



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
FAKULTET TEHNIČKIH NAUKA  
KATEDRA ZA ELEKTRIČNA MERENJA



# Elektrofiziološka merna virtualna instrumentacija

- master rad -

Mentor:

Doc dr Platon Sovilj

Kandidat:

Olivera Stojanović, E144/2013

Novi Sad, 2014.



UNIVERZITET U NOVOM SADU • FAKULTET TEHNIČKIH NAUKA  
21000 NOVI SAD, Trg Dositeja Obradovića 6

## KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA


Redni broj, <b>RBR:</b>			
Identifikacioni broj, <b>IBR:</b>			
Tip dokumentacije, <b>TD:</b>	Monografska publikacija		
Tip zapisa, <b>TZ:</b>	Tekstualni štampani materijal		
Vrsta rada, <b>VR:</b>	Diplomski rad (Master)		
Autor, <b>AU:</b>	Olivera Stojanović		
Mentor, <b>MN:</b>	dr Platon Sovilj, docent		
Naslov rada, <b>NR:</b>	Elektrofiziološka merna virtualna instrumentacija		
Jezik publikacije, <b>JP:</b>	Srpski		
Jezik izvoda, <b>Jl:</b>	Srpski		
Zemlja publikovanja, <b>ZP:</b>	Srbija		
Uže geografsko područje, <b>UGP:</b>	Srbija, Vojvodina		
Godina, <b>GO:</b>	2013.		
Izdavač, <b>IZ:</b>	Autorski reprint		
Mesto i adresa, <b>MA:</b>	21000 Novi Sad, Trg Dositeja Obradovića 6		
Fizički opis rada, <b>FO:</b> <small>(poglavlja/strana/ citata/tabela/slika/grafika/priloga)</small>	(6/87/42/14/55/0/4)		
Naučna oblast, <b>NO:</b>	Elektrotehnika i računarstvo		
Naučna disciplina, <b>ND:</b>	Električna merenja i metrologija		
Predmetna odrednica/Ključne reči, <b>PO:</b>	Elektrofiziološka merenja, EEG, EKG, EMG, LabVIEW		
<b>UDK</b>			
Čuva se, <b>ČU:</b>	21000 Novi Sad, Trg Dositeja Obradovića 6		
<b>Važna napomena, VN:</b>			
Izvod, <b>IZ:</b>	Elektrofiziološki signali predstavljaju električne aktivnosti bioloških ćelija i tkiva (npr. nervnih, srčanih, mišićnih itd). Virtualne instrumente, u odnosu na tradicionalne, karakteriše velika uloga softvera koji sam obavlja funkcije više instrumenata. U ovom radu, svi virtualni instrumenti za analizu elektrofizioloških signala projektovani su u programskom paketu LabVIEW 2013. Predložena platforma za razvoj elektrofiziološke merne instrumentacije sastoji se od razvojne ploče BIGPICS i MikroC razvojnog okruženja, ModularEEG uređaja i projektovanih virtualnih instrumenata.		
Datum prihvatanja teme, <b>DP:</b>			
Datum odbrane, <b>DO:</b>			
Članovi komisije, <b>KO:</b>	Predsednik:	dr Dragan Pejić, docent	Potpis mentora
	Član:	dr Igor Dejanović, docent	
	Član, mentor:	dr Platon Sovilj, docent	



UNIVERSITY OF NOVI SAD • FACULTY OF TECHNICAL SCIENCES  
21000 NOVI SAD, Trg Dositeja Obradovića 6

## KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number, <b>ANO</b> :			
Identification number, <b>INO</b> :			
Document type, <b>DT</b> :	Monographic publication		
Type of record, <b>TR</b> :	Textually printed document		
Contents code, <b>CC</b> :	Diploma project (Master)		
Author, <b>AU</b> :	Olivera Stojanović		
Mentor, <b>MN</b> :	Platon Sovilj PhD, Assistant Professor		
Title, <b>TI</b> :	Electrophysiological measurement virtual instrumentation		
Language of text, <b>LT</b> :	Serbian		
Language of abstract, <b>LA</b> :	Serbian		
Country of publication, <b>CP</b> :	Serbia		
Locality of publication, <b>LP</b> :	Serbia, Vojvodina		
Publication year, <b>PY</b> :	2013.		
Publisher, <b>PB</b> :	Author's reprint		
Publication place, <b>PP</b> :	21000 Novi Sad, Trg Dositeja Obradovica 6		
Physical description, <b>PD</b> :	(6/87/42/14/55/0/4)		
(chapters/pages/ref./tables/pictures/graphs/appendixes)			
Scientific field, <b>SF</b> :	Electrical Engineering and Computer Engineering		
Scientific discipline, <b>SD</b> :	Electrical measurements and metrology		
Subject/Key words, <b>S/KW</b> :	Electrophysiological measurements, EEG, ECG, EMG, LabVIEW		
<b>UC</b>			
Holding data, <b>HD</b> :	21000 Novi Sad, Trg Dositeja Obradovica 6		
Note, <b>N</b> :			
Abstract, <b>AB</b> :	Electrophysiological signals are representing the electrical activity of biological cells and tissues (e.g. nerve, cardiac, muscle, etc.). Virtual instruments, compared to traditional, are characterized by software that carries out the functions of multiple instruments. All virtual instruments for the analysis of electrophysiological signals in this paper are designed in the programming package LabVIEW 2013. Suggested platform for the development of electrophysiological measurement instrumentation consists of a development board BIGPIC5 and MikroC development environment, ModularEEG device and designed virtual instruments.		
Accepted by the Scientific Board on, <b>ASB</b> :			
Defended on, <b>DE</b> :			
Defended Board, <b>DB</b> :	President:	Dragan Pejic, PhD, Assistant Professor	
	Member:	Igor Dejanovic, PhD, Assistant Professor	Menthor's sign
	Member, Mentor:	Platon Sovilj PhD, Assistant Professor	

	УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ • <b>ФАКУЛТЕТ ТЕХНИЧКИХ НАУКА</b> 21000 НОВИ САД, Трг Доситеја Обрадовића 6	Број:
	<b>ЗАДАТАК ЗА МАСТЕР РАД</b>	Датум:

(Податке уноси предметни наставник - ментор)

СТУДИЈСКИ ПРОГРАМ:	Електротехника и рачунарство
РУКОВОДИЛАЦ СТУДИЈСКОГ ПРОГРАМА:	Др Стеван Грабић

Студент:	Оливера Стојановић	Број индекса:	E144/2013
Област:	Биомедицинска мерења		
Ментор:	Др Платон Сивиљ		
НА ОСНОВУ ПОДНЕТЕ ПРИЈАВЕ, ПРИЛОЖЕНЕ ДОКУМЕНТАЦИЈЕ И ОДРЕДБИ СТАТУТА ФАКУЛТЕТА ИЗДАЈЕ СЕ ЗАДАТАК ЗА МАСТЕР РАД, СА СЛЕДЕЋИМ ЕЛЕМЕНТИМА: <ul style="list-style-type: none"> <li>- проблем – тема рада;</li> <li>- начин решавања проблема и начин практичне провере резултата рада, ако је таква провера неопходна;</li> </ul>			

### НАСЛОВ МАСТЕР РАДА:

<b>Електрофизиолошка мерна виртуална инструментација</b>
--

### ТЕКСТ ЗАДАТКА:

Проучити врсте инструментације и електрофизиолошке сигнале. Пројектовати софтвер инструментације за анализу електрофизиолошких сигнала. Предложити и припремити платформу за развој електрофизиолошке мерне инструментације, засноване на виртуалној инструментацији.
---

Руководилац студијског програма	Ментор рада:
Стеван Грабић	Платон Сивиљ

Примерак за: <input type="checkbox"/> - Студента; <input type="checkbox"/> - Ментора
--

## Sadržaj:

1.	Uvod.....	1
2.	Virtualna instrumentacija.....	2
2.1	Pojam virtualne instrumentacije.....	2
2.2	Upoređivanje tradicionalnih i virtualnih instrumenata [1].....	3
2.2.1	LabVIEW programski paket .....	3
2.3	Primena virtualne instrumentacije .....	5
2.3.1	Primena LabVIEW-a na biomedicinsko inženjerstvo.....	5
3.	Elektrofiziološki (EEG, EKG i EMG) signali i njihova analiza .....	6
3.1	EEG signal i njegove karakteristike.....	6
3.2	Analiza EEG signala .....	6
3.2.1	Diskretna i brza Furijeova transformacija [6], [7].....	6
3.2.2	Analiza nezavisnih komponenti (ICA).....	9
3.2.3	<i>Wavelet</i> tehnika za analizu signala.....	10
3.2.3.1	Definicija <i>waveleta</i> .....	10
3.2.3.1	Svojstva <i>waveleta</i> [16] .....	11
3.2.3.2	Diskretna <i>wavelet</i> transformacija ( <i>Discrete Wavelet Transform</i> - DWT).....	12
3.2.3.3	<i>Daubechies 2 wavelet</i> .....	14
3.2.3.4	Poređenje <i>wavelet</i> i Furijeove transformacije .....	14
3.3	EKG signal i njegove karakteristike .....	15
3.3.1	Kardiovaskularni sistem čoveka .....	15
3.3.2	Elektrokardiografija .....	15
3.4	Analiza EKG signala.....	17
3.4.1	Brza Furijeova transformacija.....	18
3.4.2	<i>Wavelet</i> tehnika za analizu signala i <i>Daubechies 6 wavelet</i> .....	18
3.4.3	Autoregresivni (AR) model .....	18
3.5	EMG signal i njegove karakteristike.....	22
3.5.1	Spektar EMG signala .....	22
3.6	Analiza EMG signala.....	23
3.6.1	Kratkotrajna Furijeova transformacija .....	23
3.6.1.1	Poređenje STFT i <i>wavelet</i> transformacije .....	24
3.6.2	<i>Wavelet</i> tehnika za analizu signala i <i>Daubechies 2 wavelet</i> .....	25
3.6.3	Analiza srednje frekvencije i medijana frekvencije [31] .....	25

4.	Virtualni instrumenti za analizu elektrofizioloških signala.....	26
4.1	Virtualni instrumenti za analizu EEG signala.....	26
4.1.1	Virtualni instrument za analizu EEG signala brzom Furijeovom transformacijom .....	26
4.1.1.1	Opis front panela.....	26
4.1.1.2	Tok programa.....	27
4.1.1.3	Opis blok dijagrama .....	27
4.1.2	Virtualni instrument za analizu EEG signala analizom nezavisnih komponenti .....	28
4.1.2.1	Opis front panela.....	28
4.1.2.2	Tok programa.....	29
4.1.2.3	Opis blok dijagrama .....	29
4.1.3	Virtualni instrument za analizu EEG signala <i>wavelet</i> tehnikom.....	30
4.1.3.1	Opis front panela.....	30
4.1.3.2	Tok programa.....	31
4.1.3.3	Opis blok dijagrama .....	31
4.2	Virtualni instrumenti za analizu EKG signala .....	31
4.2.1	Virtualni instrument za analizu EKG signala brzom Furijeovom transformacijom .....	32
4.2.1.1	Opis front panela.....	32
4.2.1.2	Tok programa.....	33
4.2.1.3	Opis blok dijagrama .....	33
4.2.2	Virtualni instrument za analizu EKG signala <i>wavelet</i> tehnikom .....	33
4.2.2.1	Opis front panela.....	33
4.2.2.2	Tok programa.....	34
4.2.2.3	Opis blok dijagrama .....	34
4.2.3	Virtualni instrument za analizu EKG signala autoregresivnim modelom.....	35
4.2.3.1	Opis front panela.....	35
4.2.3.2	Tok programa.....	36
4.2.3.3	Opis blok dijagrama .....	36
4.3	Virtualni instrumenti za analizu EMG signala.....	36
4.3.1	Virtualni instrument za analizu EMG signala kratkotrajnom Furijeovom transformacijom	37
4.3.1.1	Opis front panela.....	37
4.3.1.2	Tok programa.....	37
4.3.1.3	Opis blok dijagrama .....	38
4.3.2	Virtualni instrument za analizu EMG signala <i>wavelet</i> tehnikom.....	38

4.3.2.1	Opis front panela.....	38
4.3.2.2	Tok programa.....	39
4.3.2.3	Opis blok dijagrama .....	39
4.3.3	Virtualni instrument za analizu EMG signala analizom srednje i medijana frekvencije ....	39
4.3.3.1	Opis front panela.....	39
4.3.3.2	Tok programa.....	40
4.3.3.3	Opis blok dijagrama .....	40
5.	Primer platforme za razvoj instrumentacije .....	42
5.1	Razvojna ploča BIGPIC5 i MikroC razvojno okruženje .....	42
5.2	ModularEEG uređaj .....	42
5.3	Virtualni instrument .....	43
5.3.1	Opis front panela.....	44
5.3.2	Tok programa.....	44
5.3.3	Opis blok dijagrama .....	44
6.	Zaključak.....	46
7.	Dodatak A - Lista skraćenica .....	47
8.	Dodatak B – Elementi virtualnih instrumenata.....	48
9.	Dodatak C – Listing testnog mikrokontrolerskog koda .....	58
10.	Dodatak D - Uputstvo za instalaciju i podešavanje razvojne platforme .....	61
11.	Literatura:.....	76

Slike:

Slika 2.1. Delovi virtualnog instrumenta. ....	2
Slika 2.2. Upotreba tradicionalnih i virtualnih instrumenata u zavisnosti od rezolucije i frekvencije. ....	2
Slika 2.3. Front panel LabVIEW programa. ....	4
Slika 2.4. Blok dijagram LabVIEW programa.....	4
Slika 3.1. EEG signali u različitim frekventnim opsezima (delta, teta, alfa i beta). ....	6
Slika 3.2. Tok izračunavanja dve 4-elementne DFT.....	8
Slika 3.3. Osnovni element Radix-2 FFT algoritma („leptir“). ....	8
Slika 3.4. Princip analize podataka na osnovu brze Furijeove transformacije signala. Porastom reda koeficijenata, funkcija $f(x)$ postaje približnija izvornom signalu. ....	9
Slika 3.5. Periodogram EEG signala nastalog na osnovu FFT kalkulacije.....	9
Slika 3.6. Razlaganje EEG signala pomoću analize nezavisnih komponenti. ....	10
Slika 3.7. „Kvadraturno ogledalo“.....	13
Slika 3.8. Koeficijenti dobijeni na izlazu niskopropusnog i visokopropusnog filtera. ....	13
Slika 3.9. Binarno stablo.....	14
Slika 3.10. <i>Daubechies 2 wavelet</i> u zavisnosti od amplitude i vremena (levo) i magnitude i frekvencije (desno). ....	14
Slika 3.11. Rezultat analize signala Furijeovom i <i>wavelet</i> transformacijom. ....	15
Slika 3.12. Model srca. ....	15
Slika 3.13. Pravilan rad srčanog mišića u jednom ciklusu. Ciklus započinje procesom depolarizacije (aktivacije) atrijuma (a)-(d), tj. stvaranjem P talasa na EKG-u. Nakon toga dolazi do repolarizacije (opuštanja) atrijuma i depolarizacije ventrikula (e),(f) čime se stvara QRS kompleks. Zatim sledi proces repolarizacije ventrikula (g), odnosno pojava T talasa. ....	16
Slika 3.14. EKG signal.....	16
Slika 3.15. Nezavisni talasi sa karakterističnih tačaka srčanog mišića i rezultujući EKG signal. ....	17
Slika 3.16. <i>Daubechies 6 wavelet</i> . ....	18
Slika 3.17. Šematski prikaz autoregresivnog modela. ....	19
Slika 3.18. Prikaz tipičnog EMG signala. ....	22
Slika 3.19. Muzički signal sa frekvencijom koja se menja tokom vremena. ....	23
Slika 3.20. Zavisnost vremenske i frekventne rezolucije od veličine prozora. ....	24
Slika 4.1. Indikator sa lokacijom sačuvanog fajla i grafik sa signalom pre analize (desno) i indikatori za FFT podešavanja i frekvenciju odabiranja (levo). ....	26
Slika 4.2. Spektar signala nakon FFT analize (levo) i rezultati analize (desno). ....	27
Slika 4.3. Flat sekvence za otvaranje TDMS fajlova i za prikaz i uređivanje podataka. ....	27
Slika 4.4. Sekvence sa FFT analizom i prikazom rezultata. ....	28
Slika 4.5. Sekvence za konvertovanje podataka u decimalne numeričke vrednosti i upis podataka u fajl. ....	28
Slika 4.6. Indikator za lokaciju sačuvanog fajla i grafik sa signalom pre analize (levo) i podešavanja za ICA analizu (desno). ....	29
Slika 4.7. Grafik sa prikazom rezultata nakon analize.....	29
Slika 4.8. Sekvenca sa ICA analizom, podešavanjima za analizu i grafičkim prikazom signala. ....	30
Slika 4.9. Front panel za <i>wavelet</i> analizu. Levo se nalazi indikator sa lokacijom sačuvanog fajla i grafikom za signal pre analize, a desno se nalazi signal nakon <i>wavelet</i> analize i rezultati analize. ....	30
Slika 4.10. Sekvenca sa <i>wavelet</i> analizom. ....	31



Slika 4.11. Indikator za lokaciju sačuvanog fajla i grafik sa signalom pre analize (levo) i indikator sa FFT podešavanjima (desno).....	32
Slika 4.12. FFT spektar i rezultati merenja. ....	32
Slika 4.13. Sekvence sa FFT analizom i prikazom spektra i rezultata merenja. ....	33
Slika 4.14. Front panel za <i>wavelet</i> analizu. ....	34
Slika 4.15. Sekvenca sa <i>wavelet</i> analizom. ....	34
Slika 4.16. Indikator za lokaciju sačuvanog fajla i grafik koji prikazuje signal pre AR analize (levo) i indikator za AR podešavanja (desno). ....	35
Slika 4.17. AR spektar i rezultati analize. ....	35
Slika 4.18. Sekvence sa AR analizom i prikazom rezultata nakon analize. ....	36
Slika 4.19. Indikator za lokaciju sačuvanog fajla i grafik sa signalom pre analize (levo) i indikatori za podešavanja prozora i vremena i frekvencije (desno). ....	37
Slika 4.20. Spektrogram nakon STFT analize. ....	37
Slika 4.21. Sekvenca sa STFT analizom i indikatorom za spektrogram. ....	38
Slika 4.22. Front panel za <i>wavelet</i> analizu. ....	38
Slika 4.23. Sekvenca sa funkcijom za <i>wavelet</i> analizu. ....	39
Slika 4.24. Grafik sa signalom pre analize (levo) i indikatorima za podešavanje prozora i vremena i frekvencije (desno).....	40
Slika 4.25. Grafik sa prikazom srednje frekvencije (levo) i medijana frekvencije (desno). ....	40
Slika 4.26. Sekvence sa funkcijama za analizu srednje frekvencije i medijana frekvencije i njihovim prikazima.....	41
Slika 4.27. Sekvence sa konverterima rezultata u decimalne vrednosti i upisima podataka u fajl. ....	41
Slika 5.1. Platforma za razvoj instrumentacije.....	42
Slika 5.2. ModularEEG uređaj. ....	43
Slika 5.3. Front panel virtualnog instrumenta. ....	44
Slika 5.4. Blok dijagram virtualnog instrumenta sa <i>while</i> petljom za pokretanje i zaustavljanje programa (levo) i delom za spajanje sa uređajem, prikupljanjem, prikazom i čuvanjem podataka u fajl. ....	45

## Zahvalnica

Autor se zahvaljuje doc.dr Platonu Sovilju na pomoći prilikom izrade rada i gospodinu Dušanu Vukašinoviću iz predstavništva „National Instrumentsa“ za pristup evaluacionom softveru.

# 1. Uvod

Tehnička instrumentacija se deli u dve grupe: tradicionalnu i virtualnu. Tradicionalnu instrumentaciju karakteriše činjenica da je svaki instrument uređaj za sebe, a povezivanjem više uređaja dobija se kompletna instrumentacija za određeno merenje ili automatizaciju. Virtualnu instrumentaciju karakteriše velika uloga softvera koji sam obavlja funkcije više instrumenata. Elektrofiziološki signali predstavljaju električne aktivnosti bioloških ćelija i tkiva. U zavisnosti od toga koje vrste ćelija se proučavaju (nervne, srčane, mišićne itd), govori se elektroencefalografskim (električna aktivnost nervnih ćelija), elektrokardiografskim (električna aktivnost srca), elektromiografskim (električna aktivnost mišićnih ćelija) signalima itd.

U drugom poglavlju ovog rada date su osnove virtualne instrumentacije

U trećem poglavlju predstavljen je pregled nekih od elektrofizioloških signala (EEG, EKG i EMG) i načina njihove analize.

Četvrto poglavlje opisuje virtualne instrumente za analizu elektrofizioloških signala koji su projektovani u programskom paketu LabVIEW. Dat je opis svake celine ovih virtualnih instrumenata

Peto poglavlje prikazuje primer platforme za razvoj instrumentacije za merenje EEG, EKG i EMG signala.

Šesto poglavlje je zaključak rada i u njemu je dat kratak pregled rada u celini.

Na kraju se nalaze i četiri dodatka:

- dodatak A sa listom skraćenica,
- dodatak B sa elementima virtualnih instrumenata,
- dodatak C sa listingom testnog mikrokontrolerskog koda i
- dodatak D sa uputstvom za instalaciju i podešavanje razvojne platforme.

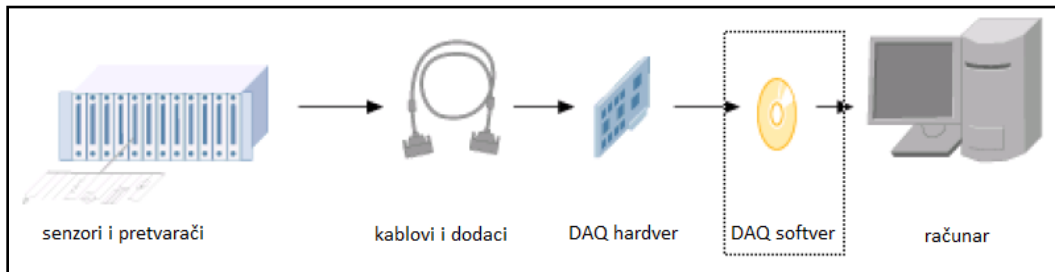
## 2. Virtualna instrumentacija

### 2.1 Pojam virtualne instrumentacije

Tehnička instrumentacija se deli u dve grupe: tradicionalnu i virtualnu.

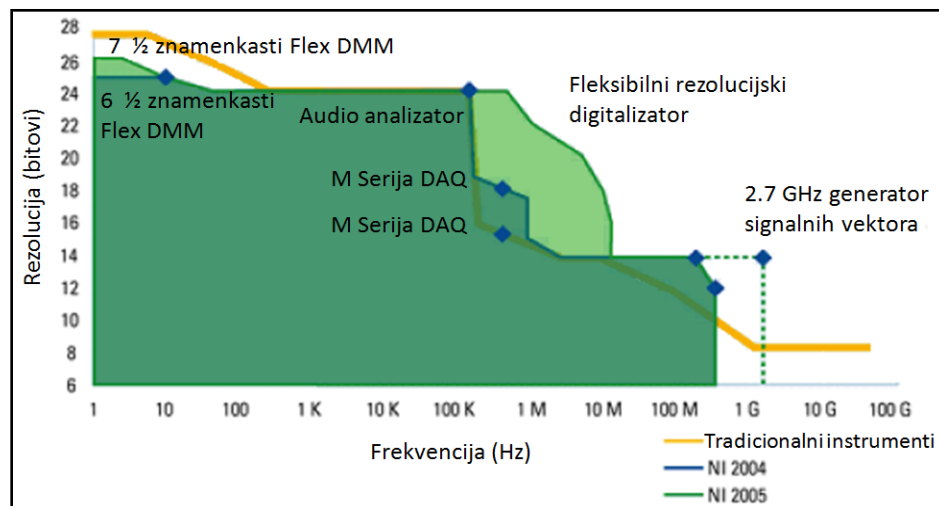
Tradicionalnu instrumentaciju karakteriše činjenica da je svaki instrument uređaj za sebe, a povezivanjem više uređaja dobija se kompletna instrumentacija za određeno merenje ili automatizaciju.

Virtualnu instrumentaciju karakteriše velika uloga softvera koji sam obavlja funkcije više instrumenata (Slika 2.1).



Slika 2.1. Delovi virtualnog instrumenta.

Za razliku od virtualnih, tradicionalni instrumenti pokazuju bolju rezoluciju u opsegu do  $1\text{kHz}$  (Slika 2.2). Od  $1\text{kHz}$  do  $100\text{kHz}$  rezolucije su im približno iste, dok od  $100\text{kHz}$  do  $2.7\text{GHz}$  virtualni instrumenti imaju bolju rezoluciju. Za frekvencije veće od  $2.7\text{GHz}$  koriste se tradicionalni instrumenti. [1]



Slika 2.2. Upotreba tradicionalnih i virtualnih instrumenata u zavisnosti od rezolucije i frekvencije.

Upotreba tradicionalne ili virtualne instrumentacije zavisi od potreba korisnika.

Osnovne komponente virtualnog instrumenta, koji obavlja funkcije tradicionalnog, su:

1. PC računar (radna stanica) - opremljen softverom za izradu aplikacija,
2. ugradne ili USB merne kartice,

### 3. drajver softvera.

Prednost softverskih sistema virtualnog instrumenta je u tome što mogu u svakom trenutku da iskoriste snagu i produktivnost računara, a moguće je i međusobno povezivanje različitih računara u ovakav sistem. Takođe, imaju bolju mogućnost vizualizacije trenutnog merenja i rezultata merenja u odnosu na tradicionalne instrumente.

Pomoću virtualnih instrumenata naučnici i inženjeri prave sisteme koji odgovaraju njihovim potrebama (*user-defined*), dok su tradicionalni instrumenti ograničeni svojim fiksnim funkcijama (*vendor-defined*). [1]

Zbog svega navedenog virtualna instrumentacija povećava produktivnost, tačnost i performanse merno-akvizicionih uređaja.

## 2.2 Upoređivanje tradicionalnih i virtualnih instrumenata [1]

Tradicionalni instrumenti imaju:

- fiksne karakteristike koje se ne mogu menjati niti prilagođavati konkretnoj situaciji,
- nižu cenu za obavljanje konkretnog zadatka.

Prednosti virtualnih instrumenata:

- mogu se spajati između sebe u mreže; podaci se mogu slati samo kada se dogodi neka promena mernog signala i ne mora se odlaziti na mesto merenja,
- postoji mogućnost primene različitih mernih metoda nad istim problemom i istim odbircima mernog signala radi provere koja metoda najbolje odgovara datom problemu,
- akvizicija podataka spojena je sa analizom i prezentacijom u jednu celinu,
- poseduju veoma jaku informatičku bazu zbog čega se podaci mogu proslediti na različite programske pakete radi naknadne analize,
- postoji mogućnost brzog prenosa podataka preko interneta za vremenski kritične aplikacije,
- nadogradnja sistema se jednostavnije obavlja.

U slučaju da se tokom merenja mora predefinisati zadatak, odabiru se virtualni instrumenti jer su prilagodljiviji.

### 2.2.1 LabVIEW programski paket

LabVIEW (*Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench*) [2] je programski paket koji omogućava korisnicima da na jednostavan način razviju specifične aplikacije. Zato je postao najzastupljeniji softver u oblasti virtualne instrumentacije. Razvila ga je kompanija „*National Instruments*“ 1986. godine.

Razlika između LabVIEW-a i ostalih programskih jezika je u tome što se program u LabVIEW-u piše komandama u vidu ikona, umesto tekstualnim kodom. Ovakav programski jezik se naziva G jezik.

LabVIEW programski jezik karakterišu dve stvari: hijerarhija i modularnost.

Programi napisani u ovom jeziku su hijerarhijski jer se mogu koristiti samostalno (najviši nivo), ali i kao potprogrami na različitim nivoima.

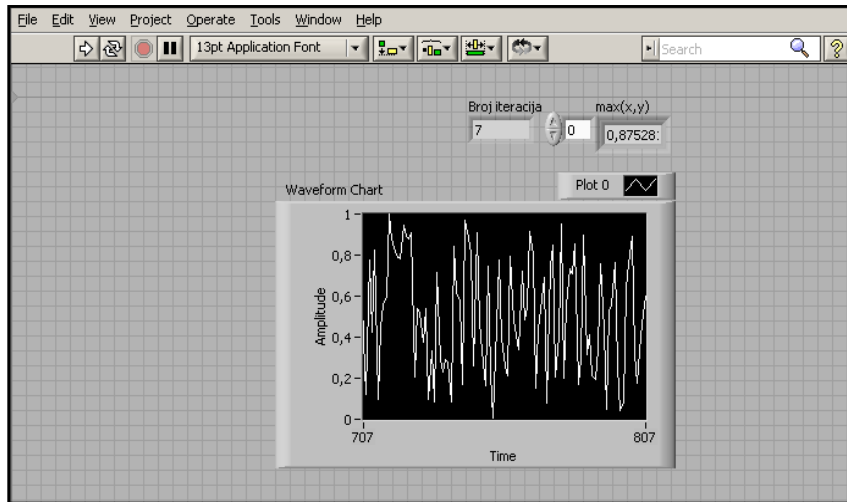
Modularnost ovih programa označava činjenicu da se koncept rešavanja problema zasniva na podeli programa na zadatke, koji mogu da se dele dok se ceo problem ne svede na par jednostavnih koraka.

Prednosti G jezika su:

- skraćeno vreme izrade i testiranja aplikacija,
- povećana efikasnost rada,
- smanjeni troškovi.

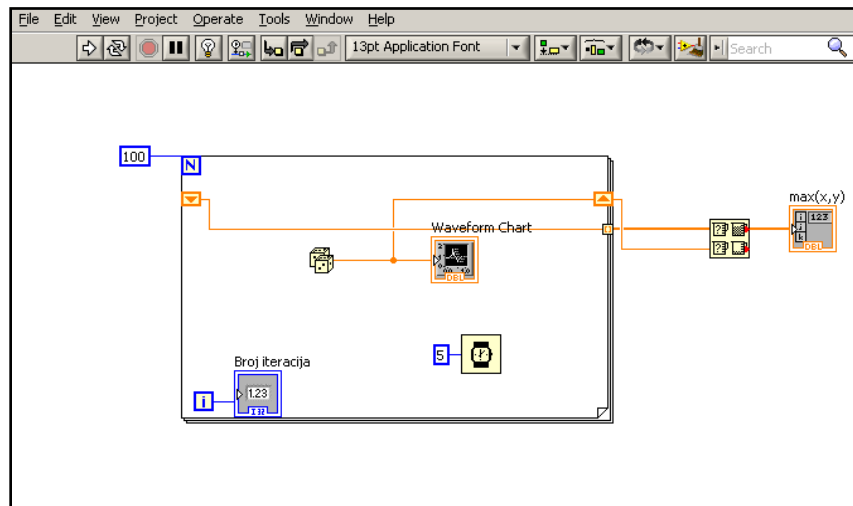
Svaki LabVIEW program ima ekstenziju \*.vi (*Virtual Instruments*) i sastoji se od dva osnovna dela:

1. front panel - korisnički interfejs (Slika 2.3) i



Slika 2.3. Front panel LabVIEW programa.

2. blok dijagram - deo programa za pisanje koda (Slika 2.4).



Slika 2.4. Blok dijagram LabVIEW programa.

Program napisan u ovom paketu je šematski dijagram čiji su sastavni delovi čvorovi i žice. Podaci putuju od jednog do drugog čvora preko žica.

Postoje tri vrste čvorova u LabVIEW programskom paketu:

1. strukture - *while* petlja, *for* petlja, sekvence itd.

2. funkcije - aritmetičke funkcije, vremenske funkcije, funkcije visokog nivoa itd.
3. korisnički vi-ovi - programi napisani u LabVIEW-u od strane samog korisnika.

Protok podataka kontroliše izvršavanje programa, a ne protok koda, kao što je to slučaj kod ostalih programskih jezika. U LabVIEW šemi je najvažnije da su čvorovi na pravilan način povezani žicama. Ovakav način programiranja se naziva tok podataka (*dataflow*), za razliku od tipičnog načina programiranja koji se naziva tok koda (*codeflow*). Čvor ne izvršava svoju funkciju dok podaci ne stignu do njegovog ulaza. Kad jedan čvor izvrši funkciju, on šalje podatke preko žica na druge čvorove itd. Ovakav blok dijagram je sličan šemama strujnih kola u elektrotehnici.

## 2.3 Primena virtualne instrumentacije

Virtualni instrumenti imaju široku primenu u nauci, obrazovanju i tehnici. Primena u nauci je zasnovana na akviziciji velikog broja podataka, modelovanju različitih sistema, simulaciji različitih vrsta signala itd.

Takođe, virtualna instrumentacija je zbog svoje jednostavnosti našla veliku primenu u obrazovanju. Učenicima je moguće simulirati virtualne eksperimente pre nego što izvedu merenja na tradicionalnim uređajima.

Primena u tehnici se najviše zasniva na automatizaciji industrijskih uređaja i sistema.

### 2.3.1 Primena LabVIEW-a na biomedicinsko inženjerstvo

Pomoću LabVIEW-a moguće je napraviti simulaciju, akviziciju i analizu biomedicinskih signala (npr. EEG, EMG, EKG signala), te kompletnu automatizaciju biomedicinskih uređaja.

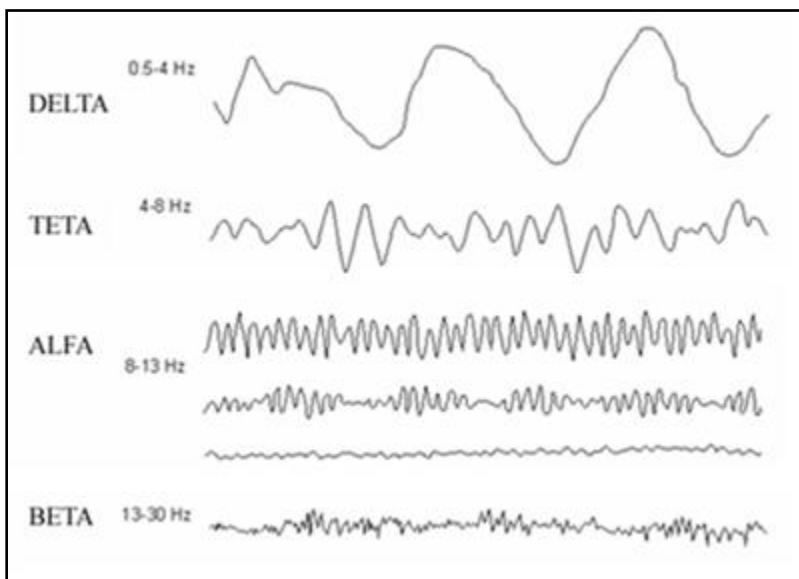
LabVIEW se koristi i u eksperimentima iz sledećih oblasti:

- elektroneurologija,
- srčana elektrofiziologija,
- kardiovaskularna hemodinamika,
- neuronauka,
- biomehanika,
- istraživanje biomaterijala itd. [3], [4], [5]

### 3. Elektrofiziološki (EEG, EKG i EMG) signali i njihova analiza

#### 3.1 EEG signal i njegove karakteristike

EEG signal predstavlja ritmičku aktivnost mozga određene frekvencije. Ovi signali se nazivaju „EEG talasi“ (Slika 3.1) koji se javljaju između 1Hz i 30Hz. Po frekvenciji se dele na delta, teta, alfa i beta talase. [6]



Slika 3.1. EEG signali u različitim frekventnim opsezima (delta, teta, alfa i beta).

Delta ( $\Delta$ ) talasi su talasi frekvencije ispod 4Hz, teta ( $\Theta$ ) talasi između 4Hz i 7Hz, alfa ( $\alpha$ ) talasi od 8Hz do 12Hz, dok su beta ( $\beta$ ) talasi od 12Hz do 30Hz.

Osim navedenih aktivnosti, postoje i neobične statističke aktivnosti. One nisu povezane sa određenom disfunkcijom ili bolešću, pa se nazivaju "normalnim varijacijama".

#### 3.2 Analiza EEG signala

Podaci koje dobijemo nakon EEG snimanja imaju svoje talasne oblike koji pokazuju promenu amplitude, frekvencije, faze, kao i oblike kratkotrajnih karakterističnih pojava (npr. špiceva). Analizom podataka ne možemo obuhvatiti sve potrebne informacije zbog čega registrujemo potrebnu vrstu promena kvalitetnije od drugih.

Ovaj rad se bazira na tri najpoznatije i najčešće tehnike analize EEG signala. To su:

1. brza Furijeova transformacija (*Fast Fourier Transform* - FFT),
2. analiza nezavisnih komponenti (*Independent Component Analysis* - ICA) i
3. *wavelet* tehnika za analizu signala.

##### 3.2.1 Diskretna i brza Furijeova transformacija [6], [7]

Diskretna Furijeova transformacija (*Discrete Fourier Transform*-DFT) se koristi za numeričko određivanje spektra signala. DFT se primenjuje nad ulaznim nizom podataka  $x(n)$  koji se sastoji od  $N$



elemenata, pri čemu se kao rezultat dobija niz  $X(k)$  koji takođe ima  $N$  elemenata. Izlazni niz se definiše kao:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{kn}, \quad 0 \leq k \leq N-1, \quad (3.1)$$

gde su koeficijenti  $W_N$  definisani kao:

$$W_N = e^{\frac{-j2\pi}{N}} = \cos\left(\frac{2\pi}{N}\right) - j \sin\left(\frac{2\pi}{N}\right). \quad (3.2)$$

Brza Furijeova transformacija je skup postupaka pomoću kojih se brže i jednostavnije računa DFT. Računanjem spektra signala na ovaj način, smanjen je broj potrebnih izračunavanja i ceo proces je ubrzan. Dok je korišćenjem DFT potrebno  $O(N^2)$  izračunavanja, korišćenjem FFT je potrebno  $O(\log_2 N)$  izračunavanja (npr. za ulazni niz od  $N = 1024$  elementa, ubrzanje iznosi preko 100 puta).

Postupak za računanje FFT se sastoji u tome da se  $N$  članova niza razloži na podnizove. Postoji više vrsta razlaganja članova niza, a neki od njih su: Radix-2, Radix-4, Radix-8, Split-Radix itd.

Radix-2 je najjednostavniji algoritam za razlaganje. Pomoću njega se diskretna Furijeova transformacija (DFT) dužine  $N$  razlaže na dve diskretne Furijeove transformacije dužine  $N/2$ . Jedna od transformacija sadrži parne, a druga neparne članove ulaznog niza  $x(n)$ . Ako krenemo od osnovne formule za DFT, dobija se:

$$X(k) = \sum_{m=0}^{\frac{N}{2}-1} x(2m)(W_N^2)^{mk} + \sum_{m=0}^{\frac{N}{2}-1} x(2m+1)(W_N^2)^{mk} W_N^k \quad (3.3)$$

Budući da je  $W_N^2 = W_{N/2}$ , dobijamo:

$$X(k) = \sum_{m=0}^{\frac{N}{2}-1} x(2m)W_{N/2}^{mk} + W_N^k \sum_{m=0}^{\frac{N}{2}-1} x(2m+1)W_{N/2}^{mk} \quad (3.4)$$

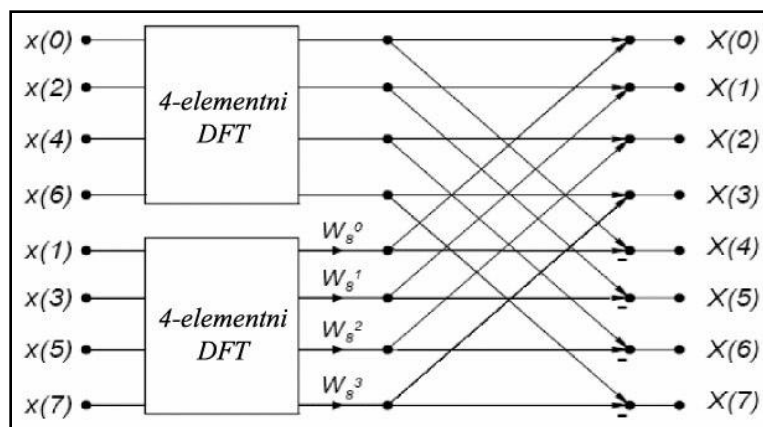
Transformacije se u kontekstu parnih i neparnih podnizova mogu iskazati kao:

$$X(k) = F_{\text{parno}}(k) + W_N^k F_{\text{neparno}}(k) \quad (3.5)$$

$$X\left(k + \frac{N}{2}\right) = F_{\text{parno}}(k) - W_N^k F_{\text{neparno}}(k), \quad k = 0, 1, \dots, \frac{N}{2} - 1 \quad (3.6)$$

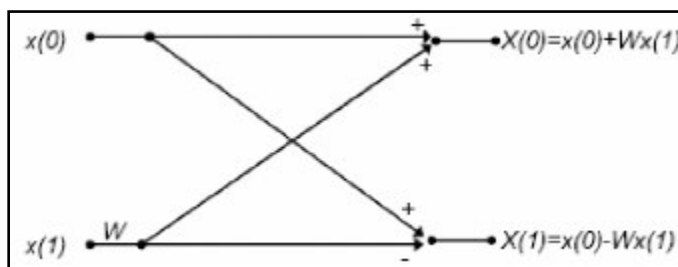
Na ovaj način je moguće uštedeti 50% operacija u odnosu na klasični DFT algoritam. Ušteda se postiže time što se iste izračunate vrednosti  $F_{\text{parno}}$  i  $F_{\text{neparno}}$  koriste za računanje dva člana izlaznog niza.

Tok izračunavanja dve 4-elementne DFT primenom prethodnih formula prikazan je na sledeći način (Slika 3.2):



Slika 3.2. Tok izračunavanja dve 4-elementne DFT.

Princip računanja Radix-2 FFT može se opisati osnovnim elementom koji se naziva „leptir“ (Slika 3.3). Ovaj element se samo primenjuje nad različitim ulaznim podacima  $x(0)$  i  $x(1)$  i sa drugačijim koeficijentom  $W$ .



Slika 3.3. Osnovni element Radix-2 FFT algoritma („leptir“).

Postoje dva načina rada Radix-2 FFT algoritma:

- decimacija u frekvenciji - redosled elemenata na ulazu je uređen i
- decimacija u vremenu - redosled elemenata na izlazu je uređen.

Prilikom analize EEG signala diskretnom Furijeovom transformacijom, iz diskretnog signala u vremenskom domenu dobija se diskretni signal u frekventnom domenu. Ovako dobijeni signal je numerički određen i naziva se spektar signala.

1963. godine su Cooley<sup>1</sup> i Tukey<sup>2</sup> upotreбили brzu Furijeovu transformaciju (Slika 3.4) na analizu EEG signala [8]. FFT se izračunava za sekvence EEG odmeraka koji traju od 1 do 8 sekundi. Zatim se sekvence usrednjavaju, te dobijamo sažeti prikaz EEG signala u grafičkom obliku.

Apsolutna vrednost snage izražava se relacijom:

$$P(f) = [R_e(X(f))]^2 + [I_m(X(f))]^2 \quad (3.7)$$

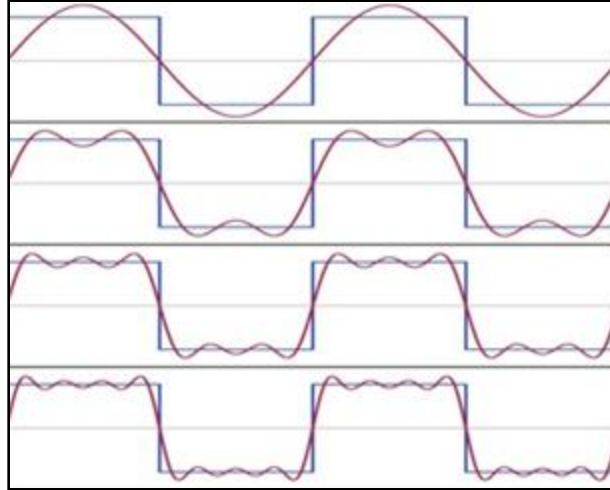
gde je:

$X(f)$  - Furijeova transformacija signala.

Spektar snage je kvadratna vrednost amplitude Furijeove transformacije. Analiza spektra snage omogućava analizu kvantitativne meru raspodele frekvencija EEG signala (Slika 3.5).

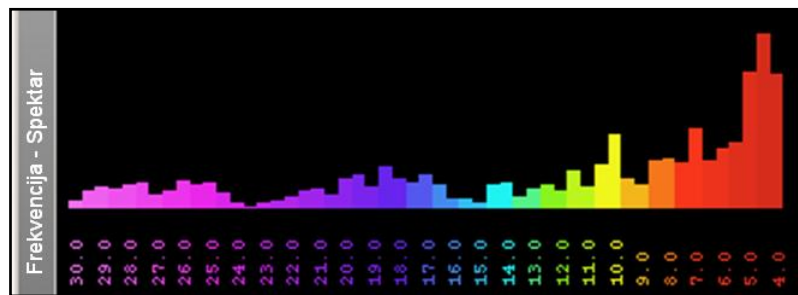
<sup>1</sup> James William Cooley (1926-), američki matematičar. Jedan od osnivača FFT algoritma.

<sup>2</sup> John Tukey (1915-2000), američki matematičar. Zajedno sa Jamesom Cooleyem je osnovao FFT algoritam.



Slika 3.4. Princip analize podataka na osnovu brze Furijeove transformacije signala. Porastom reda koeficijenata, funkcija  $f(x)$  postaje približnija izvornom signalu.

Prilikom analize rezultata koristi se i relativna snaga koja se računa kao udeo snage nekog frekventnog opsega u odnosu na ukupnu snagu signala i izražava se u procentima.



Slika 3.5. Periodogram EEG signala nastalog na osnovu FFT kalkulacije.

Spektar snage EEG-a se menja sa fiziološkim i psihološkim promenama stanja subjekta. Spektralna gustina snage služi kao parametar za analizu i prepoznavanje tih stanja i pomaže da se prate međusobni odnosi dva procesa (npr., ispitivanje odnosa aktivnosti leve i desne strane korteksa iz EEG ili MEG signala). [9]

### 3.2.2 Analiza nezavisnih komponenti (ICA)

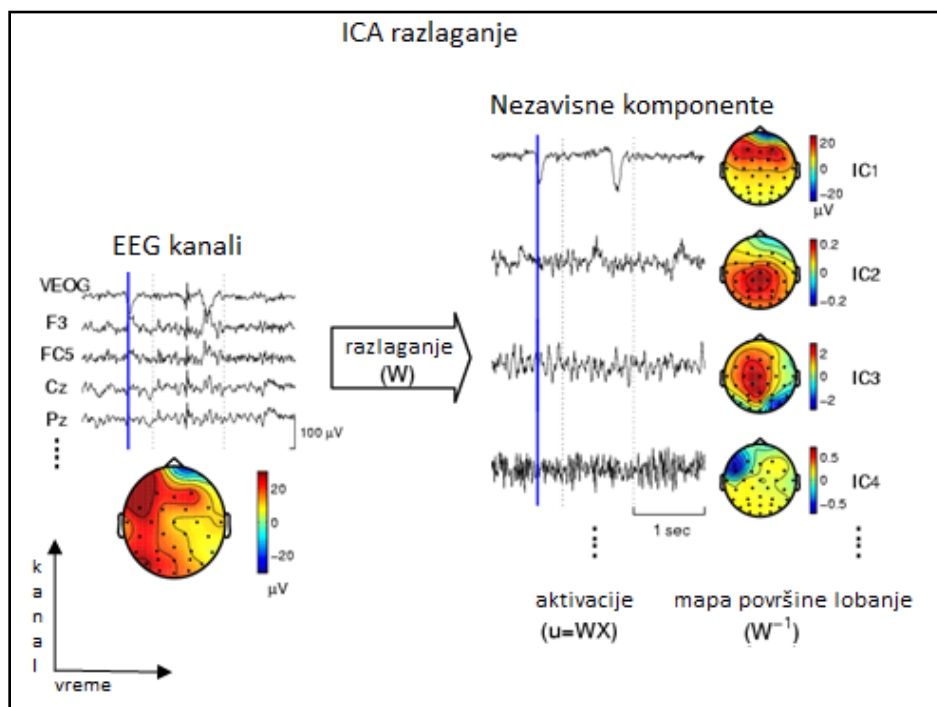
Analiza nezavisnih komponenti je tehnika analize višekanalnih snimaka elektrofizioloških signala (npr. EEG, EOG, MEG, PSG) koja izdvaja linearno nezavisne komponente iz mešoviti signala. Najčešće se koriste za uklanjanje različitih tipova artefakata [10], ali može da se koristi za izdvajanje potrebnih komponenta iz signala [11].

Metod je zasnovan na sledećim pretpostavkama:

- vremenske serije snimljene na površini lobanje su prostorno stabilne aktivnosti vremenski nezavisnih cerebralnih i artifaktnih izvora,
- suma izlaznih potencijala je linearna na elektrodama i
- kašnjenja od izvora do elektrode su zanemariva. [12]

Metod koristi filtere izvedene od strane ICA algoritma i ne zahteva referentni kanal za svaki izvor artefakta. Obradeni EEG signal se dobija eliminacijom artefakta.

U EEG analizi, redovi ulazne matrice  $X$  su EEG signali zabeleženi različitim elektrodama, a kolone su merenja zabeležene u različitim vremenskim trenucima (Slika 3.6). ICA pronalazi nezavisnu matricu  $W$  koja linearno razlaže višekanalna merenja u sumu vremenski nezavisnih i prostorno fiksnih komponenti. [12]



Slika 3.6. Razlaganje EEG signala pomoću analize nezavisnih komponenti.

Redovi matrice izlaznih podataka,  $U = WX$ , su vremenske serije aktivacije ICA komponenti.

Kolone inverzne matrice,  $inv(W)$ , daju projekciju relativne snage pojedinih komponenti u svakoj tački na površini lobanje. Ove projekcije snage signala na površini lobanje daju topografiju lobanje i fiziološko poreklo svake od komponenti. [12]

EEG nezavisne komponente mogu predstavljati:

- sinhronu ili delimično sinhronu neuronsku aktivnost iz jednog ili više kortikalnih regiona,
- fiziološke artefakte (signali izazvani pomeranjem očne jabučice, mišićnom ili srčanom aktivnošću),
- tehničke artefakte. [10]

Prilikom analize elektrofizioloških signala ICA algoritmom dobija se signal eliminisan od artefakta ili neka od komponenti signala.

### 3.2.3 Wavelet tehnika za analizu signala

#### 3.2.3.1 Definicija waveleta

Wavelet je oscilatorni talas sa amplitudom koja počinje od nule, ima porast i oscilaciju i završava se u nuli. [13] Srednja vrednost waveleta je nula [14]. Koristi se za izdvajanje određene informacije iz različitih

vrsta podataka (slika, audio signala itd.), kao i u *wavelet* algoritmima za kompresiju i dekompresiju gde je potrebno povratiti originalne informacije sa minimalnim gubitkom [15].

Radi izdvajanja informacija o nepoznatom signalu, koristi se konvolucija *waveleta* sa delovima poznatog signala. *Wavelet* će biti u korelaciji sa signalom, ukoliko nepoznati signal u sebi sadrži informacije sa frekvencijom sličnoj frekvenciji *waveleta*. [13]

*Wavelet* transformacija se izražava kao:

$$[W_{\psi}f](a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} \overline{\psi\left(\frac{x-b}{a}\right)} f(x) dx \quad (3.8)$$

*Wavelet* koeficijenti  $c_{jk}$  su dati sa:

$$c_{jk} = [W_{\psi}f](2^{-j}, k2^{-j}) \quad (3.9)$$

gde se  $a = 2^{-j}$  naziva binarna dilatacija, a  $b = k2^{-j}$  binarna pozicija. [15]

Osnovna ideja je da *wavelet* transformacija treba da dozvoli samo promene u vremenu, ali ne i u obliku, što se postiže izborom odgovarajućih bazisnih funkcija. *Wavelet* transformacije se mogu smatrati vremensko-frekventnim reprezentacijama za vremenski kontinualne signale.

Prema principu neodređenosti analize signala,

$$\Delta t \Delta \omega \geq \frac{1}{2} \quad (3.10)$$

gde je:

$t$  -vreme,

$\omega$  - kružna frekvencija ( $\omega = 2\pi f$ ),

rezolucija u vremenu i rezolucija u frekvenciji su obrnuto proporcionalne. Na osnovu toga određujemo širinu prozora, odnosno širinu posmatranog signala u vremenu.

Kada je  $\Delta t$  veliko:

1. loša je vremenska rezolucija,
2. dobra je frekventna rezolucija,
3. pri niskim frekvencijama, faktor skaliranja je velik.

Kada je  $\Delta t$  malo:

1. dobra je vremenska rezolucija,
2. loša je frekventna rezolucija,
3. pri visokim frekvencijama, faktor skaliranja je mali. [15]

Bazisna funkcija  $\psi$  je impulsni odgovor sistema kojom je filtrirana funkcija  $x(t)$ . Takav transformisani signal daje informacije o vremenu i frekvenciji.

### 3.2.3.1 Svojstva *waveleta* [16]

*Wavelete* karakteriše ortogonalnost, simetrija, kompaktni nosač funkcije, maksimalna energija i minimalna Šenonova entropija.

Ortogonalnost označava da je skalarni proizvod bazisnog *waveleta* sa samim sobom jednak jedinici i nula sa drugim *waveletima*. Zbog toga je ortogonalni *wavelet* efikasan za razlaganje signala u podfrekventne opsege koji se ne preklapaju.

Svojstvo simetrije omogućuje da bazisni *wavelet* služi kao linearni fazni filter.

Zahvaljujući kompaktnom nosaču funkcije, *wavelet* transformacija predstavlja signale koji imaju lokalizovana svojstva. Kompaktni nosač *waveleta* je jedan za bazisne funkcije koje imaju ne-nultu vrednost u konačnom intervalu.

Energija signala izražena preko *wavelet* koeficijenata  $wt(s, \tau)$  glasi:

$$E(s) = \int |wt(s, \tau)|^2 d\tau \quad (3.11)$$

gde je:

$s$  – glavna frekventna komponenta,

$\tau$  – vremenska zavisnost.

Kad glavna frekventna komponenta  $s$  postoji u signalu, tada će *wavelet* koeficijenti imati relativno visoke magnitude. Ova energija se odnosi na komponentu koja se izdvaja iz signala pri primeni *wavelet* transformacija. Tako dobijamo osnovni *wavelet* pomoću koga odredimo maksimalnu energiju iz signala.

Entropija *waveleta* može se opisati Šenonovom entropijom:

$$E_{\text{entropija}}(s) = - \sum_{i=1}^N p_i \cdot \log_2 p_i \quad (3.12)$$

gde je  $p_i$  distribucija verovatnoće *wavelet* koeficijenata:

$$p_i = \frac{|wt(s, i)|^2}{E_{\text{entropija}}(s)} \quad (3.13)$$

Prema principu verovatnoće, određene su granice entropije *wavelet* koeficijenata:

$$0 \leq E_{\text{entropija}}(s) \leq \log_2 N \quad (3.14)$$

Ako su svi *wavelet* koeficijenti osim jednog jednaki nuli, entropija je jednaka nuli. Ako je distribucija verovatnoće uniformna (svi *wavelet* koeficijenti su jednaki, npr.  $1/N$ ), entropija iznosi  $\log_2 N$ .

### 3.2.3.2 Diskretna *wavelet* transformacija (*Discrete Wavelet Transform* - DWT)

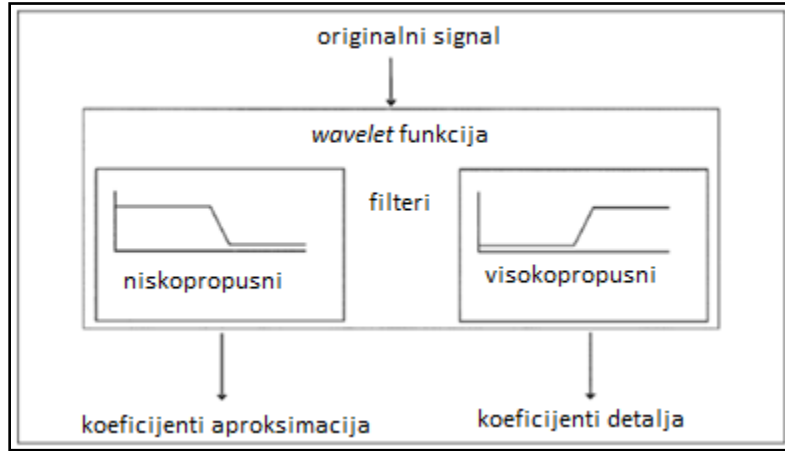
Diskretna *wavelet* transformacija je transformacija za koju se *waveleti* diskretno uzorkuju. Ova transformacija u tehničkom smislu može da se prikaže kao propuštanje signala kroz niz niskopropusnih i visokopropusnih filtera.

Uzorci prvo prolaze kroz niskopropusni filter sa impulsnim odzivom  $g$ , što rezultuje sledećom konvolucijom:

$$y[n] = (x * g)[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k]g[n - k] \quad (3.15)$$

Signal se istovremeno razlaže i primenom visokopropusnog filtera  $h$ . [17]

Izlaz daje koeficijente detalja (iz visokopropusnog filtera) i koeficijente aproksimacija (iz niskopropusnog filtera), zajedno poznati kao „kvadraturno ogledalo“ (Slika 3.7) [16].



Slika 3.7. „Kvadraturno ogledalo“.

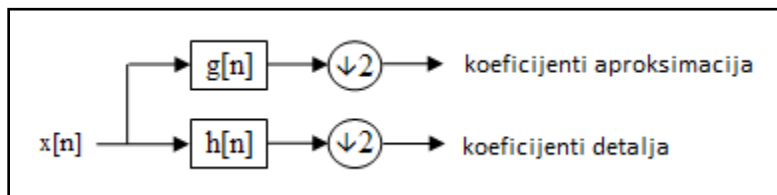
Budući da je uklonjena polovina frekvencija iz signala, polovina uzoraka je odbačena po Nikvistovom pravilu, nakon čega je na izlazima izvršena decimacija (*downsampling*) sa  $g$ -visokopropusnim i  $h$ -niskopropusnim filterima:

$$y_{nisko}[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k]h[2n - k] \quad (3.16)$$

$$y_{visoko}[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k]g[2n - k]$$

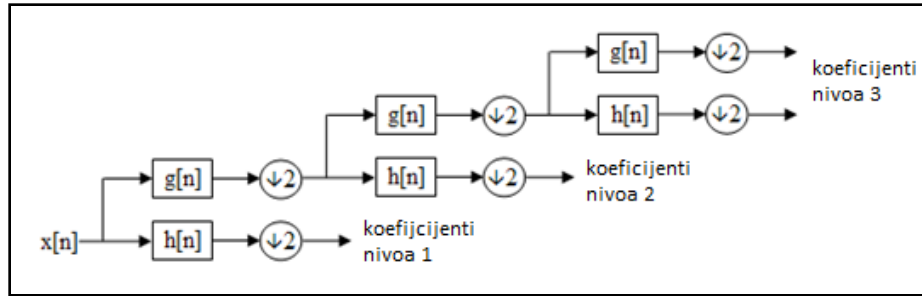
(3.17)

Navedeno razlaganje je prepolovilo vremensku rezoluciju, pa svaki izlaz ima pola frekventnog opsega od ulaza, tako da je frekventna rezolucija udvostručena (Slika 3.8).



Slika 3.8. Koeficijenti dobijeni na izlazu niskopropusnog i visokopropusnog filtera.

Ponavljanjem ove dekompozicije dodatno se povećava frekventna rezolucija. Koeficijenti aproksimacija su rastavljeni sa visokopropusnim i niskopropusnim filterom, a zatim je izvršena decimacija. Ovo se predstavlja kao binarno stablo (Slika 3.9) sa čvorovima koji čine podprostor sa drugačijom lokalizacijom vremena i frekvencije. [17]



Slika 3.9. Binarno stablo.

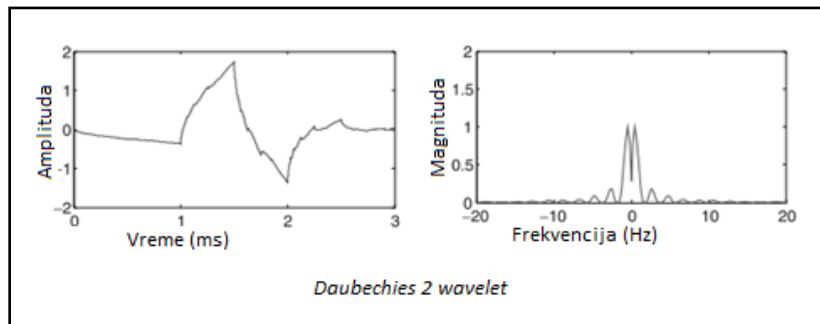
Na svakom nivou signal se dekomponuje na niskim i visokim frekvencijama, zbog čega ulazni signal mora da bude sadržalac od  $2^n$ , gde je  $n$  broj nivoa. [17]

Prilikom analize EEG signala diskretnom *wavelet* transformacijom, određen je vremensko-frekventni domen signala.

Od odabira odgovarajuće *g waveleta* zavisi mogućnost DWT-a da prikaže karakteristike iz signala. Neke od popularnih porodica bazisnih *wavelet* funkcija su: *Haar*, *Daubechies*, *Coiflet*, *Simmllet*, *Morlet* i *Mexican Hat*. Za izbor bazisne *wavelet* funkcije neka svojstva *waveleta* čine specifični set bazisnih funkcija pogodnijim za datu primenu i tip signala. [18]

### 3.2.3.3 Daubechies 2 wavelet

Pri analizi EEG signala u radu je korišćen *Daubechies 2 wavelet* [19], [20] (Slika 3.10) na četvrtom nivou. Ovaj *wavelet* je ortogonalan i asimetričan, te uvodi veliku faznu distorziju, zbog čega se ne može koristiti u slučajevima gde je potrebno sačuvati informaciju o fazi [16].



Slika 3.10. *Daubechies 2 wavelet* u zavisnosti od amplitude i vremena (levo) i magnitude i frekvencije (desno).

### 3.2.3.4 Poređenje *wavelet* i Furijeove transformacije

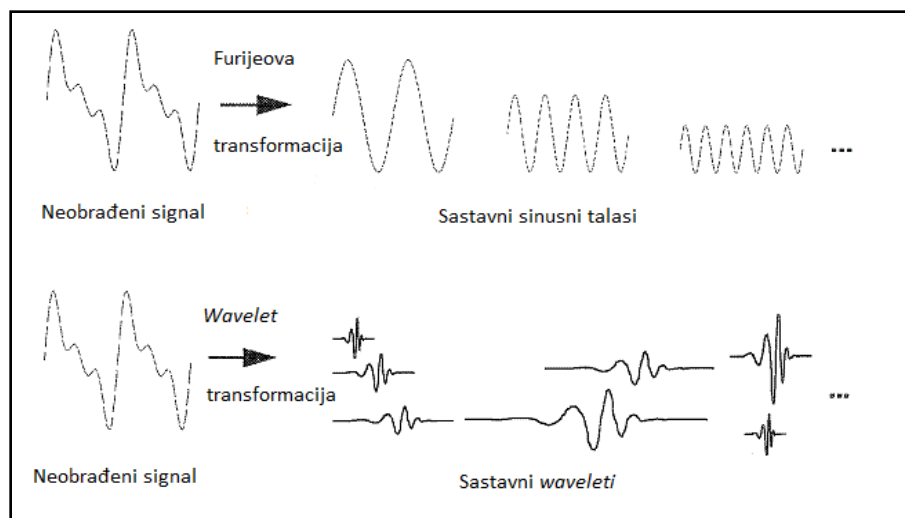
Furijeova transformacija može da se posmatra kao poseban slučaj kontinualne *wavelet* transformacije (Slika 3.11).

Matični *wavelet* za Furijeovu transformaciju bi glasio:

$$\psi(t) = e^{-2\pi it} \quad (3.18)$$

Razlika između *waveleta* i Furijeove transformacije je u tome što su *waveleti* lokalizovani i u vremenu i frekvenciji, dok je standardna Furijeova transformacija lokalizovana samo u frekvenciji. [14]



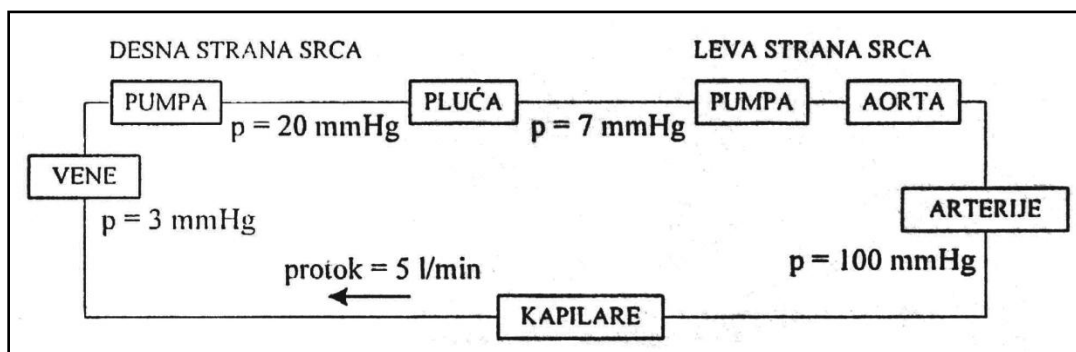


Slika 3.11. Rezultat analize signala Furijeovom i *wavelet* transformacijom.

### 3.3 EKG signal i njegove karakteristike

#### 3.3.1 Kardiovaskularni sistem čoveka

Srce je visokospecijalizovani mišić koga čine četiri celine: dve pretkomore (atrijumi) i dve komore (ventrikule) i ono daje osnovnu pogonsku snagu za prenos krvi. Može se posmatrati kao sistem dve sinhronne pumpe (Slika 3.12): „desno“ srce obezbeđuje protok krvi kroz pluća, a „levo“ srce obezbeđuje snabdevanje krvlju svih ostalih organa. [9]

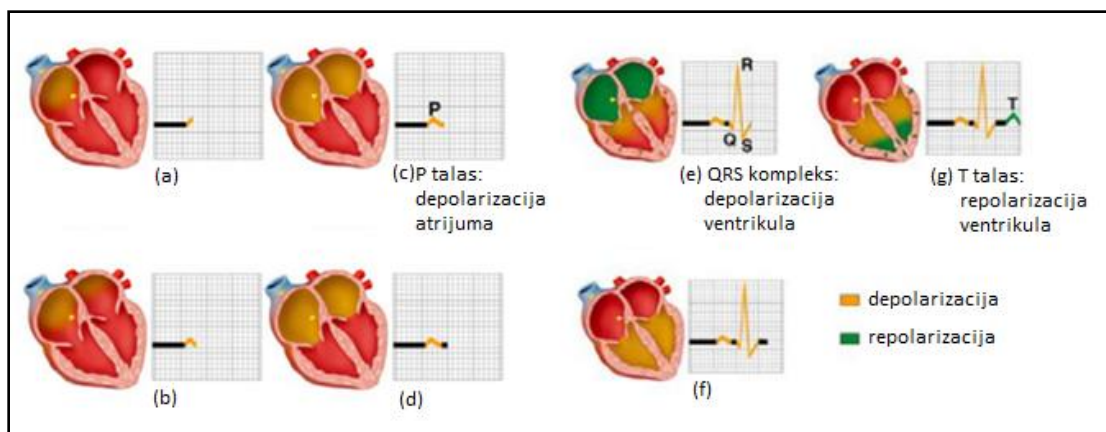


Slika 3.12. Model srca.

Krvni sudovi prenose krv kroz organizam. Arterije i arteriole doprinose protoku krvi tj. olakšavaju rad srca. Vene vraćaju krv u srce. Arterijski i venski deo je povezan pomoću kapilara.

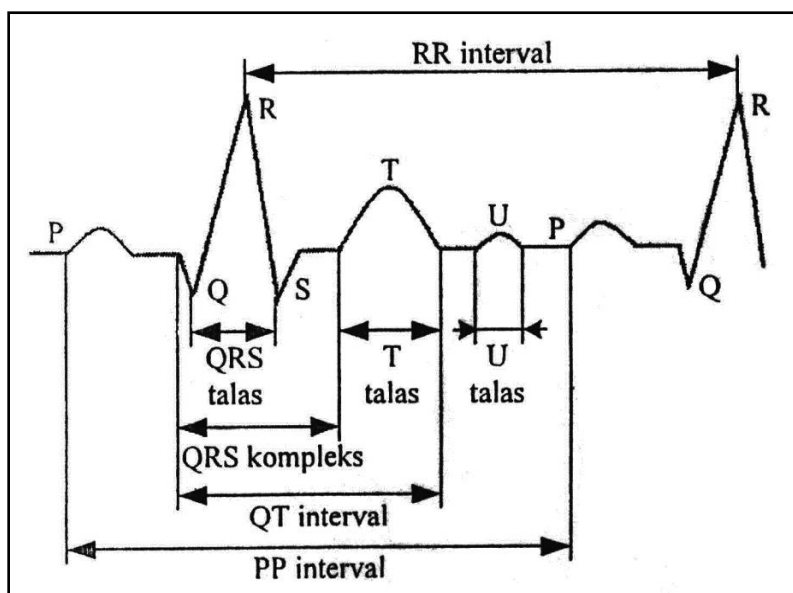
#### 3.3.2 Elektrokardiografija

Elektrokardiogram (EKG) je zapis električne aktivnosti mišićnih kontrakcija srca. Ovo je klinička dijagnostička tehnika namenjena praćenju pravilnosti rada srčanog mišića (Slika 3.13). EKG signal se meri na površini tela, a rezultujuće električne promene su povezane sa aktivacijom pretkomora i komora. [21] Koristi se za merenje brzine i pravilnosti otkucaja srca, kao i veličine i položaja komora. Takođe, može da detektuje oštećenja srca, efekte lekova ili efekte uređaja koji se koriste za regulisanje rada srca.



Slika 3.13. Pravilan rad srčanog mišića u jednom ciklusu. Ciklus započinje procesom depolarizacije (aktivacije) atrijuma (a)-(d), tj. stvaranjem P talasa na EKG-u. Nakon toga dolazi do repolarizacije (opuštanja) atrijuma i depolarizacije ventrikula (e),(f) čime se stvara QRS kompleks. Zatim sledi proces repolarizacije ventrikula (g), odnosno pojava T talasa.

EKG zdravih ispitanika je ponovljiv, kvazi-periodičan signal sa morfologijom na kojoj se razlikuju karakteristični pikovi koji se nazivaju talasi (Slika 3.14). [9]



Slika 3.14. EKG signal.

Tipičan EKG srčanog ciklusa sastoji se od:

1. P talasa,
2. QRS kompleksa,
3. T talasa i
4. U talasa.

Kontraksije prekomora manifestuju se kao „P“ talas u EKG zapisu (depolarizacija). Kontraksija komora proizvodi talasni oblik poznat kao „QRS“ kompleks. Naknadni povratak komora u stanje odmora (repolarizacija) proizvodi „T“ talas. Repolarizacija prekomora je sakrivena u okviru dominantnog QRS

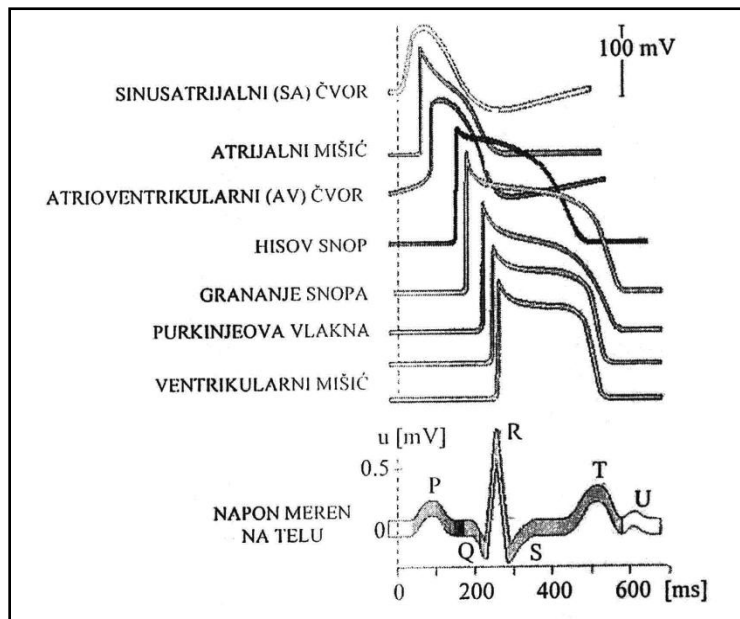
kompleksa, dok se repolarizacija Purkinjeovih vlakana manifestuje kao U talas. Osnovni napon elektrokardiograma je poznat kao izoelektrična linija koja se nalazi između T i P talasa. [21]

Na slici 3.14. prikazani su intervali koji karakterišu EKG signal [9]. To su:

- RR interval - interval između dva susedna R pika; služi za određivanje ritma kontrakcije komora. Kod zdravog srca u opuštenom stanju iznosi između 60 i 100 otkucaja u minuti.
- PP interval - interval između dva susedna P talasa. Služi za određivanje ritma kontrakcije pretkomora.
- PR interval - meri se od početka P talasa do početka QRS kompleksa. Najčešća vrednost je  $160ms$  ( $120ms - 200ms$ ) i zavisi od srčane frekvencije.
- QRS kompleks - meri se od početka Q talasa do kraja S talasa. QRS je trajanje depolarizacije komora (gornje granice iznose od  $100ms$  do  $110ms$ ).
- QT interval - meri se od početka Q talasa do kraja R talasa. QT interval je trajanje kontrakcije komora. Pri normalnom radu traje  $350ms$ .

EKG prikazuje napone između pojedinih tačaka koje su na površini kože sa različitih strana srca. Ovi naponi su vremenski i amplitudno povezani sa aktivnostima pojedinih funkcionalnih celina, pa samim tim i sa mehaničkim delovanjem srca. Naponi, koji se mere na površini kože kao rezultat srčane aktivnosti, dostižu vrednosti oko  $1mV$ , a frekventno pripadaju opsegu od  $0.1Hz$  do  $100Hz$  [9].

EKG signal je linearna kombinacija nezavisnih talasa sa karakterističnih tačaka srčanog mišića (Slika 3.15) [9].



Slika 3.15. Nezavisni talasi sa karakterističnih tačaka srčanog mišića i rezultujući EKG signal.

Budući da su mehaničke aktivnosti srca povezane sa pritiscima u srcu i krvnim sudovima, paralelnim praćenjem EKG i dugih elektrofizioloških signala (EEG, EMG itd.) vrši se dijagnostikovanje nepravilnosti u radu organizma.

### 3.4 Analiza EKG signala

Rad je baziran na tri najpoznatije i najčešće tehnike analize EKG signala. To su:

1. brza Furijeova transformacija,

2. *wavelet* tehnika za analizu signala i
3. autoregresivni (AR) model.

### 3.4.1 Brza Furijeova transformacija

Pri analizi EKG signala koristi se brza Furijeova transformacija, koja je detaljno opisana u poglavlju 3.2.1.

Princip analize signala je isti kao kod EEG signala, jedino se razlikuje u rezultatu analize. Ono što se dobija kao rezultat ove analize su spektralne komponente koje karakterišu EKG signal.

Postoje tri glavne komponente u spektralnoj analizi EKG signala. To su:

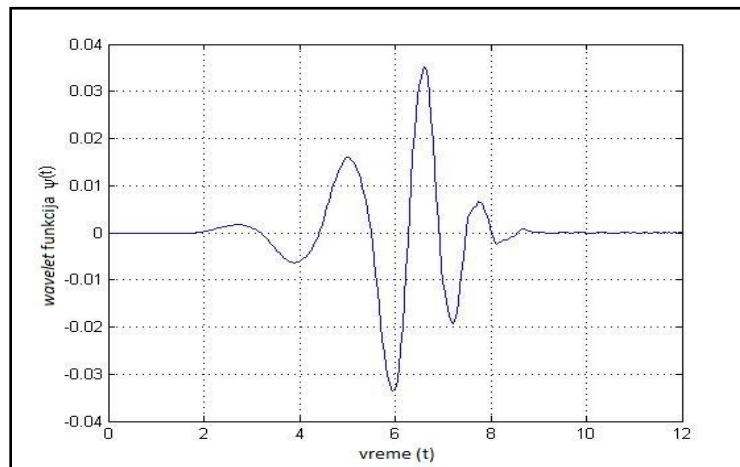
- veoma niske frekvencije (*Very Low Frequencies* - VLF) - od 0.003Hz do 0.04Hz,
- niske frekvencije (*Low Frequencies* - LF) - od 0.04Hz do 0.15Hz i
- visoke frekvencije (*High Frequencies* - HF) - od 0.15Hz do 0.4Hz.

Osim njih, ponekad se definišu i ultra niske frekvencije (*Ultra Low Frequencies* - ULF) manje od 0.003Hz. [21]

### 3.4.2 *Wavelet* tehnika za analizu signala i *Daubechies 6 wavelet*

Pri analizi EKG signala koristi se i *wavelet* transformacija koja je detaljno opisana u poglavlju 3.2.3.

Za analizu EKG signala u ovom radu je korišćen *Daubechies 6 wavelet* (Slika 3.16.) na četvrtom nivou. Ovaj wavelet je ortogonalan i asimetričan. Koristi se u EKG analizi, budući da verno rekonstruiše QRS kompleks [22].



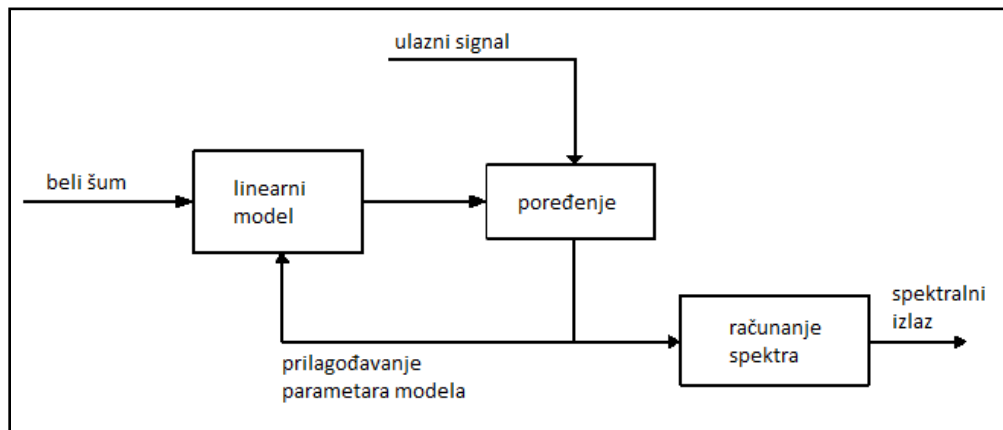
Slika 3.16. *Daubechies 6 wavelet*.

### 3.4.3 Autoregresivni (AR) model

Spektar snage može se odrediti klasičnim i savremenim metodama.

Klasične metode ne zahtevaju informacije o poreklu i prirodi analiziranih podataka. Međutim, neke informacije o podacima mogu biti korisne (npr. radi odabira prozora), ali nisu neophodne za određivanje spektra snage. Primer ovakve metode je Furijeova transformacija.

Savremene metode uzimaju u obzir podatke i pretpostavke o originalnom signalu, odnosno koriste određene parametre da bi se odredio spektar snage. Zbog toga se nazivaju i parametarske metode. Parametarske metode na osnovu linearnog modela vrše analizu spektra snage (Slika 3.17).



Slika 3.17. Šematski prikaz autoregresivnog modela.

Pretpostavka je da je model upravljan belim šumom koji se dovodi na ulaz (Slika 3.17). Beli šum sadrži jednaku energiju na svim frekvencijama i zbog toga je njegov spektar snage konstantan. Izlaz modela se poredi sa ulaznim signalom tako da se parametri modela prilagođavaju da bi se dobilo najbolje poklapanja između izlaza modela i ulaznog signala. Kada je to postignuto, frekventne karakteristike modela će dati najbolju procenu spektra signala (u skladu sa ograničenjima modela). [23]

Zbog činjenice da je ulaz u model spektralno ravan, spektar na izlazu modela je direktan odraz amplitudske prenosne funkcije modela koja istovremeno oslikava i spektar ulaznog signala (kroz proces poređenja i prilagođavanja parametara modela).

Autoregresivni model opisuje vremenski promenljive slučajne procese. U ovom modelu izlazna promenljiva zavisi linearno od svoje prethodne vrednosti.

Diferencijalna jednačina koja opisuje sistem glasi:

$$x[n] + a_1x[n-1] + a_2x[n-2] + \dots + a_nx[n-N] = w[n] \quad (3.19)$$

gde je:

$x[n]$  - izlaz modela,

$w[n]$  - ulaz modela (beli šum)

$a_n$  - koeficijenti autoregresije.

Izlaz modela  $x[n]$  je linearna kombinacija prethodnih članova  $x[n-1], \dots, x[n-N]$ .

AR model se često izražava u sledećem obliku:

$$w[n] = x[n] + \sum_{k=1}^N a_k x[n-k]; a_0 = 1 \quad (3.20)$$

Trenutni član vremenske serije procenjuje se pomoću linearne otežnjene sume prethodnih članova niza. Težine koje se koriste u ovom računu su koeficijenti autoregresije. [24]

Zadatak AR analize je odrediti optimalne koeficijente autoregresije za datu vremensku seriju. Pretpostavlja se da je serija  $x_t$  linearna i stacionarna.

Koraci u određivanju spektra pomoću AR modela su:

1. određivanje optimalnog reda modela,
2. izračunavanje AR koeficijenata i
3. procena spektralne gustine. [25]

Za izbor reda modela postoji više kriterijuma, a najčešće se koristi Akaikeov kriterijum informacija (*Akaike Information Criterion* - AIC). Akaikeov kriterijum informacija je mera relativne kvalitete statističkog modela za dati set podataka. On nudi relativnu procenu informacija koje se izgube kada se dati model koristi za predstavljanje procesa koji generiše podatke [26].

AIC se definiše kao:

$$AIC = 2k - 2\ln(L) \quad (3.21)$$

gde je:

$k$  - broj parametara u modelu

$L$  - maksimalna vrednost funkcije verovatnoće modela.

AIC radi kompromis između kvalitete fitovanja modela i kompleksnosti modela. Pri izboru modela, preferira se onaj model sa minimalnom AIC vrednosti. [27]

Za izračunavanje AR koeficijenata najčešće se koriste Yule-Walkerov metod [28] i Burgov metod [29].

Yule-Walker jednačine se koriste za određivanje koeficijenata autoregresije iz datog seta podataka. One povezuju koeficijente autoregresije sa autokovarijansom slučajnog procesa. Budući da se pretpostavlja da proces ima srednju vrednost nula, autokovarijansa i autokorelacija imaju istu vrednost.

Poznati su podaci  $x[n]$ , tj. vremenska serija. Potrebno je odrediti  $r_{xx}[k]$ , tj. korelaciju/kovarijansu. To se postiže rešavanjem Yule-Walkerovih jednačina. Zadatak je naći  $a_l, l = 0, 1, \dots, N$  (koeficijenti autoregresije) i  $\sigma^2$  (varijansa belog šuma ulaznih podataka) iz  $\hat{r}_{xx}[k]$ .

$$\sum_{k=0}^N a_k x[n-k] = w[n]; a_0 = 1 \quad (3.22)$$

gde se  $w[n]$  odnosi na član belog šuma.

Množenjem prethodne jednačine sa  $x[n-l]$ , dobijamo sledeći izraz:

$$\sum_{k=0}^N a_k x[n-k]x[n-l] = w[n]x[n-l] \quad (3.23)$$

Zatim se uzimaju vrednosti matematičkog očekivanja:

$$\sum_{k=0}^N a_k E\{x[n-k]x[n-l]\} = E\{w[n]x[n-l]\} \quad (3.24)$$

Izraz  $E\{x[n-k]x[n-l]\}$  je jednak  $r_{xx}[l-k]$ , odnosno predstavlja autokorelacioni koeficijent između tačke u signalu i njegove „pomerene“ verzije u vremenu. Izraz  $w[n]$  je nezavisan od jedne do druge vremenske serije.

Poređenje dvaju slučajeva:

- $l > 0$   
Izraz  $x[n-l]$  predstavlja prethodne vrednosti na izlazu. Zato što su vrednosti na izlazu nezavisne/nepovezane sa trenutnim vrednostima na ulazu, čitav izraz sa desne strane jednačine postaje nula.
- $l = 0$   
U ovom slučaju je izraz sa desne strane jednak  $\sigma^2$ , tj. varijansi belog šuma.

Sumirano:

$$\sum_{k=0}^N a_k r_{xx}[l-k] = \begin{cases} 0, & l > 0 \\ \sigma^2, & l = 0 \end{cases} \quad a_0 = 1 \quad (3.25)$$

Za  $l > 0$

$$\sum_{k=1}^N a_k r_{xx}[l-k] = -r_{xx}[l] \quad (3.26)$$

Izraz sa desne strane jednačine je nulti član. Jednačine se pišu u obliku matrice na sledeći način:

$$\begin{pmatrix} r_{xx}[0] & r_{xx}[-1] & \cdots & r_{xx}[1-N] \\ r_{xx}[1] & r_{xx}[0] & \cdots & r_{xx}[2-N] \\ r_{xx}[2] & r_{xx}[1] & \cdots & r_{xx}[3-N] \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ r_{xx}[N-1] & r_{xx}[N-2] & \cdots & r_{xx}[0] \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ \vdots \\ a_N \end{pmatrix} = - \begin{pmatrix} r_{xx}[1] \\ r_{xx}[2] \\ r_{xx}[3] \\ \vdots \\ r_{xx}[N] \end{pmatrix} \quad (3.27)$$

Prvi član u jednačini je matrica korelacionih koeficijenata, drugi član je vektor AR koeficijenata, a treći član je vektor korelacionih koeficijenata. Time se dobija  $N$  jednačina sa  $N$  nepoznatih. Nakon izračunavanja vektora AR koeficijenata, računa se  $\sigma^2 (l = 0)$ :

$$\sigma^2 = \sum_{k=0}^N a_k r_{xx}[-k] \quad (3.28)$$

Nakon ovoga su svi parametri u modelu određeni. Yule-Walkerove jednačine daju vezu između autokorelacije ili autokovarijanse procesa i koeficijenata autoregresivnog modela.

Burgov metod se zasniva na minimiziranju predviđene greške dok zadovoljava Levinson-Durbin rekurzije. Za razliku od drugih metoda procene AR, Burgov metod izbegava izračunavanje autokorelacione funkcije. Umesto toga, direktno procenjuje koeficijente refleksije.

Primarne prednosti Burgovog metoda su rešavanje gusto poredanih sinusoida u signalu sa niskim nivoima šuma i procena kratkih snimaka signala (u kom slučaju procene AR spektralne gustine snage su veoma blizu pravih vrednosti). Pored toga, Burgov metod osigurava stabilan AR model i računski je efikasan.

Tačnost Burgovog metoda je manja za modele visokog reda, duže snimke signala i visoke odnose signal/šum (što može izazvati razdvajanje linija, odnosno stvaranje nebitnih vrhova u proceni spektra).

Procena spektralna gustina izračunata ovim metodom je podložna pomeranju frekvencije (u odnosu na pravu frekvenciju) koja proizilazi iz početnog dela šuma u obliku sinusoidalnog signala . Ovaj efekat se uvećava kada se analiziraju kratke sekvence podataka

U opštem slučaju  $AR(N)$ , funkcija spektralne gustine glasi:

$$S_{xx}(\omega) = \frac{\sigma^2}{\left| \sum_{k=0}^N a_k e^{-jk\omega} \right|^2} \quad (3.29)$$

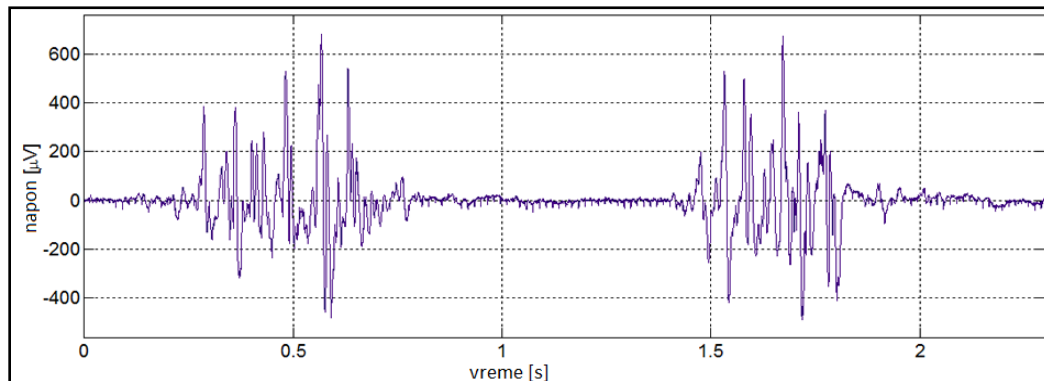
Broj pikova u  $AR(N)$  spektru je približno  $N/2$  [30]. Prilikom analize EKG signala AR modelom, na izlazu se dobija spektar EKG signala.

### 3.5 EMG signal i njegove karakteristike

Elektromiografija (EMG) je elektrofiziološka metoda registrovanja akcionih potencijala mišićnih ćelija. Mere se dve vrste mišićnih aktivnosti:

- spontana aktivnost - voljna kontrakcija i
- evocirana aktivnost - aktivnost izazvana različitim stimulacijama.

Elektromiografski signal (napon) voljnih kontrakcija (Slika 3.18.) ima trifazni oblik trajanja od  $3ms$  do  $15ms$ , sa amplitudom do  $2mV$  i frekvencijom od  $2Hz$  do  $30Hz$ . [9]



Slika 3.18. Prikaz tipičnog EMG signala.

Evocirana aktivnost mišića predstavlja aktivnost izazvanu kontrolisanom stimulacijom motornog nerva ili aktivnost refleksnog odgovora pri stimulaciji refleksnog puta (senzorni nerv) i kao takva ima različite oblike, u zavisnosti od podražaja [31].

#### 3.5.1 Spektar EMG signala

Opseg frekvencija EMG signala je od  $0Hz$  do  $500Hz$ , sa dominantnom energijom u opsegu od  $50Hz$  do  $150Hz$ . Međutim, usled efekata filtriranja (zbog strukture telesnog tkiva, interfejsa elektrolit-elektroda-koža, elektrodne konfiguracije i pojačavača) snimljeni opseg će biti promenjen. Tipične vrednosti snimljenog spektra EMG signala su  $10 - 500Hz$ , a amplitude  $0 - 6mV_{pp}$  ili  $0 - 1.5mV$  (efektivna vrednost). [9]

Karakteristike EMG signala mogu se opisati:

- kvalitativno (velik ili mali signal, oštar ili gladak, brz ili spor),
- kvantitativno (u numeričkom obliku). [32]



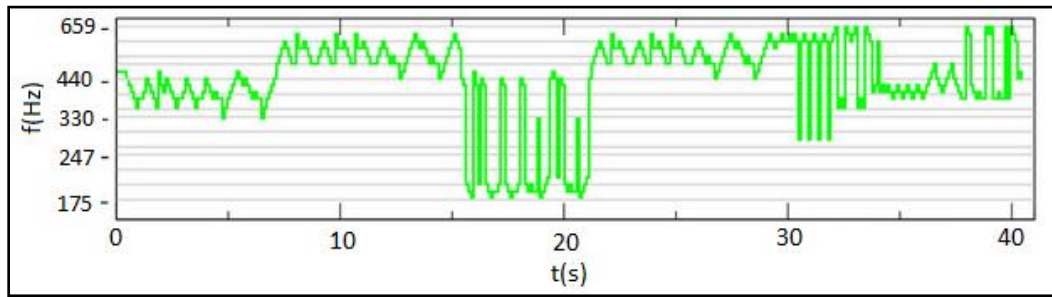
## 3.6 Analiza EMG signala

U ovom radu su korišćene tri tehnike analize EMG signala:

1. kratkotrajna Furijeova transformacija (*Short-time Fourier Transform - STFT*),
2. *wavelet* tehnika za analizu signala i
3. analiza srednje frekvencije (*Mean Frequency - MNF*) i medijana frekvencije (*Median Frequency - MDF*).

### 3.6.1 Kratkotrajna Furijeova transformacija

Kratkotrajna Furijeova transformacija se koristi za analizu frekventnih komponenti signala u slučajevima kada frekventna komponenta varira u vremenu (seizmološki, muzički, biomedicinski signali itd). (Slika 3.19.)



Slika 3.19. Muzički signal sa frekvencijom koja se menja tokom vremena.

Posmatra se signal sa frekvencijom koja varira u vremenu. Prvo se signal razdeli na blokove (prozorske segmente), a nakon toga se primeni diskretna Furijeova transformacija. Koeficijenti diskretne Furijeove transformacije se prikazuju kao funkcija vremena i frekvencije. Međutim, jednostavniji način je da se prvo fiksira prozor, a zatim da se podaci pomeraju kroz njega. [33]

Nakon množenja signala  $x[n + m]$  sa prozorskom funkcijom  $w[m]$ , dobijamo:

$$X[n, \omega] = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} x[n + m]w[m]e^{-j\omega m} \quad (3.30)$$

gde je:

$m$  - nezavisna varijabla

$n$  - pomeraj signala

Veličina  $n$  određuje „lokaciju u vremenu“ i ona je diskretna. Veličina  $\omega$  je frekvencija i ona je kontinualna. Izraz sa desne strane (Formula 3.30) je diskretna Furijeova transformacija izraza  $x[n + m]w[m]$ .

Zatim se vrši uzorkovanje frekvencije  $\omega_k = \frac{2\pi}{N}k$ . Rezultat je kratkotrajna Furijeova transformacija u sledećem obliku:

$$X[n, k] = \sum_{m=0}^{L-1} x[n + m]w[m]e^{-jk\frac{2\pi}{N}m}$$

$$N > L \quad (3.31)$$

gde je:

$N$  - frekventni uzorak

$L$  - dužina segmenta

$k$  - redni broj uzorka.

Uski prozori daju lošiju frekventnu, a bolju vremensku rezoluciju i bolje zadovoljavaju kriterijum stacionarnosti. Široki prozori, s druge strane, daju bolju frekventnu, a lošiju vremensku rezoluciju i time daju narušeniji kriterijum stacionarnosti. [34]

Prilikom analize signala kratkotrajnom Furijeovom transformacijom, glavni zadatak je izbor da li će se bolje prikazati vremenska ili frekventna rezolucija. Budući da se potreba za određenom rezolucijom razlikuje od slučaja do slučaja, ne postoji utvrđeno pravilo koju je vrstu rezolucije bolje prikazivati.

Spektrogram [33] je kvadratna vrednost amplitude STFT i prikazuje osnovna svojstva signala.

$$\text{Spektrogram} = |X[n, k]|^2 \quad (3.32)$$

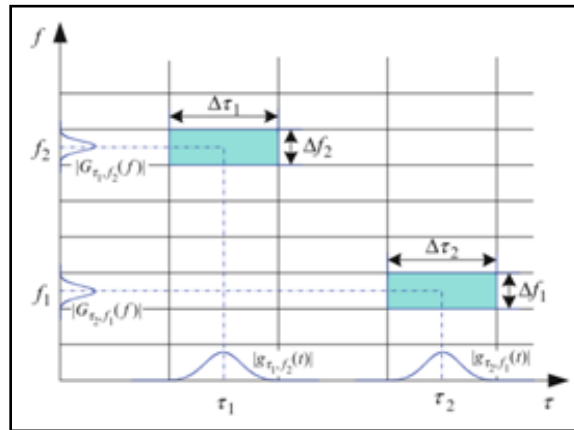
Frekvencija se prikazuje na horizontalnoj, amplitudu frekvencije na vertikalnoj, a vreme na prostornoj osi. Visina svakog (obojenog) stupca predstavlja amplitudu frekvencije u okviru frekventnog opsega.

Prilikom analize EMG signala kratkotrajnom Furijeovom transformacijom, na izlazu se dobija vremensko-frekventna zavisnost signala.

### 3.6.1.1 Poređenje STFT i *wavelet* transformacije

STFT i wavelet transformacija daju podatke o frekvenciji signala i o vremenskom trenutku kad se ta komponenta pojavila. Razlikuju se u kvalitetima vremenske i frekventne rezolucije.

STFT ne može u isto vreme jednako kvalitetno da prikaže i vremensku i frekventnu rezoluciju. Ova transformacija jako zavisi od veličine prozora (Slika 3.20).



Slika 3.20. Zavisnost vremenske i frekventne rezolucije od veličine prozora.

Uži prozor daje bolju vremensku, a lošiju frekventnu rezoluciju. Široki prozor daje bolju frekventnu, a lošiju vremensku rezoluciju.

*Wavelet* transformacija ne zavisi od veličine prozora i može jednako kvalitetno prikazati obe vrste rezolucija.

### 3.6.2 Wavelet tehnika za analizu signala i *Daubechies 2 wavelet*

Wavelet tehnika za analizu signala je detaljno opisana u poglavlju 3.2.3. Prilikom analize EMG signala u ovom radu korišćen je *Daubechies 2 wavelet* na četvrtom nivou [18], [35], koji je opisan u poglavlju 3.2.3.4.

### 3.6.3 Analiza srednje frekvencije i medijana frekvencije [31]

Srednja frekvencija i medijana frekvencija se često koriste za analizu EMG signala. Srednja frekvencija (MNF) je normalizovan spektralni moment, a medijana frekvencija (MDF) je frekvencija koja deli spektar na dva energetska jednaka dela.

MNF je prosečna frekvencija koja se izračunava kao zbir proizvoda EMG spektra snage i učestalosti podeljena sa ukupnim zbirom elektroenergetskog spektra.

MNF je data sa:

$$MNF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (3.33)$$

gde je:

$f_j$  - vrednost frekvencije EMG spektra snage na frekventnom binu  $j$ ,

$P_j$  - EMG spektar snage na frekventnom binu  $j$ ,

$M$  - dužina frekventnog bina.

MDF je frekvencija na kojoj je snaga EMG spektra podeljena na dva regiona sa jednakim amplitudama. MDF je takođe definisana kao polovina ukupne snage (deljenjem ukupne površine snage na dva jednaka dela).

MDF je data sa:

$$MDF = \sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \quad (3.34)$$

Ponašanje MNF i MDF je slično. MNF je neznatno veći od MDF-a zbog simetričnog oblika spektra snage EMG-a. Varijansa MNF-a je obično niža od varijanse medijane. U teoriji, standardna devijacija MDF-a je veća nego standardna devijacija MNF-a za faktor 1.253, dok je u eksperimentu MDF manji jer je on pod većim uticajem slučajnog šuma.

Nakon analize EMG signala MNF-om i MDF-om, dobija se srednja i medijana frekvencija posmatranog signala u zavisnosti od vremena.

## 4. Virtualni instrumenti za analizu elektrofizioloških signala

Svi virtualni instrumenti u ovom radu su projektovani u programskom paketu LabVIEW 2013, verzija 13.0f2 [36]. Pri pisanju programa korišćeni su i sledeći dodaci: *Biomedical Toolkit*, *Advanced Signal Processing Toolkit* i *Spectral Measurements Toolkit*. [37]

Za proveru rada virtualnih instrumenata korišćeni su primeri EEG/EKG/EMG signala iz LabVIEW Biomedical Toolkit i PhysioBank [38] biblioteka podataka.

### 4.1 Virtualni instrumenti za analizu EEG signala

Projektovana su tri virtualna instrumenta za analizu EEG signala, koja vrše analizu pomoću sledećih tehnika:

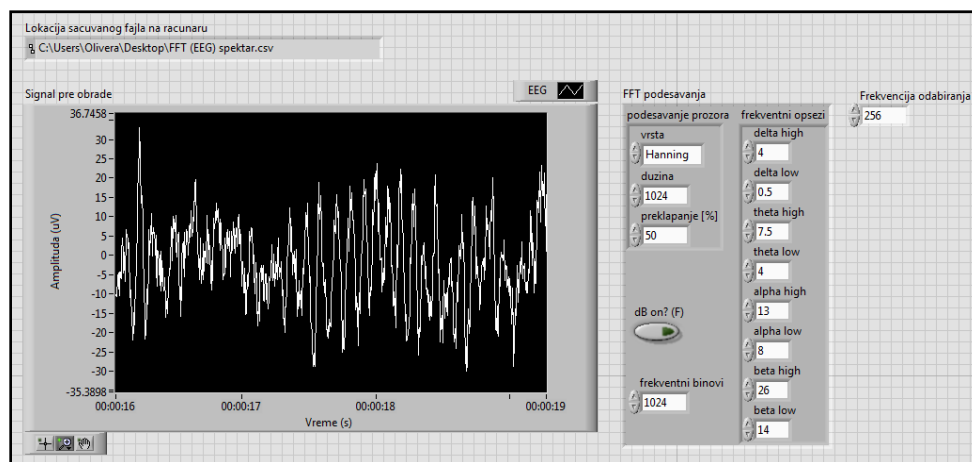
1. brze Furijeove transformacije,
2. analize nezavisnih komponenti i
3. *wavelet* tehnike za analizu signala.

#### 4.1.1 Virtualni instrument za analizu EEG signala brzom Furijeovom transformacijom

##### 4.1.1.1 Opis front panela

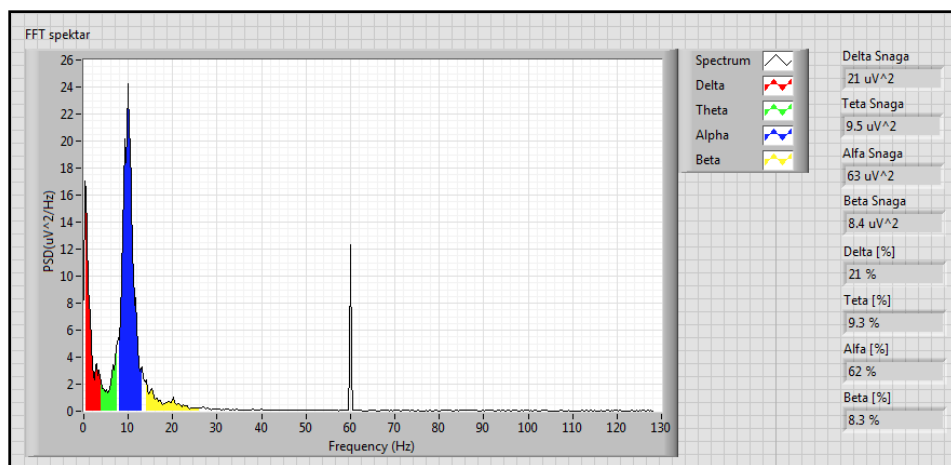
Na front panelu korisnik vidi signal pre analize i signal nakon FFT analize. Iznad grafika sa signalom pre analize (Slika 4.1) nalazi se indikator na kome piše lokacija gde će se sačuvati podaci.

Sa desne strane grafika, koji prikazuje signal pre analize, nalaze se podešavanja za FFT analizu i za frekvenciju odabiranja. Na indikatoru za frekventne karakteristike moguće je menjati podešavanja prozora (vrstu, dužinu i preklapanje), granice frekvencije (gornju i donju) za svaku vrstu EEG aktivnosti (delta, teta, alfa i beta), frekventne binove i vrsta skale (linearna ili skala u decibelima).



Slika 4.1. Indikator sa lokacijom sačuvanog fajla i grafik sa signalom pre analize (desno) i indikatori za FFT podešavanja i frekvenciju odabiranja (levo).

Ispod grafika koji prikazuje signal pre analize, nalazi se grafik sa spektrom (Slika 4.2) i numeričke vrednosti spektralne gustine snage i relativne gustine za svaku vrstu EEG aktivnosti (delta, teta, alfa i beta).



Slika 4.2. Spektar signala nakon FFT analize (levo) i rezultati analize (desno).

#### 4.1.1.2 Tok programa

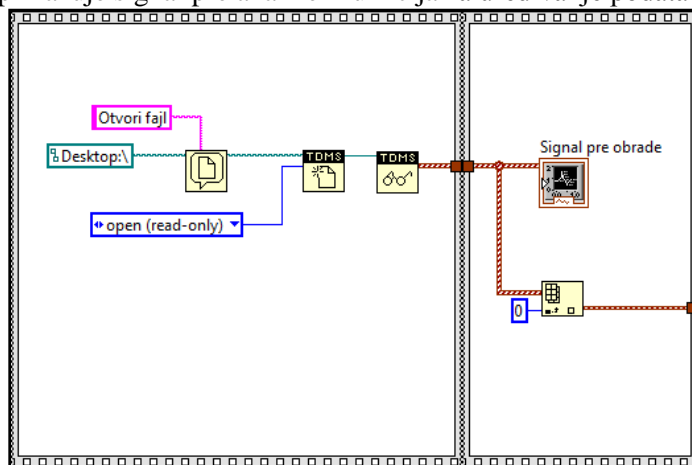
Pre pokretanja programa, potrebno je izvršiti podešavanja za FFT analizu (prozor, granice frekvencije za EEG aktivnosti, frekventne binove i vrstu skale) i podesiti željenu frekvenciju odabiranja.

Pri pokretanju programa, otvara se prozor u kome se odabire fajl za učitavanje. Nakon što korisnik odabere fajl, počinje analiza podataka. Kada je analiza podataka gotova, korisnik odabire lokaciju za čuvanje podataka. Na grafiku za FFT analizu vide se rezultati analize, numeričke vrednosti spektralne gustine i relativne gustine snage za svaku vrstu EEG aktivnosti.

#### 4.1.1.3 Opis blok dijagrama

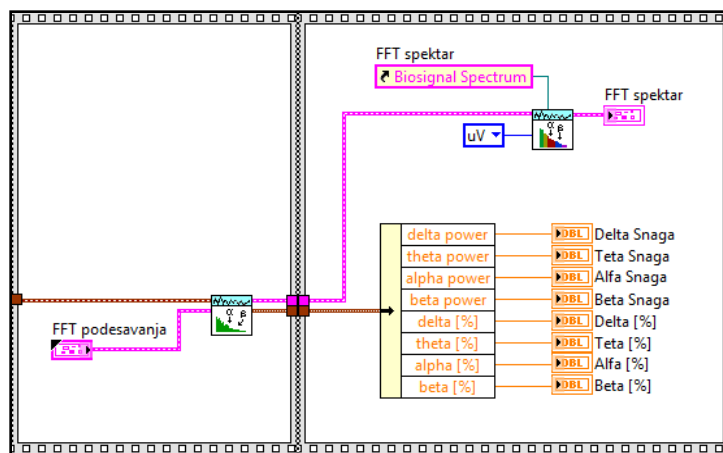
Blok dijagram se sastoji od šest flat sekvenci:

1. deo programa za učitavanje TDMS fajlova koji se sastoji od funkcije za izbor fajla, funkcije za otvaranje TDMS fajla i funkcije za učitavanje fajla (Slika 4.3),
2. grafik na kome se prikazuje signal pre analize i funkcija za uređivanje podataka u niz (Slika 4.3),



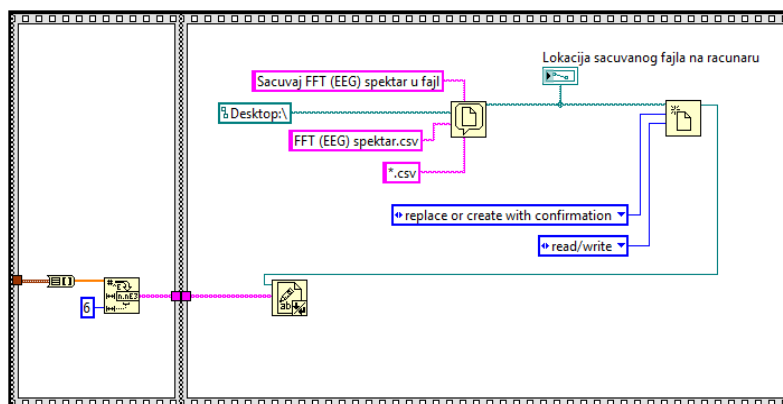
Slika 4.3. Flat sekvence za otvaranje TDMS fajlova i za prikaz i uređivanje podataka.

3. funkcija za FFT analizu i indikator za podešavanje frekventnih karakteristika i frekvencije odabiranja (Slika 4.4),
4. grafik sa spektrom signala nakon analize i tabela sa rezultatima (Slika 4.4),



Slika 4.4. Sekvence sa FFT analizom i prikazom rezultata.

5. konverter u decimalne numeričke vrednosti, sa preciznošću na šestu decimalu i konverter u string (Slika 4.5) i
6. deo programa koji upisuje podatke u CSV fajl. Sastoji se od funkcije za kreiranje novog fajla i upisa podataka, te od funkcije za prikaz prozora za odabir lokacije na kojoj će se sačuvati fajl (Slika 4.5).



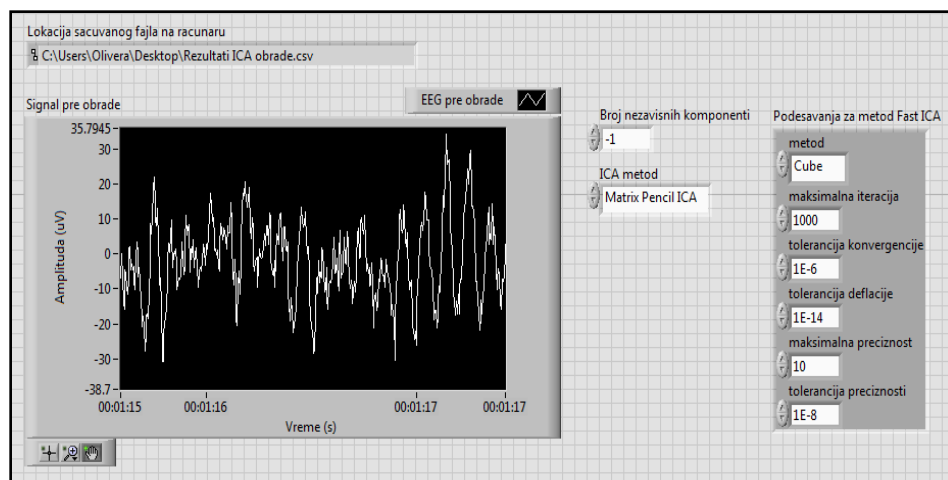
Slika 4.5. Sekvence za konvertovanje podataka u decimalne numeričke vrednosti i upis podataka u fajl.

#### 4.1.2 Virtualni instrument za analizu EEG signala analizom nezavisnih komponenti

##### 4.1.2.1 Opis front panela

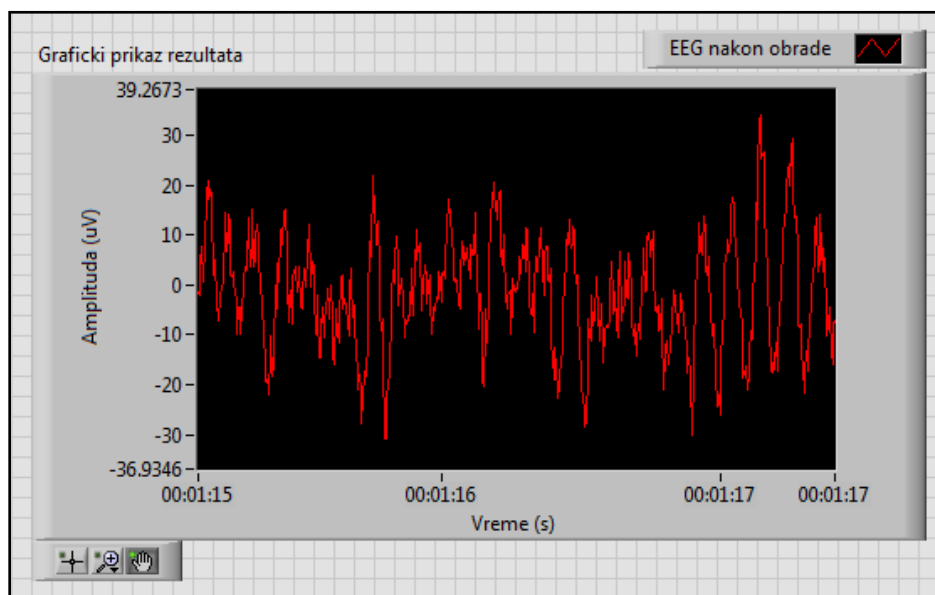
Na front panelu korisnik vidi signal pre i nakon ICA analize. Iznad grafika sa signalom pre analize (Slika 4.6), nalazi se indikator na kome piše lokacija za čuvanje podataka.

Desno od grafika sa signalom pre analize, nalazi se indikator za podešavanje broja nezavisnih komponenti koje želimo da izdvojimo, metoda kojim želimo da analiziramo podatke i podešavanja za metod „Fast ICA“ (metod Fast ICA-e, maksimalna iteracija, tolerancija konvergencije, tolerancija deflacije, maksimalna preciznost i tolerancija preciznosti).



Slika 4.6. Indikator za lokaciju sačuvanog fajla i grafik sa signalom pre analize (levo) i podešavanja za ICA analizu (desno).

Grafik sa prikazom signala nakon analize je smešten ispod grafika koji prikazuje signal pre analize (Slika 4.7).



Slika 4.7. Grafik sa prikazom rezultata nakon analize.

#### 4.1.2.2 Tok programa

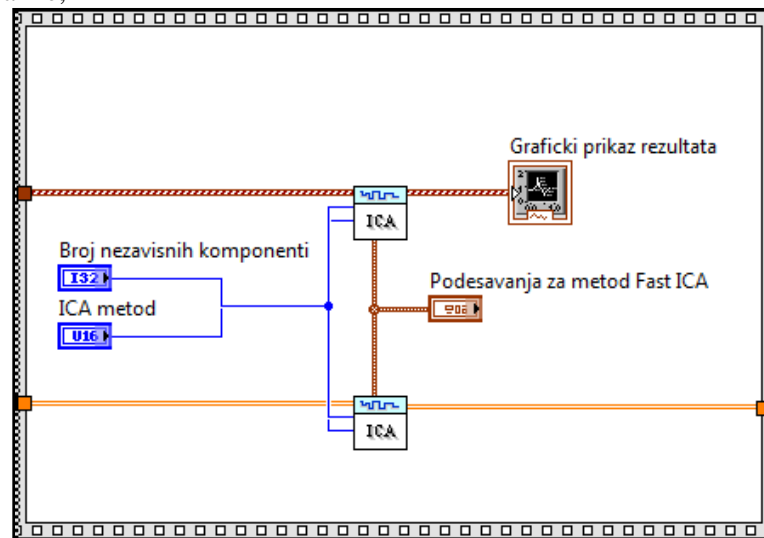
Pri pokretanju programa, otvara se prozor u kome se odabire fajl za učitavanje. Nakon što korisnik odabere fajl, počinje analiza podataka. Kada je analiza podataka gotova, korisnik odabire lokaciju na kojoj će da sačuva podatke, a na grafiku za ICA analizu mogu se videti rezultati.

#### 4.1.2.3 Opis blok dijagrama

Blok dijagram se sastoji od pet flat sekvenci:

1. deo programa za učitavanje TDMS fajlova (Poglavlje 4.1.1.3),

2. grafik na kome se prikazuje signal pre analize i funkcije za uređivanje podataka u niz (Poglavlje 4.1.1.3),
3. funkcija za ICA analizu (Slika 4.8), zajedno sa indikatorima za podešavanje broja nezavisnih komponenti, metoda ICA analize i podešavanja za metod „Fast ICA“, te grafik koji prikazuje signal nakon analize,



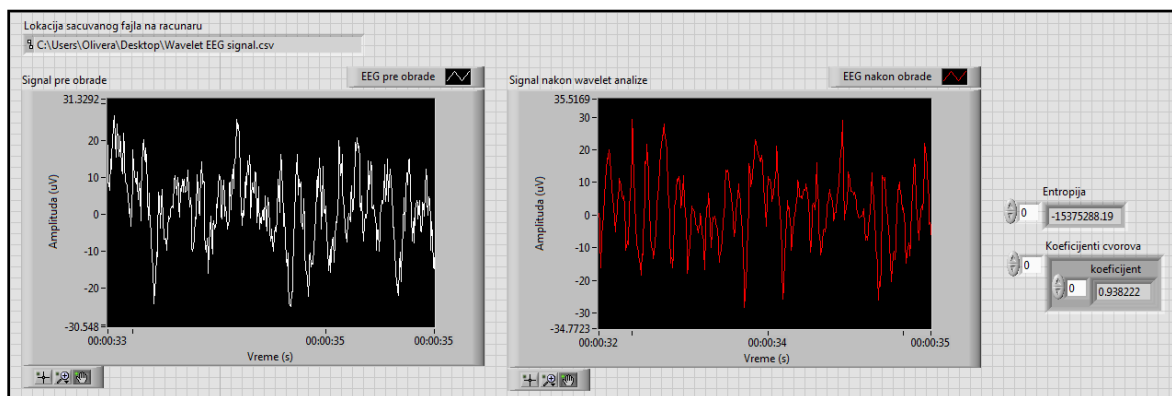
Slika 4.8. Sekvenca sa ICA analizom, podešavanjima za analizu i grafičkim prikazom signala.

4. konverter u decimalne numeričke vrednosti (Poglavlje 4.1.1.3) i
5. deo programa koji upisuje podatke u CSV fajl (Poglavlje 4.1.1.3).

#### 4.1.3 Virtualni instrument za analizu EEG signala *wavelet* tehnikom

##### 4.1.3.1 Opis front panela

Na front panelu korisnik vidi signal pre analize i signal nakon *wavelet* analize (Slika 4.9). Iznad grafika sa signalom pre analize, nalazi se indikator na kome piše lokacija za čuvanje podataka.



Slika 4.9. Front panel za *wavelet* analizu. Levo se nalazi indikator sa lokacijom sačuvanog fajla i grafikom za signal pre analize, a desno se nalazi signal nakon *wavelet* analize i rezultati analize.

Pored grafika sa signalom pre i posle analize, nalazi se indikator sa vrednostima entropije i koficijenata čvorova.



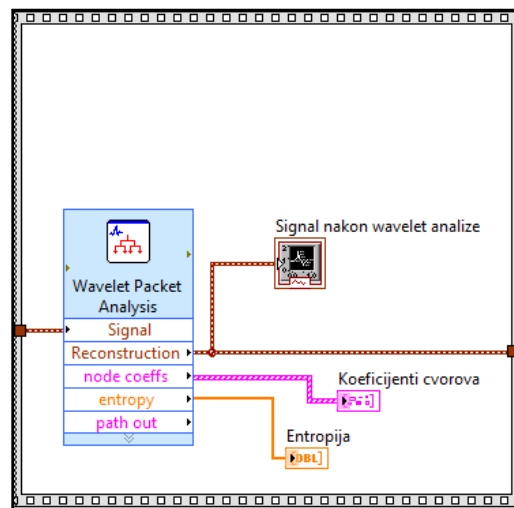
#### 4.1.3.2 Tok programa

Pri pokretanju programa otvara se prozor u kome se bira fajl koji će se obrađivati. Kad korisnik odabere fajl, počinje analiza podataka. Nakon analize, korisnik odlučuje o lokaciji za čuvanje analiziranih podataka. Na grafiku za *wavelet* analizu vide se rezultati analize, te vrednosti entropije i koeficijenata čvorova.

#### 4.1.3.3 Opis blok dijagrama

Blok dijagram se sastoji od pet flat sekvenci:

1. deo programa za učitavanje TDMS fajlova (Poglavlje 4.1.1.3),
2. grafik na kome se prikazuje signal pre analize i funkcija za uređivanje podataka u niz (Poglavlje 4.1.1.3),
3. funkcije za *wavelet* analizu (Slika 4.10), gde se signal obrađuje pomoću *Daubechies 2 waveleta* na četvrtom nivou, grafika sa obrađenim signalom i indikatora sa vrednostima entropije i koeficijenata čvorova,



Slika 4.10. Sekvenca sa *wavelet* analizom.

4. konverter u decimalne numeričke vrednosti (Poglavlje 4.1.1.3) i
5. deo programa za upisivanje podataka u CSV fajl (Poglavlje 4.1.1.3).

## 4.2 Virtualni instrumenti za analizu EKG signala

Projektovana su tri virtualna instrumenta za analizu EKG signala sledećim tehnikama:

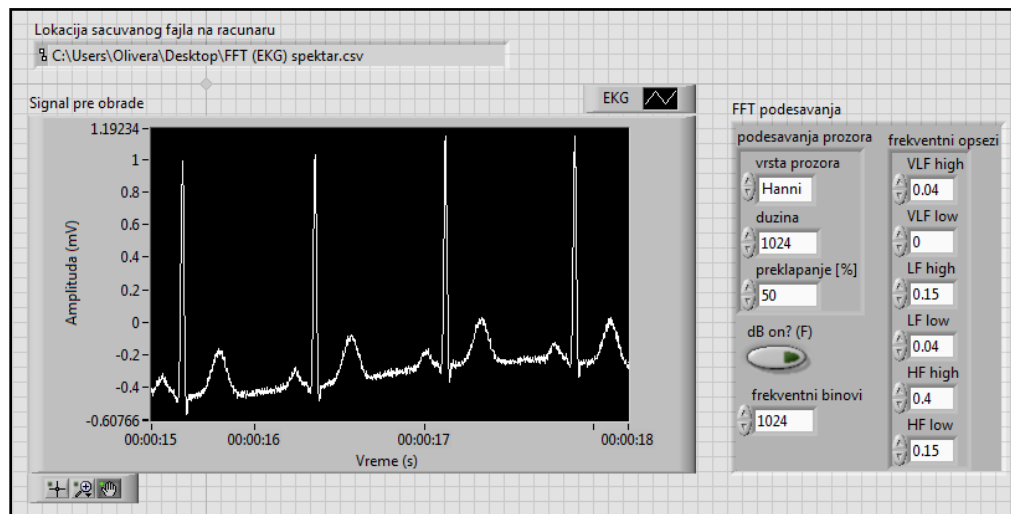
1. brzom Furijeovom transformacijom,
2. *wavelet* tehnikom za analizu signala i
3. autoregresivnim modelom.

## 4.2.1 Virtualni instrument za analizu EKG signala brzom Furijeovom transformacijom

### 4.2.1.1 Opis front panela

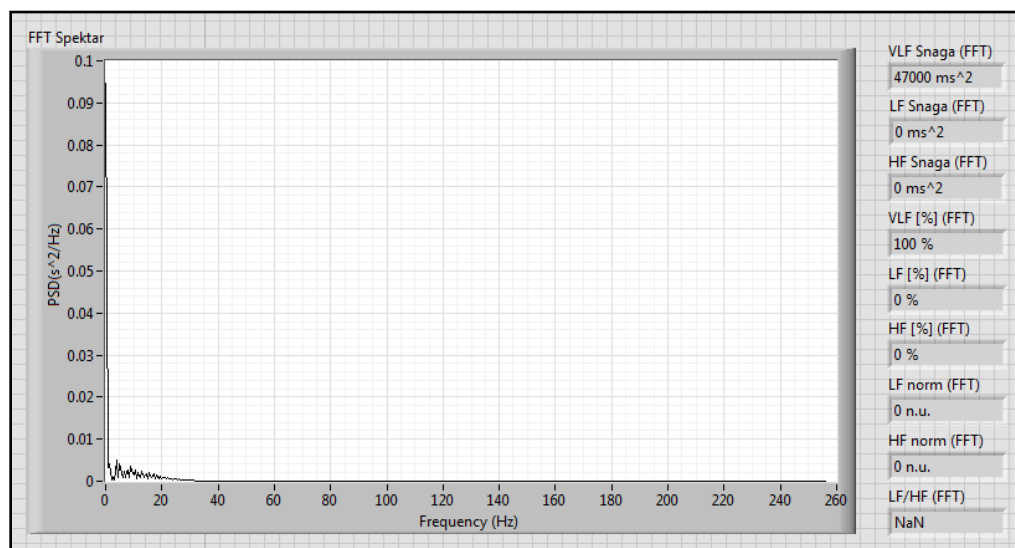
Na front panelu korisnik vidi signal pre analize (Slika 4.11) i signal nakon FFT analize. Iznad grafika sa signalom pre analize nalazi se indikator na kome piše lokacija na kojoj će se sačuvati podaci.

Pored grafika sa signalom pre analize nalaze se podešavanja za FFT analizu. Na indikatoru za frekventne karakteristike moguće je menjati podešavanja prozora (vrstu, dužinu i preklapanje), granice frekvencije (gornju i donju) za svaku vrstu EKG aktivnosti (oblasti veoma niskih, niskih i visokih frekvencija), frekventne binove i vrstu skale (linearna ili skala u decibelima).



Slika 4.11. Indikator za lokaciju sačuvanog fajla i grafik sa signalom pre analize (levo) i indikator sa FFT podešavanjima (desno).

Ispod grafika sa signalom pre analize, nalazi se grafik sa spektrom (Slika 4.12) i numeričke vrednosti spektralne gustine i relativne gustine snage za svaku vrstu EKG aktivnosti.



Slika 4.12. FFT spektar i rezultati merenja.

#### 4.2.1.2 Tok programa

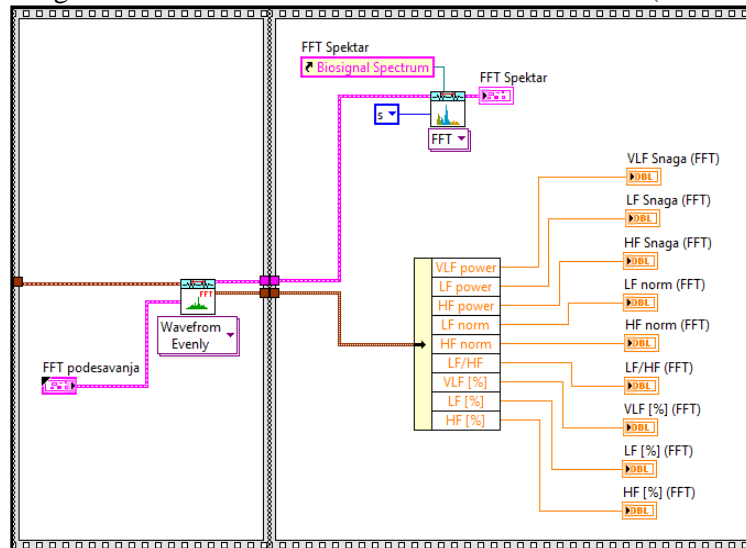
Pre pokretanja programa potrebno je izvršiti podešavanja za FFT analizu (prozor, granice frekvencije za EKG aktivnosti, frekventne binove i vrstu skale).

Pri pokretanju programa, otvara se prozor u kome se odabire fajl za učitavanje. Analiza podataka počinje kad korisnik odabere fajl. Po završetku analize, korisnik bira lokaciju za njihovo čuvanje. Na grafiku za FFT analizu vide se rezultate analize, te numeričke vrednosti spektralne gustine i relativne gustine snage za svaku vrstu EKG aktivnosti.

#### 4.2.1.3 Opis blok dijagrama

Blok dijagram se sastoji od šest flat sekvenci:

1. deo programa za otvaranje i učitavanje TDMS fajlova (Poglavlje 4.1.1.3),
2. grafik na kome se prikazuje signal pre analize i funkcije za uređivanje podataka u niz (Poglavlje 4.1.1.3),
3. funkcije za FFT analizu i indikatora za podešavanje frekventnih karakteristika (Slika 4.13),
4. grafik sa spektrom signala nakon analize i tabela sa rezultatima analize (Slika 4.13),



Slika 4.13. Sekvence sa FFT analizom i prikazom spektra i rezultata merenja.

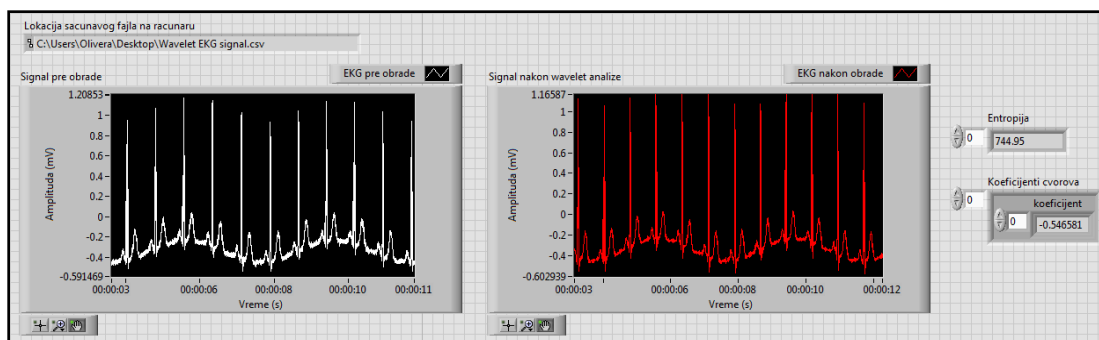
5. konverter u decimalne numeričke vrednosti i konverter u string (Poglavlje 4.1.1.3) i
6. deo programa koji upisuje podatke u CSV fajl (Poglavlje 4.1.1.3).

### 4.2.2 Virtualni instrument za analizu EKG signala *wavelet* tehnikom

#### 4.2.2.1 Opis front panela

Na front panelu korisnik vidi signal pre analize i signal nakon *wavelet* analize (Slika 4.14). Iznad grafika sa signalom pre analize nalazi se indikator na kome piše lokacija na kojoj će se sačuvati podaci.

Pored grafika sa signalom pre i posle analize, nalazi se indikator sa vrednostima entropije i koeficijenta čvorova.



Slika 4.14. Front panel za *wavelet* analizu.

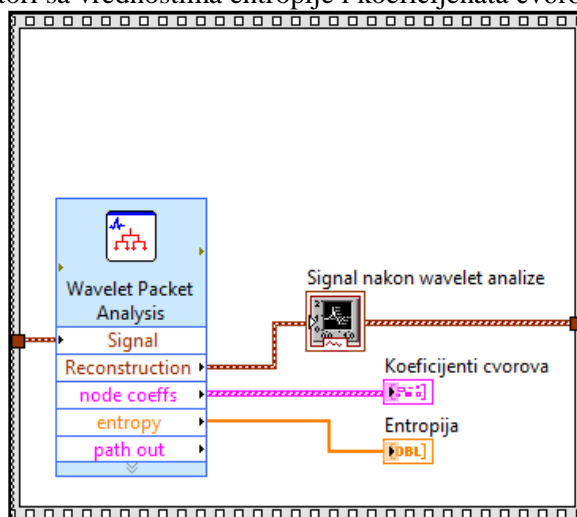
#### 4.2.2.2 Tok programa

Pri pokretanju programa, otvara se prozor u kome se odabire fajl za učitavanje, korisnik odabire fajl i počinje analiza podataka. Po završetku analize podataka gotova, korisnik odabire gde će da sačuva rezultate. Na grafiku za *wavelet* analizu vide se rezultati analize, te vrednosti entropije i koeficijenata čvorova.

#### 4.2.2.3 Opis blok dijagrama

Blok dijagram se sastoji od pet flat sekvenci:

1. deo programa za učitavanje TDMS fajlova (Poglavlje 4.1.1.3),
2. grafik na kome se prikazuje signal pre analize i funkcija za uređivanje podataka u niz (Poglavlje 4.1.1.3),
3. funkcija za *wavelet* analizu (Slika 4.15), gde se signal obrađuje pomoću *Daubechies6* waveleta na četvrtom nivou i indikatori sa vrednostima entropije i koeficijenata čvorova,



Slika 4.15. Sekvenca sa *wavelet* analizom.

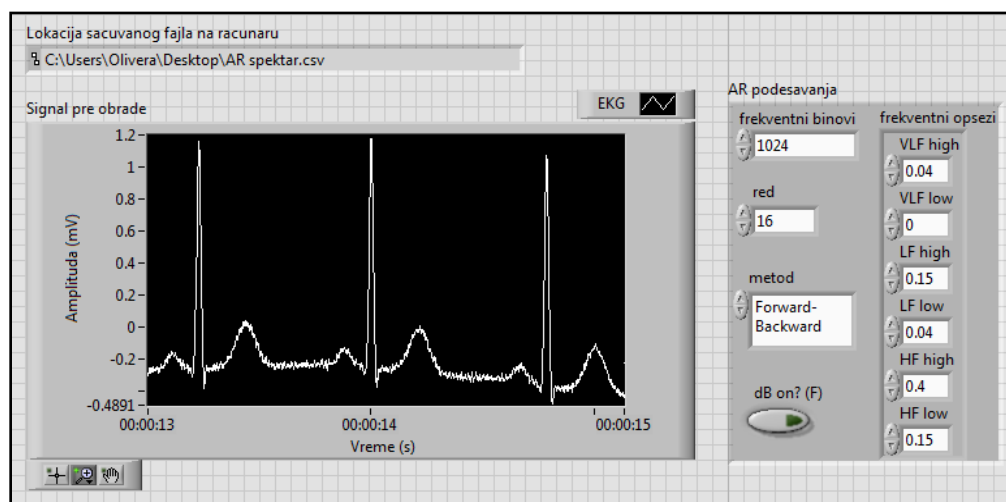
4. konverter u decimalne numeričke vrednosti (Poglavlje 4.1.1.3) i
5. deo programa za upisivanje podataka u CSV fajl (Poglavlje 4.1.1.3).

## 4.2.3 Virtualni instrument za analizu EKG signala autoregresivnim modelom

### 4.2.3.1 Opis front panela

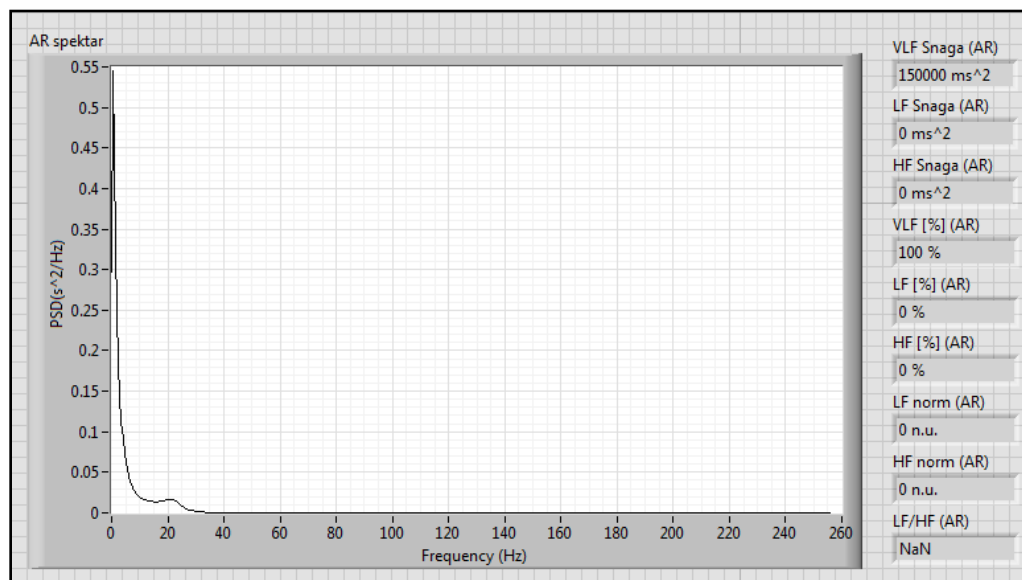
Na front panelu korisnik vidi signal pre analize i spektar nakon AR analize. Iznad grafika sa signalom pre analize se nalazi indikator na kome piše lokacija za čuvanje podataka.

Sa desne strane grafika sa signalom pre analize (Slika 4.16), nalaze se podešavanja za AR analizu (frekventni binovi, frekventni opsezi, red, metod i vrsta skale).



Slika 4.16. Indikator za lokaciju sačuvanog fajla i grafik koji prikazuje signal pre AR analize (levo) i indikator za AR podešavanja (desno).

Ispod grafika sa signalom pre analize smešten je grafik sa spektrom (Slika 4.17) i numeričke vrednosti spektralne gustine i relativne gustine snage za svaku vrstu EKG aktivnosti (aktivnosti veoma niskih, niskih i visokih frekvencija), te vrednosti normirane niskofrekventne i visokofrekventne aktivnosti i odnos ovih dveju aktivnosti.



Slika 4.17. AR spektar i rezultati analize.

#### 4.2.3.2 Tok programa

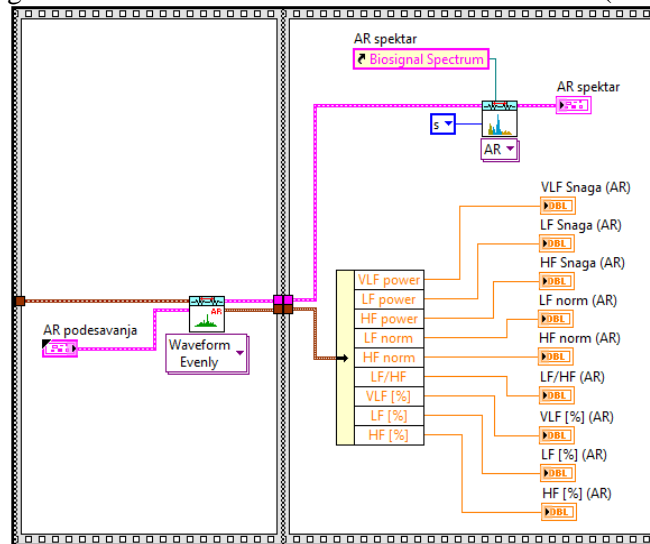
Pre pokretanja programa, potrebno je izvršiti podešavanja za AR analizu (prozor, granice frekvencije za EKG aktivnosti, frekventni binovi i indikator za vrsta skale).

Pri pokretanju programa, otvara se prozor u kome se odabire fajl koji korisnik želi da učit. Nakon odabira fajla, počinje analiza podataka. Po završetku analize, korisnik bira lokaciju gde će da sačuva podatke. Na grafiku za AR analizu su prikazani rezultati analize. Pored grafika sa rezultatima analize nalaze se numeričke vrednosti spektralne gustine i relativne gustine snage za svaku vrstu EKG aktivnosti, kao i vrednosti normirane niskofrekventne i visokofrekventne aktivnosti i njihov međusobni odnos.

#### 4.2.3.3 Opis blok dijagrama

Blok dijagram se sastoji od šest flat sekvenci:

1. deo programa za učitavanje TDMS fajlova (Poglavlje 4.1.1.3),
2. grafik na kome se prikazuje signal pre analize i deo programa gde se podaci uređuju u niz (Poglavlje 4.1.1.3),
3. funkcije za AR analizu i indikatori za podešavanje frekventnih karakteristika (Slika 4.18),
4. grafik sa spektrom signala nakon analize i tabele sa rezultatima analize (Slika 4.18),



Slika 4.18. Sekvence sa AR analizom i prikazom rezultata nakon analize.

5. konverter u decimalne numeričke vrednosti i konverter u string (Poglavlje 4.1.1.3) i
6. deo programa koji upisuje podatke u CSV fajl (Poglavlje 4.1.1.3).

### 4.3 Virtualni instrumenti za analizu EMG signala

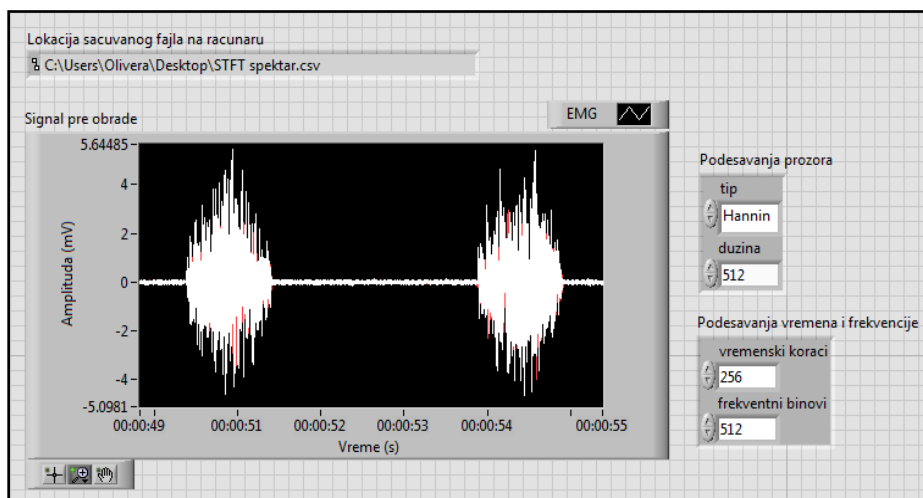
Projektovana su tri virtualna instrumenta za analizu EMG signala sledećim tehnikama:

1. kratkotrajnom Furijeovom transformacijom,
2. *wavelet* tehnikom za analizu signala i
3. analizom srednje i medijana frekvencije.

### 4.3.1 Virtualni instrument za analizu EMG signala kratkotrajnom Furijeovom transformacijom

#### 4.3.1.1 Opis front panela

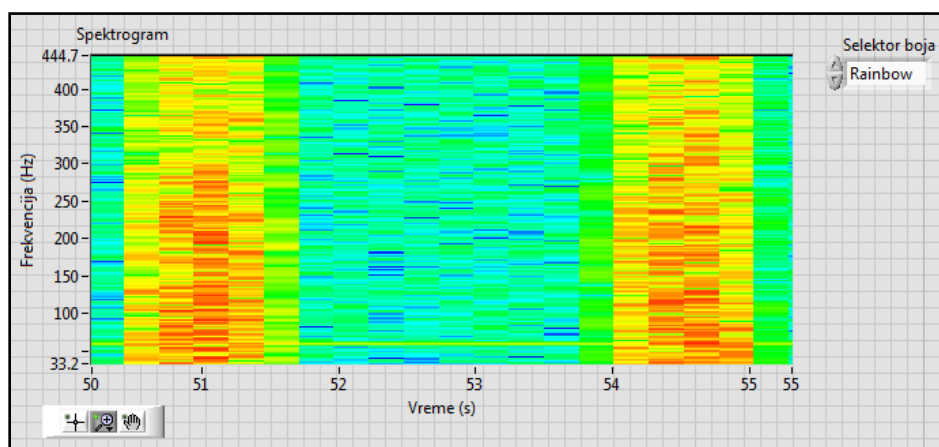
Na front panelu korisnik vidi signal pre analize i spektrogram nakon STFT analize. Iznad grafika sa signalom pre analize (Slika 4.19) nalazi se indikator na kome piše lokacija za čuvanje podataka.



Slika 4.19. Indikator za lokaciju sačuvanog fajla i grafik sa signalom pre analize (levo) i indikatori za podešavanja prozora i vremena i frekvencije (desno).

Pored grafika sa signalom pre analize nalaze se indikatori za podešavanje vremena i frekvencije (vremenski koraci i frekventni binovi) i indikatori za podešavanje prozora (tip prozora i dužina).

Ispod grafika sa signalom pre analize se nalazi spektrogram (Slika 4.20) i indikator za selekciju boja na spektrogramu.



Slika 4.20. Spektrogram nakon STFT analize.

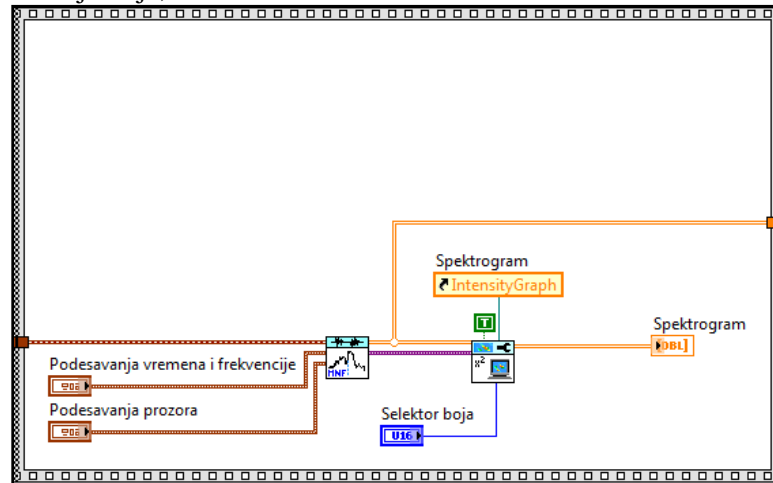
#### 4.3.1.2 Tok programa

Pri pokretanju programa, otvara se prozor u kome se bira fajl za učitavanje. Nakon što korisnik odabere fajl, počinje analiza podataka. Po završetku analize podataka, korisnik odabire lokaciju za čuvanje podataka. Na spektrogramu se vide rezultati analize.

#### 4.3.1.3 Opis blok dijagrama

Blok dijagram se sastoji od pet flat sekvenci:

1. deo programa za učitavanje TDMS fajlova (Poglavlje 4.1.1.3),
2. grafik gde se prikazuje signal pre analize i funkcije za uređivanje podataka u niz (Poglavlje 4.1.1.3),
3. funkcije za STFT analizu (Slika 4.21) i indikatori za podešavanje vremena, frekvencije i prozora, te indikator za selekciju boja,



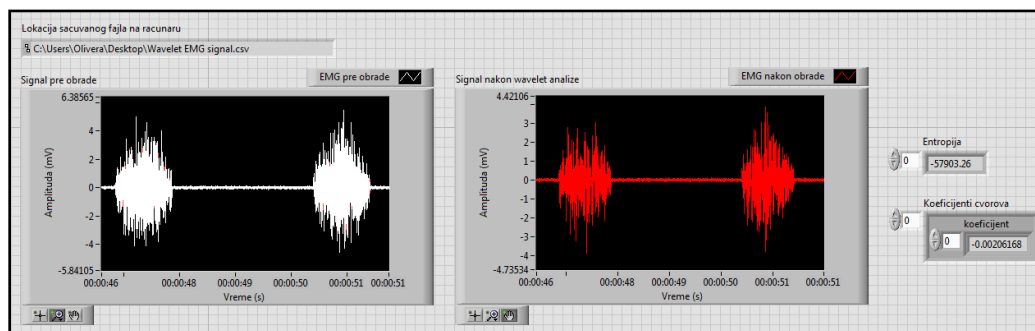
Slika 4.21. Sekvenca sa STFT analizom i indikatorom za spektrogram.

4. konverter u decimalne numeričke vrednosti (Poglavlje 4.1.1.3) i
5. deo programa za upisivanje podataka u CSV fajl (Poglavlje 4.1.1.3).

#### 4.3.2 Virtualni instrument za analizu EMG signala *wavelet* tehnikom

##### 4.3.2.1 Opis front panela

Na front panelu korisnik vidi signal pre analize i signal nakon *wavelet* analize (Slika 4.22). Iznad grafika sa signalom pre analize se nalazi indikator na kome je upisana lokacija za čuvanje podataka.



Slika 4.22. Front panel za *wavelet* analizu.

Pored grafika sa signalom pre i posle analize, nalazi se indikator sa vrednostima entropije i koeficijenata čvorova.



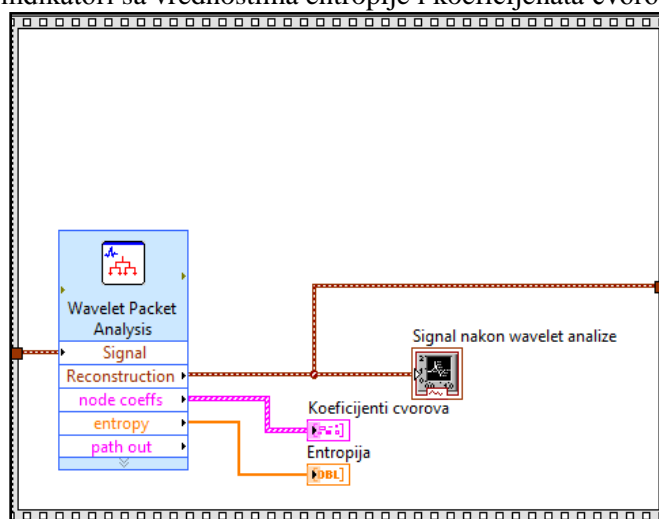
#### 4.3.2.2 Tok programa

Pri pokretanju programa, otvara se prozor u kome se odabire fajl za učitavanje. Nakon što korisnik odabere fajl, počinje analiza podataka. Kada su podaci analizirani, korisnik odabire lokaciju za čuvanje podataka. Na grafiku za *wavelet* analizu vide se rezultate analize, te vrednosti entropije i koeficijenata čvorova.

#### 4.3.2.3 Opis blok dijagrama

Blok dijagram se sastoji od pet flat sekvenci:

1. deo programa za učitavanje TDMS fajlova (Poglavlje 4.1.1.3),
2. grafik gde se prikazuje signal pre analize i funkcije za uređivanje podataka u niz (Poglavlje 4.1.1.3),
3. funkcije za *wavelet* analizu (Slika 4.23), gde se signal obrađuje pomoću *Daubechies 2 waveleta* na četvrtom nivou i indikatori sa vrednostima entropije i koeficijenata čvorova,



Slika 4.23. Sekvenca sa funkcijom za *wavelet* analizu.

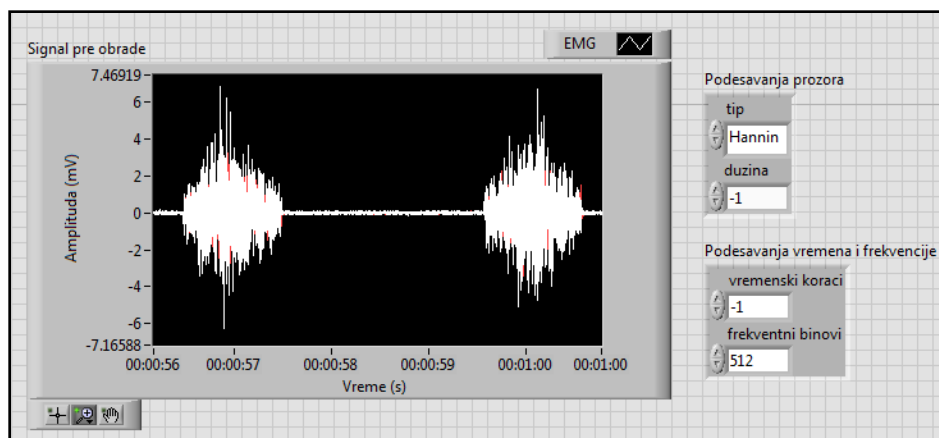
4. konverter u decimalne numeričke vrednosti (Poglavlje 4.1.1.3) i
5. deo programa koji upisuje podatke u CSV fajl (Poglavlje 4.1.1.3).

#### 4.3.3 Virtualni instrument za analizu EMG signala analizom srednje i medijana frekvencije

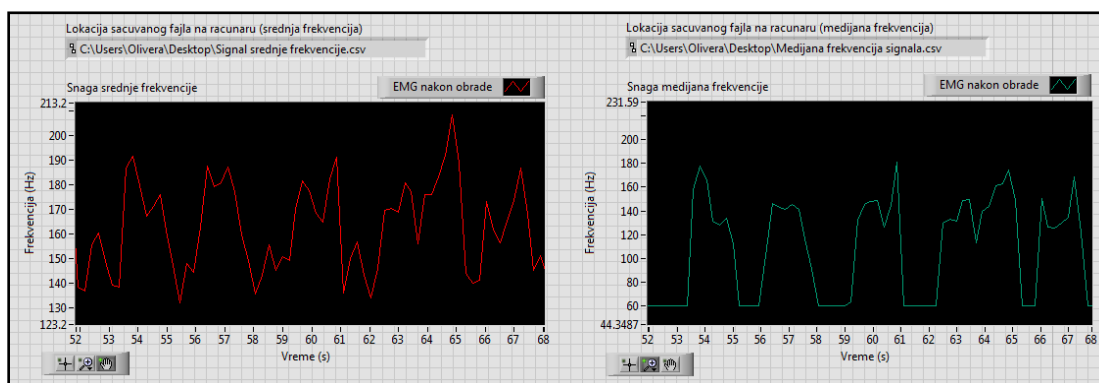
##### 4.3.3.1 Opis front panela

Na front panelu korisnik vidi signal pre analize (Slika 4.24) i indikatore za podešavanja prozora, vremena i frekvencije.

Ispod njih se nalaze grafici sa prikazom srednje frekvencije i medijana frekvencije (Slika 4.25), te indikatori na kojima pišu lokacije za čuvanje podataka.



Slika 4.24. Grafik sa signalom pre analize (levo) i indikatorima za podešavanje prozora i vremena i frekvencije (desno).



Slika 4.25. Grafik sa prikazom srednje frekvencije (levo) i medijana frekvencije (desno).

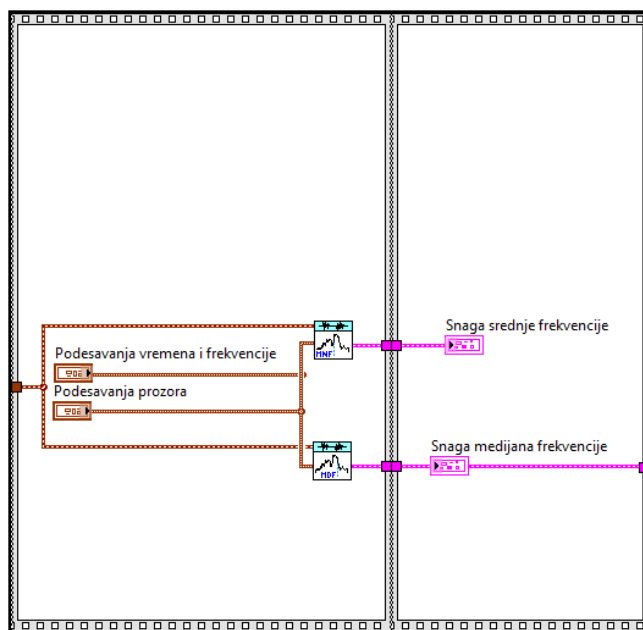
#### 4.3.3.2 Tok programa

Pri pokretanju programa, otvara se prozor u kome se bira fajl za učitavanje. Nakon što korisnik odabere fajl, počinje analiza podataka. Kada je analiza podataka gotova, korisnik odabire lokacije za čuvanje fajlova. Na graficima za analizu se vide rezultati analiza.

#### 4.3.3.3 Opis blok dijagrama

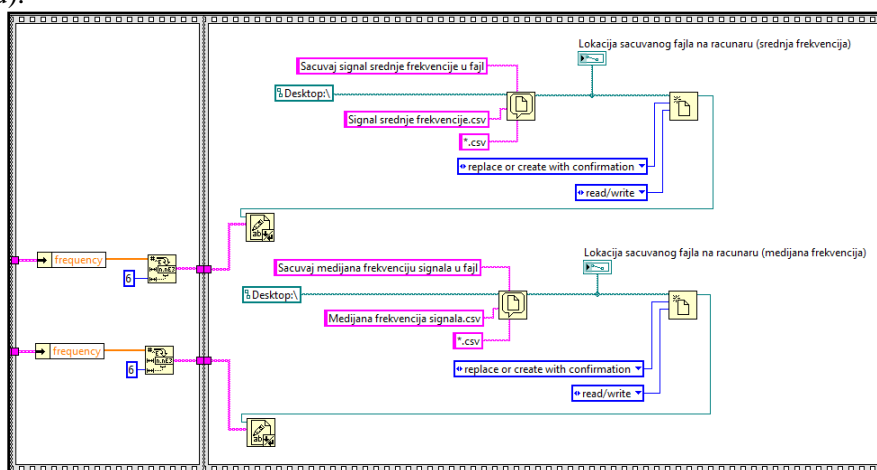
Blok dijagram se sastoji od šest flat sekvenci:

1. deo programa za otvaranje i učitavanje TDMS fajlova (Poglavlje 4.1.1.3),
2. grafik na kome se prikazuje signal pre analize i funkcije za uređivanje podataka u niz (Poglavlje 4.1.1.3),
3. funkcije za analizu srednje vrednosti i medijana frekvencije signala (Slika 4.26) i indikatori za podešavanje vremena, frekvencije i prozora,
4. dva grafika za prikaz obrađenog signala pomoću obe metode (Slika 4.26),



Slika 4.26. Sekvence sa funkcijama za analizu srednje frekvencije i medijana frekvencije i njihovim prikazima.

5. dva konvertera u decimalne numeričke vrednosti i dva konvertera u string (Slika 4.27) i
6. deo programa (Slika 4.27) koji upisuje podatke u 2 CSV fajla (1 fajl za srednju, 1 za medijana frekvenciju).

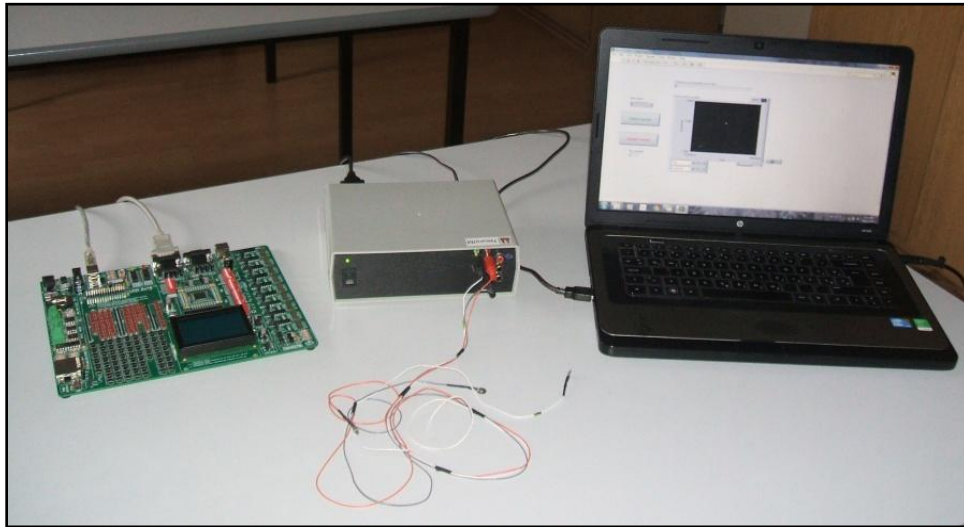


Slika 4.27. Sekvence sa konverterima rezultata u decimalne vrednosti i upisima podataka u fajl.

## 5. Primer platforme za razvoj instrumentacije

Platforma za razvoj elektrofiziološke merne instrumentacije (Slika 5.1.) se sastoji od:

1. razvojne ploče BIGPIC5 [39] i MikroC razvojnog okruženja,
2. ModularEEG uređaja i
3. virtualnih instrumenata.



Slika 5.1. Platforma za razvoj instrumentacije.

### 5.1 Razvojna ploča BIGPIC5 i MikroC razvojno okruženje

Razvojni sistem BIGPIC5 je alat za programiranje Microchip PIC 64- i 80-pinskih mikrokontrolera. Moguće je povezivanje PIC mikrokontrolera sa vanjskim elektronskim kolima i širokim spektrom perifernih uređaja. Ploča korišćena u ovom radu sadrži PIC18F8520 mikrokontroler. Takt mikrokontrolera je postavljen na 10MHz.

Firmver je napisan u MikroC razvojnom okruženju i sastoji se od jedne rutine (*main*). Na 10-bitni A/D konvertor se dovodi testni napon koji se odmerava sa frekvencijom odmeravanja 256Hz. Konvertovane vrednosti napona se prikazuju na GLCD-u i šalju prema računaru.

Uloga razvojne ploče i firmvera je da šalje test podatke virtualnom instrumentu.

### 5.2 ModularEEG uređaj

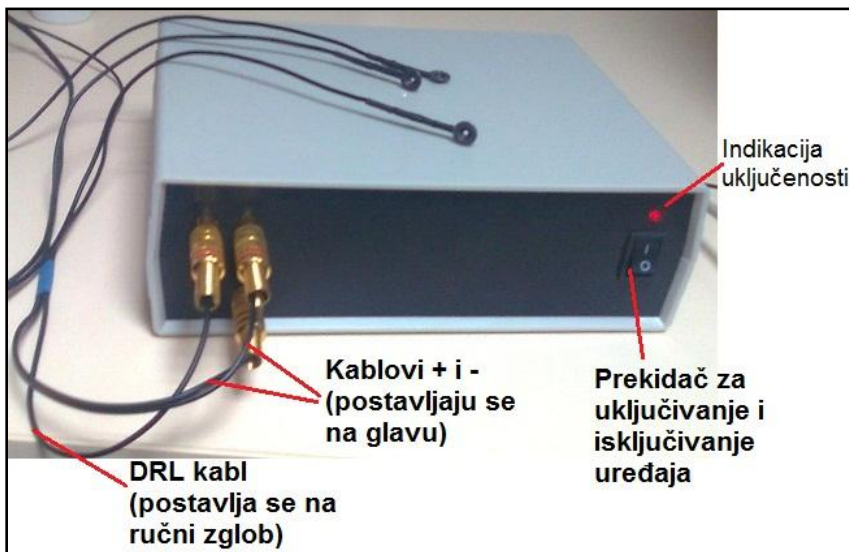
ModularEEG uređaj (Slika 5.2.) je projektovan na bazi OpenEEG dizajna [40]. Sastoji od analognog i digitalnog modula.

Analogni modul sastoji se od:

- elektroda i kablova (standardne Ag/Cl elektrode i tanki, fleksibilni i oklopljeni kablovi) i
- modula za pojačanje i filtriranje (promenljivim pojačavačem i filterom određujemo izgled signala koji ćemo posmatrati).

Digitalni modul sastoji se od:

- mikrokontrolera PIC18F4550 (vrši digitalizaciju pojačanog signala, prijem signala i prenos digitalnih informacija ka računaru),
- galvanske izolacije (potrebna radi zaštite instrumenta) i
- serijskog interfejsa (kabel RS232). [41]



Slika 5.2. ModularEEG uređaj.

Uređaj je napravljen na Fakultetu tehničkih nauka na Katedri za električna merenja i prvenstveno služi za merenje EEG signala. Menjanjem opsega pojačavača može se podesiti da jednako meri i EKG i EMG signal.

Upotrebljeni mikrokontroler je PIC-18F4550 i njegov takt je postavljen na  $48\text{MHz}$ . Firmver se sastoji iz dve rutine: *main* (glavne rutine) i *interrupt* (rutine za obradu prekida). Glavna rutina služi samo za inicijalizaciju i pokretanje dva tajmera za *interrupt* rutinu. [41]

Tajmer 1 je zadužen za odmeravanje AD konvertora (na ulaznom pinu AN0), proveru stanja tastera (spojenog na pin RB1) i slanje tih podataka UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*) protokolom, i njegov takt iznosi  $256 \tau_z$ . Podaci se pre slanja konvertuju u 3 bajta, 2 bajta za očitano 10-bitnu vrednost sa A/D konvertora i 1 bajt za stanje tastera. Tajmer 1 takode emituje i PWM (*Pulse-Width Modulation*) signal na pinu RB5, radi provere tačnosti takta eksternim merilom frekvencije. Tajmer 0 je zadužen za generisanje i emitovanje PWM signala na pinu RB0 za kalibraciju pojačavača, i takt ovog signala iznosi  $14\text{Hz}$ . [41]

ModularEEG uređaj u ovoj platformi predstavlja neophodni hardverski deo mernog instrumenta.

### 5.3 Virtualni instrument

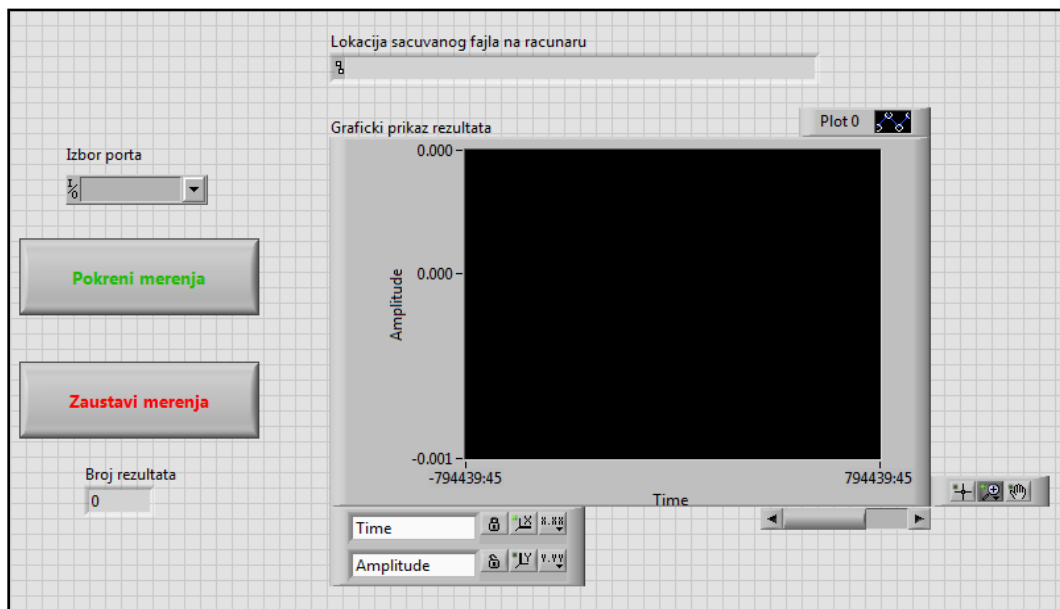
Virtualni instrument je realizovan u programskom paketu LabVIEW 2013, verzija 13.0f2.

Uloga virtualnog instrumenta je da preuzima podatke koje meri uređaj, da ih prikazuje na grafiku u realnom vremenu i da čuva podatke u CSV fajl. CSV fajlovi se mogu konvertovati u TDMS fajlove pomoću dodatka *Biomedical Workbench* [42] u LabVIEW-u. CSV fajlovi samo snimaju podatke i ne mogu zabeležiti podatak o frekvenciji uzorkovanja. TDMS fajlovi u sebi čuvaju i podatak o priraštaju između dve tačke.

Zbog toga je, nakon spremanja podataka u CSV fajl i njegovog pretvaranja u TDMS fajl, potrebno u TDMS fajl upisati podatak o priraštaju između dve tačke. To se može uraditi pomoću *Scout TDMS Editor-a* [43], koji se instalira zajedno sa dodatkom *Biomedical Toolkit*, ili pomoću aplikacije *NI DIAdem* [44].

### 5.3.1 Opis front panela

Na front panelu (Slika 5.3) se sa leve strane nalazi kontrola za izbor serijskog porta računara, tasteri za pokretanje i zaustavljanje programa, te indikator sa brojem rezultata. Desno se nalazi indikator sa lokacijom fajla za čuvanje podataka i grafikom koji prikazuje rezultate merenja u realnom vremenu.



Slika 5.3. Front panel virtualnog instrumenta.

### 5.3.2 Tok programa

Pre pokretanja programa, potrebno je odabrati serijski port računara. Program se pokreće pritiskom na taster „Pokreni merenja“ i korisnik odabire lokaciju za čuvanje fajla. Nakon toga se na grafiku vide podaci izmereni podaci u realnom vremenu. Kada je merenje gotovo, program se zaustavlja pritiskom na taster „Zaustavi merenje“.

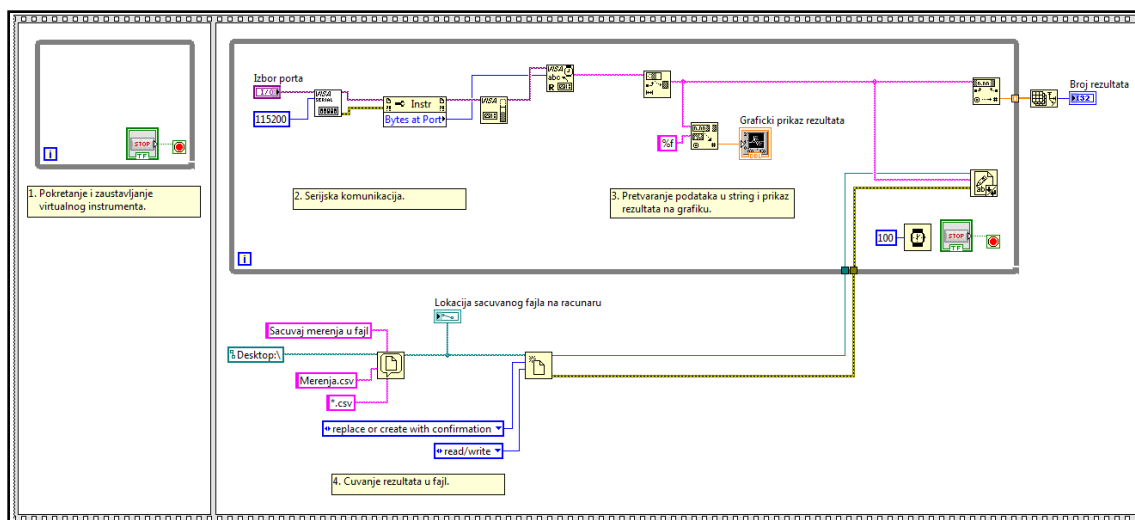
### 5.3.3 Opis blok dijagrama

Blok dijagram (Slika 5.4.) se sastoji od dve flat sekvence:

1. *while* petlja, koja služi za pokretanje i zaustavljanje programa i
2. deo programa za spajanje sa uređajem, prikupljanjem, prikazom i čuvanjem podataka u fajl.

Deo programa, koji služi za spajanje sa uređajem, prikupljanjem, prikazom i čuvanjem podataka u fajl se sastoji od dva glavna dela:

1. *While* petlja i
2. deo koji služi za upisivanje podataka u CSV fajl.



Slika 5.4. Blok dijagram virtualnog instrumenta sa *while* petljom za pokretanje i zaustavljanje programa (levo) i delom za spajanje sa uređajem, prikupljanjem, prikazom i čuvanjem podataka u fajl.

*While* petlja u sebi sadrži više delova:

1. deo za povezivanje sa uređajem pomoću RS-232 komunikacije; ovaj deo se sastoji od VISA funkcija [45], koje zapravo čine drajver uređaja,
2. deo za pretvaranje „pročitanih“ podataka u string i
3. deo za prikaz na grafiku.

## 6. Zaključak

Zadatak ovog rada je bio da se napišu virtualni instrumenti za analizu EEG, EKG i EMG signala i da se predloži platforma za razvoj elektrofiziološke merne instrumentacije.

Projektovani su virtualni instrumenti za analizu EEG signala brzom Furijeovom transformacijom, analizom nezavisnih komponenti i *wavelet* tehnikom za analizu. Virtualni instrumenti za analizu EKG signala vrše analizu brzom Furijeovom transformacijom, *wavelet* tehnikom za analizu i autoregresivnim modelom. Virtualni instrumenti za analizu EMG signala rade analizu kratkotrajnom Furijeovom transformacijom, *wavelet* tehnikom za analizu i analizom srednje i medijana frekvencije.

Svi virtualni instrumenti u ovom radu su projektovani u programskom paketu LabVIEW 2013, verzija 13.0f2. Za proveru rada virtualnih instrumenata korišćeni su primeri EEG/EKG/EMG signala iz LabVIEW Biomedical Toolkit i PhysioBank biblioteka podataka.

Platforma za razvoj elektrofiziološke merne instrumentacije se sastoji od razvojne ploče BIGPIC5 i razvojnog okruženja, ModularEEG uređaja i virtualnih instrumenata.

Ovaj rad može da posluži studentima koji žele da se upoznaju sa analizom EEG, EKG i EMG signala. Platforma za razvoj može da posluži studentima master studija elektrotehnike i računarstva koji žele da razvijaju EEG uređaj na bazi virtualne instrumentacije.



## 7. Dodatak A - Lista skraćenica

AIC	Akaike Information Criterion
AR	Autoregressive
CSV	Comma-Separated Values
DFT	Discrete Fourier Transform
DWT	Discrete Wavelet Transform
EEG	Elektroencefalografija
EKG	Elektrokardiografija
EMG	Elektromiografija
EOG	Elektrookulografija
ERP	Event-Related Potentials
FFT	Fast Fourier Transform
HF	High Frequencies
LF	Low Frequencies
MEG	Magnetoencefalografija
MDF	Median Frequency
MNF	Mean Frequency
ICA	Independent Component Analysis
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench
PSG	Polisomnografija
PWM	Pulse-Width Modulation
RS-232	Recommended Standard-232
STFT	Short-time Fourier Transform
TDMS	Technical Data Management Streaming
UART	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
ULF	Ultra Low Frequencies
VI	Virtual Instrument
VISA	Virtual Instrument Software Architecture
VLF	Very Low Frequencies

## 8. Dodatak B – Elementi virtualnih instrumenata

### HRV AR Spectrum VI

Extracts frequency-domain measurements of the heart rate variability (HRV) from RR intervals by using the autoregressive (AR) spectrum method.

You must manually select the polymorphic instance to use.



**RR** specifies the RR intervals that this VI uses to calculate the power spectral density (PSD).

**raw RR** specifies the raw RR intervals. This VI interpolates raw RR intervals to an evenly-sampled time series.

**AR settings** specifies parameters for the AR spectrum method.

**frequency bins** specifies the number of frequency bins for which this VI computes the single-sided PSD. The length of the single-sided PSD is  $(\text{frequency bins}/2+1)$ . The default is 1024.

**order** specifies the order of the AR model. **order** must be greater than 0. The default is 16.

**method** specifies the method this VI uses to estimate the AR model.

0	Forward-Backward (default)
1	Least-Squares
2	Yule-Walker
3	Burg-Lattice
4	Geometric-Lattice

**dB on?** specifies whether this VI returns the PSD in decibels or in a linear scale. If **dB on?** is TRUE, this VI returns the PSD in decibels. If **dB on?** is FALSE, this VI returns the PSD in a linear scale. The default is FALSE.

**frequency bands** specifies the frequency ranges of very low frequency (VLF), low frequency (LF), and high frequency (HF) to calculate the FFT measurements.

**VLF high** specifies the high limit of the VLF frequency band, in hertz. The default is 0.04.

**VLF low** specifies the low limit of the VLF frequency band, in hertz. The default is 0.

**LF high** specifies the high limit of the LF frequency band, in hertz. The default is 0.15.

**LF low** specifies the low limit of the LF frequency band, in hertz. The default is 0.04.

**HF high** specifies the high limit of the HF frequency band, in hertz. The default is 0.4.

**HF low** specifies the low limit of the HF frequency band, in hertz. The default is 0.15.

**error in** describes error conditions that occur before this node runs. This input provides standard error inf functionality.

**interpolation rate** specifies the rate of interpolation, in hertz, for converting raw RR intervals into an evenly-sampled time series. The default is 2.

**AR spectrum** returns the AR spectrum of the input RR intervals.

**f0** returns the lower boundary, in hertz, of the frequency range.

**df** returns the frequency increment, in hertz.

**S(f)** returns the magnitude of the PSD at each frequency. The value of **dB on?** determines the unit of measurement for **S(f)**.

**AR measurements** returns the VLF, LF, and HF information of the input RR intervals.

**VLF peak frequency** returns the peak frequency of the PSD estimate in VLF bands, in hertz.

**VLF peak amplitude** returns the peak amplitude of the PSD estimate in VLF bands, in milliseconds squared.

**LF peak frequency** returns the peak frequency of the PSD estimate in LF bands, in hertz.

**LF peak amplitude** returns the peak amplitude of the PSD estimate in LF bands, in milliseconds squared.

**HF peak frequency** returns the peak frequency of the PSD estimate in HF bands, in hertz.

**HF peak amplitude** returns the peak amplitude of the PSD estimate in HF bands, in milliseconds squared.

**VLF power** returns the absolute value of power in VLF bands, in milliseconds squared.

**LF power** returns the absolute value of power in LF bands, in milliseconds squared.

**HF power** returns the absolute value of power in HF bands, in milliseconds squared.

**LF norm** returns the normalized unit of power in LF bands, which represents the relative value of LF power in proportion to the total power minus the VLF power.

**HF norm** returns the normalized unit of power in HF bands, which represents the relative value of HF power in proportion to the total power minus the VLF power.

**LF/HF** returns the ratio of LF power to HF power.

**VLF** returns the distribution of power in VLF bands.

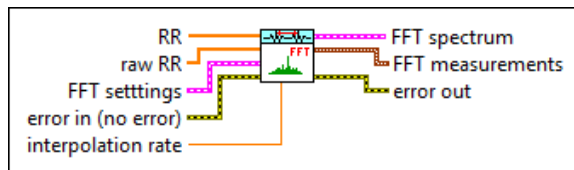
**LF** returns the distribution of power in LF bands.

**HF** returns the distribution of power in HF bands.

## HRV FFT Spectrum VI

Extracts frequency-domain measurements of the heart rate variability (HRV) from RR intervals by using the fast Fourier transform (FFT) method.

You must manually select the polymorphic instance to use.



**RR** specifies the RR intervals that this VI uses to calculate the power spectral density (PSD).

**raw RR** specifies the raw RR intervals. This VI interpolates raw RR intervals to an evenly-sampled time series.

**FFT settings** specifies the FFT parameters, including window settings, frequency bins, and frequency band settings.

**window settings** specifies the information of the sliding window that divides the time series into subsequences.

**window** specifies the time-domain window that this VI applies to the time series.

0	None
1	Hanning (default)
2	Hamming
3	Blackman-Harris
4	Exact Blackmann
5	Blackmann
6	Flat Top
7	4 Term B-Harris
8	7 Term B-Harris
9	Low Sidelobe

**length** specifies the length of the window. A large window generates a PSD with small bias but results in a coarse PSD plot. A small window generates a smooth PSD plot but leads to large bias. The default is 1024.

**overlap** specifies the overlap, in percentage, of the moving window that this VI applies to the time series. **overlap** determines how much data this VI reuses for the signal space matrix. A large overlap reduces the variance of the resulting power spectrum but increases computation time. The default is 50, which specifies that the overlap is half of the window length.

**dB on?** specifies whether this VI returns the PSD in decibels or in a linear scale. If **dB on?** is TRUE, this VI returns the PSD in decibels. If **dB on?** is FALSE, this VI returns the PSD in a linear scale. The default is FALSE.

**frequency bins** specifies the number of frequency bins for which this VI computes the single-sided PSD. The length of the single-sided PSD is  $(\text{frequency bins}/2+1)$ . The default is 1024.

**frequency bands** specifies the frequency ranges of very low frequency (VLF), low frequency (LF), and high frequency (HF) to calculate the FFT measurements.

**VLF high** specifies the high limit of the VLF frequency band, in hertz. The default is 0.04.

**VLF low** specifies the low limit of the VLF frequency band, in hertz. The default is 0.

**LF high** specifies the high limit of the LF frequency band, in hertz. The default is 0.15.

**LF low** specifies the low limit of the LF frequency band, in hertz. The default is 0.04.

**HF high** specifies the high limit of the HF frequency band, in hertz. The default is 0.4.

**HF low** specifies the low limit of the HF frequency band, in hertz. The default is 0.15.

**error in** describes error conditions that occur before this node runs. This input provides standard error in functionality.

**interpolation rate** specifies the rate of interpolation, in hertz, for converting raw RR intervals into an evenly-sampled time series. The default is 2.

**FFT spectrum** returns the FFT spectrum of the input RR intervals.

**f0** returns the lower boundary, in hertz, of the frequency range.

**df** returns the frequency increment, in hertz.

**S(f)** returns the magnitude of the PSD at each frequency. The value of **dB on?** determines the unit of measurement for **S(f)**.

**FFT measurements** returns the VLF, LF, and HF information of the input RR intervals.

**VLF peak frequency** returns the peak frequency of the PSD estimate in VLF bands, in hertz.

**VLF peak amplitude** returns the peak amplitude of the PSD estimate in VLF bands, in milliseconds squared.

**LF peak frequency** returns the peak frequency of the PSD estimate in LF bands, in hertz.

**LF peak amplitude** returns the peak amplitude of the PSD estimate in LF bands, in milliseconds squared.

**HF peak frequency** returns the peak frequency of the PSD estimate in HF bands, in hertz.

**HF peak amplitude** returns the peak amplitude of the PSD estimate in HF bands, in milliseconds squared.

**VLF power** returns the absolute value of power in VLF bands, in milliseconds squared.

**LF power** returns the absolute value of power in LF bands, in milliseconds squared.

**HF power** returns the absolute value of power in HF bands, in milliseconds squared.

**LF norm** returns the normalized unit of power in LF bands, which represents the relative value of LF power in proportion to the total power minus the VLF power.

**HF norm** returns the normalized unit of power in HF bands, which represents the relative value of HF power in proportion to the total power minus the VLF power.

**LF/HF** returns the ratio of LF power to HF power.

**VLF** returns the distribution of power in VLF bands.

**LF** returns the distribution of power in LF bands.

**HF** returns the distribution of power in HF bands.

**error out** contains error information. This output provides standard error out functionality.

## Wavelet Packet Analysis Express VI

Decomposes the signal according to the tree structure you specify and reconstructs the signal from the nodes you specify. This VI also returns the coefficients and the entropies of the nodes you select.

Dialog Box Options

Parameter	Description
-----------	-------------

<b>Data Source</b>	Specifies whether this Express VI reads data from a block diagram input terminal or from a file. <b>From terminal</b> specifies that this Express VI reads data from a block diagram input terminal. <b>From file</b> specifies that this Express VI reads data from a file. This Express VI can read data from waveform, WAV, or TXT files.
<b>File Path Configuration</b>	Contains the following options: <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>File path</b>—Specifies and displays the path to the file from which this Express VI reads data. This option is available only when you select <b>From file</b> in the <b>Data Source</b> section.</li> <li>• <b>Prompt to choose a file each time this VI runs</b>—Specifies whether this Express VI displays a dialog box that prompts you to select a file each time this Express VI runs. This option is available only when you select the <b>From file</b> option in the <b>Data Source</b> section.</li> </ul>
<b>Signals and Coefficients</b>	Displays the following graphs: <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Original and reconstructed signal</b>—Displays the original and the reconstructed signal.</li> <li>• <b>Nodes coefficients</b>—Displays the coefficients of the nodes you select. If you select multiple nodes, this VI concatenates the node coefficients into one array.</li> </ul>
<b>Decomposition Settings</b>	Contains the following options: <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Wavelet</b>—Specifies the wavelet type to use for the discrete wavelet analysis. The default isdb02. The options include two types: orthogonal (<b>Haar</b>, Daubechies (<b>dbxx</b>), Coiflets (<b>coifx</b>), Symmlets (<b>symx</b>)) and biorthogonal (Biorthogonal (<b>biorx_x</b>), including FBI (<b>bior4_4 (FBI)</b>)), where <i>x</i> indicates the order of the wavelet. The higher the order, the smoother the wavelet. The orthogonal wavelets are not redundant and are suitable for signal or image denoising and compression. The biorthogonal wavelets usually have the linear phase property and are suitable for signal or image feature extraction.</li> <li>• <b>Entropy type</b>—Specifies the method to use to compute the entropy of the wavelet packet coefficients.</li> <li>• <b>Best tree</b>—Specifies to decompose the signal based on the minimum entropy criterion.</li> <li>• <b>Levels</b>—Specifies the number of levels in the discrete wavelet analysis. <b>Levels</b> must be a positive integer no greater than <math>\log_2(L_s)</math>, where <math>L_s</math> is the length of the signal.</li> <li>• <b>Optional parameter</b>—Specifies the associated parameter for the <b>Threshold</b>, <b>SURE</b>, and <b>Normentropy</b>. <b>Optional parameter</b> is not available when you select <b>Shannon</b> or <b>Energy</b> in <b>Entropy type</b>.</li> </ul>
<b>Decomposition Tree</b>	Plots the entire tree structure of the wavelet packet tree. Click a node to select it and display the coefficients of the node and the reconstruction of the signal in <b>Signals and Coefficients</b> . <Ctrl>—click to select multiple nodes. Double-click to split or join nodes. <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Zoom out</b>—Zooms out the decomposition tree.</li> <li>• <b>Zoom in</b>—Zooms in the decomposition tree.</li> <li>• <b>Restore</b>—Restores the decomposition tree.</li> <li>• <b>Display mode</b>—Specifies the display mode of the node strings in the decomposition tree. Contains the following options: <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>node path</b>—Displays the node with a string that consists of the characters 0 and 1, where 0 represents lowpass filtering, and 1 represents highpass filtering.</li> <li>• <b>depth, pos</b>—Displays the node with the depth of the node in the tree and the position of the node in its level. The depth and the position start with 0. The depth ascends from the top to the bottom of the tree. The position ascends from the left to the right in a level.</li> <li>• <b>entropy</b>—Displays the node with the entropy of the node.</li> </ul> </li> </ul>

#### Block Diagram Inputs

Parameter	Description
<b>error in</b> (no error)	Describes error conditions that occur before this node runs.
<b>Signal</b>	Specifies the block diagram terminal of the data you want to load. This input is available only if you select

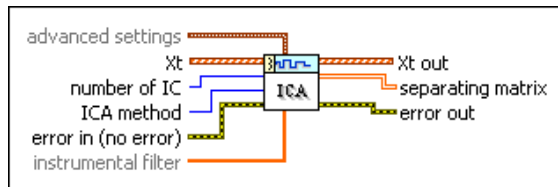
	the <b>From terminal</b> option in the <b>Data Source</b> section.
<b>File path</b>	Specifies the file path of the data you want to load. This input is available only when you select the <b>From file</b> option in the <b>Data Source</b> section.

#### Block Diagram Outputs

Parameter	Description
<b>Reconstruction</b>	Returns the reconstructed signal.
<b>node coeffs</b>	Returns the coefficients of the nodes you select.
<b>entropy</b>	Returns the entropies of the nodes you select.
<b>path out</b>	Returns the paths of the nodes you select.
<b>error out</b>	Contains error information. This output provides standard error out functionality.

### TSA Independent Component Analysis VI

Performs independent component analysis (ICA) on a multivariate (vector) time series. Wire data to the **Xt** input to determine the polymorphic instance to use or manually select the instance.



**advanced settings** specifies the iteration settings for independent component analysis. This option is available only when **ICA method** is **Fast ICA**.

**method** specifies the method to use in estimating the negentropy, which is the measurement of nongaussianity.

0	Square
1	Cube (default)
2	Tanh
3	Gaussian

**max iteration** specifies the maximum number of iterations this VI performs to minimize the mutual information between the input time series. The default is 1000.

**convergence tolerance** specifies the value of convergence tolerance this VI uses to minimize the mutual information between the input time series.

**deflation tolerance** specifies the value of deflation tolerance this VI uses to determine the number of independent components.

**max refinements** specifies the maximum number of refinements. The default is 10.

**refinements tolerance** specifies the value of convergence tolerance this VI uses to perform refinements.

**Xt** specifies the multivariate (vector) time series.

**number of IC** specifies the number of independent components to estimate. The default is  $-1$ , which specifies that this VI computes all the possible independent components.

**ICA method** specifies the method to use in computing the independent components of the multivariate (vector) time series.

0	Matrix Pencil ICA (default)
1	Fast ICA

**error in** describes error conditions that occur before this node runs. This input provides standard error in functionality.

**instrumental filter** specifies the instrumental finite impulse response (FIR) filter coefficients when performing independent component analysis. This option is available only when **ICA method** is **Matrix Pencil ICA**. This VI uses the default filter if you do not specify a value for this parameter.

**Xt out** returns the estimated independent components.

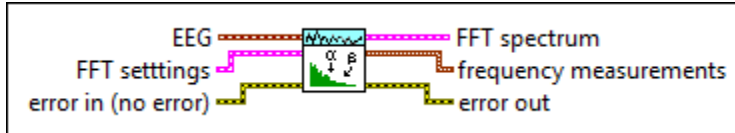
**separating matrix** returns the estimated matrix this VI uses to separate the independent components from the multivariate (vector) time series.

**error out** contains error information. This output provides standard error out functionality.

## EEG FFT Spectrum VI

Computes the single-sided power spectral density (PSD) of an electroencephalogram (EEG) signal by using the Welch method and extracts the frequency-domain measurements of the EEG signal.

You must manually select the polymorphic instance to use.



**EEG** specifies the input EEG signal.

**FFT settings** specifies the fast Fourier transform (FFT) parameters, including window settings, frequency bins, and frequency band settings.

**window settings** specifies the information of the sliding window that divides the time series into subsequences.

**window** specifies the time-domain window that this VI applies to the time series.

0	None
1	Hanning (default)
2	Hamming
3	Blackman-Harris
4	Exact Blackmann
5	Blackmann
6	Flat Top
7	4 Term B-Harris
8	7 Term B-Harris
9	Low Sidelobe

**length** specifies the length of the window. A large window generates a PSD with small bias but results in a coarse PSD plot. A small window generates a smooth PSD plot but leads to large bias. The default is 1024.

**overlap** specifies the overlap, in percentage, of the moving window that this VI applies to the time series. **overlap** determines how much data this VI reuses for the signal space matrix. A large overlap reduces the variance of the resulting power spectrum but increases computation time. The default is 50, which specifies that the overlap is half of the window length.

**dB on?** specifies whether this VI returns the PSD in decibels or in a linear scale. If **dB on?** is TRUE, this VI returns the PSD in decibels. If **dB on?** is FALSE, this VI returns the PSD in a linear scale. The default is FALSE.

**frequency bins** specifies the number of frequency bins for which this VI computes the single-sided PSD. The length of the single-sided PSD is  $(\text{frequency bins}/2+1)$ . The default is 1024.

**frequency bands** specifies the frequency ranges of delta activities, theta activities, alpha activities, and beta activities to calculate the FFT measurements.

**delta high** specifies the high limit of the frequency band of delta activities, in hertz. The default is 4.

**delta low** specifies the low limit of the frequency band of delta activities, in hertz. The default is 0.5.

**theta high** specifies the high limit of the frequency band of theta activities, in hertz. The default is 7.5.

**theta low** specifies the low limit of the frequency band of theta activities, in hertz. The default is 4.

**alpha high** specifies the high limit of the frequency band of alpha activities, in hertz. The default is 13.

**alpha low** specifies the low limit of the frequency band of alpha activities, in hertz. The default is 8.

**beta high** specifies the high limit of the frequency band of beta activities, in hertz. The default is 26.

**beta low** specifies the low limit of the frequency band of beta activities, in hertz. The default is 14.

**error in** describes error conditions that occur before this node runs. This input provides standard error in functionality.

**FFT spectrum** returns the FFT spectrum of the input EEG signal.

**f0** returns the lower boundary, in hertz, of the frequency range.

**df** returns the frequency increment, in hertz.

**S(f)** returns the magnitude of the PSD at each frequency. The value of **dB on?** determines the unit of measurement for **S(f)**.

**frequency measurements** returns the frequency-domain measurements of the spectrum of the input EEG signal.

**delta power** returns the absolute value of power in the frequency band of delta activities.

**theta power** returns the absolute value of power in the frequency band of theta activities.

**alpha power** returns the absolute value of power in the frequency band of alpha activities.

**beta power** returns the absolute value of power in the frequency band of beta activities.

**delta** returns the distribution of power in the frequency band of delta activities.

**theta** returns the distribution of power in the frequency band of theta activities.

**alpha** returns the distribution of power in the frequency band of alpha activities.

**beta** returns the distribution of power in the frequency band of beta activities.

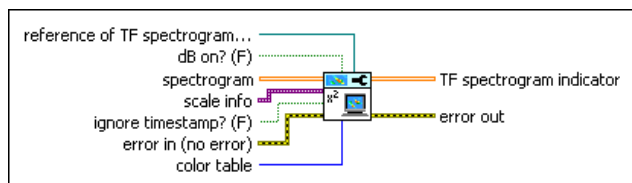
**error out** contains error information. This output provides standard error out functionality.

## TFA Configure Spectrogram Indicator VI

Displays the spectrogram of a signal on an intensity graph. Wire data to the **color table** input to determine the polymorphic instance to use or manually select the instance.

You can save the time-dependent 2D array to a text file for use in another software environment. The resulting text file contains only Z values and does not retain the time axis information or the frequency axis information. You can use the TFA Get Time and Freq Scale Info VI to compute the time scale information and the frequency scale information of the time-frequency representation.

TFA Configure Spectrogram Indicator (Predefined Color Table)



**reference of TF spectrogram indicator** specifies the reference of **TF spectrogram indicator**. If you do not wire this input, this VI does not set the scale information and color table for **TF spectrogram indicator**.

**dB on?** specifies to display the **spectrogram** in decibels or in a linear scale. If **dB on?** is TRUE, this VI returns the **spectrogram** in decibels. If **dB on?** is FALSE, this VI returns the **spectrogram** in a linear scale. The default is FALSE.

**spectrogram** specifies the quadratic time-frequency representation of a signal. Each row corresponds to the instantaneous power spectrum at a certain time.

**scale info** specifies the time scale information and the frequency scale information of the time-frequency representation.

**ignore timestamp?** specifies whether this VI forces the timestamp of the input signal to 0 so you can define the limit signals relative to the beginning of the input signal. The default is FALSE, which means this VI uses the timestamp in **scale info**.

**error in** describes error conditions that occur before this node runs. This input provides standard error in functionality.

**color table** specifies the color table of **TF spectrogram indicator**.

0	<b>Rainbow</b> (default)—Displays the maximum in red and the minimum in purple.
1	<b>Inverse gray</b> —Displays the maximum in black and the minimum in white.



2	<b>Gray</b> —Displays the maximum in white and the minimum in black.
---	--

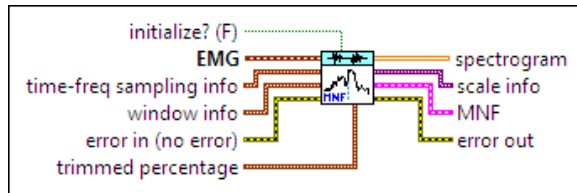
**TF spectrogram indicator** displays the spectrogram on an intensity graph. The x-axis represents time, and the y-axis represents frequency. The color indicates the energy of the signal.

**error out** contains error information. This output provides standard error out functionality.

## EMG Median Power Frequency VI

Calculates the online median power frequency (MDF) of an electromyography (EMG) signal. This VI first computes the short-time Fourier transform (STFT) spectrogram of the EMG signal and then computes the MDF by using the STFT spectrogram.

You must manually select the polymorphic instance to use.



**initialize?** specifies whether to initialize the internal state of the VI. This VI performs calculations that are dependent on all previous data since the VI last ran or since you set **initialize?** to TRUE. When **initialize?** is TRUE, this VI restarts the calculation dependency. The default is FALSE.

**EMG** specifies the EMG signal for calculating the MDF.

**time-freq sampling info** specifies the density that this VI uses to sample the EMG signal in the time-frequency domain.

**time steps** specifies the sampling period, in samples, along the time axis in the joint time-frequency domain. The default is -1, which specifies that this VI adjusts time steps automatically.

**frequency bins** specifies the FFT block size of the STFT. **frequency bins** must be a power of two and greater than zero. You also can consider **frequency bins** as the number of bins along the frequency axis to sample the signal in the joint time-frequency domain. The default is 512.

**window info** specifies the sliding window that this VI uses to truncate the EMG signal and specifies the resolution of the resulting time-frequency representation.

**type** specifies the type of the sliding window.

0	None
1	Hanning (default)
2	Hamming
3	Blackman-Harris
4	Exact Blackmann
5	Blackmann
6	Flat Top
7	4 Term B-Harris
8	7 Term B-Harris
9	Low Sidelobe
10	Gaussian

**length** specifies the relationship between the time resolution and the frequency resolution of the time-frequency representation. A large window length provides better frequency resolution but poorer time resolution. The default is -1.

**error in** describes error conditions that occur before this node runs. This input provides standard error in functionality.

**trimmed percentage** specifies how this VI trims the spectrogram at high frequencies and at low frequencies before computing the MDF. If obvious noise exists at high frequencies or at low frequencies, use **trimmed percentage** to improve the accuracy of the MDF estimation.

**upper** specifies the percent of noise power at high frequencies to the total power of the spectrogram. **upper** must be less than 100 minus **lower**. The larger the percentage, the more bins at high frequencies that this VI trims.

**lower** specifies the percent of noise power at low frequencies to the total power of the spectrogram. **Lower** must be less than 100 minus **upper**. The larger the percentage, the more bins at low frequencies this VI trims.

**spectrogram** returns the STFT spectrogram of the EMG signal.

**scale info** returns the time scale and frequency scale information of the time-frequency representation, including the time offset, the time interval between every two contiguous rows, the frequency offset, and the frequency interval between every two continuous columns of spectrogram.

**MDF** returns the median power frequency of the EMG signal at each time bin.

**t0** returns the lowest value of the time bins in seconds.

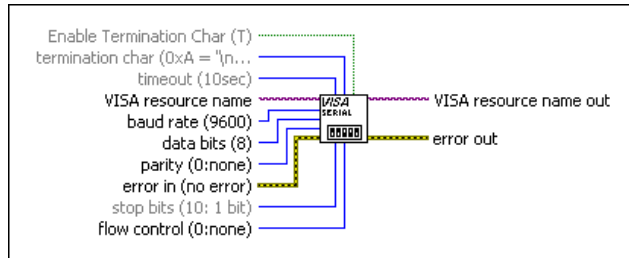
**dt** returns the interval between the time bins in seconds.

**frequency** returns the resulting median instantaneous frequencies at each time bin in hertz.

**error out** contains error information. This output provides standard error out functionality.

## VISA Configure Serial Port VI

Initializes the serial port specified by **VISA resource name** to the specified settings. Wire data to the **VISA resource name** input to determine the polymorphic instance to use or manually select the instance.



**Enable Termination Char** prepares the serial device to recognize **termination char**. If TRUE (default), the VI\_ATTR\_ASRL\_END\_IN attribute is set to recognize the termination character. If FALSE, the VI\_ATTR\_ASRL\_END\_IN attribute is set to 0 (None) and the serial device does not recognize the **termination char**.

**termination char** calls for termination of the read operation. The read operation terminates when the **termination char** is read from the serial device. 0xA is the hex equivalent of a linefeed character (\n). Change the **termination char** to 0xD for message strings that terminate with a carriage return (\r).

**timeout** specifies the time, in milliseconds, for the write and read operations. The default is 10000.

**VISA resource name** specifies the resource to be opened. The **VISA resource name** control also specifies the session and class.

**baud rate** is the rate of transmission. The default is 9600.

**data bits** is the number of bits in the incoming data. The value of **data bits** is between five and eight. The default value is 8.

**parity** specifies the parity used for every frame to be transmitted or received. This input accepts the following values.

0	no parity (default)
1	odd parity
2	even parity
3	mark parity
4	space parity

**error in** describes error conditions that occur before this node runs. This input provides standard error in functionality.

**stop bits** specifies the number of stop bits used to indicate the end of a frame. This input accepts the following values.

10	1 stop bit
15	1.5 stop bit

20	2 stop bit
----	------------

**flow control** sets the type of control used by the transfer mechanism. This input accepts the following values.

0	<b>None</b> (default)—The transfer mechanism does not use flow control. Buffers on both sides of the connection are assumed to be large enough to hold all data transferred.
1	<b>XON/XOFF</b> —The transfer mechanism uses the XON and XOFF characters to perform flow control. The transfer mechanism controls input flow by sending XOFF when the receive buffer is nearly full, and it controls the output flow by suspending transmission when XOFF is received.
2	<b>RTS/CTS</b> —The transfer mechanism uses the RTS output signal and the CTS input signal to perform flow control. The transfer mechanism controls input flow by unasserting the RTS signal when the receive buffer is nearly full, and it controls output flow by suspending the transmission when the CTS signal is unasserted.
3	<b>XON/XOFF and RTS/CTS</b> —The transfer mechanism uses the XON and XOFF characters and the RTS output signal and CTS input signal to perform flow control. The transfer mechanism controls input flow by sending XOFF and unasserting the RTS signal when the receive buffer is nearly full, and it controls the output flow by suspending transmission when XOFF is received and the CTS is unasserted.
4	<b>DTR/DSR</b> —The transfer mechanism uses the DTR output signal and the DSR input signal to perform flow control. The transfer mechanism controls input flow by unasserting the DTR signal when the receive buffer is nearly full, and it controls output flow by suspending the transmission when the DSR signal is unasserted.
5	<b>XON/XOFF and DTR/DSR</b> —The transfer mechanism uses the XON and XOFF characters and the DTR output signal and DSR input signal to perform flow control. The transfer mechanism controls input flow by sending XOFF and unasserting the DTR signal when the receive buffer is nearly full, and it controls the output flow by suspending transmission when XOFF is received and the DSR signal is unasserted.

**VISA resource name out** is a copy of the VISA resource name that VISA functions return.

**error out** contains error information. This output provides standard error out functionality.

## 9. Dodatak C – Listing testnog mikrokontrolerskog koda

```
/*Program za pristupanje svim kanalima A/D konvertora na BIGPIC ploci (12 kanala),
njihov ispis na GLCD i slanje u obliku stringa preko UART komunikacije na racunar,
radi dalje obrade podataka*/

// Glcd module connections
char GLCD_DataPort at PORTD;
sbit GLCD_CS1 at RJ0_bit;
sbit GLCD_CS2 at RJ1_bit;
sbit GLCD_RS at RJ2_bit;
sbit GLCD_RW at RJ3_bit;
sbit GLCD_EN at RJ4_bit;
sbit GLCD_RST at RJ5_bit;

sbit GLCD_CS1_Direction at TRISJ0_bit;
sbit GLCD_CS2_Direction at TRISJ1_bit;
sbit GLCD_RS_Direction at TRISJ2_bit;
sbit GLCD_RW_Direction at TRISJ3_bit;
sbit GLCD_EN_Direction at TRISJ4_bit;
sbit GLCD_RST_Direction at TRISJ5_bit;
// End Glcd module connections

#include <built_in.h>
unsigned char ch;
unsigned int adc_rd;
char uart_rd;

void DelayS(){
    Delay_ms(4);
}

void Display_Adc(int adcval, int y) {           //Konverzija u 0-5000 i ispis u prvu liniju texta na GLCD
    long longadc;
    char ch;
    int x=20;

    longadc = (long)adcval * 5000;              // expand the ADC range from 0 - 1023
    adcval = longadc >> 10;                     // to 0 - 5000

    ch = adcval / 1000;                         // extract thousands digit
    Glcd_Write_Char(48 + ch, x, y, 1);         // write digit at 2nd row, 9th column (ASCII value)
```

```

    Glcd_Write_Char('.', x+4, y, 1);    // write dot chracter
    ch  = (adcval / 100) % 10;          // extract hundreds digit
    Glcd_Write_Char(48 + ch, x+8, y, 1); // write digit
    ch  = (adcval / 10) % 10;           // extract tens digit
    Glcd_Write_Char(48 + ch, x+12, y, 1); // write digit
    ch  = adcval % 10;                  // extract ones digit
    Glcd_Write_Char(48 + ch, x+16, y, 1); // write digit
    Glcd_Write_Char('V', x+20, y, 1);   // write 'V' character
}

void Display_Adc_X(int adcval, int y) { //Konverzija u 0-5000 i ispis u drugu liniju texta na GLCD
    long longadc;
    char ch;
    int x=65;

    longadc = (long)adcval * 5000;      // expand the ADC range from 0 - 1023
    adcval = longadc >> 10;             // to 0 - 5000
    ch = adcval / 1000;                  // extract thousands digit
    Glcd_Write_Char(48 + ch, x, y, 1);   // write digit at 2nd row, 9th column (ASCII value)
    Glcd_Write_Char('.', x+4, y, 1);     // write dot chracter
    ch  = (adcval / 100) % 10;           // extract hundreds digit
    Glcd_Write_Char(48 + ch, x+8, y, 1); // write digit
    ch  = (adcval / 10) % 10;           // extract tens digit
    Glcd_Write_Char(48 + ch, x+12, y, 1); // write digit
    ch  = adcval % 10;                  // extract ones digit
    Glcd_Write_Char(48 + ch, x+16, y, 1); // write digit
    Glcd_Write_Char('V', x+20, y, 1);   // write 'V' character
}

void Communication_Port(int channel, int adcval) { //Slanje informacija preko UART na racunar
    long longadc;
    char ch, str[10];
    sprintf(str, "%02d %5.3f", channel, adcval * 5.0 / 1024);
    UART1_Write_Text(str);
}

void main() {
    int i;
    unsigned int m;

    ADCON1 |= 0x07;                    // Configure AN pins as digital
    CMCON  |= 7;                        // Disable comparators
    TRISA  = 0xFF;                      // Port A as input

```

```

TRISB    = 0xFF;           // Port B as input

Glcd_Init();               // Initialize GLCD
Glcd_Fill(0x00);           // Clear GLCD

UART1_Init(9600);          // Initialize UART module at 9600 bps
Delay_ms(100);             // Wait for UART module to stabilize

UART1_Write_Text("Start");

while(1) {
    Glcd_Set_Font(System3x5, 3, 5, 32);

    //Ispis naziva napona
    Glcd_Write_Text("U0:", 5, 2, 1);
    Glcd_Write_Text("U1:", 5, 3, 1);
    Glcd_Write_Text("U2:", 5, 4, 1);
    Glcd_Write_Text("U3:", 5, 5, 1);
    Glcd_Write_Text("U4:", 5, 6, 1);
    Glcd_Write_Text("U5:", 5, 7, 1);
    Glcd_Write_Text("U6:", 50, 2, 1);
    Glcd_Write_Text("U7:", 50, 3, 1);
    Glcd_Write_Text("U8:", 50, 4, 1);
    Glcd_Write_Text("U9:", 50, 5, 1);
    Glcd_Write_Text("U10:", 50, 6, 1);
    Glcd_Write_Text("U11:", 50, 7, 1);
    //Kraj ispisa naziva napona

    for(i=0;i<=5;i++)          //Pozivanje funkcija za očitavanje i ispis napona, kao i slanje preko UART za prvu liniju
    {
        m=1000;
        Display_Adc(m, 50-7*i);
        Communication_Port(i,m);
    }
    DelayS();
}

```

## 10. Dodatak D - Uputstvo za instalaciju i podešavanje razvojne platforme

1. Instalirati LabVIEW 2013 i sledeće dodatke:

- *Biomedical Workbench*,
- *Biomedical Toolkit* i
- *Advanced Signal Processing Toolkit*. [37]

LabVIEW 2013, *Biomedical Toolkit* i *Advanced Signal Processing Toolkit* su neophodni za kvalitetno funkcionisanje svih virtualnih instrumenata.

2. Instalirati *National Instruments Measurement and Automation Explorer*, *NIDAQmx* i *NI-Serial* (potreban zbog uspostavlja serijske veze između računara i uređaja). [37]

3. Instalirati *mikroC PRO for PIC*, *Lv18PICFLASH Programmer*, *PICFLASH with mikroICD* (potrebno zbog programiranja mikrokontrolera).

4. Instalirati ERP softver. [41]

5. U slučaju da se koristi računar koji ima samo USB port, koristiti *Serial-to-USB* adapter i instalirati odgovarajući drajver za adapter (zavisno od proizvođača adaptera).

6. Uvek prvo uraditi podešavanja ploče, uređaja i virtualnih instrumenata i nakon toga pokrenuti merenja.

7. Pri povezivanju uređaja ili ploče sa virtualnim instrumentom, pokrenuti virtualni instrument na sledeći način:

1. Kliknuti na taster „Run this VI“ u LabVIEW-u
2. Odabrati serijski port računara
3. Kliknuti na taster „Pokreni merenja“ u virtualnom instrumentu.

8. Obratiti pažnju na to da je brzina slanja podataka od ploče ka računaru 9600bps, a od uređaja ka računaru 115200bps.

Popis svih vi-ova i način njihovog korišćenja:

1. ECG - Autoregressive model (analizira EKG signal koristeći autoregresivni model)

- 1.1. Odrediti “AR podešavanja” koja se nalaze sa desne strane, pored grafika koji prikazuje signal pre analize.
- 1.2. Kliknuti na strelicu “Run” u LabVIEW-u.
- 1.3. Kada se otvori prozor za učitavanje fajla, odabrati željeni fajl za analizu podataka (fajlovi moraju biti u TDMS formatu).

1.4. Kada se otvori prozor za čuvanje analiziranih podataka u fajl, odabrati lokaciju za spremanje fajla sa rezultatima analize.

## 2. ECG - Fast Fourier Transform (analizira EKG signal koristeći brzu Furijeovu transformaciju)

2.1. Odrediti “FFT podešavanja” koja se nalaze sa desne strane, pored grafika koji prikazuje signal pre analize.

2.2. Kliknuti na strelicu “Run” u LabVIEW-u.

2.3. Kada se otvori prozor za učitavanje fajla, odabrati željeni fajl za analizu podataka (fajlovi moraju biti u TDMS formatu).

2.4. Kada se otvori prozor za čuvanje analiziranih podataka u fajl, odabrati lokaciju za spremanje fajla sa rezultatima analize.

## 3. ECG - Wavelet (analizira EKG signal koristeći *wavelet* transformaciju i *Daubechies 6 wavelet* na četvrtom nivou)

3.1. Kliknuti na strelicu “Run” u LabVIEW-u.

3.2. Kada se otvori prozor za učitavanje fajla, odabrati željeni fajl za analizu podataka (fajlovi moraju biti u TDMS formatu).

3.3. Kada se otvori prozor za čuvanje analiziranih podataka u fajl, odabrati lokaciju za spremanje fajla sa rezultatima analize.

## 4. EEG - Fast Fourier Transform (analizira EEG signal koristeći brzu Furijeovu transformaciju)

4.1. Odrediti “FFT podešavanja” i „Frekvenciju odabiranja“ koja se nalaze sa desne strane, pored grafika koji prikazuje signal pre analize.

4.2. Kliknuti na strelicu “Run” u LabVIEW-u.

4.3. Kada se otvori prozor za učitavanje fajla, odabrati željeni fajl za analizu podataka (fajlovi moraju biti u TDMS formatu).

4.4. Kada se otvori prozor za čuvanje analiziranih podataka u fajl, odabrati lokaciju za spremanje fajla sa rezultatima analize.

## 5. EEG - Independent Component Analysis (analizira EEG signal koristeći analizu nezavisnih komponenti)

5.1. Odrediti “Broj nezavisnih komponenti” i „ICA metod“. U slučaju da se odabere metod „Fast ICA“, potrebno je odrediti i „Podešavanja za metod Fast ICA“ (svi navedeni indikatori se nalaze sa desne strane, pored grafika koji prikazuje signal pre analize).

5.2. Kliknuti na strelicu “Run” u LabVIEW-u.

5.3. Kada se otvori prozor za učitavanje fajla, odabrati željeni fajl za analizu podataka (fajlovi moraju biti u TDMS formatu).

5.4. Kada se otvori prozor za čuvanje analiziranih podataka u fajl, odabrati lokaciju za spremanje fajla sa rezultatima analize.



6. EEG - Wavelet (analizira EEG signal koristeći *wavelet* transformaciju i *Daubechies 2 wavelet* na četvrtom nivou)

6.1. Kliknuti na strelicu "Run" u LabVIEW-u.

6.2. Kada se otvori prozor za učitavanje fajla, odabrati željeni fajl za analizu podataka (fajlovi moraju biti u TDMS formatu).

6.3. Kada se otvori prozor za čuvanje analiziranih podataka u fajl, odabrati lokaciju za spremanje fajla sa rezultatima analize.

7. EMG - Short-time Fourier Transform (analizira EMG signal koristeći kratkotrajnu Furijeovu transformaciju)

7.1. Odrediti "Podešavanja prozora" i „Podešavanja vremena i frekvencije“ koja se nalaze sa desne strane, pored grafika koji prikazuje signal pre analize.

7.2. Kliknuti na strelicu "Run" u LabVIEW-u.

7.3. Kada se otvori prozor za učitavanje fajla, odabrati željeni fajl za analizu podataka (fajlovi moraju biti u TDMS formatu).

7.4. Kada se otvori prozor za čuvanje analiziranih podataka u fajl, odabrati lokaciju za spremanje fajla sa rezultatima analize.

8. EMG - Mean and Median Frequency (analizira EMG signal koristeći analizu srednje i medijana frekvencije)

8.1. Odrediti "Podešavanja prozora" i „Podešavanja vremena i frekvencije“ koja se nalaze sa desne strane, pored grafika koji prikazuje signal pre analize.

8.2. Kliknuti na strelicu "Run" u LabVIEW-u.

8.3. Kada se otvori prozor za učitavanje fajla, odabrati željeni fajl za analizu podataka (fajlovi moraju biti u TDMS formatu).

8.4. Kada se otvori prozor za čuvanje analiziranih podataka u fajl, odabrati lokaciju za spremanje fajla sa rezultatima analize.

9. EMG - Wavelet (analizira EMG signal koristeći *wavelet* transformaciju i *Daubechies 2 wavelet* na četvrtom nivou)

9.1. Kliknuti na strelicu "Run" u LabVIEW-u.

9.2. Kada se otvori prozor za učitavanje fajla, odabrati željeni fajl za analizu podataka (fajlovi moraju biti u TDMS formatu).

9.3. Kada se otvori prozor za čuvanje analiziranih podataka u fajl, odabrati lokaciju za spremanje fajla sa rezultatima analize.

10. Virtualni instrument za merenja elektrofizioloških signala u realnom vremenu (prikuplja podatke, prikazuje ih na grafiku i čuva u fajl)

10.1. Kliknuti na strelicu „Run“ u LabVIEW-u.

10.2. Odabrati serijski port računara.

10.3. Kliknuti na taster „Pokreni merenja“ u virtualnom instrumentu.

10.4. kada se otvori prozor za čuvanje analiziranih podataka u fajl, odabrati lokaciju za spremanje fajla sa rezultatima analize.

10.5. Kada je potrebno zaustaviti merenja, kliknuti na taster „Zaustavi merenja“.

**Napomena:** Virtualni instrument čuva podatke u CSV fajl. Za konverziju CSV fajlova u TDMS fajlove koristiti dodatak *Biomedical Workbench* [42].

CSV fajlovi samo snimaju podatke i ne mogu zabeležiti podatak o frekvenciji uzorkovanja, a TDMS fajlovi u sebi čuvaju i podatak o priraštaju između dve tačke.

Zbog toga je, nakon spremanja podataka u CSV fajl i njegovog pretvaranja u TDMS fajl, potrebno u TDMS fajl upisati podatak o priraštaju između dve tačke.

To se može uraditi pomoću *Scout TDMS Editor-a* [43], koji se instalira zajedno sa dodatkom *Biomedical Toolkit*, ili pomoću aplikacije *NI DIAdem* [44].

Popis funkcija i njihova uloga po virtualnim instrumentima:

#### 1. ECG - Autoregressive model

1. File Dialog - otvara prozor za izbor fajla koji će se obrađivati.

Na njega su spojene tri kontrole:

- prompt - natpis na prozoru koji se pojavljuje za učitavanje fajlova,
- start path - početna lokacija otvaranje fajlova i
- operation - označava šta treba uraditi sa fajlom (open(read-only), create, create or replace, open or create, open)

2. TDMS Open - otvara TDMS fajl.

3. TDMS Read - čita TDMS fajl.

4. Waveform Charts - grafik za prikazivanje signala.

5. Index Array - uređuje podatke u niz.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- index - označava indeks od kojeg počinje uređivanje u niz.

6. HRV AR Spectrum.vi - radi AR analizu.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- AR podešavanja - služi za podešavanja AR analize pre početka merenja.

7. HRV Spectrum Helper (AR).vi - služi za prikazivanje AR spektra.

Na njega su spojene dve kontrole:

- Biosignal Spectrum - označava da se radi o spektru biosignala i
- RR unit - jedinica u kojoj se meri vreme RR intervala.

Na njega je spojen jedan indikator:

- AR spektar - služi za prikaz AR spektra na grafiku.

8. AR Measurements Cluster - Unbundle by Name - pravi tabelu i ispisuje u nju rezultate analize.

Na njega je spojeno devet indikatora:

- VLF Snaga (AR),
- LF Snaga (AR),
- HF Snaga (AR),
- LF norm (AR),
- HF norm (AR),
- LF/HF (AR),
- VLF [%] (AR),
- LF [%] (AR) i
- HF [%] (AR).

9. Cluster to Array - uređuje rezultate analize u niz.

10. Number to Engineering String - pretvara dobijene vrednosti u numeričke sa preciznošću na šestu decimalu.

Na njega je spojena jedna konstanta:

- Precision - određuje kolika je preciznost podataka koji se upisuju u fajl. Stavljena je na vrednost 6.

11. Write to Text File - upisuje rezultate analize u fajl.

12. Open/Create/Replace File - stvara fajl u koji će se upisati podaci.

Na njega su spojena tri indikatora:

- operation - određuje koja operacija će da se uradi sa fajlom,
- access - određuje vrstu fajla (read/write, read-only, write-only) i
- file path - pokazuje na panelu lokaciju sačuvanog fajla na računaru.

13. File Dialog - služi za pojavljivanje prozora za čuvanje rezultata analize u fajl.

Na njega su spojene četiri kontrole:

- prompt - tekst koji piše na prozoru,
- start path - predložena lokacija za čuvanje fajlova,
- default name - predloženo ime fajla i
- pattern (all files) - ekstenzija fajla za spremanje podataka.

## 2. ECG - Fast Fourier Transform

1. File Dialog - otvara prozor za izbor fajla koji će se obrađivati.

Na njega su spojene tri kontrole:

- prompt - natpis na prozoru koji se pojavljuje za učitavanje fajlova,
- start path - početna lokacija otvaranje fajlova i
- operation - označava šta treba uraditi sa fajlom (open(read-only), create, create or replace, open or create, open)

2. TDMS Open - otvara TDMS fajl.

3. TDMS Read - čita TDMS fajl.
4. Waveform Charts - grafik za prikazivanje signala.
5. Index Array - uređuje podatke u niz.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- index - označava indeks od kojeg počinje uređivanje u niz.

6. HRV FFT Spectrum.vi - radi FFT analizu.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- FFT podešavanja - služi za podešavanja FFT analize pre početka merenja.

7. HRV Spectrum Helper (FFT).vi - služi za prikazivanje FFT spektra.

Na njega su spojene dve kontrole:

- Biosignal Spectrum - označava da se radi o spektru biosignala i
- RR unit - jedinica u kojoj se meri vreme RR intervala.

Na njega je spojen jedan indikator:

- FFT spektar - služi za prikaz FFT spektra na grafiku.

8. FFT Measurements Cluster - Unbundle by Name - pravi tabelu i ispisuje u nju rezultate analize.

Na njega je spojeno devet indikatora:

- VLF Snaga (FFT),
- LF Snaga (FFT),
- HF Snaga (FFT),
- LF norm (FFT),
- HF norm (FFT),
- LF/HF (FFT),
- VLF [%] (FFT),
- LF [%] (FFT) i
- HF [%] (FFT).

9. Cluster to Array - uređuje rezultate analize u niz.

10. Number to Engineering String - pretvara dobijene vrednosti u numeričke sa preciznošću na šestu decimalu.

Na njega je spojena jedna konstanta:

- Precision - određuje kolika je preciznost podataka koji se upisuju u fajl. Stavljena je na vrednost 6.

11. Write to Text File - upisuje rezultate analize u fajl.

12. Open/Create/Replace File - stvara fajl u koji će se upisati podaci.

Na njega su spojena tri indikatora:

- operation - određuje koja operacija će da se uradi sa fajlom,
- access - određuje vrstu fajla (read/write, read-only, write-only) i
- file path - pokazuje na panelu lokaciju sačuvanog fajla na računaru.

13. File Dialog - služi za pojavljivanje prozora za čuvanje rezultata analize u fajl.

Na njega su spojene četiri kontrole:

- prompt - tekst koji piše na prozoru,
- start path - predložena lokacija za čuvanje fajlova,
- default name - predloženo ime fajla i
- pattern (all files) - ekstenzija fajla za spremanje podataka.

### 3. ECG - Wavelet

1. File Dialog - otvara prozor za izbor fajla koji će se obrađivati.

Na njega su spojene tri kontrole:

- prompt - natpis na prozoru koji se pojavljuje za učitavanje fajlova,
- start path - početna lokacija otvaranje fajlova i
- operation - označava šta treba uraditi sa fajlom (open(read-only), create, create or replace, open or create, open)

2. TDMS Open - otvara TDMS fajl.

3. TDMS Read - čita TDMS fajl.

4. Waveform Charts - grafik za prikazivanje signala.

5. Index Array - uređuje podatke u niz.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- index - označava indeks od kojeg počinje uređivanje u niz.

6. Wavelet Packet Analysis - radi wavelet koristeći Daubechies 6 wavelet na četvrtom nivou.

Na njega su spojena tri indikatora:

- Waveform Chart - prikazuje signal nakon wavelet analize,
- Node coeffs - prikazuje koeficijente čvorova i
- Entropy - prikazuje vrednost entropije.

7. Get waveform components - uzima vrednosti Y komponente signala.

8. Cluster to Array - uređuje vrednosti Y komponente signala u niz.

9. Number to Engineering String - pretvara dobijene vrednosti u numeričke sa preciznošću na šestu decimalu.

Na njega je spojena jedna konstanta:

- Precision - određuje kolika je preciznost podataka koji se upisuju u fajl. Stavljena je na vrednost 6.

10. Write to Text File - upisuje rezultate analize u fajl.

11. Open/Create/Replace File - stvara fajl u koji će se upisati podaci.

Na njega su spojena tri indikatora:

- operation - određuje koja operacija će da se uradi sa fajlom,
- access - određuje vrstu fajla (read/write, read-only, write-only) i
- file path - pokazuje na panelu lokaciju sačuvanog fajla na računaru.

12. File Dialog - služi za pojavljivanje prozora za čuvanje rezultata analize u fajl.

Na njega su spojene četiri kontrole:

- prompt - tekst koji piše na prozoru,
- start path - predložena lokacija za čuvanje fajlova,
- default name - predloženo ime fajla i
- pattern (all files) - ekstenzija fajla za spremanje podataka.

#### 4. EEG - Fast Fourier Transform

1. File Dialog - otvara prozor za izbor fajla koji će se obrađivati.

Na njega su spojene tri kontrole:

- prompt - natpis na prozoru koji se pojavljuje za učitavanje fajlova,
- start path - početna lokacija otvaranje fajlova i
- operation - označava šta treba uraditi sa fajlom (open(read-only), create, create or replace, open or create, open).

2. TDMS Open - otvara TDMS fajl.

3. TDMS Read - čita TDMS fajl.

4. Waveform Charts - grafik za prikazivanje signala.

5. Index Array - uređuje podatke u niz.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- index - označava indeks od kojeg počinje uređivanje u niz.

6. EEG FFT Spectrum.vi - radi FFT analizu.

Na njega su spojene dve kontrole:

- FFT podešavanja - služi za podešavanja FFT analize pre početka merenja i
- Frekvencija odabiranja - služi za podešavanje frekvencije odabiranja.

7. EEG Spectrum Helper.vi - služi za prikazivanje FFT spektra.

Na njega su spojene dve kontrole:

- Biosignal Spectrum - označava da se radi o spektru biosignala i
- EEG unit - jedinica u kojoj se meri vreme EEG signal.

Na njega je spojen jedan indikator:

- FFT spektar - služi za prikaz FFT spektra na grafiku.

8. FFT Measurements Cluster - Unbundle by Name - pravi tabelu i ispisuje u nju rezultate analize.

Na njega je spojeno osam indikatora:

- Delta Snaga,
- Teta Snaga,
- Alfa Snaga,
- Beta Snaga,
- Delta [%],
- Teta [%],
- Alfa [%] i
- Beta [%].

9. Cluster to Array - uređuje rezultate analize u niz.

10. Number to Engineering String - pretvara dobijene vrednosti u numeričke sa preciznošću na šestu decimalu.

Na njega je spojena jedna konstanta:

- Precision - određuje kolika je preciznost podataka koji se upisuju u fajl. Stavljena je na vrednost 6.

11. Write to Text File - upisuje rezultate analize u fajl.

12. Open/Create/Replace File - stvara fajl u koji će se upisati podaci.

Na njega su spojena tri indikatora:

- operation - određuje koja operacija će da se uradi sa fajlom,
- access - određuje vrstu fajla (read/write, read-only, write-only) i
- file path - pokazuje na panelu lokaciju sačuvanog fajla na računaru.

13. File Dialog - služi za pojavljivanje prozora za čuvanje rezultata analize u fajl.

Na njega su spojene četiri kontrole:

- prompt - tekst koji piše na prozoru,
- start path - predložena lokacija za čuvanje fajlova,
- default name - predloženo ime fajla i
- pattern (all files) - ekstenzija fajla za spremanje podataka.

## 5. EEG - Independent Component Analysis

1. File Dialog - otvara prozor za izbor fajla koji će se obrađivati.

Na njega su spojene tri kontrole:

- prompt - natpis na prozoru koji se pojavljuje za učitavanje fajlova,
- start path - početna lokacija otvaranje fajlova i
- operation - označava šta treba uraditi sa fajlom (open(read-only), create, create or replace, open or create, open).

2. TDMS Open - otvara TDMS fajl.

3. TDMS Read - čita TDMS fajl.

4. Waveform Charts - grafik za prikazivanje signala.

5. Index Array - uređuje podatke u niz.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- index - označava indeks od kojeg počinje uređivanje u niz.

6. Get Waveform Components - uzima vrednosti Y komponente signala.

7. Build Array - pravi niz.

8. TSA Independent Component Analysis.vi - radi analizu nezavisnih komponenti.

Na njega su spojene tri kontrole:

- Broj nezavisnih komponenti - određuje broj nezavisnih komponenti,
- ICA metod - određuje ICA metod i

- Podešavanja za metod „Fast ICA“ - služi za podešavanje ako se koristi metod „Fast ICA“.

**Napomena:** Postoje dve funkcije TSA Independent Component Analysis.vi, budući da se pomoću jedne prikazuju rezultati na grafiku, a pomoću druge se šalju rezultati analize sa čuvanje u fajl.

9. Waveform Charts - prikazuje rezultate analize na grafiku.

10. Index Array - uređuje rezultate analize u niz.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- index - označava indeks od kojeg počinje uređivanje u niz.

11. Number to Engineering String - pretvara dobijene vrednosti u numeričke sa preciznošću na šestu decimalu.

Na njega je spojena jedna konstanta:

- Precision - određuje kolika je preciznost podataka koji se upisuju u fajl. Stavljena je na vrednost 6.

12. Write to Text File - upisuje rezultate analize u fajl.

13. Open/Create/Replace File - stvara fajl u koji će se upisati podaci.

Na njega su spojena tri indikatora:

- operation - određuje koja operacija će da se uradi sa fajlom,
- access - određuje vrstu fajla (read/write, read-only, write-only) i
- file path - pokazuje na panelu lokaciju sačuvanog fajla na računaru.

14. File Dialog - služi za pojavljivanje prozora za čuvanje rezultata analize u fajl.

Na njega su spojene četiri kontrole:

- prompt - tekst koji piše na prozoru,
- start path - predložena lokacija za čuvanje fajlova,
- default name - predloženo ime fajla i
- pattern (all files) - ekstenzija fajla za spremanje podataka.

## 6. EEG - Wavelet

1. File Dialog - otvara prozor za izbor fajla koji će se obrađivati.

Na njega su spojene tri kontrole:

- prompt - natpis na prozoru koji se pojavljuje za učitavanje fajlova,
- start path - početna lokacija otvaranje fajlova i
- operation - označava šta treba uraditi sa fajlom (open(read-only), create, create or replace, open or create, open).

2. TDMS Open - otvara TDMS fajl.

3. TDMS Read - čita TDMS fajl.

4. Waveform Charts - grafik za prikazivanje signala.

5. Index Array - uređuje podatke u niz.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- index - označava indeks od kojeg počinje uređivanje u niz.



6. Wavelet Packet Analysis - radi wavelet koristeći Daubechies 2 wavelet na četvrtom nivou.

Na njega su spojena tri indikatora:

- Waveform Chart - prikazuje signal nakon wavelet analize,
- Node coeffs - prikazuje koeficijente čvorova i
- Entropy - prikazuje vrednost entropije.

7. Get waveform components - uzima vrednosti Y komponente signala.

8. Cluster to Array - uređuje vrednosti Y komponente signala u niz.

9. Number to Engineering String - pretvara dobijene vrednosti u numeričke sa preciznošću na šestu decimalu.

Na njega je spojena jedna konstanta:

- Precision - određuje kolika je preciznost podataka koji se upisuju u fajl. Stavljena je na vrednost 6.

10. Write to Text File - upisuje rezultate analize u fajl.

11. Open/Create/Replace File - stvara fajl u koji će se upisati podaci.

Na njega su spojena tri indikatora:

- operation - određuje koja operacija će da se uradi sa fajlom,
- access - određuje vrstu fajla (read/write, read-only, write-only) i
- file path - pokazuje na panelu lokaciju sačuvanog fajla na računaru.

12. File Dialog - služi za pojavljivanje prozora za čuvanje rezultata analize u fajl.

Na njega su spojene četiri kontrole:

- prompt - tekst koji piše na prozoru,
- start path - predložena lokacija za čuvanje fajlova,
- default name - predloženo ime fajla i
- pattern (all files) - ekstenzija fajla za spremanje podataka.

## 7. EMG - Mean and Median Frequency

1. File Dialog - otvara prozor za izbor fajla koji će se obrađivati.

Na njega su spojene tri kontrole:

- prompt - natpis na prozoru koji se pojavljuje za učitavanje fajlova,
- start path - početna lokacija otvaranje fajlova i
- operation - označava šta treba uraditi sa fajlom (open(read-only), create, create or replace, open or create, open).

2. TDMS Open - otvara TDMS fajl.

3. TDMS Read - čita TDMS fajl.

4. Waveform Charts - grafik za prikazivanje signala.

5. Index Array - uređuje podatke u niz.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- index - označava indeks od kojeg počinje uređivanje u niz.

6. EMG Mean Power Frequency - radi analizu srednje frekvencije.

Na njega su spojene dve kontrole:

- Podešavanja vremena i frekvencije - služi za podešavanja vremena i frekvencije pre analize i
- Podešavanja prozora - služi za podešavanje prozora pre analize.

7. EMG Median Power Frequency - radi analizu medijana frekvencije.

Na njega su spojene dve kontrole:

- Podešavanja vremena i frekvencije - služi za podešavanja vremena i frekvencije pre analize i
- Podešavanja prozora - služi za podešavanje prozora pre analize.

8. Waveform Graphs (Snaga srednje frekvencije) - prikazuje snagu srednje frekvencije na grafiku.

9. Waveform Graphs (Snaga medijana frekvencije) - prikazuje snagu medijana frekvencije na grafiku.

10. Unbundle by name (Frequency) - uzima vrednosti frekvencije.

11. Number to Engineering String - pretvara dobijene vrednosti u numeričke sa preciznošću na šestu decimalu.

Na njega je spojena jedna konstanta:

- Precision - određuje kolika je preciznost podataka koji se upisuju u fajl. Stavljena je na vrednost 6.

12. Write to Text File - upisuje rezultate analize u fajl.

13. Open/Create/Replace File - stvara fajl u koji će se upisati podaci.

Na njega su spojena tri indikatora:

- operation - određuje koja operacija će da se uradi sa fajlom,
- access - određuje vrstu fajla (read/write, read-only, write-only) i
- file path - pokazuje na panelu lokaciju sačuvanog fajla na računaru.

14. File Dialog - služi za pojavljivanje prozora za čuvanje rezultata analize u fajl.

Na njega su spojene četiri kontrole:

- prompt - tekst koji piše na prozoru,
- start path - predložena lokacija za čuvanje fajlova,
- default name - predloženo ime fajla i
- pattern (all files) - ekstenzija fajla za spremanje podataka.

**Napomena:** U ovom virtualnom instrumentu se nalaze po dve funkcije pod brojevima 10, 11, 12, 13, i 14 (jedne za srednju, jedne za medijana frekvenciju).

## 8. EMG – Short-time Fourier Transform

1. File Dialog - otvara prozor za izbor fajla koji će se obrađivati.

Na njega su spojene tri kontrole:

- prompt - natpis na prozoru koji se pojavljuje za učitavanje fajlova,
- start path - početna lokacija otvaranje fajlova i
- operation - označava šta treba uraditi sa fajlom (open(read-only), create, create or replace, open or create, open).

2. TDMS Open - otvara TDMS fajl.

3. TDMS Read - čita TDMS fajl.

4. Waveform Charts - grafik za prikazivanje signala.

5. Index Array - uređuje podatke u niz.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- index - označava indeks od kojeg počinje uređivanje u niz.

6. EMG Mean Power Frequency - radi analizu srednje frekvencije.

Na njega su spojene dve kontrole:

- Podešavanja vremena i frekvencije - služi za podešavanja vremena i frekvencije pre analize i
- Podešavanja prozora - služi za podešavanje prozora pre analize.

7. TFA Configure Spectrogram Indicator.vi - radi spektrogram za STFT analizu.

Na njega su spojene dve kontrole:

- Intensity Graph - označava vrstu spektrograma i
- Selektor boja - služi za izbor boja na spektrogramu.

Na njega je spojen jedan indikator:

- Spektrogram - služi za prikaz rezultata.

8. Number to Engineering String - pretvara dobijene vrednosti u numeričke sa preciznošću na šestu decimalu.

Na njega je spojena jedna konstanta:

- Precision - određuje kolika je preciznost podataka koji se upisuju u fajl. Stavljena je na vrednost 6.

9. Index Array - uređuje podatke u niz.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- index - označava indeks od kojeg počinje uređivanje u niz.

10. Write to Text File - upisuje rezultate analize u fajl.

11. Open/Create/Replace File - stvara fajl u koji će se upisati podaci.

Na njega su spojena tri indikatora:

- operation - određuje koja operacija će da se uradi sa fajlom,
- access - određuje vrstu fajla (read/write, read-only, write-only) i
- file path - pokazuje na panelu lokaciju sačuvanog fajla na računaru.

12. File Dialog - služi za pojavljivanje prozora za čuvanje rezultata analize u fajl.

Na njega su spojene četiri kontrole:

- prompt - tekst koji piše na prozoru,
- start path - predložena lokacija za čuvanje fajlova,
- default name - predloženo ime fajla i
- pattern (all files) - ekstenzija fajla za spremanje podataka.

## 9. EMG - Wavelet

1. File Dialog - otvara prozor za izbor fajla koji će se obrađivati.

Na njega su spojene tri kontrole:

- prompt - natpis na prozoru koji se pojavljuje za učitavanje fajlova,
- start path - početna lokacija otvaranje fajlova i
- operation - označava šta treba uraditi sa fajlom (open(read-only), create, create or replace, open or create, open).

2. TDMS Open - otvara TDMS fajl.

3. TDMS Read - čita TDMS fajl.

4. Waveform Charts - grafik za prikazivanje signala.

5. Index Array - uređuje podatke u niz.

Na njega je spojena jedna kontrola:

- index - označava indeks od kojeg počinje uređivanje u niz.

6. Wavelet Packet Analysis - radi wavelet koristeći Daubechies 2 wavelet na četvrtom nivou.

Na njega su spojena tri indikatora:

- Waveform Chart - prikazuje signal nakon wavelet analize,
- Node coeffs - prikazuje koeficijente čvorova i
- Entropy - prikazuje vrednost entropije.

7. Get waveform components - uzima vrednosti Y komponente signala.

8. Cluster to Array - uređuje vrednosti Y komponente signala u niz.

9. Number to Engineering String - pretvara dobijene vrednosti u numeričke sa preciznošću na šestu decimalu.

Na njega je spojena jedna konstanta:

- Precision - određuje kolika je preciznost podataka koji se upisuju u fajl. Stavljena je na vrednost 6.

10. Write to Text File - upisuje rezultate analize u fajl.

11. Open/Create/Replace File - stvara fajl u koji će se upisati podaci.

Na njega su spojena tri indikatora:

- operation - određuje koja operacija će da se uradi sa fajlom,
- access - određuje vrstu fajla (read/write, read-only, write-only) i
- file path - pokazuje na panelu lokaciju sačuvanog fajla na računaru.

12. File Dialog - služi za pojavljivanje prozora za čuvanje rezultata analize u fajl.

Na njega su spojene četiri kontrole:

- prompt - tekst koji piše na prozoru,
- start path - predložena lokacija za čuvanje fajlova,
- default name - predloženo ime fajla i
- pattern (all files) - ekstenzija fajla za spremanje podataka.

## 10. Virtualni instrument za merenja elektrofizioloških signala u realnom vremenu.

1. Prva while petlja (levo) - pokretanje i zaustavljanje virtualnog instrumenta
2. Druga while petlja (desno) - sadrži deo za serijsku komunikaciju i deo za pretvaranje podataka u string:

- VISA Configure Serial Port - podešavanja za serijski port i uspostavljanje serijske veze. Sadrži kontrolu za izbor serijskog porta računara i konstantu za brzinu serijske veze.
- Property Node - podešavanja podataka koje je potrebno „pročitati“.
- VISA Set Buffer Size - omogućava da podaci stižu jednakom brzinom.
- VISA Read - čita podatke koji dolaze.
- String Subset - pretvara podatke u string.
- Scan Vaule - čita string. Sadrži kontrolu za formatiranje stringa i indikator za prikazivanje vrednosti na grafiku.
- Fract/Exp String to Number - pretvara string u broj.
- Array Size - prikazuje dužinu niza.
- Broj rezultata - prikazuje broj rezultata.
- Wait (ms) - vreme između čitanja i prikaza dve vrednosti na grafiku.

3. Write to Text File - upisuje rezultate analize u fajl.

4. Open/Create/Replace File - stvara fajl u koji će se upisati podaci.

Na njega su spojena tri indikatora:

- operation - određuje koja operacija će da se uradi sa fajlom,
- access - određuje vrstu fajla (read/write, read-only, write-only) i
- file path - pokazuje na panelu lokaciju sačuvanog fajla na računaru.

5. File Dialog - služi za pojavljivanje prozora za čuvanje rezultata analize u fajl.

Na njega su spojene četiri kontrole:

- prompt - tekst koji piše na prozoru,
- start path - predložena lokacija za čuvanje fajlova,
- default name - predloženo ime fajla i
- pattern (all files) - ekstenzija fajla za spremanje podataka.

## 11. Literatura:

- [1] Tomić J., Kušljević M., Karadžić B., „Prednosti korišćenja virtualnih instrumenata u odnosu na tradicionalne instrumente“, 2009.
- [2] <http://www.ni.com/labview/> (pristupljeno 11.10.2014.)
- [3] Olansen B.J., Ghorbel F., Clark W.J.Jr., Bidani A., „Using Virtual Instrumentation to Develop a Modern Biomedical Engineering Laboratory“, 1999.
- [4] Trumbower D.R., Enderle D.J., „Virtual Instruments in Undergraduate Biomedical Engineering Laboratories“, 2003.
- [5] Robinson A.A., Gouri Suresh S.S., Aloji J.D., Fortin A.D., Blaise H.J., Bronzino D.J., „A GUI Software Suite for Data Acquisition and Analysis of Evoked Field Potentials: Application in Biomedical and Electrophysiological Research“, 2002.
- [6] Stojanović O., Elektroencefalografija: metoda i instrumentacija, PMF Novi Sad, 2013.
- [7] Skripta za predmet „Merenja u realnom vremenu“, FTN Novi Sad, 2014.
- [8] [http://cnx.org/contents/83c87ca8-6d8b-4859-9fb5-3aeb5f7b6fd5@13/The\\_Cooley-Tukey\\_Fast\\_Fourier](http://cnx.org/contents/83c87ca8-6d8b-4859-9fb5-3aeb5f7b6fd5@13/The_Cooley-Tukey_Fast_Fourier) (pristupljeno 11.10.2014.)
- [9] Popović M., Popović D., Janković M., Biomedicinska merenja i instrumentacija, Akademska misao Beograd, 2009.
- [10] <http://support.brainvoyager.com/eeg-meg/106-eeg-meg-plugins/300-users-guide-eeg-meg-temporal-independent-component-analysis.html> (pristupljeno 21.7.2014.)
- [11] Ungureanu M., Bigan C., Strungaru R., Lazarescu V., „Independent Component Analysis Applied in Biomedical Signal Processing“, 2004.
- [12] <http://sccn.ucsd.edu/~jung/artifact.html> (pristupljeno 21.7.2014.)
- [13] Addison S.P., The Illustrated Wavelet Transform Handbook, Institute of Physics London, 2002.
- [14] [http://www.pfst.hr/~ivujovic/stare\\_stranice/znanost.htm#wavelet](http://www.pfst.hr/~ivujovic/stare_stranice/znanost.htm#wavelet) (pristupljeno 17.9.2014.)
- [15] Chui K.C., An Introduction to Wavelets, Academic Press San Diego, 1992.
- [16] Chang C.-J., Time Frequency Analysis and Wavelet Transform Tutorial, National Taiwan University, 2012.
- [17] Abbate A., DeCusatis M.C., Das K.P., Wavelets and Subbands - Fundamentals and Applications, Springer Science+Business Media New York, 2002.
- [18] Hussain S.M., Mamun Md., „Effectiveness of the Wavelet Transform on the Surface EMG to Understand the Muscle Fatigue During Walk“, 2012.
- [19] Li X., „EEG Analysis with Epileptic Seizures using Wavelet Transform“, 2002.
- [20] Tumori Mohd Z.S., Sudirman R., Ahmad H.A., „Selection of a Suitable Wavelet for Cognitive Memory Using Electroencephalograph Signal“, 2013.
- [21] Addison S.P., „Wavelet transforms and the ECG: a review“, 2005.
- [22] Mahmoodabadi Z.S., Ahmadian A., Abolhasani D.M., „ECG feature extraction using Daubechies wavelets“, 2005.

- [23] Cero E., Perenda E., Špago S., Analiza EEG signala za različita mentalna stanja, ETF Sarajevo, 2012.
- [24] Barry Van Veen, „LTI System Models for Random Signals“, 2013., <https://www.youtube.com/watch?v=gpD1A7tnT0k> (pristupljeno 1.10.2014.)
- [25] Muthuswamy J., Thakor V.N., „Spectral analysis method for neurological signals“, 1998.
- [26] Akaike H., „A New Look at the Statistical Model Identification“, 1974.
- [27] <http://pages.stern.nyu.edu/~churvich/TimeSeries/Handouts/AICC.pdf> (pristupljeno 1.10.2014.)
- [28] Barry Van Veen, „Autiregressive Models: The Yule-Walker Equations“, 2013., <http://vimeo.com/90416910> (pristupljeno 1.10.2014.)
- [29] <http://radio.feld.cvut.cz/matlab/toolbox/signal/spectr9a.html#13762> (pristupljeno 5.10.2014.)
- [30] <http://www-ssc.igpp.ucla.edu/personnel/russell/ESS265/Ch9/autoreg/node11.html> (pristupljeno 7.10.2014.)
- [31] Kai S., Nakabayashi K., „Evoked EMG Makes Measurement of Muscle Tone Possible by Analysis of the H/M Ratio“, 2013.
- [32] Phinyomark A., Thongpanja S., Hu H., Phukpattaranont P., Limsakul C., „The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis“, 2012.
- [33] Barry Van Veen, „Short-time Fourier transform and the Spectrogram“, 2013., <https://www.youtube.com/watch?v=NA0TwPsECUQ> (pristupljeno 7.10.2014.)
- [34] Brajković N., Cvrlje N., Pecotić Glavinić M., STFT i Huang Hilbertova transformacija u obradi spektra radio signala, FER Zagreb, 2010.
- [35] Phinyomark A., Limsakul C., Phukpattaranont P., „Application of Wavelet Analysis in EMG Feature Extraction for Pattern Classification“, 2011.
- [36] <http://www.ni.com/download-labview/> (pristupljeno 9.10.2014.)
- [37] [http://www.ni.com/gate/gb/GB\\_EVALTLKTSIGPROC/US](http://www.ni.com/gate/gb/GB_EVALTLKTSIGPROC/US) (pristupljeno 9.9.2014.)
- [38] <http://physionet.org/cgi-bin/atm/ATM> (pristupljeno 27.8.2014.)
- [39] <http://www.mikroe.com/bigpic/v5/> (pristupljeno 7.10.2014.)
- [40] <http://openeeg.sourceforge.net/doc/> (pristupljeno 13.10.2014.)
- [41] Pinter A., Softverska aplikacija sistema za merenje i akviziciju biomedicinskih ERP potencijala, FTN Novi Sad, 2012.
- [42] <http://digital.ni.com/public.nsf/allkb/BCCB3C7D4B55819E86257B7C00294213> (pristupljeno 18.9.2014.)
- [43] <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/sr/nid/211879> (pristupljeno 18.9.2014.)
- [44] <http://www.ni.com/diadem/> (pristupljeno 18.9.2014.)
- [45] Tomić J., Milovanović M., Virtualna instrumentacija primenom LabVIEW programa, FTN Novi Sad, 2010.