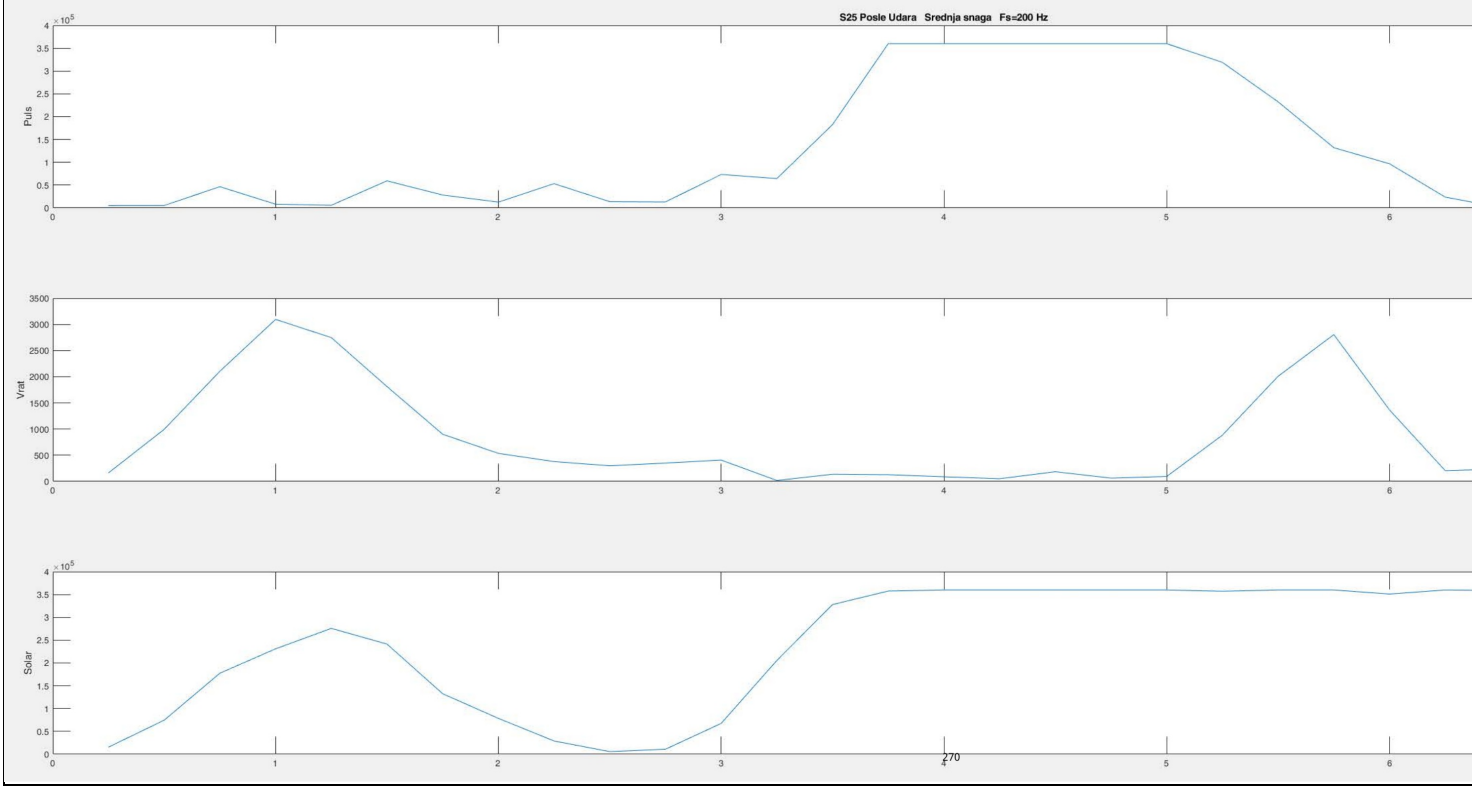


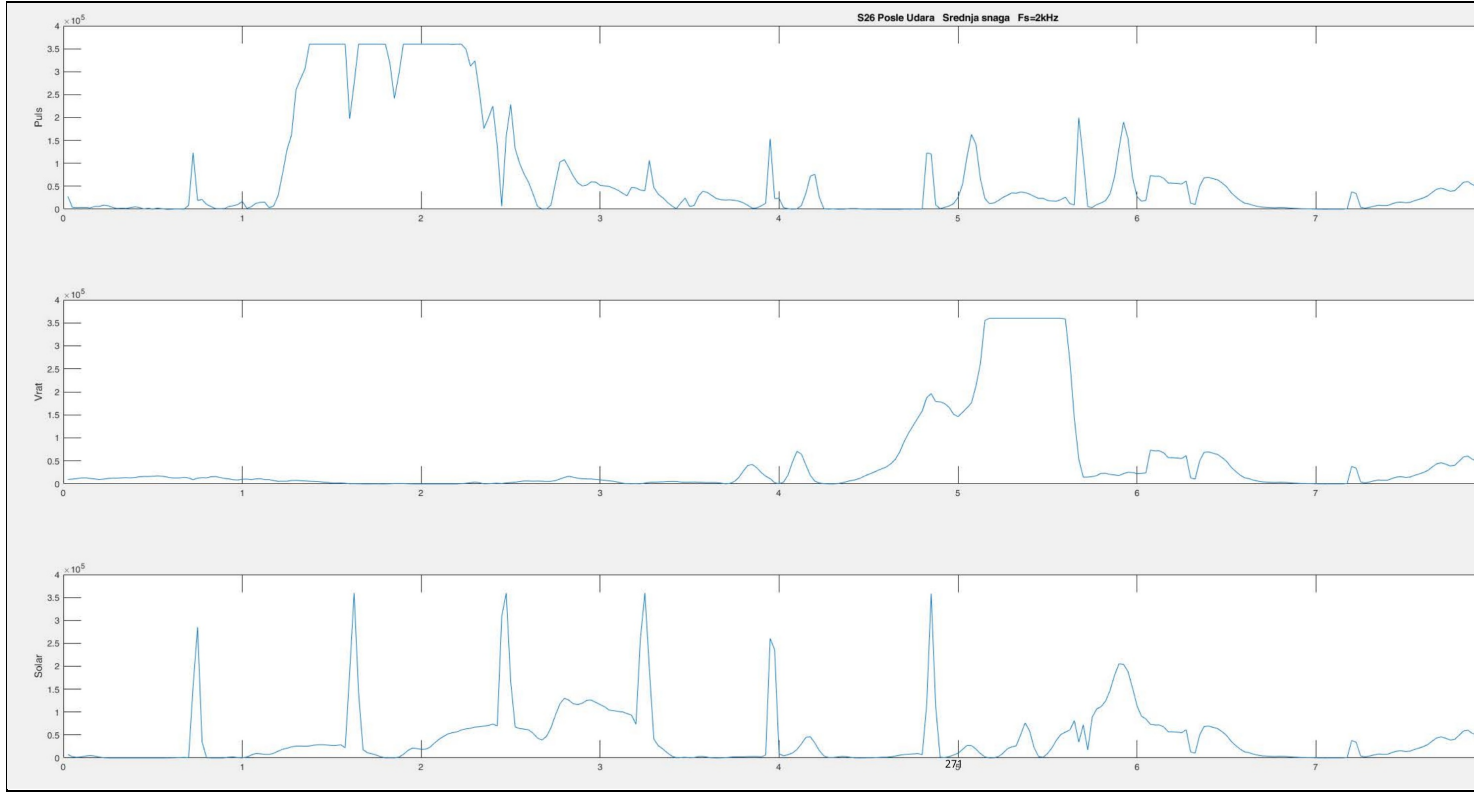


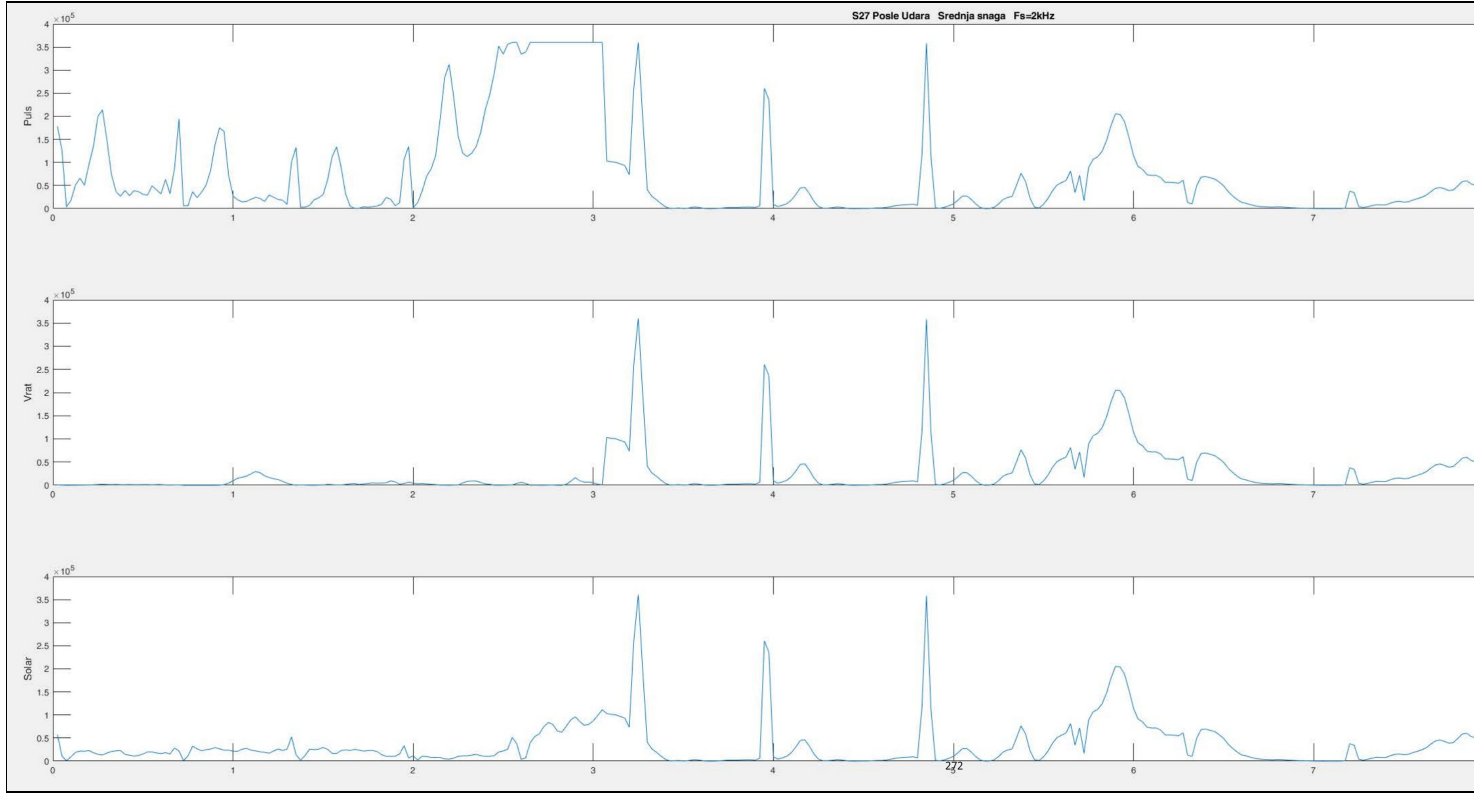


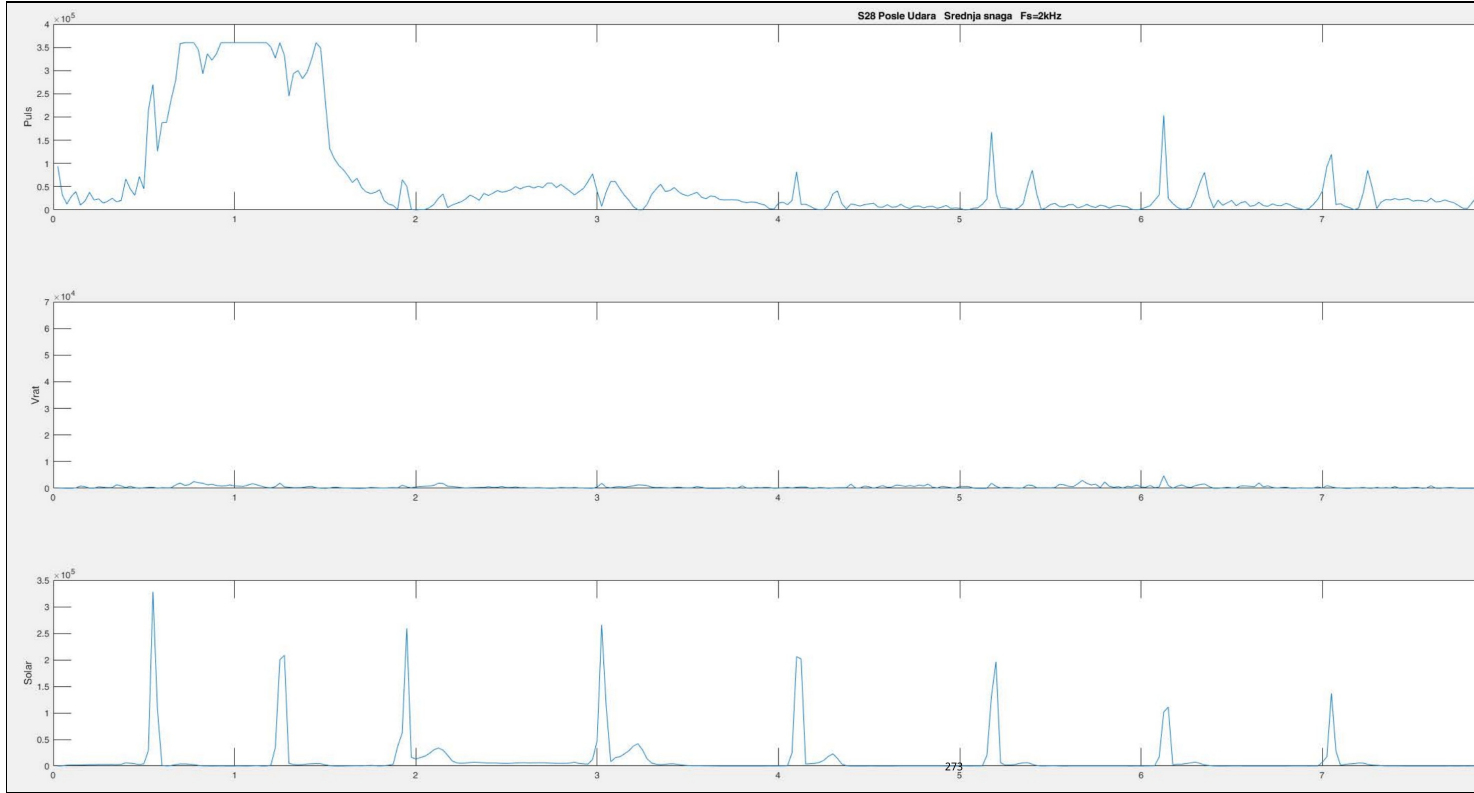




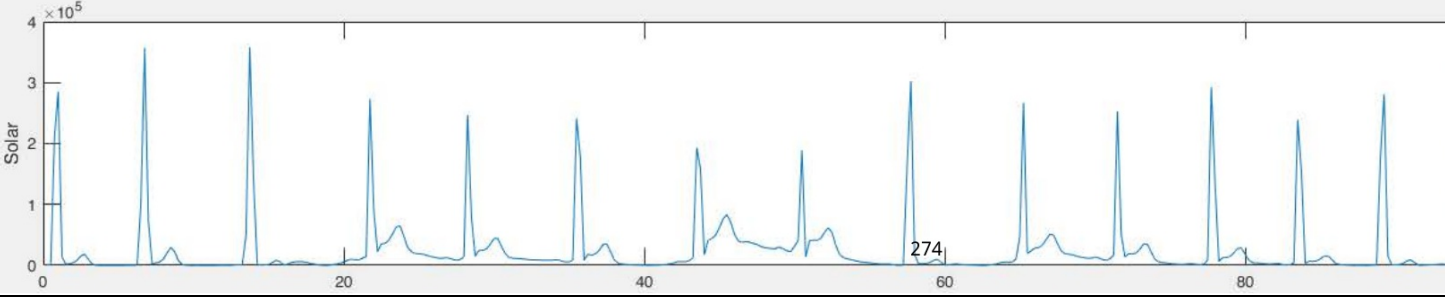
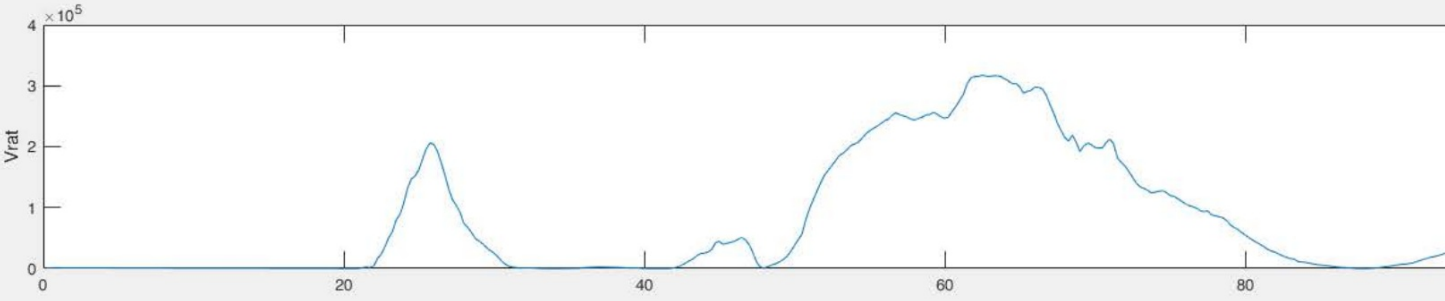
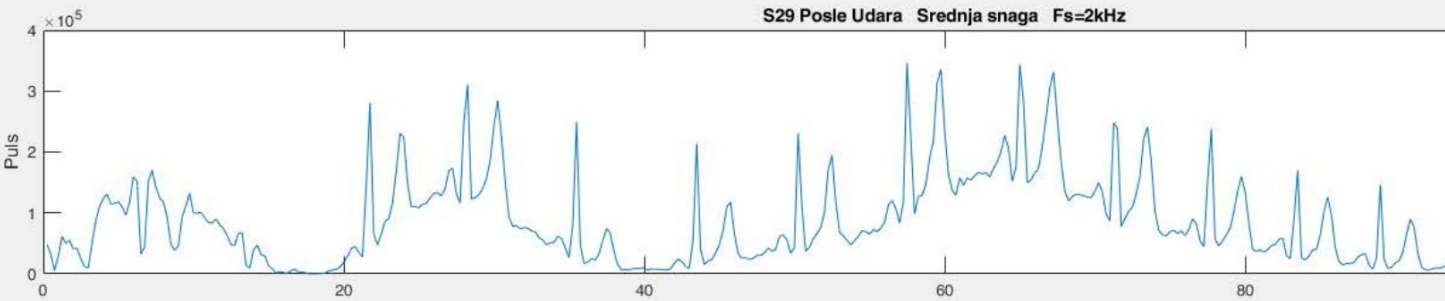


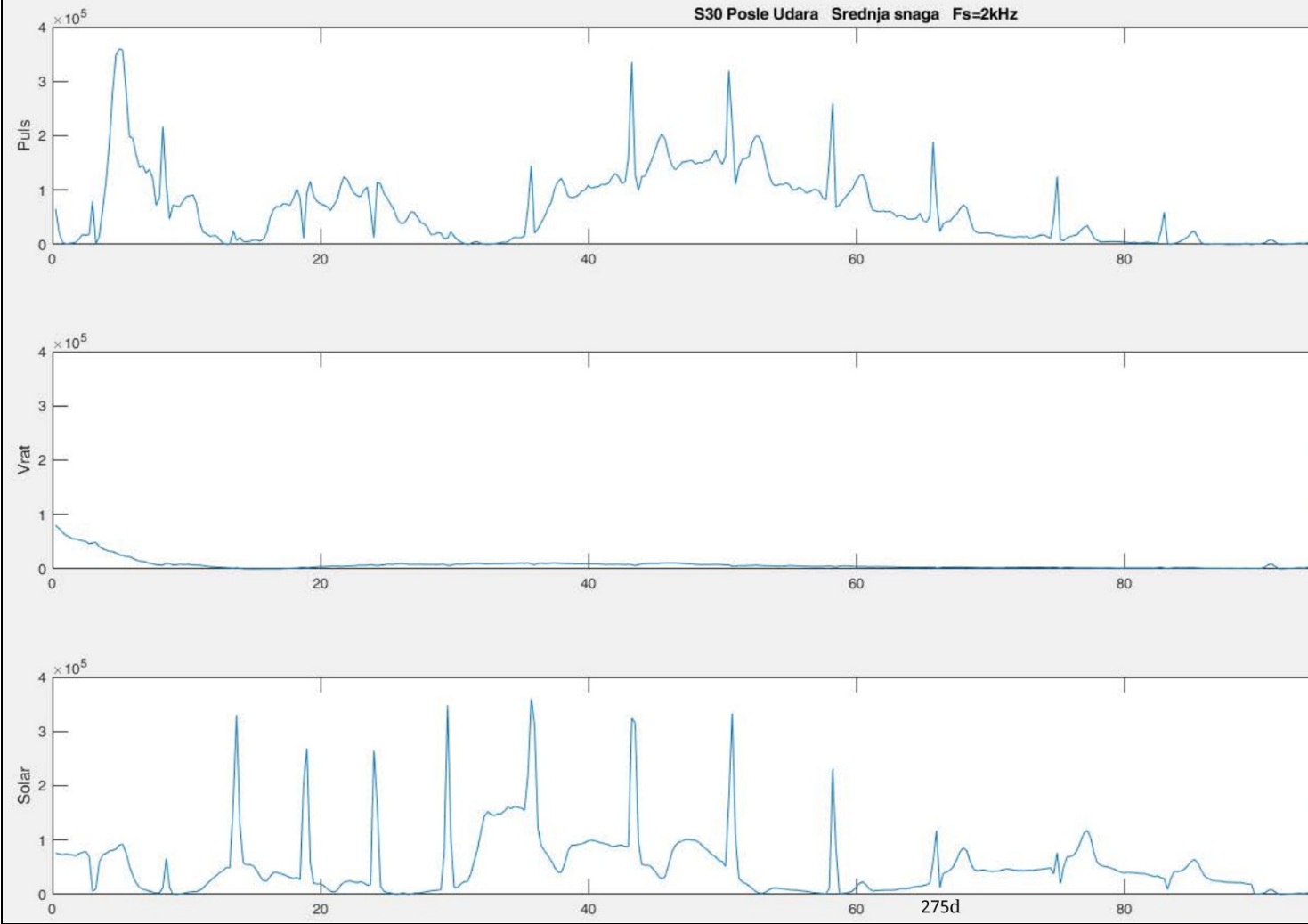






S29 Posle Udara Srednja snaga Fs=2kHz





FURIJEOVA ANALIZA I SPEKTRALNA GUSTINA SNAGE

Za svakog ispitanika je na jednoj strani prikazana spektralna gustina snage. Imamo četiri grafika a na svakom se nalazi SGS za vratnu i regiju solarnog pleksusa.

Da bi se vizualizovao vremenski domen, redosled događaja je s vrha ka dnu.

Što se tiče propusnog opsega vidi se da nema značajnijih komponenti iznad 40 Hz, što sugerije da je za dalja istraživanja dovoljna učestanost odabiranja od 200 Hz.

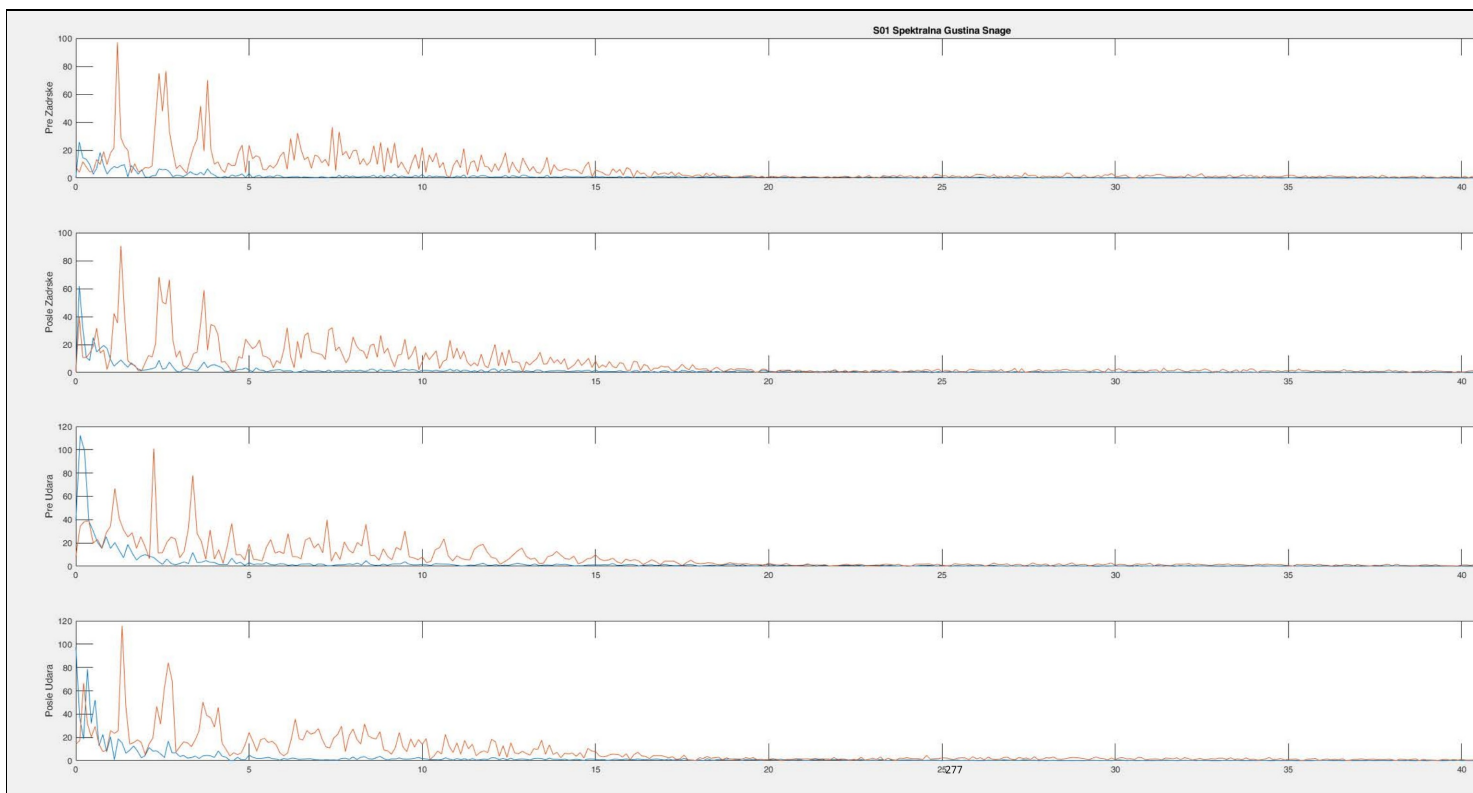
Autor je koristio originalni algoritam za fft^1 , a najpre je bio testiran na sumarnom signalu dve sinusoide uronjenim u šum. Algoritam je takav da daje odličnu tačnost po horizontali, dakle daje tačnu noseću učestanost, a tačnost amplitude, dakle oordinata se povećava sa širinom uzorka, tj. koeficijentom broja uzetih tačaka i frekvencije odabiranja.

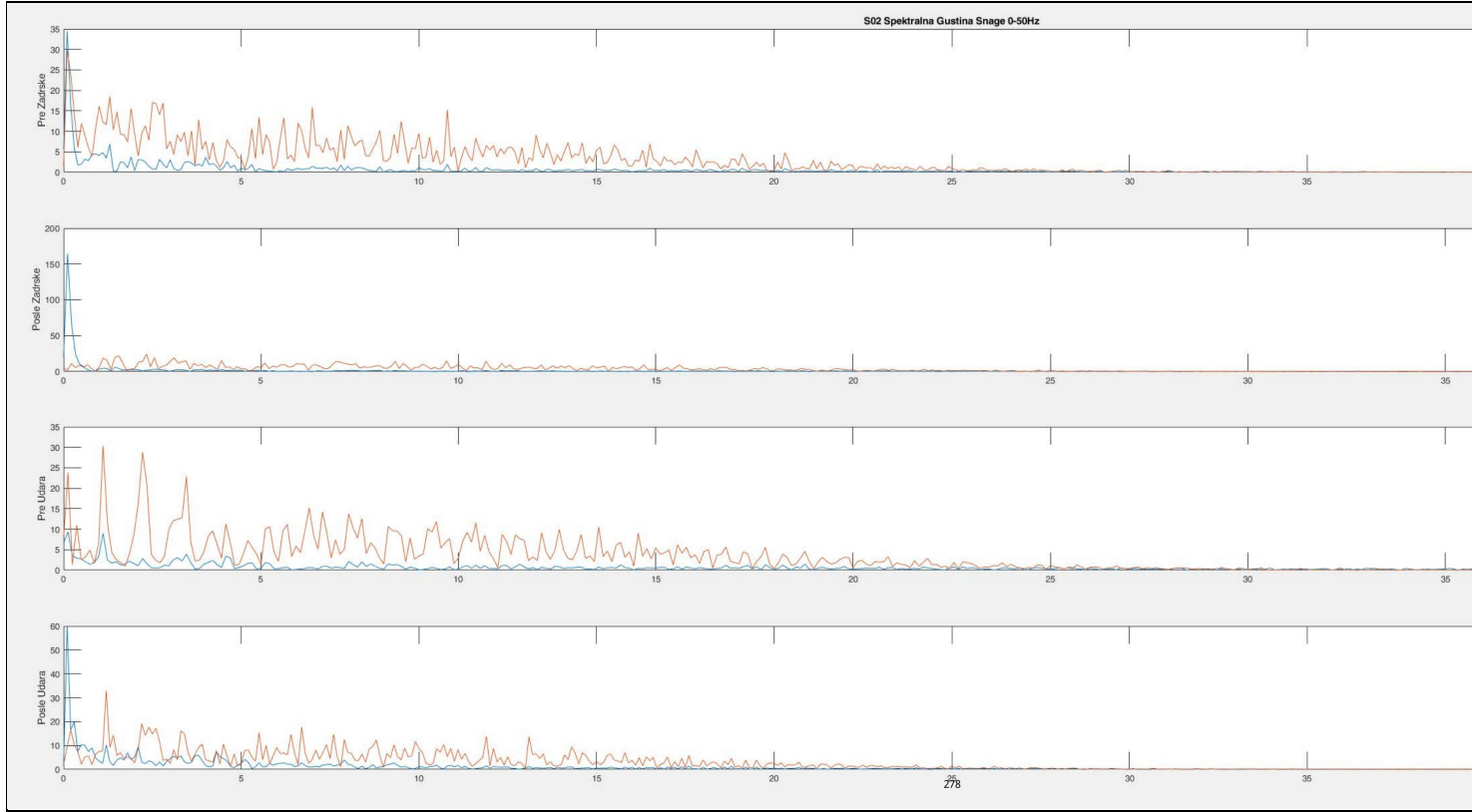
Prvi osvrt na prirodu ovih grafika ukazuje na postojanje očekivane, snažne niskofrekventne komponente koja mora dobrim delom poticati od srčane aktivnosti (signali do 1 Hz ULF spectrum). U ovoj oblasti je takođe kod svih signala zapažena redovno visoka dinamika, a tek kod jednog dela u oblastima oko 13 Hz.

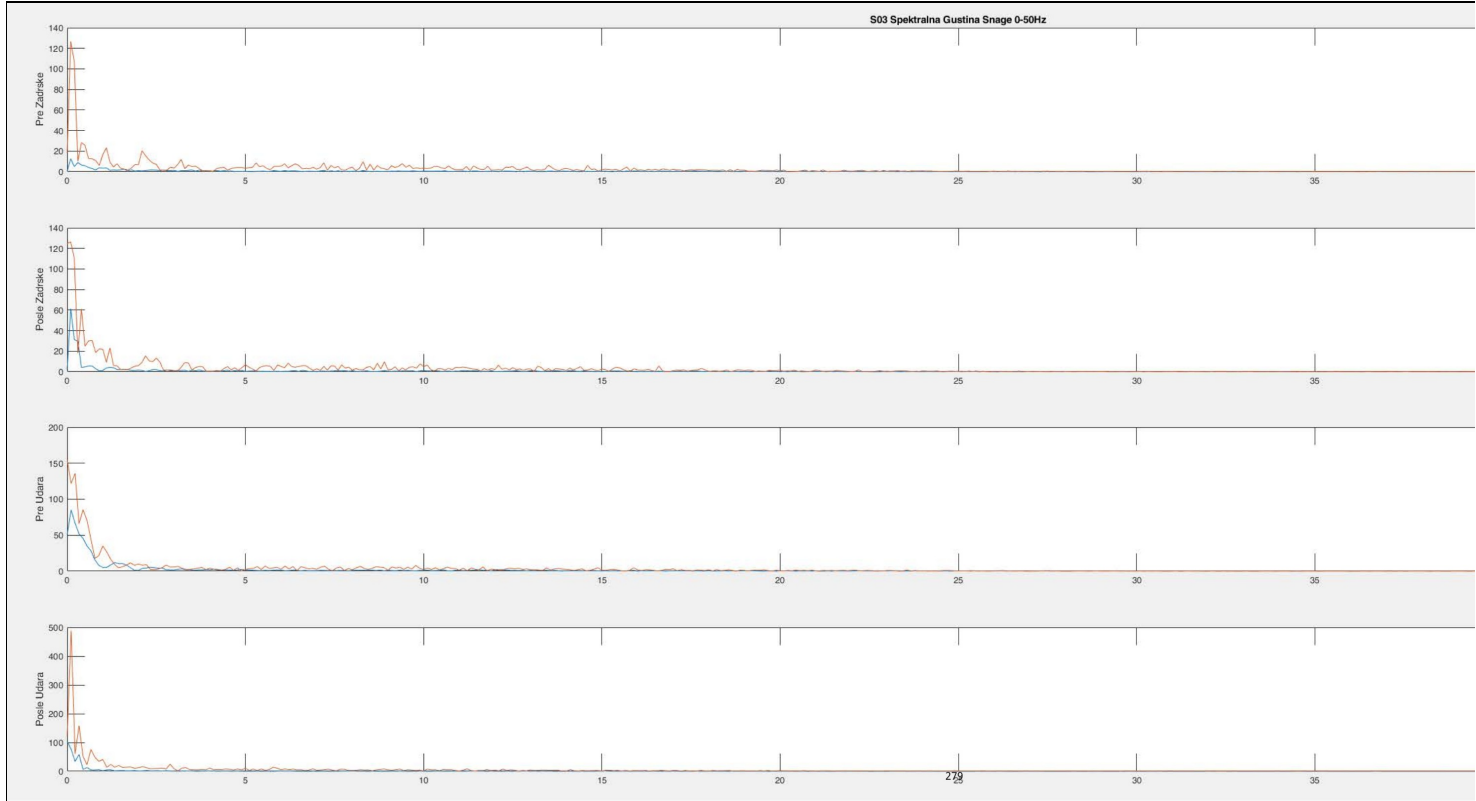
Kada se posmatra ULF deo spektra može se uočiti nekoliko karakterističnih zapažanja:

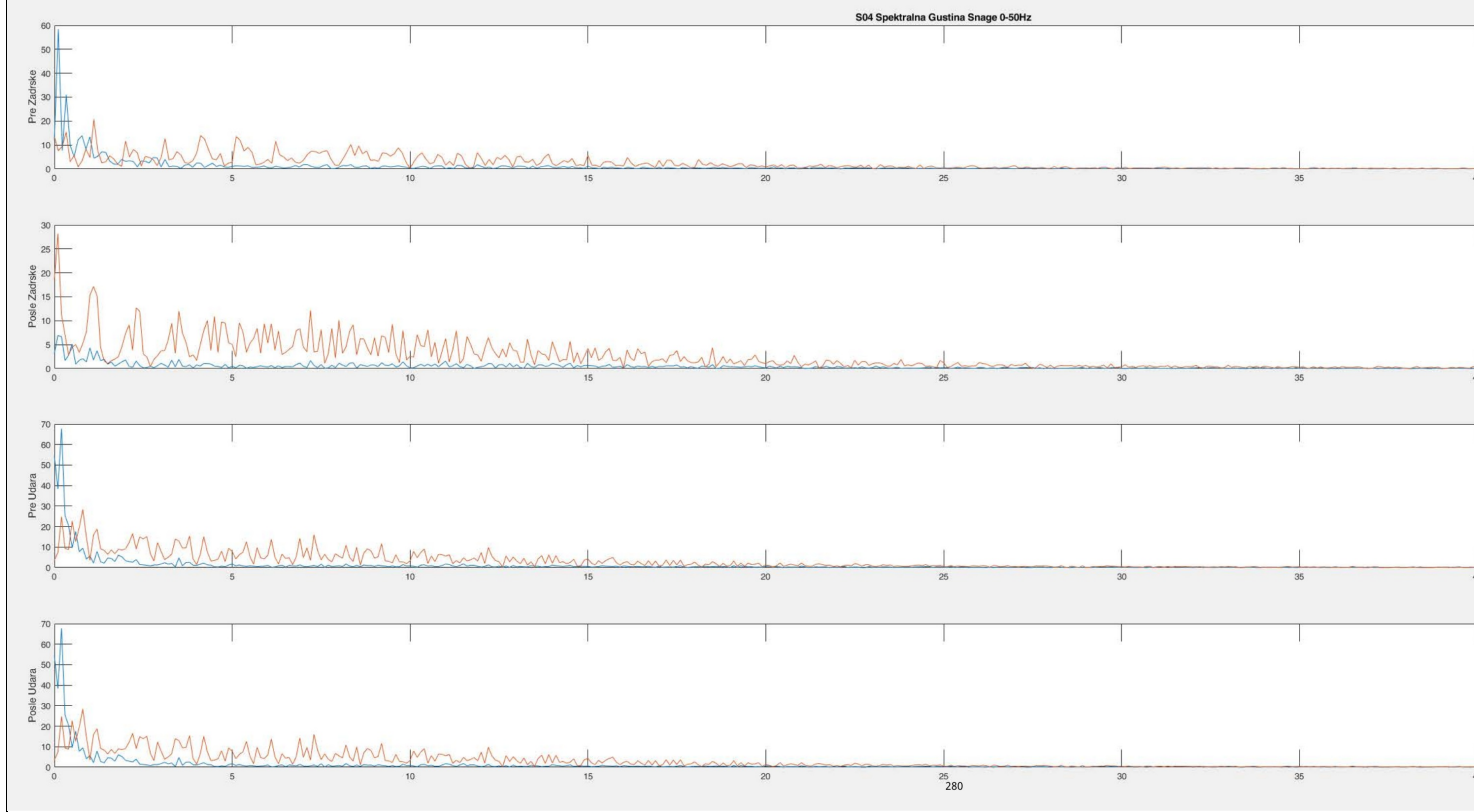
1. Pre početka eksperimenta i pri samom početku SGS u delu solarnog pleksusa je veći od vratnog, gotovo red veličine.
2. Taj odnos se svakako menja u korist vratnog dela sa progresom eksperimenta.
3. Pričaštaj vratnog dela tokom udara je uvek prisutan i često premašuje SGS solarnog pleksusa
4. Pri završetku eksperimenta imamo povratak slike sa početka eksperimenta.

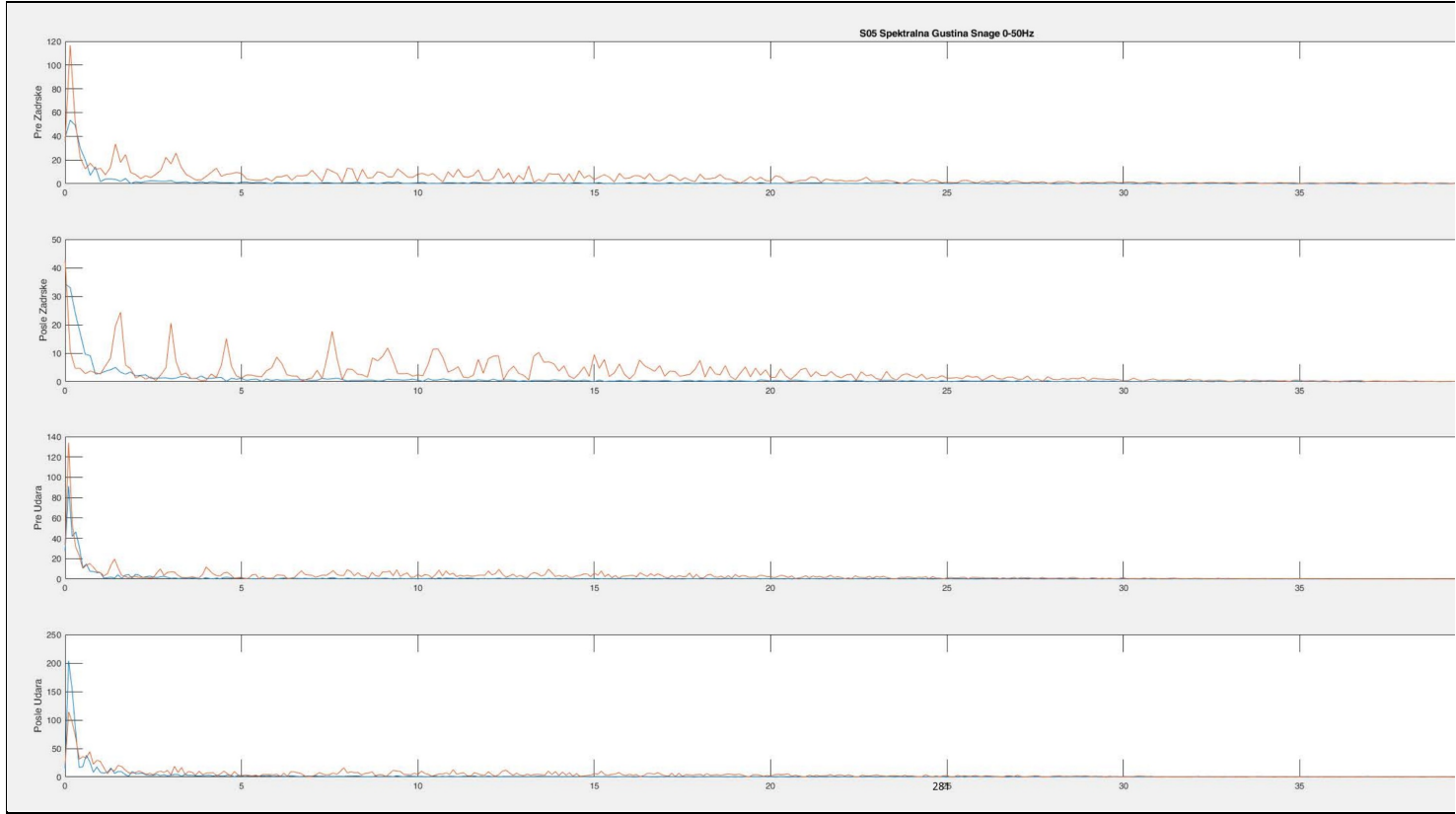
Zaključak je da bi merenje ULF komponenti moglo biti ključno za komformnija i specifičnija buduća merenja.

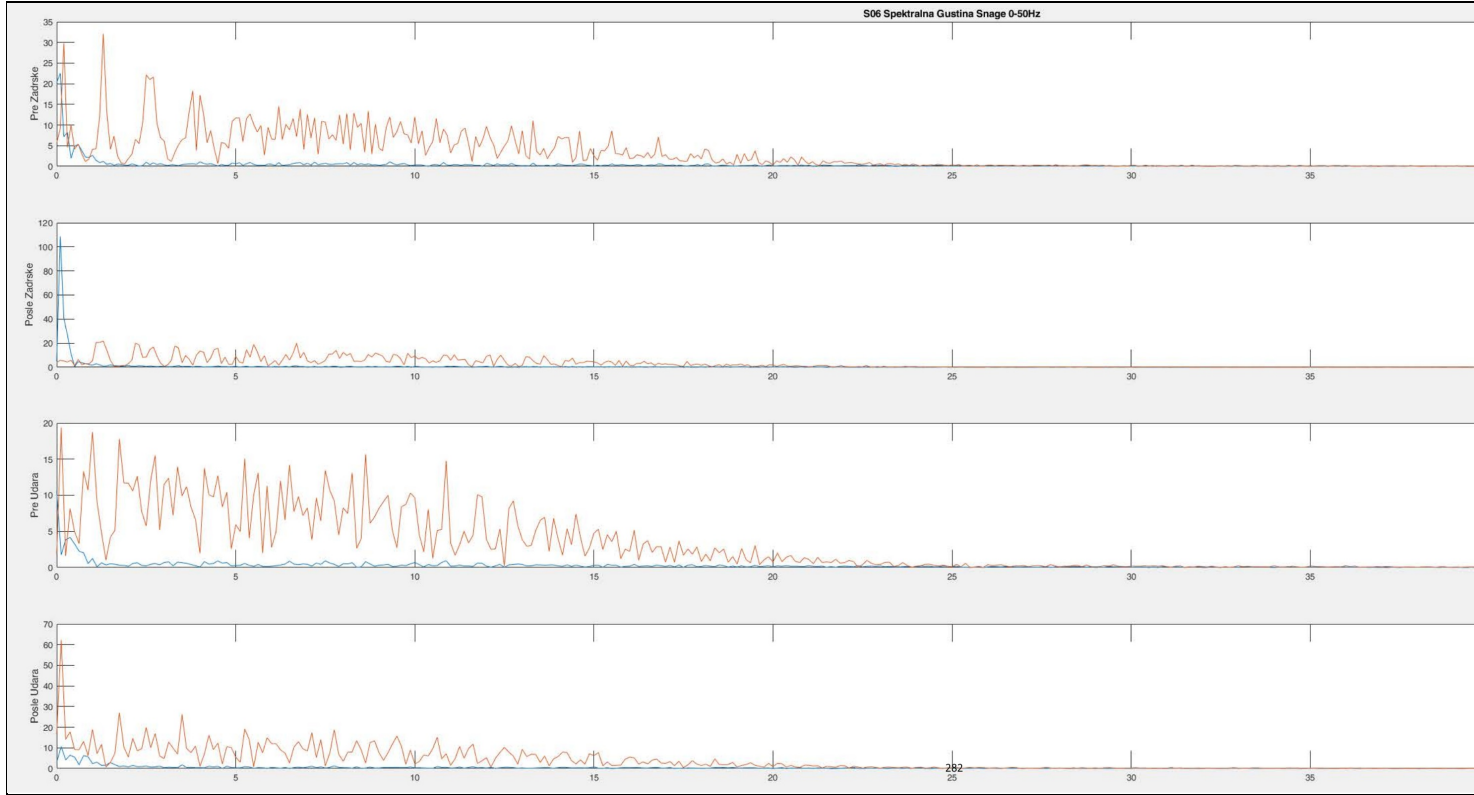


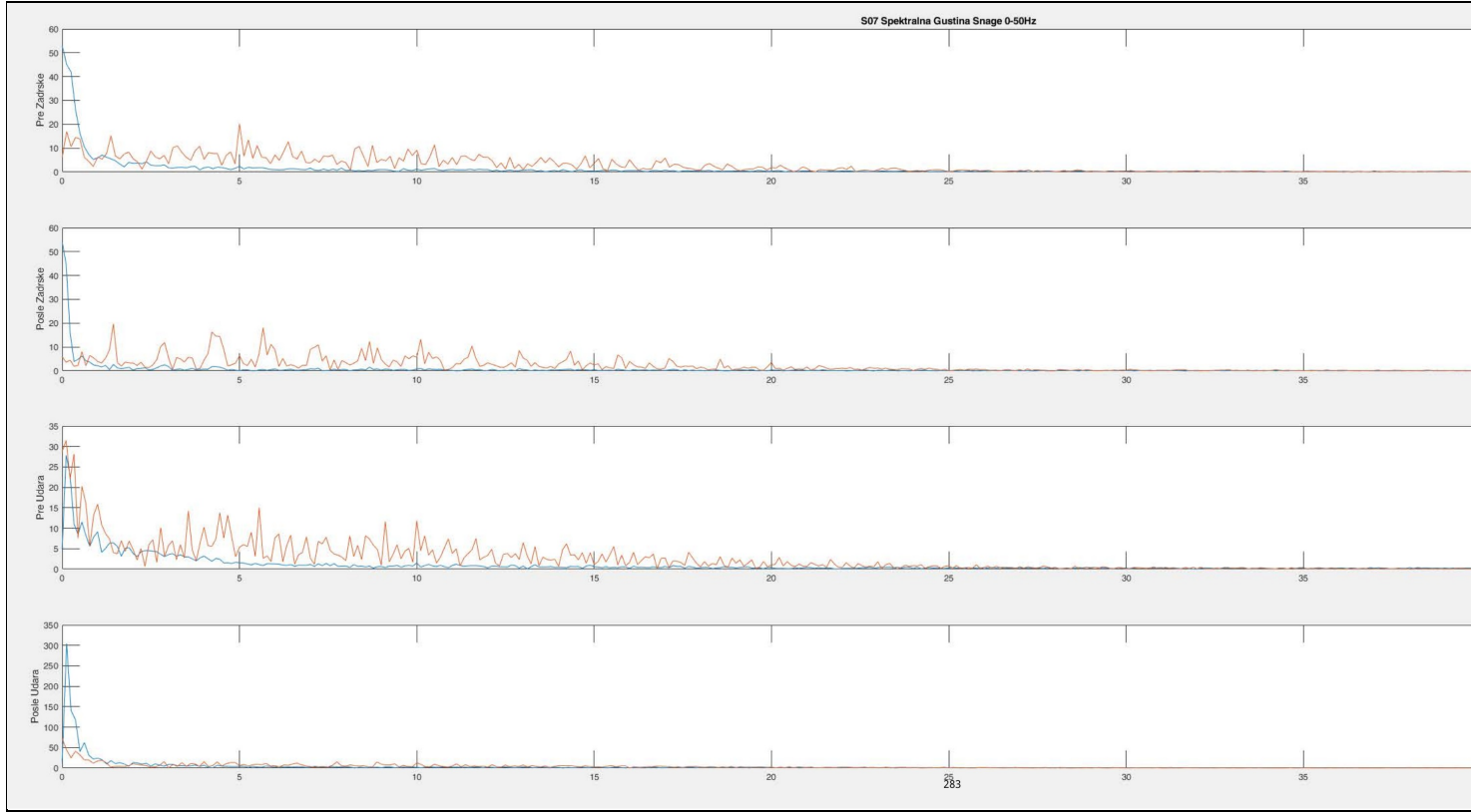


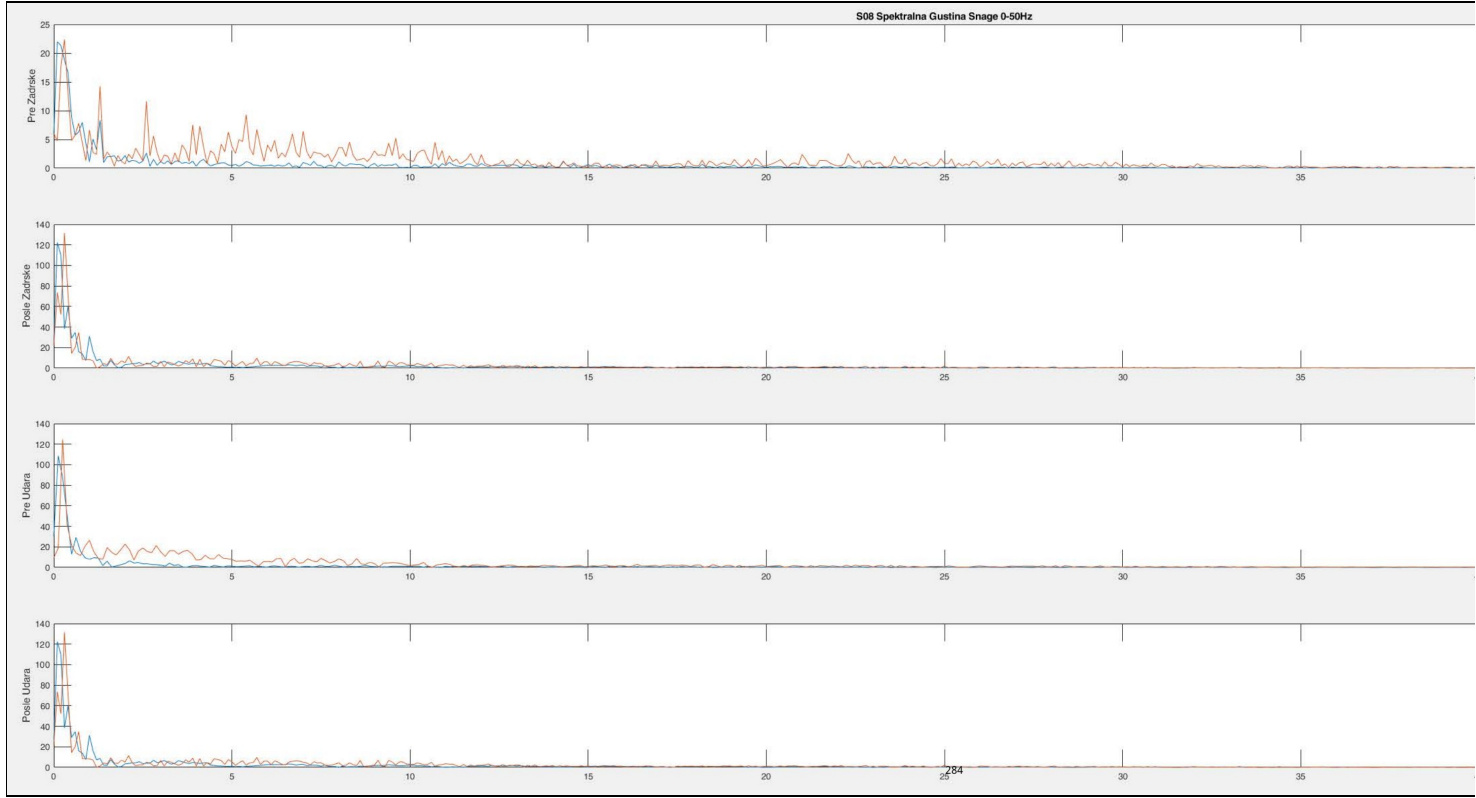


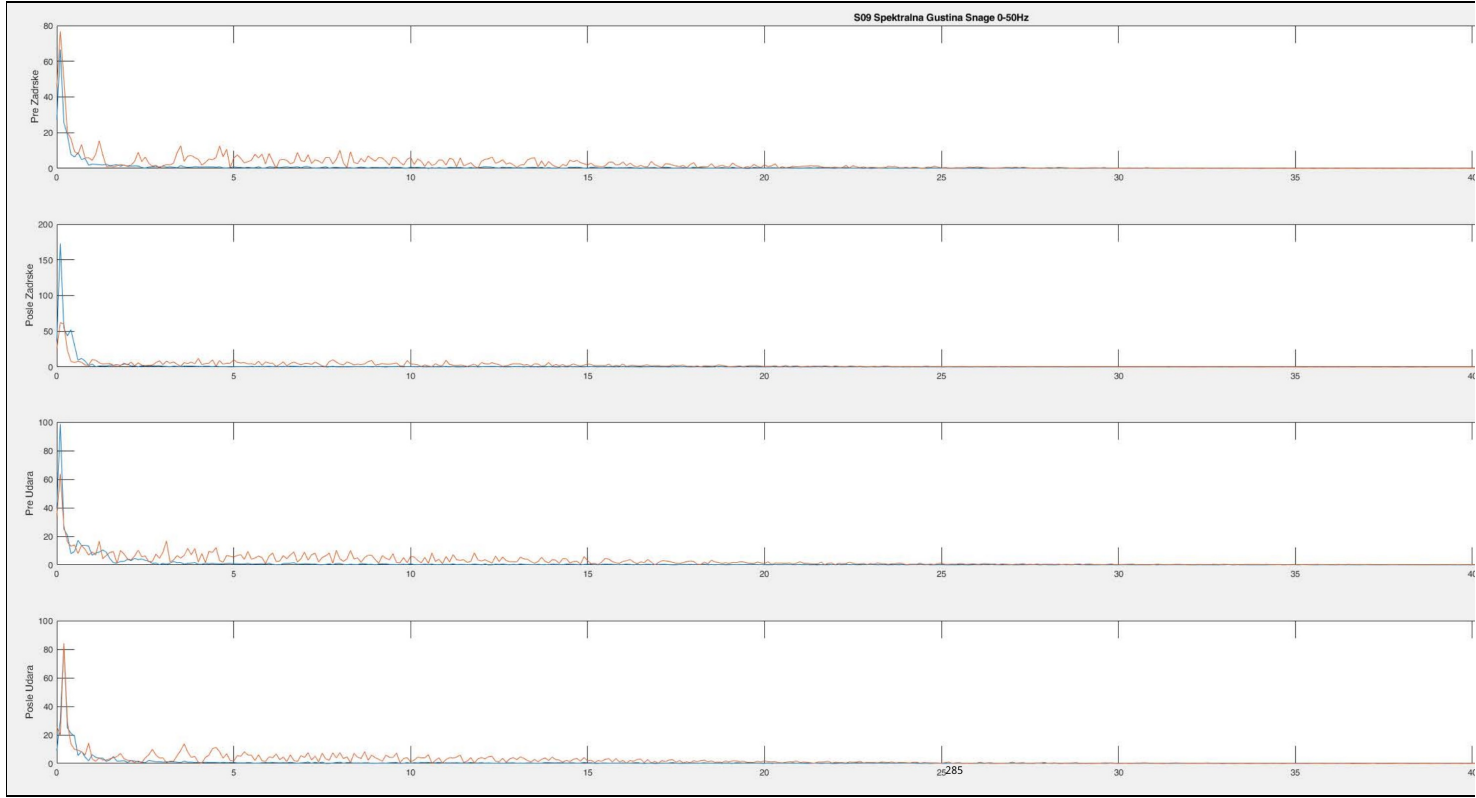


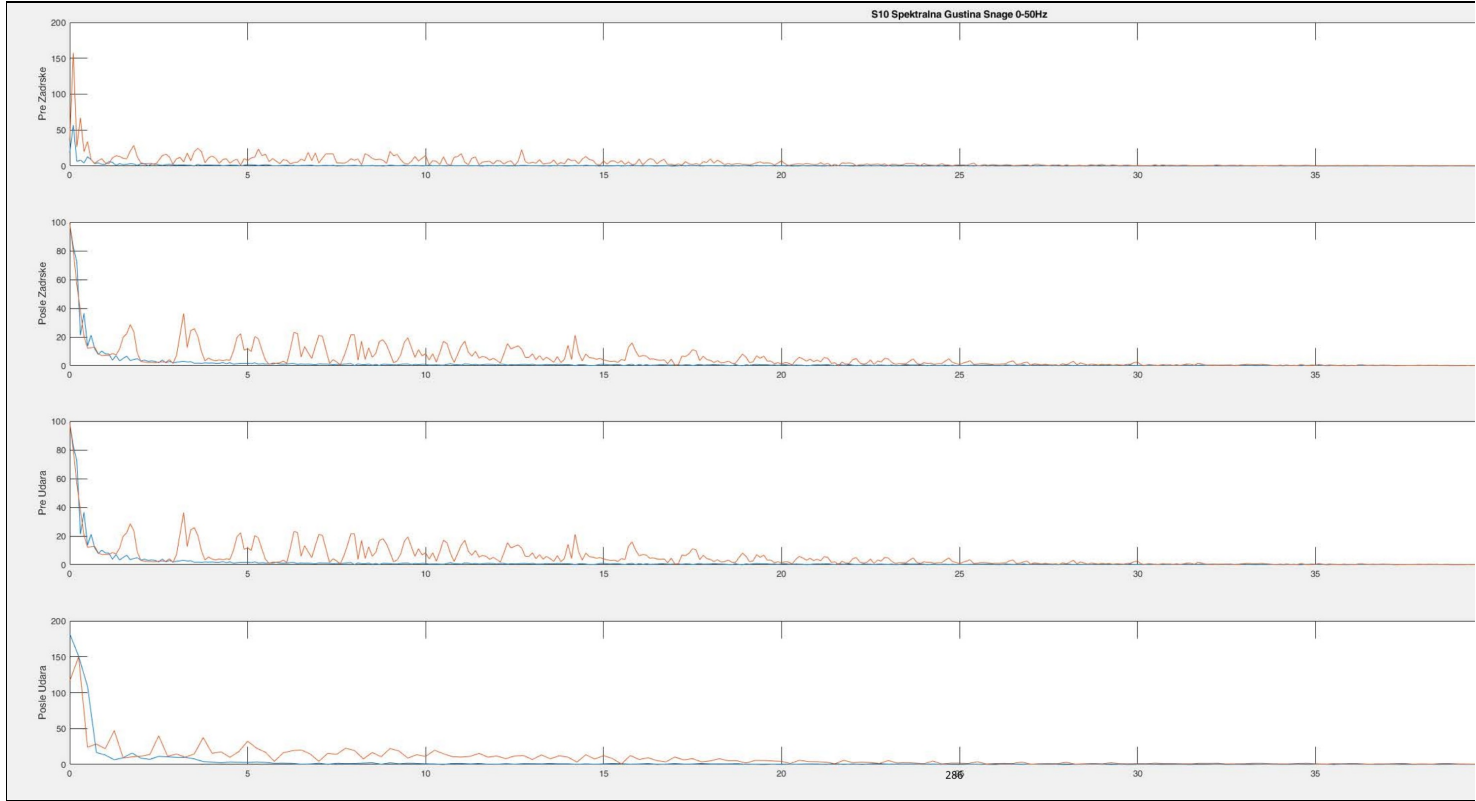


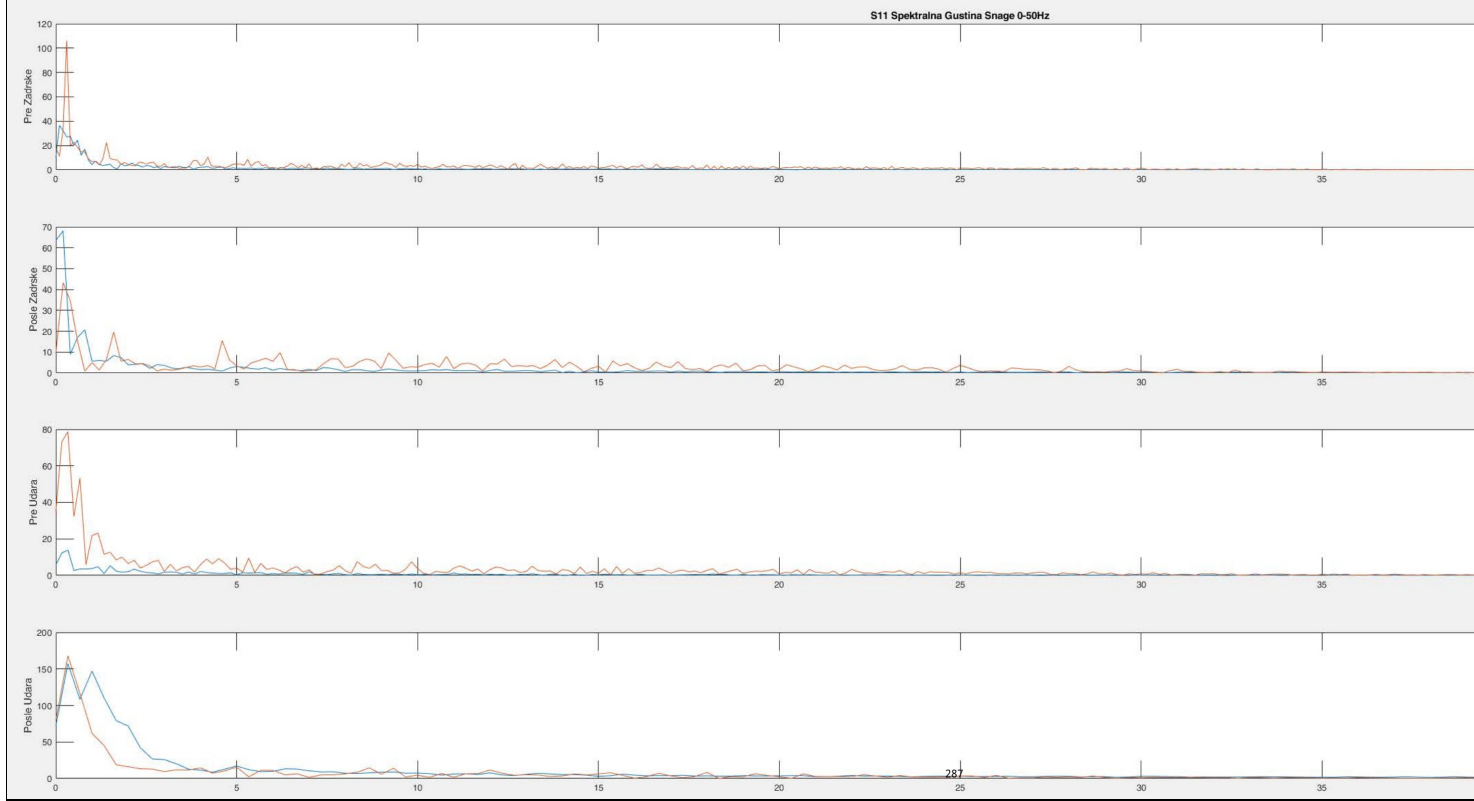


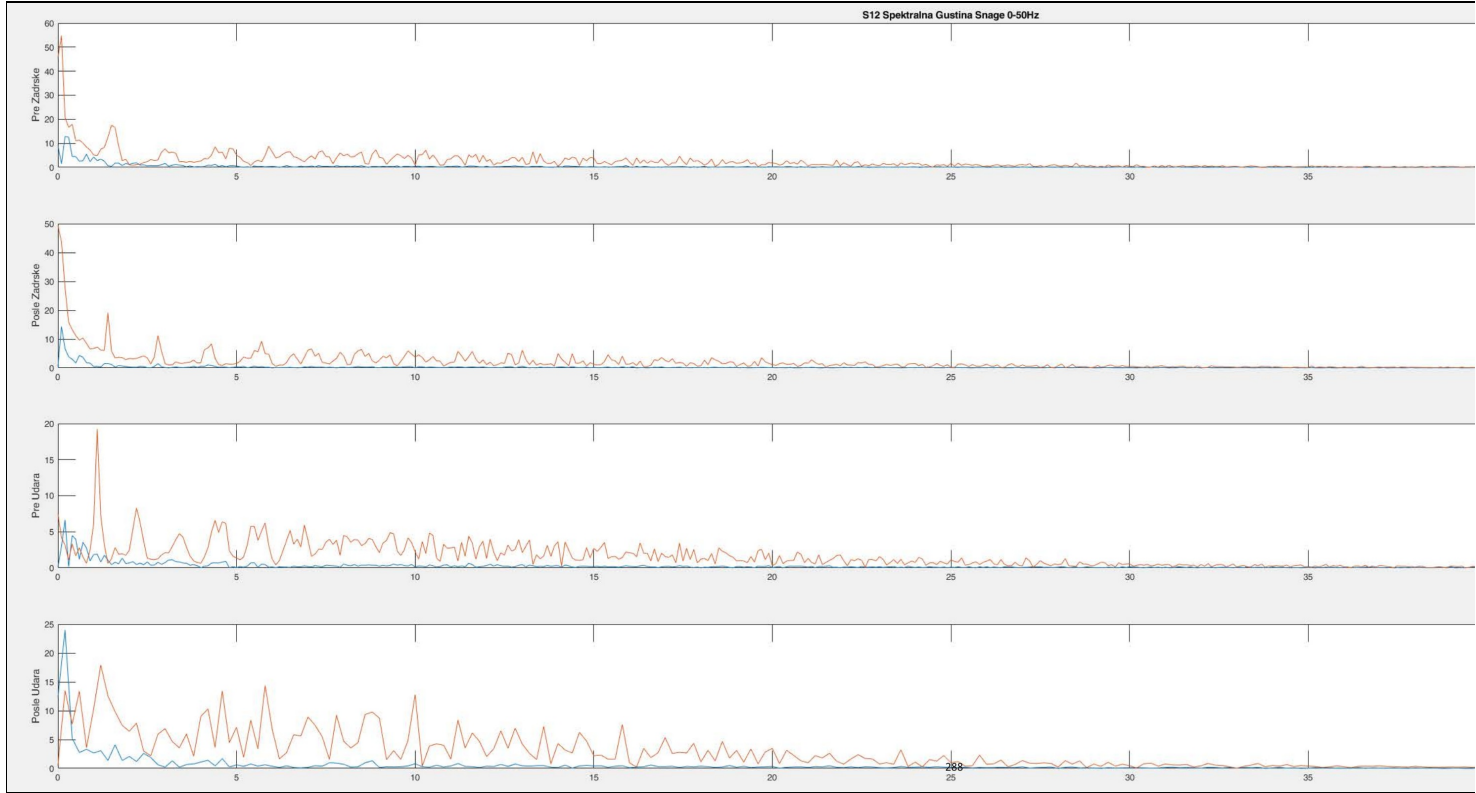


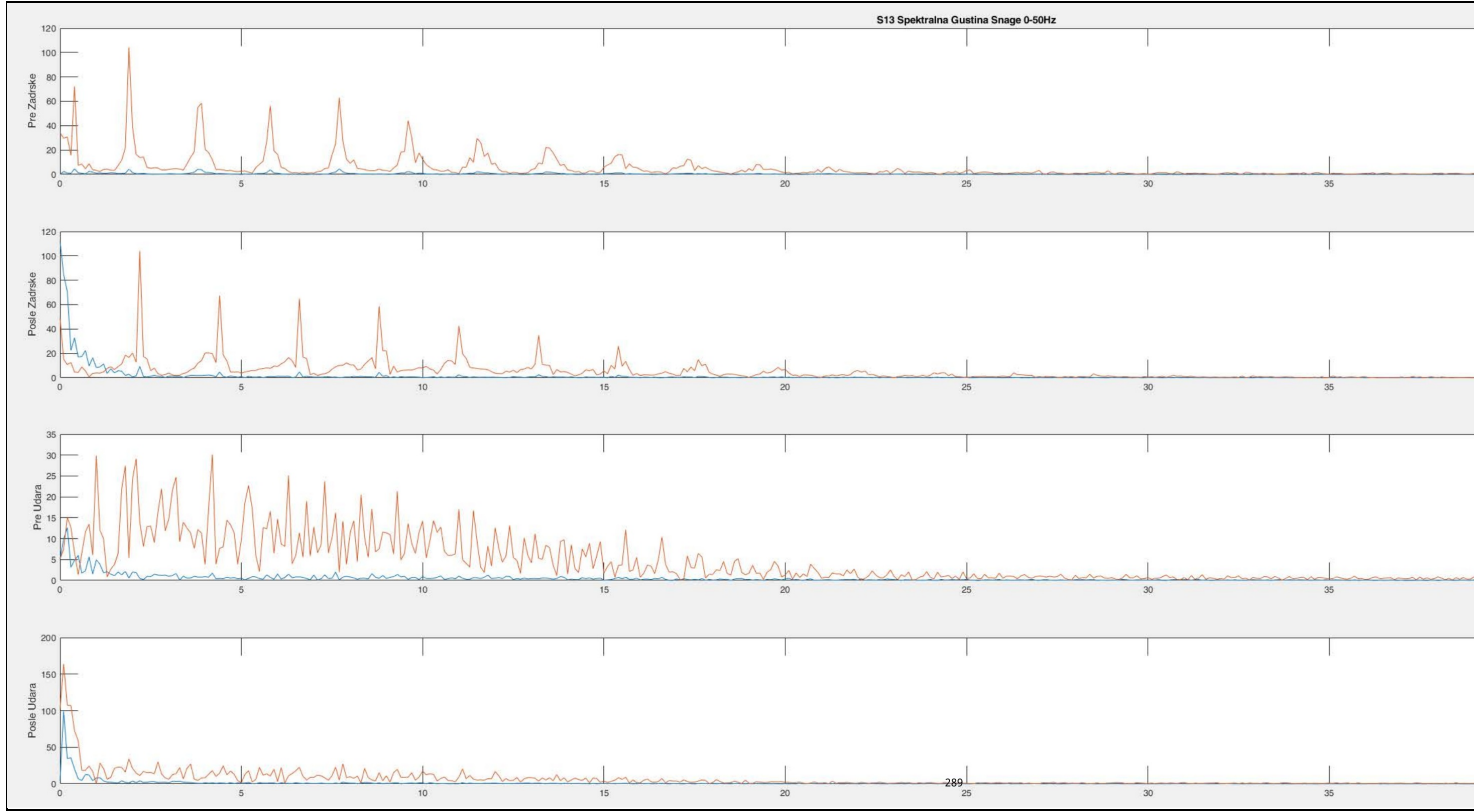


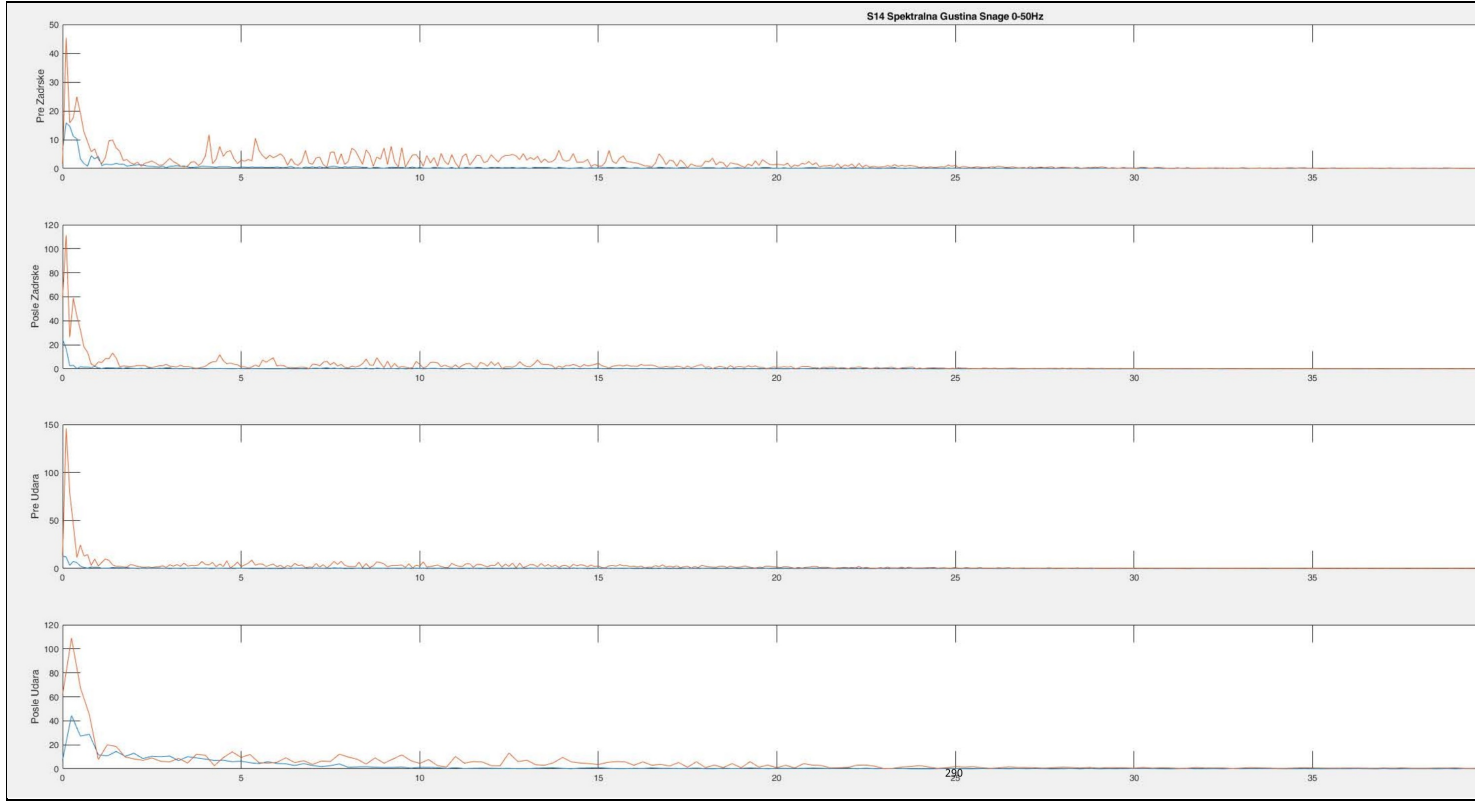


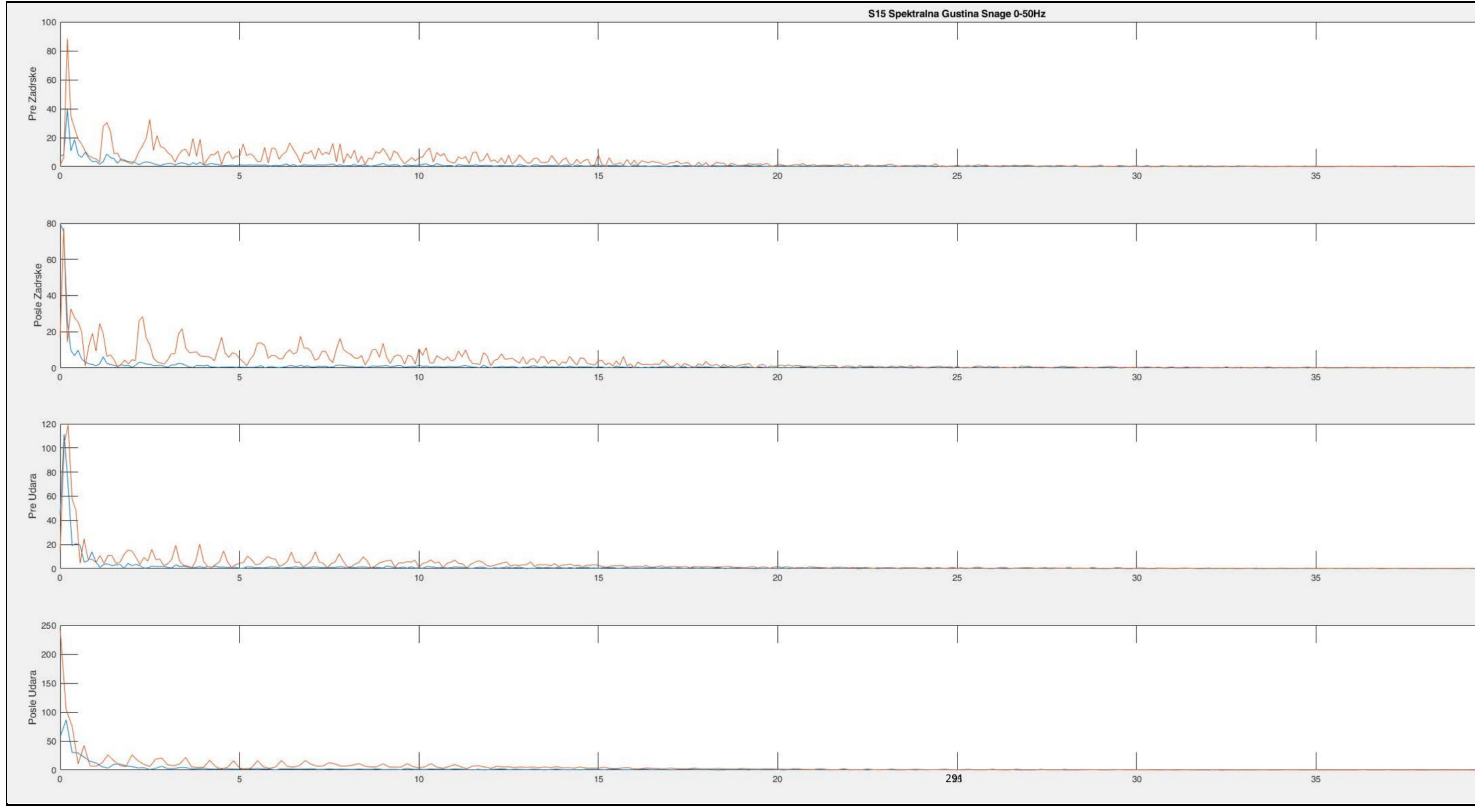


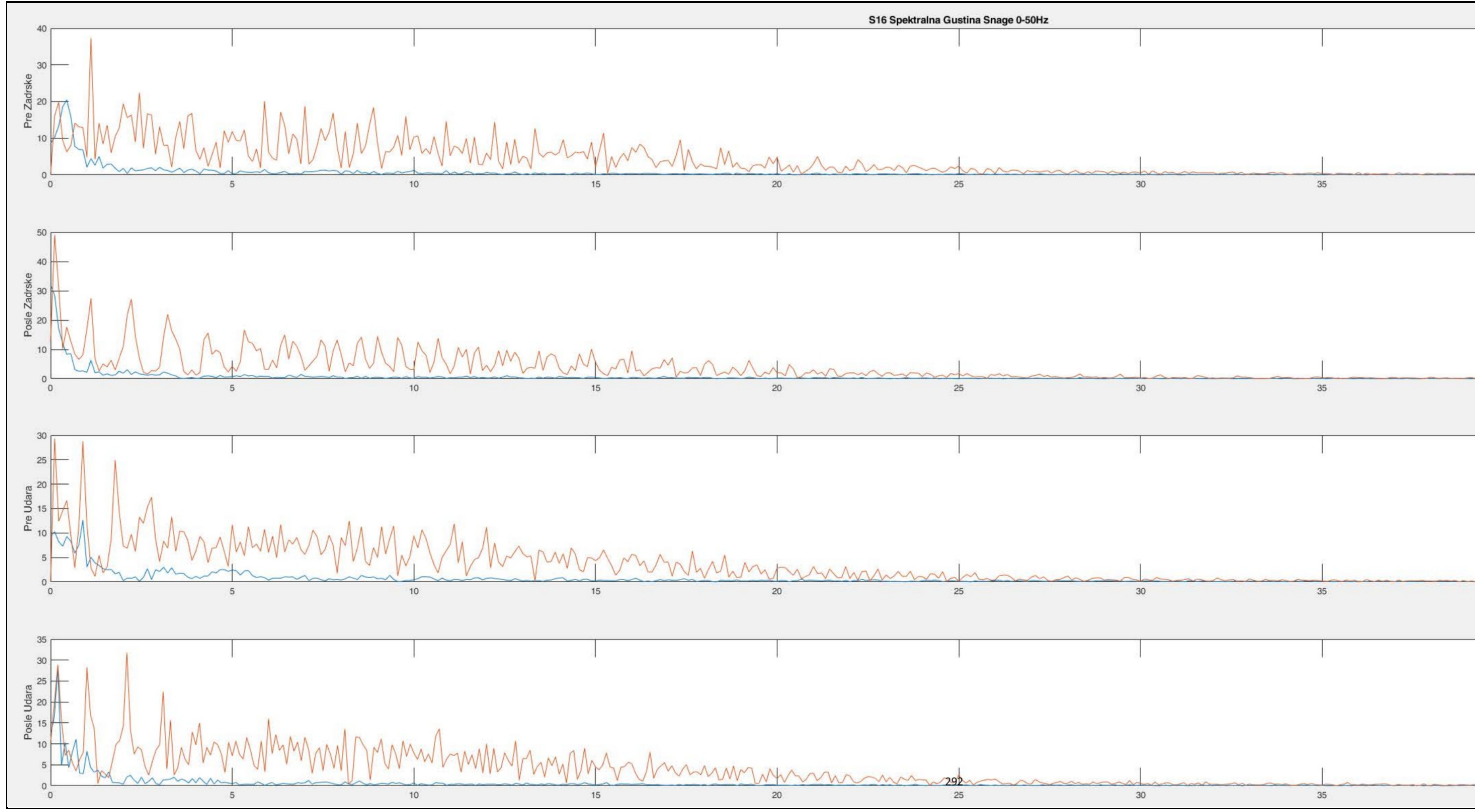


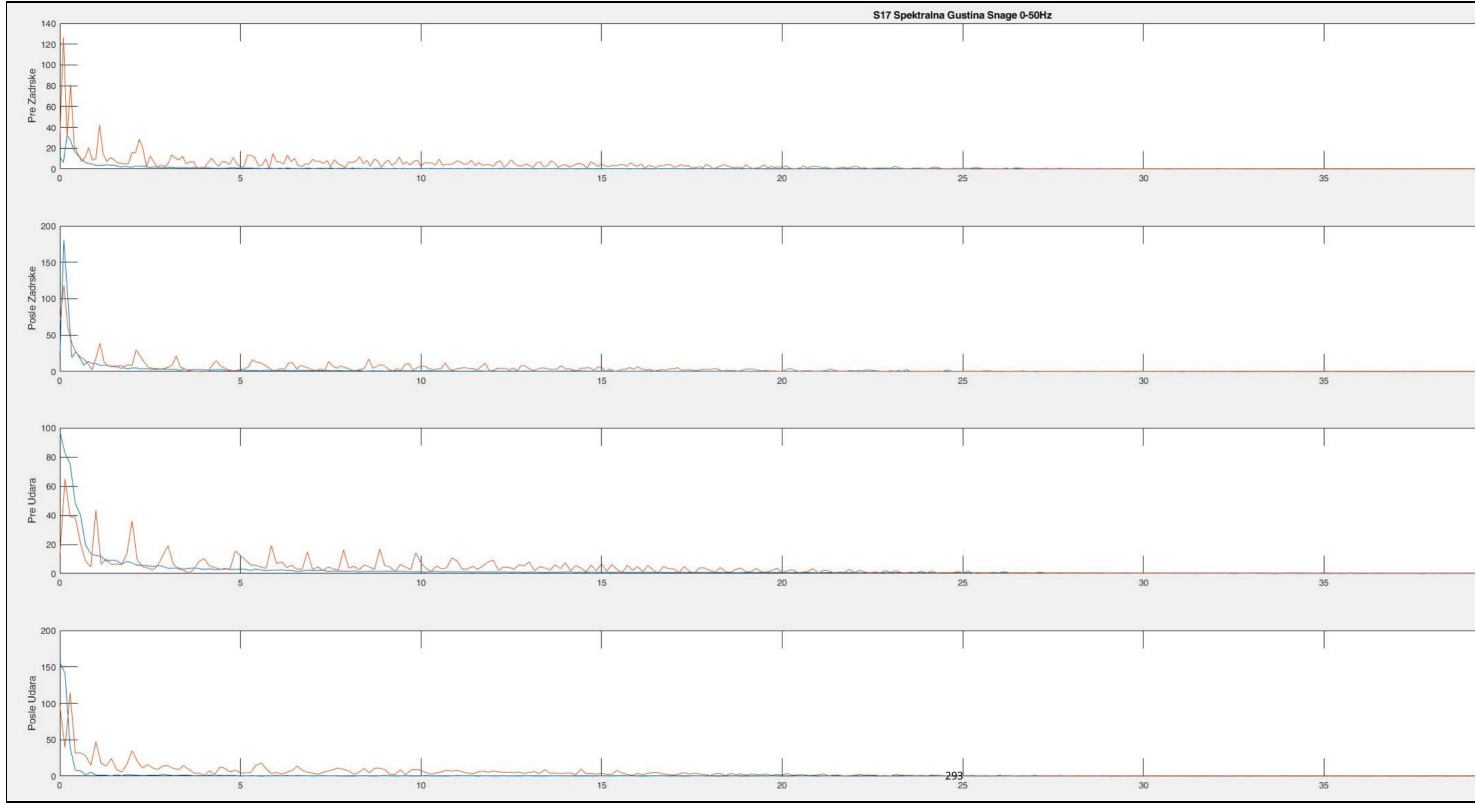


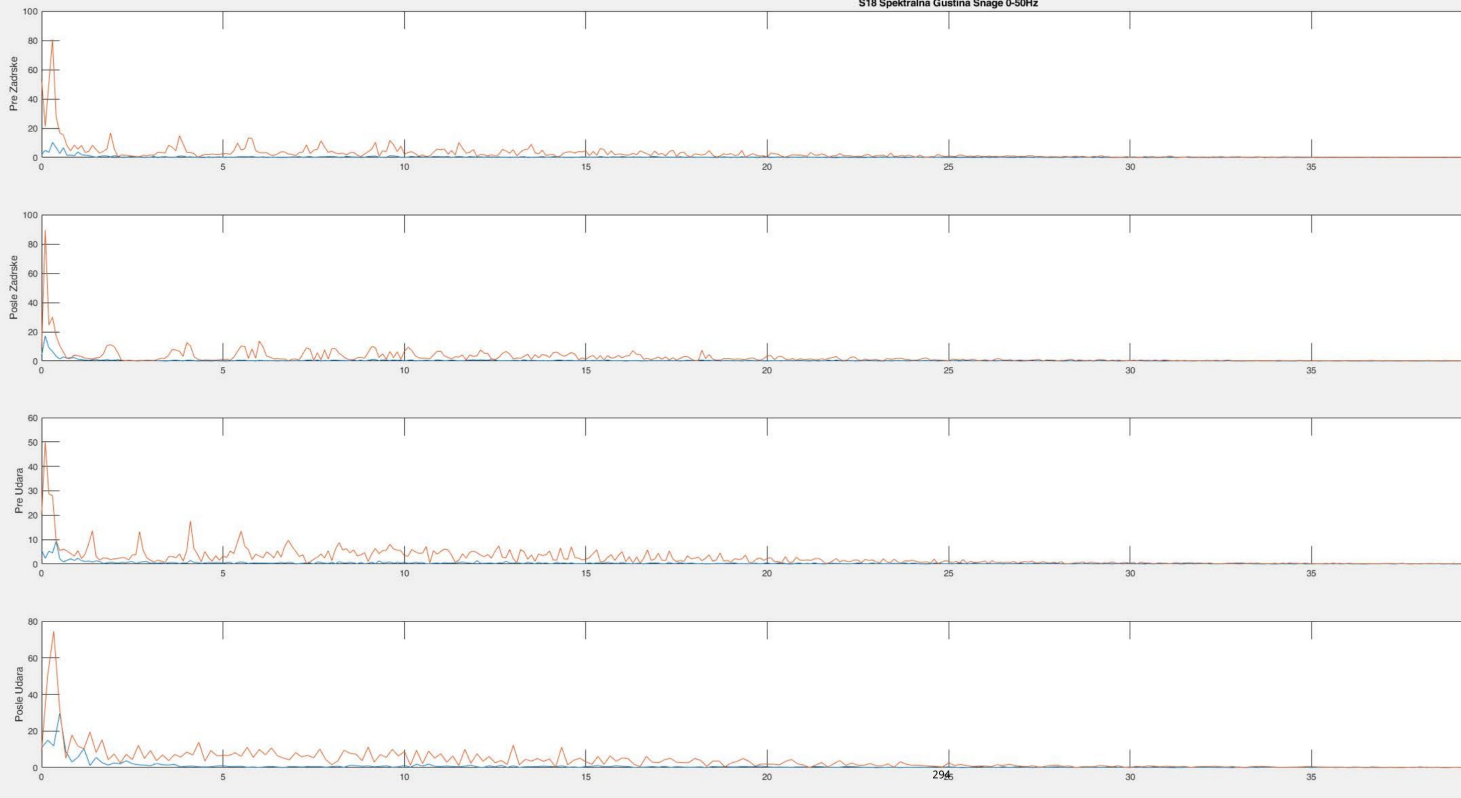


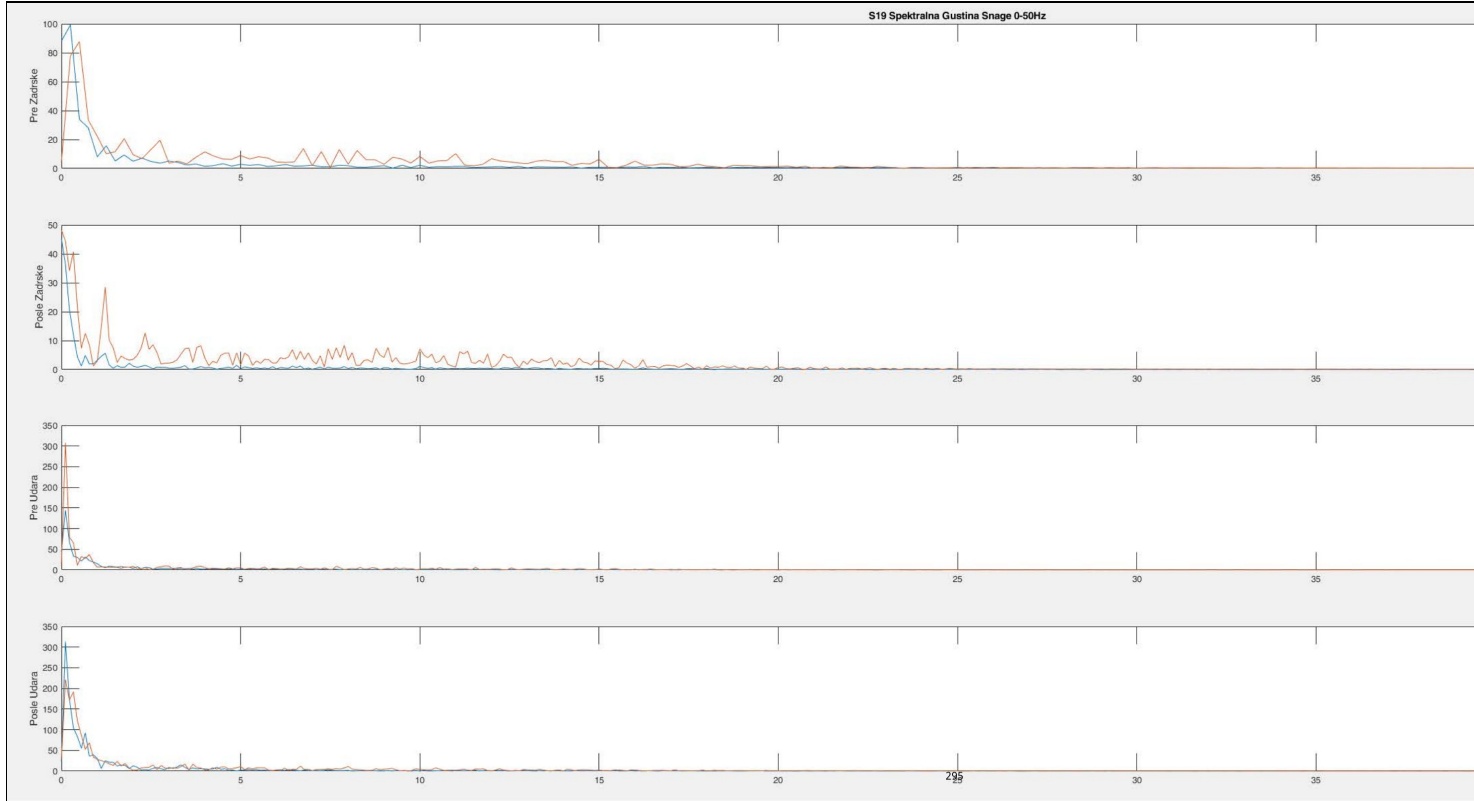


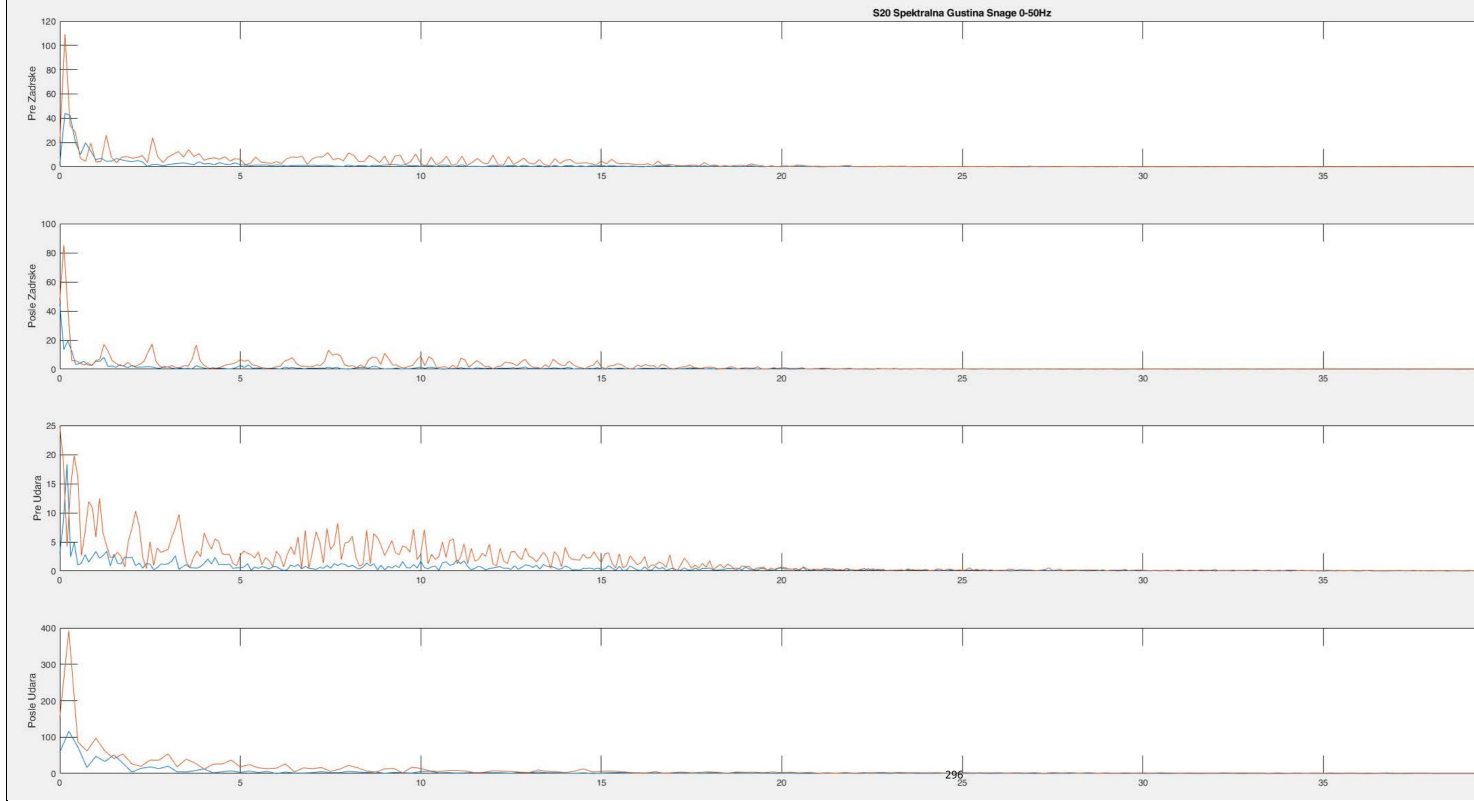


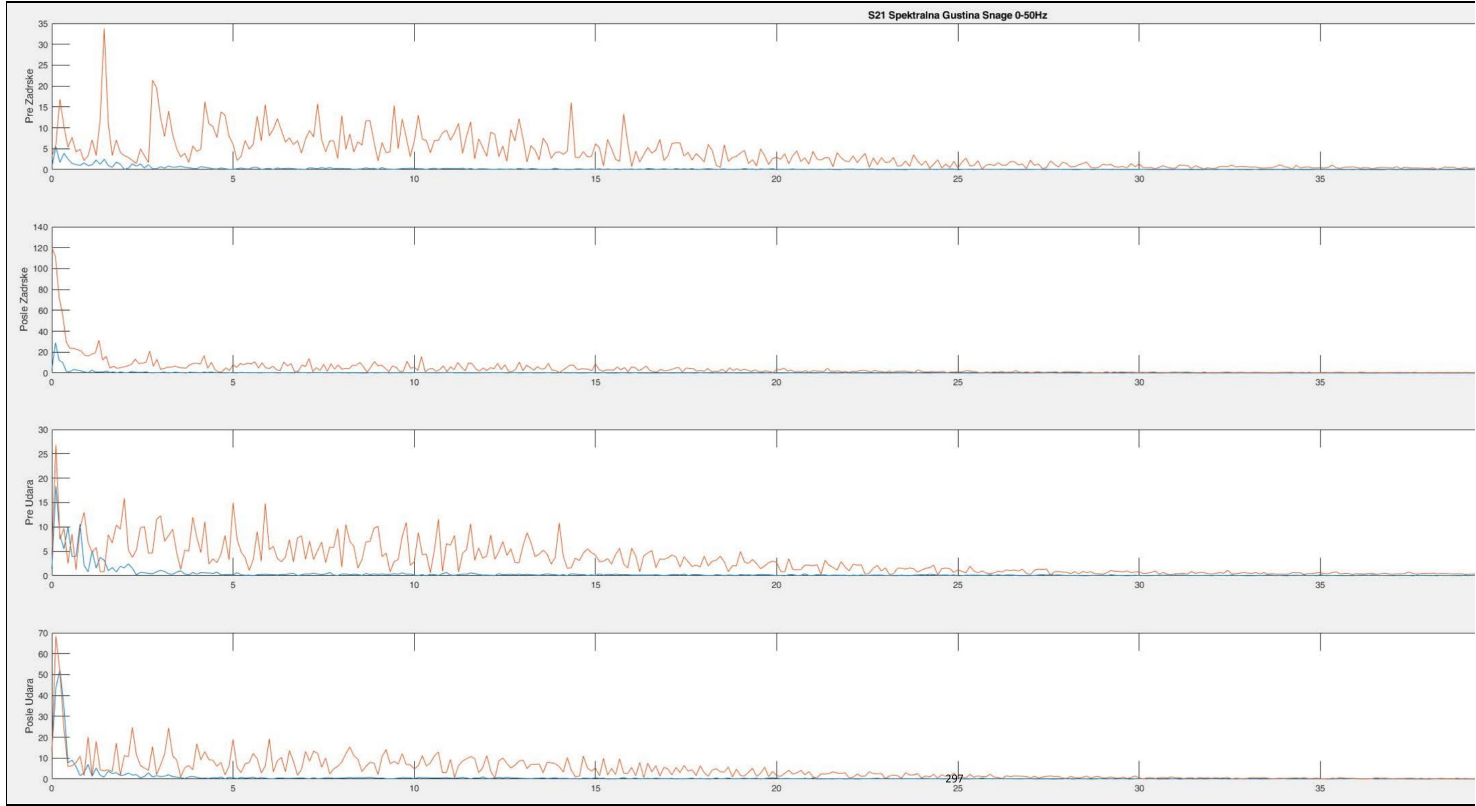




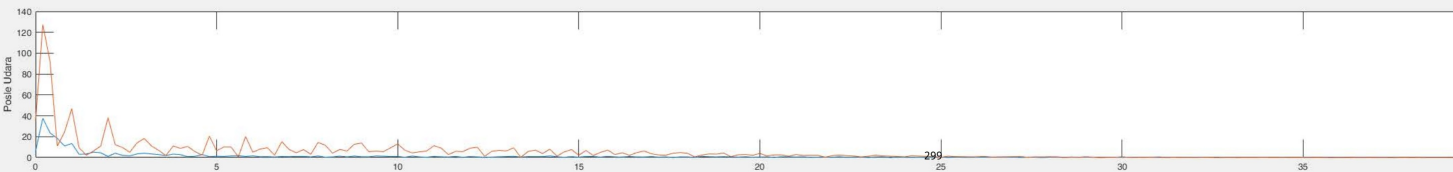
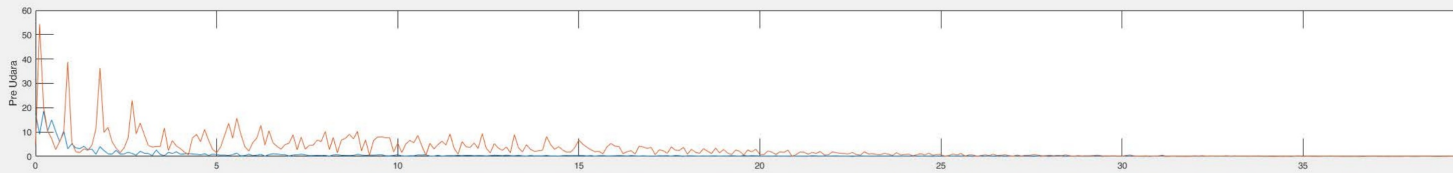
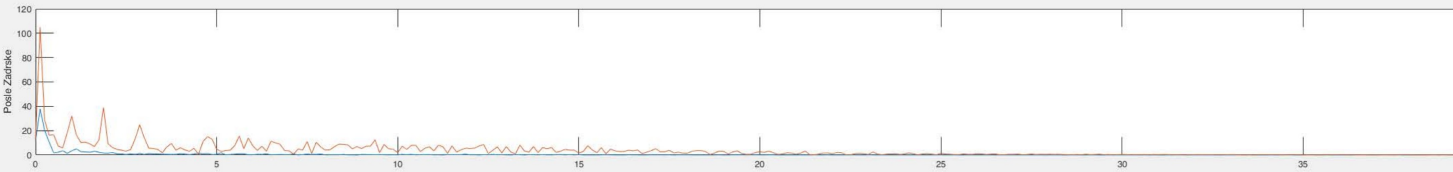
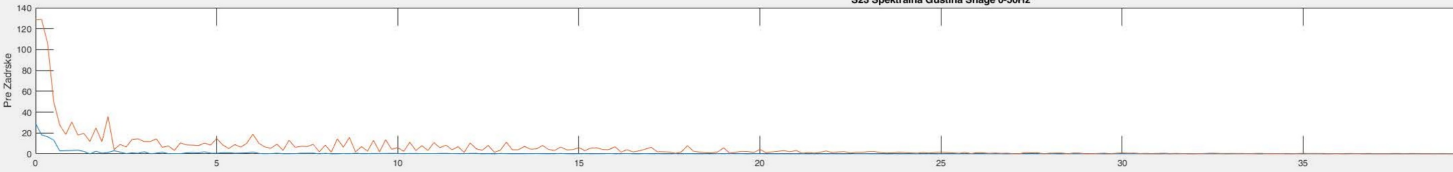


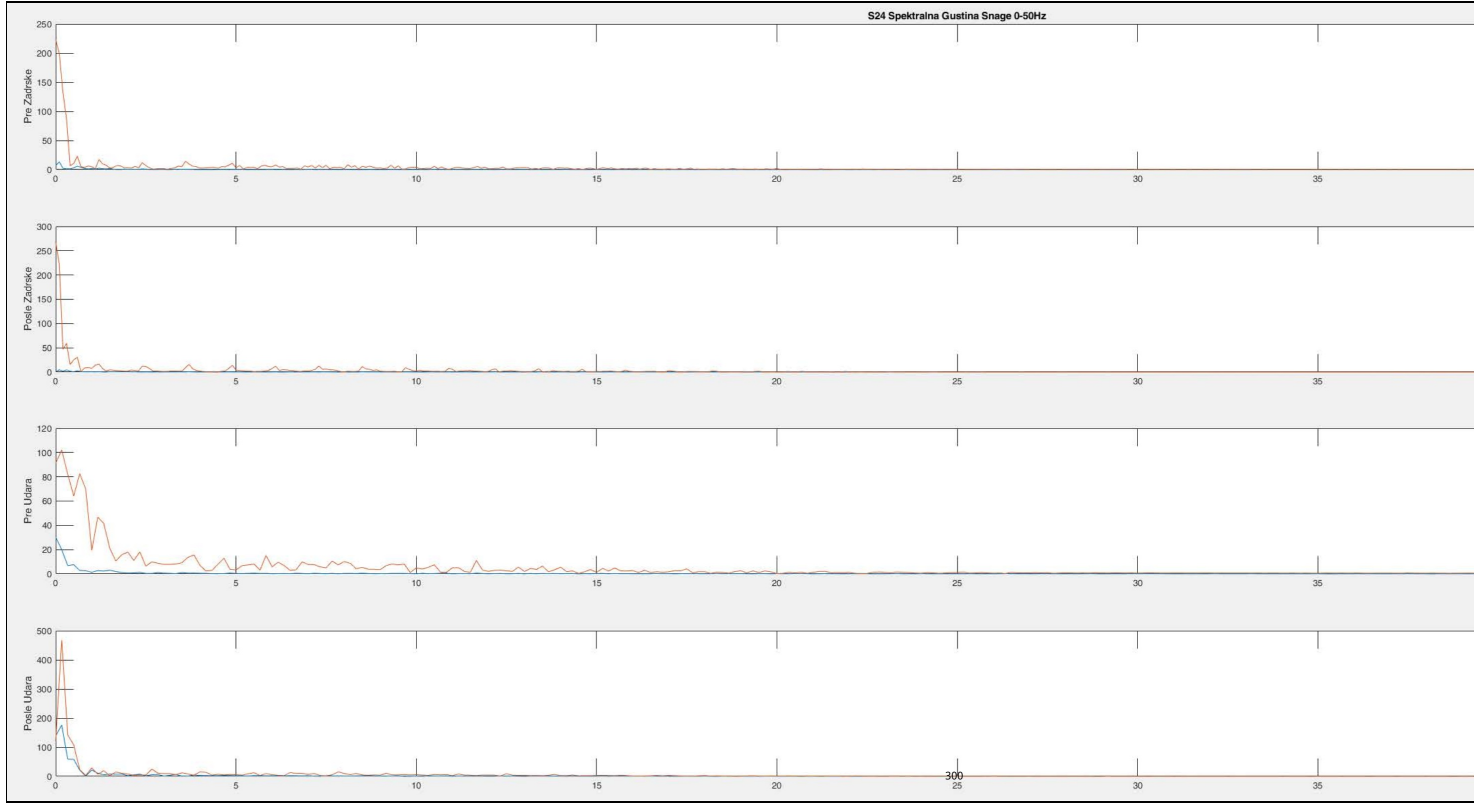


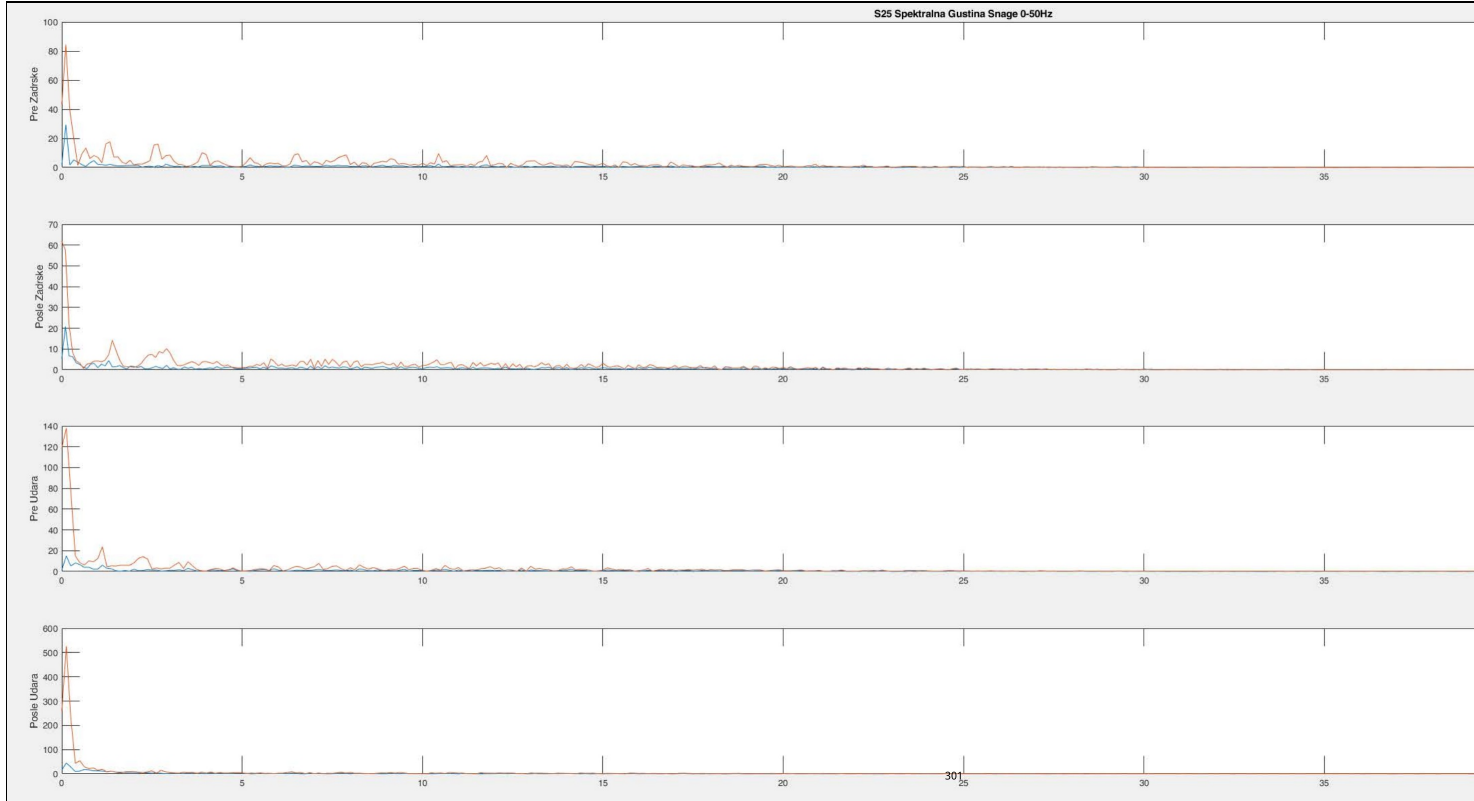


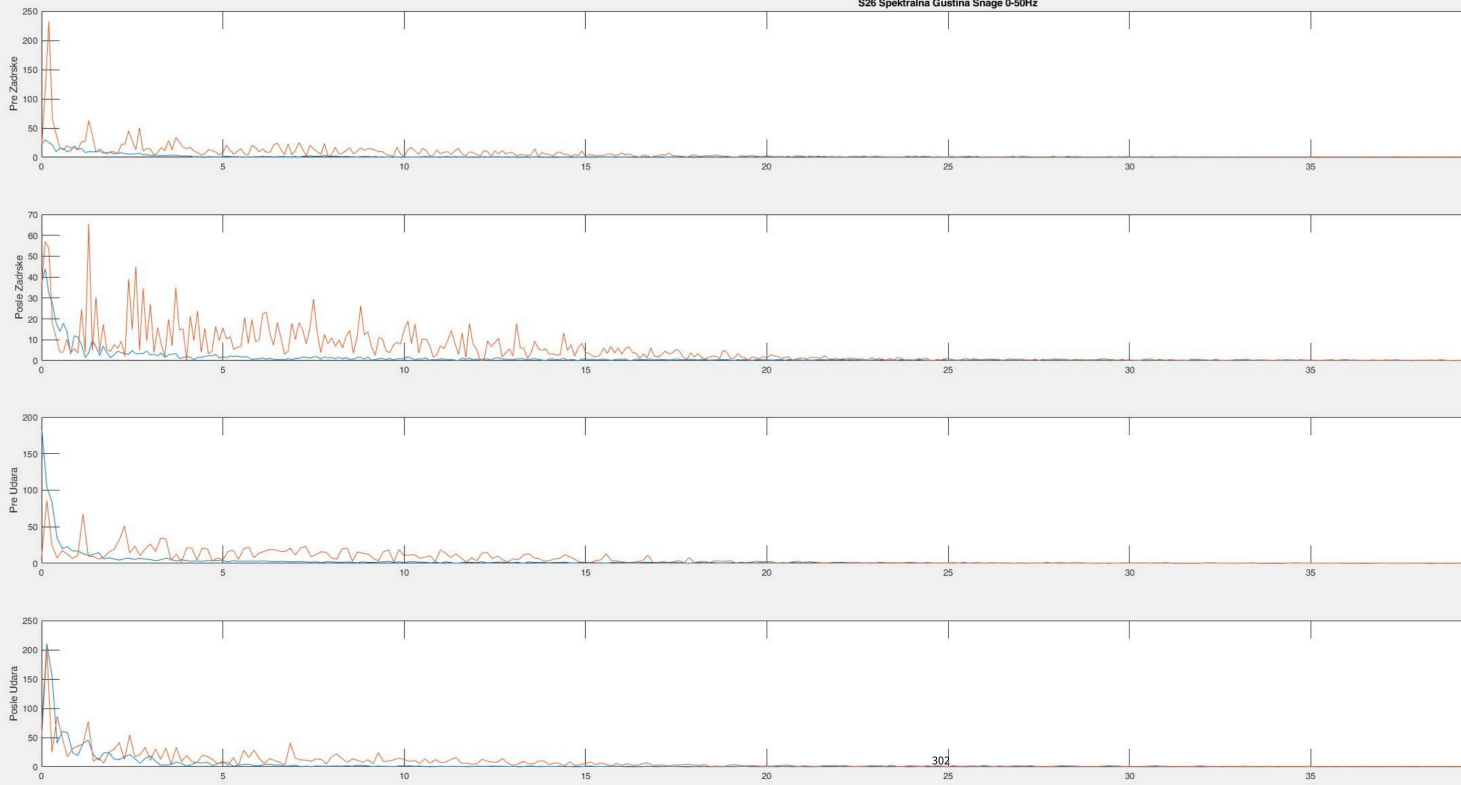


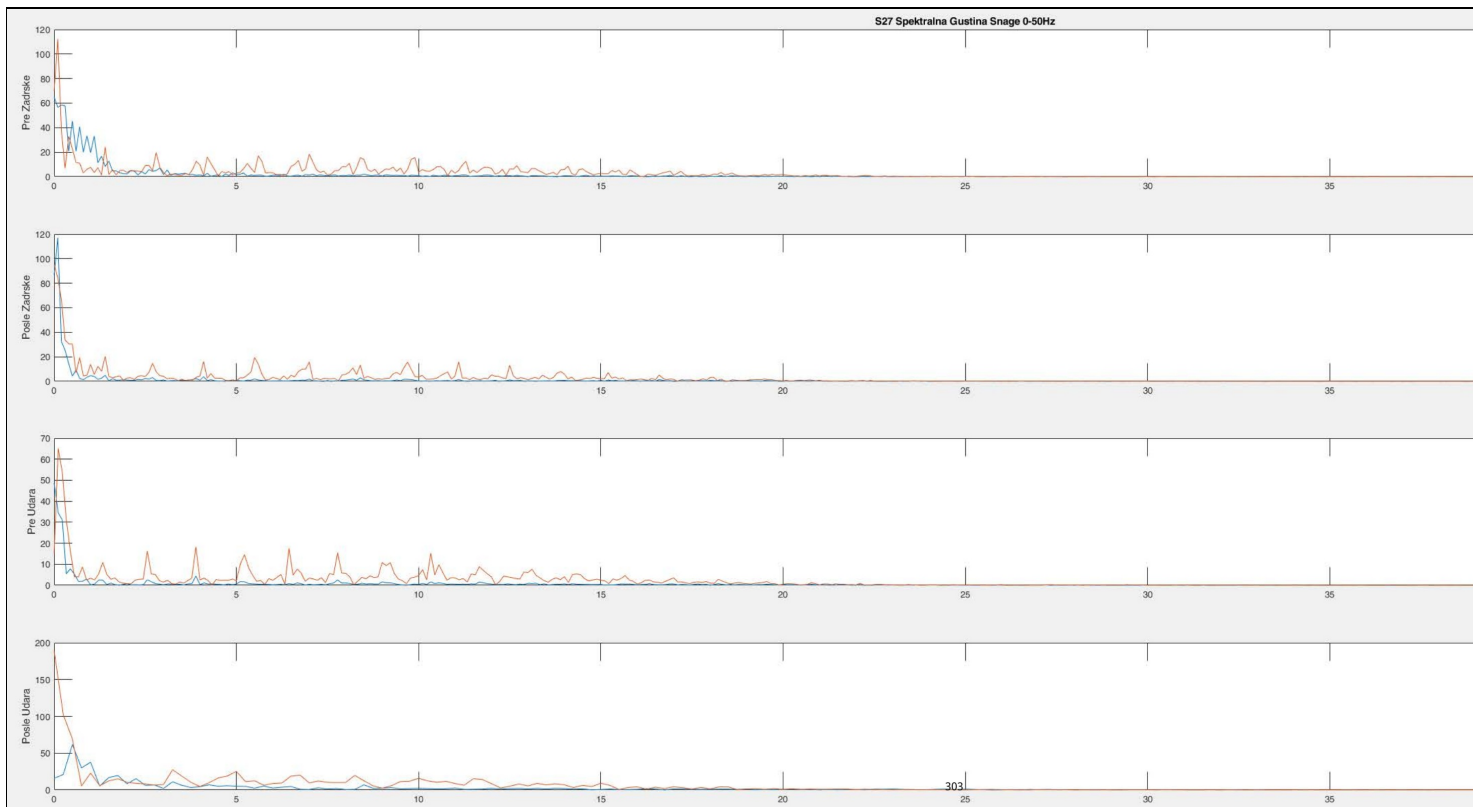


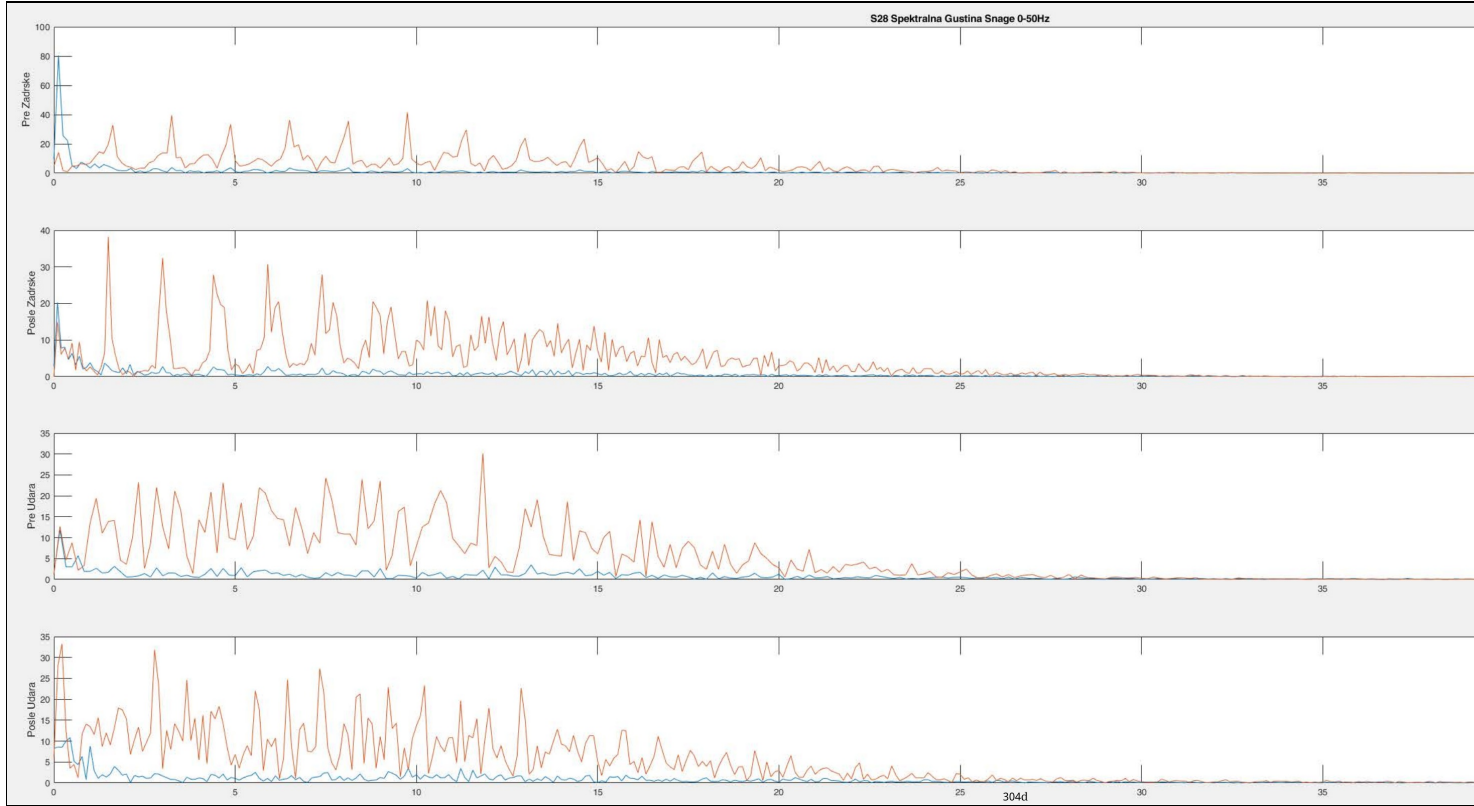




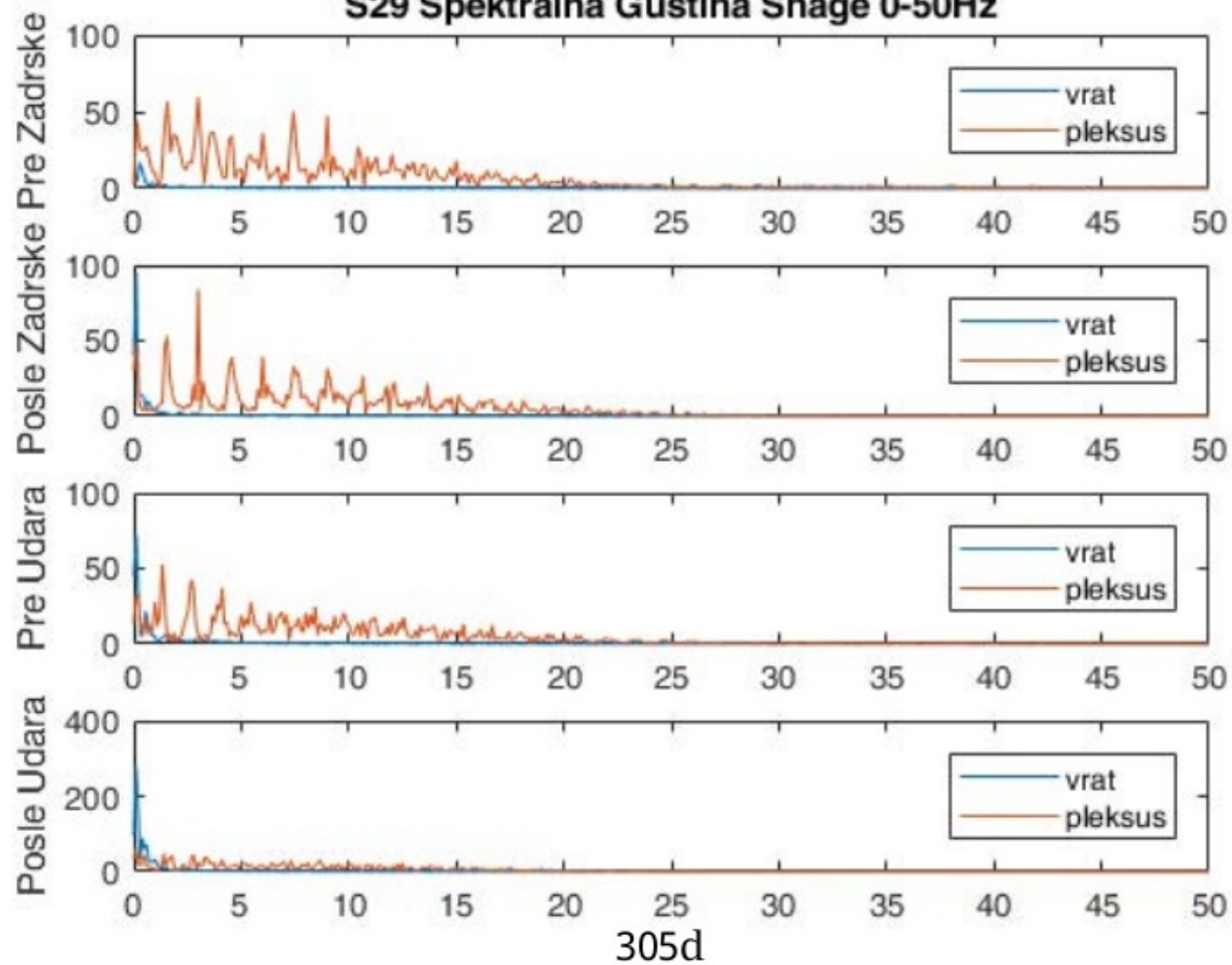


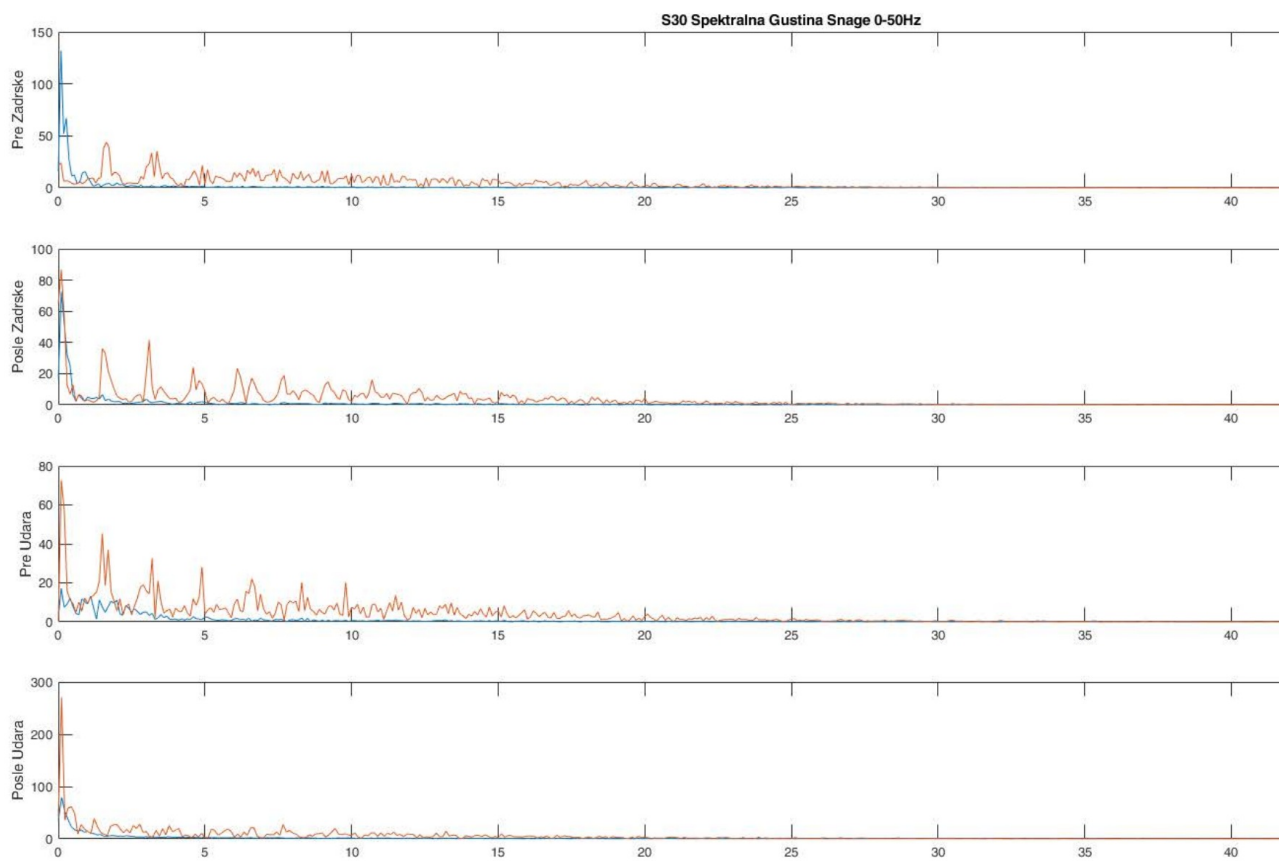






S29 Spektralna Gustina Snage 0-50Hz





Mirko Ostojić

ORIGINALITY REPORT

3%

SIMILARITY INDEX

PRIMARY SOURCES

- 1

[www.df.uns.ac.rs](#)
Internet
- 2

Mirko Ostojić, Milan Milosavljević. "The Possibility of Electromyography Measuring as The Answer Breath Holding", Proceedings of the International Scientific Conference - Sinteza 2019, 2019
Crossref
- 3

[www.nikolatrifunovic.info](#)
Internet
- 4

[dr.nsk.hr](#)
Internet
- 5

[nardus.mpn.gov.rs](#)
Internet
- 6

[repozitorij.unizg.hr](#)
Internet
- 7

[urn.nsk.hr](#)
Internet
- 8

[singipedia.singidunum.ac.rs](#)
Internet
- 9

[rs-lat.sputniknews.com](#)
Internet
- 10

[repozitorij.oss.unist.hr](#)
Internet