

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

Ana M. Gavrovska

**ANALIZA KARDIOSIGNALA POMOĆU
DRUGE GENERACIJE TALASIĆA**

doktorska disertacija

Beograd, 2013.

UNIVERSITY OF BELGRADE
SCHOOL OF ELECTRICAL ENGINEERING

Ana M. Gavrovska

**ANALYSIS OF CARDIOSIGNALS USING
SECOND GENERATION WAVELETS**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2013.

Mentor:

Dr Irini Reljin, red. prof, Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

Članovi komisije:

Dr Dragana Šumarac-Pavlović, vanr. prof, Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

Dr Desanka Radunović, vanr. prof, Univerzitet u Beogradu, Matematički fakultet

Dr Mirjana Popović, red. prof, Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

Dr Miodrag Popović, red. prof, Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

Datum odbrane:

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Потписани-а АНА ГАВРОВСКА
број уписа 5012/07

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

АНАЛИЗА КАРДИОСИГНАЛА ПОМОЋУ ДРУГЕ ГЕНЕРАЦИЈЕ ТАЛАСИЋА

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

Потпис докторанда

У Београду, 02.09.2013.

Ана Гавровска

Прилог 2.

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Ана Гавровска
Број уписа 5012/07
Студијски програм ЕЛЕКТРОТЕХНИКА И РАЧУНАРСТВО, ТЕЛЕКОМУНИКАЦИЈЕ И ИНФОРМАЦИОНЕ ТЕХНОЛОГИЈЕ
Наслов рада АНАЛИЗА КАРДИОСИГНАЛА ПОМОГУ ДРУГЕ ГЕНЕРАЦИЈЕ ТАЛАСИТА
Ментор ПРОФ. ДР ИРИШИ РЕЂИЋ, ЕЛЕКТРОТЕХНИЧКИ ФАКУЛТЕТ, УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ
Потписани Ана Гавровска

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

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада. Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис докторанда

У Београду, 02.09.2013.

Ана Гавровска

Прилог 3.

Изјава о коришћењу

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

АНАЛИЗА КАРДИОСИГНАЛА ПОМОЋУ ДРУГЕ ГЕНЕРАЦИЈЕ ТАЛАСЦА

која је моје ауторско дело.

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

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

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

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

Потпис докторанда

У Београду, 02.09.2013.

Ана Габровска

1. Ауторство - Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.
2. Ауторство – некомерцијално. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.
3. Ауторство - некомерцијално – без прераде. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.
4. Ауторство - некомерцијално – делити под истим условима. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.
5. Ауторство – без прераде. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.
6. Ауторство - делити под истим условима. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.

ANALIZA KARDIOSIGNALA POMOĆU DRUGE GENERACIJE TALASIĆA

REZIME:

Današnja istraživanja vezana za kardiovaskularne bolesti usmerena su ka računarskoj analizi kardiosignala, digitalnih zapisa kardiovaskularne aktivnosti i funkcionalnosti, imajući u vidu dva aspekta: ekonomski i telemedicinski. U cilju izbegavanja komplikovanih i skupih sistema za analizu kardiološkog stanja, efikasne tehnike automatske (mašinske) obrade signala imaju veliki značaj za potrebe primarne nege. Obezbeđivanje visokokvalitetnog signala koji opisuje stanje organizma, radi dobijanja informacije o patofiziologiji, predstavlja prioritet. U ovoj disertaciji se pod kardiosignalima podrazumevaju elektrokardiogram (ECG) i fonokardiogram (PCG), kao tzv. primarni kardiosignali, koji predstavljaju reprezentativne primere električnog i vibroakustičnog zapisa rada kardiološkog sistema.

Talasna (vejvlet) transformacija se često koristi za potrebe reprezentacije složenih signala, pored ostalih i kardiosignala, i izdvajanja njihovih važnih karakteristika. Ova transformacija je otvorila vrata razvoju različitih tehnika koje mogu biti od značaja za konkretne primene, kao što je klinička praksa u medicini. Nakon uvođenja talasne transformacije, javila su se i poboljšanja u vidu tzv. druge generacije talasića. Druga generacija predstavlja samo alternativan pristup za implementaciju diskretne talasne transformacije, dok je *lifting* šema efikasan algoritam za konstrukciju FIR filtera zasnovanih na talasićima (vejvletima).

U ovoj disertaciji je pretpostavljeno da se upotrebom talasne transformacije i *lifting* šeme može efikasno analizirati kardiosignal. Naime, pretpostavljena je veza između kardiosignala i primene diskretne talasne transformacije u cilju bolje vizuelizacije njegovog sadržaja. Za takvu namenu značajni su spektralni i spektrogramski prikazi signala. Združena vremensko-frekvencijska transformacija, kao što je kontinualna talasna transformacija, multifraktalan spektar, ali i empirijski pristup, može biti

primenjen u analizi kardiosignala. Shodno potrebi analize, neophodna su rešenja koja omogućavaju izdvajanje i/ili detektovanje srčanih događaja od kliničke važnosti.

Neadekvatna primena diskretne talasne transformacije u redukciji šuma utiče na visokofrekvencijske komponente kardiosignala. Ovakve komponente ne moraju biti amplitudski dominantne i jasno uočljive, a mogu biti klinički relevantne u dijagnostici. Manifestacija klik-sindroma u fonokardiografiji je dobar primer. Za potrebe istraživanja obavljena je akvizicija fonokardiograma pedijatrijskih pacijenata, zdravih i pacijenata sa prolapsom mitralne valvule (PMV). Njihovom upotrebom i analizom, predložen je model za vizuelnu verifikaciju nalaza primenom diskretne talasne transformacije. Upotrebljena je interpretacija detalja pomoću greške predikcije i njihova efikasna lokalizacija u vremenskom domenu. Izbor reda prediktora kontrolisan je detekcijom dominantnih srčanih zvukova i indikacijom potencijalnih abnormalnosti.

Ovakva kontrolisana analiza smanjuje rizik zanemarivanja klinički važnih informacija, kao što je klik-sindrom. Predloženi model i eksperimentalni rezultati ukazuju na nekoliko mogućnosti za dalja istraživanja i razvoj samopodešavajućih pristupa za analizu kardiosignala.

KLJUČNE REČI: Talasna transformacija, lifting šema, fonokardiogram, elektrokardiogram, združena vremensko-frekvencijska reprezentacija, multifraktalni spektar, redukcija šuma, kontekstno modelovanje.

NAUČNA OBLAST: Elektrotehnika i računarstvo

UŽA NAUČNA OBLAST: Telekomunikacije (telemedicina) i Obrada signala

UDK: 621.3

ANALYSIS OF CARDIOSIGNALS USING SECOND GENERATION WAVELETS

ABSTRACT:

Current research of cardiovascular diseases is oriented towards the computer analysis of cardiosignals, digital records of cardiovascular activity and functionality, bearing in mind two aspects: economic and telemedical. In order to avoid complex and expensive systems for cardiovascular state analysis, efficient automatic (machine) signal processing techniques are of great importance in primary care. Providing high-quality signal which describes the state of the organism, in order to obtain information about the pathophysiology, is a priority. In this thesis, electrocardiogram (ECG) and phonocardiogram (PCG) are referred to as cardiosignals, so called primary cardiosignals, which are representative examples of electrical and vibro-acoustical records of cardiac system functionality.

Wavelet transform is often used in representation of complex signals, among others cardiosignals, and their valuable feature extraction. This transform opened the door for development of different techniques that can be of importance in particular applications, such as in clinical practice in medicine. Following the wavelet transform, novel enhancement approaches are introduced, like so called second generation wavelets. The second generation represents an alternative approach for discrete wavelet transform implementation, where a lifting scheme is an efficient algorithm for FIR wavelet filterbank construction.

In the thesis it is assumed that wavelet transform and lifting scheme can be used for efficient cardiosignal analysis. Namely, a relationship between cardiosignal and application of discrete wavelet transform is hypothesized in order to improve the visualization of its content. For such purpose, spectral and spectrogram based representation of a signal are significant. Joint time-frequency representation, such as continuous wavelet transform, multifractal spectrum, as well as empirical approach, can be applied in cardiosignal analysis. In accordance with the analysis, it is inevitable to

develop approaches that enable extraction and/or detection of cardiac events of clinical importance.

Inadequate application of discrete wavelet transform in noise reduction may affect high frequency cardiosignal components. Such components are not necessarily either characterized by dominant amplitude or even clearly noticeable, but they are usually clinically relevant in diagnostics. Click-syndrome manifestation in phonocardiography is such an example. For the purpose of research, phonocardiograms are recorded from pediatric patients: healthy patients and patients with prolapsed mitral valve (PMV). Their use and analysis have led to the proposition of a model for visual click finding verification via discrete wavelet transform. Details are interpreted through prediction error and efficiently localized in time domain. The choice of prediction order is carried by detection of dominant heart sounds and potential abnormality indication.

Such controlled analysis decreases the risk of neglecting clinically important information, such as the click-syndrome. Proposed model and experimental results show several possibilities for further investigations and development of self-adjusting approaches for cardiosignal analysis.

KEYWORDS: Wavelet transform, lifting scheme, phonocardiogram, electrocardiogram, joint time-frequency representation, multifractal spectrum, noise reduction, context modelling.

SCIENTIFIC FIELD: Electrical Engineering and Computer Science

SPECIFIC SCIENTIFIC FIELD: Telecommunications (telemedicine) and Signal Processing

UDK: 621.3

SADRŽAJ

Strana

	Spisak skraćenica	
	Spisak slika	
	Spisak tabela	
1.	Uvod	1
	1.1. Motivacija	1
	1.2. Ciljevi istraživanja i polazne hipoteze	3
	1.3. Organizacija disertacije	4
2.	Digitalni zapis rada srca	6
	2.1. Funkcionalnost kardiovaskularnog sistema i kardiološki podaci	6
	2.2. Telekardiološki sistemi i servisi	10
	2.3. Primarni kardiosignali	12
	2.3.1. Fonokardiografija u primarnoj zdravstvenoj nezi	14
3.	Analiza kardiosignala	16
	3.1. Sistem za analizu kardiosignala	16
	3.1.1. Akvizicija fonokardiograma	17
	3.2. Segmentacija kardiosignala	20
	3.3. Srčani događaji i njihovo prepoznavanje	23

3.4.	Filtriranje kardiosignala i otklanjanje šuma	24
4.	Reprezentacija i dekompozicija kardiosignala	26
4.1.	Izbor domena za reprezentaciju signala i talasna transformacija	26
4.2.	Združena vremensko-frekvencijska reprezentacija	28
4.3.	Dekompozicija signala i talasna transformacija	31
4.3.1.	Preprocesiranje kardiosignala upotrebom diskretne talasne transformacije	35
4.4.	Spektar kardiosignala	38
4.4.1	Multifraktalni spektar kardiosignala	39
5.	Druga generacija talasića i lifting šema	43
5.1.	Diskretna talasna transformacija i polifazna konstrukcija	43
5.2.	Lifting šema	47
5.2.1.	Primalni i dualni lifting	49
5.3.	Prednosti upotrebe druge generacije u odnosu na prvu generaciju talasića	54
6.	Adaptivan pristup u analizi kardiosignala	55
6.1.	Realizacija adaptivnog pristupa pomoću lifting šeme	55
6.2.	Detekcija dominantnih komponenti niskih frekvencija kardiosignala	59
6.3.	Klinička relevantnost komponenti kardiosignala visokih frekvencija	64
6.4.	Samopodešavajuće procesiranje upotrebom lifting šeme za potrebe kardiosignala	68
7.	Predloženi model za analizu kardiosignala	70
7.1.	Model za analizu fonokardiograma	70
7.2.	Predloženi pristup za detekciju NF komponenti kardiosignala na primeru osnovnih srčanih zvukova u fonokardiografiji	74
7.3.	Predloženi pristup za detekciju klik-sindroma kao potencijalne VF abnormalnosti	77
7.4.	Filtriranje VF šuma i vizuelna verifikacija klik-sindroma pomoću samopodešavajuće lifting strukture	80
8.	Eksperimentalni rezultati predloženih pristupa u fonokardiografiji	83

8.1. Prednosti talasne transformacije u odnosu na standardne tehnike filtriranja kod kardiosignala	83
8.2. Eksperimentalni rezultati detekcije dominantnih srčanih događaja niskih frekvencija	87
8.3. Eksperimentalni rezultati detekcije egzistencije specifičnih singulariteta i klasifikacije fonokardiograma u opštoj praksi	91
8.4. Analiza rezultata predloženog modela baziranog na drugoj generaciji talasića	93
9. Zaključak	102
Literatura	109
Biografija autora	121

SPISAK KORIŠĆENIH SKRAĆENICA

Skraćenica	Puni naziv
AUC	<i>Area Under the Curve</i>
AWVD	<i>Affine Wigner-Ville Distribution</i>
BSS	<i>Blind Signal Separation</i>
CHF	<i>Congestive Heart Failure</i>
CWT	<i>Continious Wavelet Transform</i>
DWT	<i>Discrete Wavelet Transform</i>
ECG	<i>Electrocardiogram</i>
ELS	<i>Elementary Lifting Step</i>
EMD	<i>Empirical Mode Decomposition</i>
FB	<i>Filter Bank</i>
FIR	<i>Finite Impulse Response</i>
HMM	<i>Hidden Markov Model</i>
HRV	<i>Heart Rate Variability</i>
ILWT	<i>Inverse Lazy Wavelet Transform</i>
JTF	<i>Joint Time-Frequency</i>
JTS	<i>Joint Time-Scale</i>
LWT	<i>Lazy Wavelet Transform</i>
LS	<i>Lifting Scheme/Structure</i>

MA	<i>Moving Average</i>
MFCC	<i>Mel-frequency cepstral coefficients</i>
MRA	<i>Multiresolution analysis</i>
NASE	<i>Normalized averaged Shannon energy</i>
PAF	<i>Primary Autonomic Failure</i>
PCG	<i>Phonocardiogram</i>
PMV	<i>Prolapsed mitral valve</i>
PR	<i>Perfect Reconstruction</i>
PRFB	<i>Perfect Reconstruction Filter Bank</i>
PWVD	<i>Pseudo Wigner-Ville Distribution</i>
ROC	<i>Receiver Operating Characteristic</i>
SG	<i>Savitzky-Golay</i>
STFT	<i>The Short-Time Fourier Transform</i>
SVD	<i>Singular Value Decomposition</i>
SVM	<i>Support Vector Machine</i>
WT	<i>Wavelet Transform</i>
WVD	<i>Wigner-Ville Distribution</i>

SPISAK SLIKA

Broj	Naziv	Str.
Slika 2.1.	Blok šema kruženja krvi i srca u ulozi pumpe.	7
Slika 2.2.	Merne pozicije za postavljanje senzora prilikom akvizicije (a) elektrokardiograma i (b) fonokardiograma.	9
Slika 2.3.	Šematski prikaz (a) elektrokardiograma i (b) fonokardiograma u poređenju sa sinhronizovanim elektrokardiogramom.	13
Slika 2.4.	Tipični sistem za lokalnu i telekardiološku analizu signala.	15
Slika 3.1.	Blok dijagram za inicijalnu analizu kardiosignala. Detekcija osnovnih srčanih zvukova u fonokardiogramu.	17
Slika 3.2.	Prolaps mitralne valvule - PMV.	18
Slika 3.3.	(a) Elektronski stetoskop 3M Littman 4100WS. (b) Oprema koja je korišćena za akviziciju i analizu fonokardiograma.	19
Slika 3.4.	Fonokardiogram koji odgovara pacijentu sa prolapsom mitralne valvule.	24
Slika 4.1.	Vremenski i frekvencijski domen (a) stacionarnog i (b) nestacionarnog signala. STFT spektrogram nestacionarnog signala sa (c) boljom rezolucijom za frekvenciju i lošijom rezolucijom za vreme, (d) lošijom rezolucijom za frekvenciju i boljom rezolucijom za vreme.	29

Slika 4.2.	"Prekrivanje" vremensko-frekvencijskog domena u slučaju (a) STFT i (b) WT.	29
Slika 4.3.	Filtarska banka za (a) analizu i (b) sintezu.	34
Slika 4.4.	(a) Sukcesivna procedura analize upotrebom DWT i (b) grafički prikaz frekvencijskih opsega za četvrti nivo dekompozicije.	36
Slika 4.5.	Analiza fonokardiograma u (a) vremenskom domenu, (b) pomoću združenog vremensko-frekvencijskog prikaza (spektrograma) i (c) multifraktalnog spektra.	38
Slika 4.6.	Ilustracija <i>box-counting</i> tehnike kao osnove histogramске metode za: (a) $\varepsilon_1 = 1/12$, (b) $\varepsilon_2 = 1/24$.	42
Slika 5.1.	Dvokanalna filter banka za perfektnu rekonstrukciju. Filter banki par za (a) analizu i (b) sintezu.	44
Slika 5.2.	Primer polifazne dekompozicije i rekonstrukcije signala - LWT.	45
Slika 5.3.	(a) (b) Dva oblika polifazne konstrukcije. Filter banke za analizu i sintezu.	46
Slika 5.4.	Generalni oblik lifting šeme.	47
Slika 5.5.	Lifting šema za (a) analizu i (b) sintezu.	48
Slika 5.6.	Geometrijska interpretacija za linearnu predikciju i ažuriranje.	50
Slika 5.7.	Dekompozicija slike za četvrti nivo dekompozicije za (a) - (b) linearne <i>Neville</i> -ove filtre reda 2 i 8, respektivno, (c) nelinearni <i>minmin</i> i (d) <i>maxmax</i> pristup.	52
Slika 5.8.	(a) Podela na parno i neparno indeksirane odbirke. (b) Dve <i>quincunx</i> mreže dobijene <i>checkerboard</i> pristupom.	53
Slika 6.1.	Ilustracija mape odlučivanja za (a) lifting strukturu i (b) odabir praga.	56
Slika 6.2.	Mape odlučivanja u vremenskom domenu upotrebom (a) detekcije ivica i (b) detekcije intervala.	57
Slika 6.3.	Pregled postojećeg stanja u literaturi	58
Slika 6.4.	Primeri fonokardiograma zdravih pacijenata sa obeleženim prvim i drugim osnovnim srčanim zvukom (S1 i S2).	59
Slika 6.5.	(a) Različite metode za realizaciju anvelope, (b) normalizovane usrednjene krive anvelope za PCG i (c) NASE. (d)	60

	Racionalizovanje PCG-a.	
Slika 6.6.	Lokalni maksimumi NASE krive (a) pre i (b) posle procesiranja Haar talasićem.	61
Slika 6.7.	Korisni PCG signal i greška pri otklanjanju Gausovog šuma.	63
Slika 6.8.	(a) - (b) Primeri klik nalaza u sistoli (crvene linije) - dva gornja prikaza; (c) suptilna karakteristika u drugom primeru.	64
Slika 6.9.	Multifraktalni spektar.	66
Slika 6.10.	Multifraktalni spektri (a) zdravih pacijenata i (b) pacijenata sa PMV, izračunati za parametre koji odgovaraju zdravim pacijentima. (c) Spektri zdravih i pacijenata sa PMV-om koji su se manifestovali kao krive.	67
Slika 6.11.	(a) Površine (A) i širine (W) multifraktalnih spektara. (b) Uglovi (β) multifraktalnih spektara zdravih i pacijenata sa PMV-om.	68
Slika 6.12.	Procesiranje kontrolisano znanjem zasnovano na liftingu.	68
Slika 7.1.	Model za analizu kardiosignala.	71
Slika 7.2.	Predloženi model za analizu fonokardiograma.	71
Slika 7.3.	Predloženi sistem za detekciju osnovnih srčanih zvukova u fonokardiogramu.	73
Slika 7.4.	Predloženi sistem za detekciju klik-sindroma u fonokardiogramu.	73
Slika 7.5.	Adaptivno filtriranje u vremenskom domenu za redukciju šuma i vizuelnu verifikaciju klik-sindroma u fonokardiogramu.	74
Slika 7.6.	Postupak prikupljanja kandidata za dominantne NF komponente u PCG-u. (a) Klizni prozor koji definiše PCG ulaz za realizaciju (b) AWVD spektrograma. (c) Pomoćni signal za detekciju kandidata unutar prozora određen pomoću spektrograma. (d) Detektovani intervali u PCG signalu. (e) Prikupljanje informacija o vremenskim intervalima pomoću autokorelacije.	76
Slika 7.7.	Skup spektara površine: (a) $A > A_{tr}$ i (b) $A \leq A_{tr}$.	78
Slika 7.8.	Razlikovanje parametra nagiba za spektre za koje je (a) $A > A_{tr}$ i (b) $A \leq A_{tr}$.	79
Slika 7.9.	Vejvlet koeficijenti u vremenskom domenu i detektovani intervali.	81
Slika 7.10.	(a) Suptilni nalaz i (b) - (c) dva načina za adaptivno filtriranje za	82

	potrebe očuvanja klika i redukcije šuma $\sigma_n = 0.025$.	
Slika 8.1.	Ocene filtriranja PCG signala pomoću sym4 i sym8.	84
Slika 8.2.	Vrednosti ocena pri upotrebi: (a) sym4, (b) sym8 i (c) adaptivnog pristupa, respektivno, za PCG signale pacijenata sa PMV.	85
Slika 8.3.	PCG signal i rezultat nakon primene: MA, SG i DWT (sym4) filtra za $\sigma_n = 0.025$.	86
Slika 8.4.	ECG signal sa šumom, target signal i rezultati nakon redukcije šuma upotrebom: DWT (sym8) i adaptivne tehnike, respektivno za $\sigma_n = 0.025$ (levo) i $\sigma_n = 0.1$ (desno).	86
Slika 8.5.	(a) - (d) Klasifikacija najdominantnijih NF komponentata za četiri različita PCG zapisa.	87
Slika 8.6.	ROC krive u slučaju: (a) simulacije i validacije i (b) sumirani rezultati za zdrave i pacijente sa dijagnozom.	88
Slika 8.7.	(a) Rezultat detekcije i identifikacije dominantnih NF komponenti. (b) Primer detekcije elementa iz klase <i>Ostali</i> . (c) Primer dvokomponentne detekcije. Primeri detekcije intervala za (d) globalni pristup i (e) pristup na bazi nivoa.	90
Slika 8.8.	Primeri tačno i netačno klasifikovanih spektara.	92
Slika 8.9.	Prepoznavanje signala sa nalazom klika u slučaju Gausovog šuma.	92
Slika 8.10.	Predloženi model za mašinsku analizu fonokardiograma i verifikaciju klik-sindroma.	95
Slika 8.11.	(a) Suptilna manifestacija klik-sindroma. Filtriranje upotrebom (b) sym8 i (c) adaptivnog pristupa ($\sigma_n = 0.025$).	97
Slika 8.12.	(a) Dominantna manifestacija klik-sindroma. Filtriranje upotrebom (b) sym8 i (c) adaptivnog pristupa ($\sigma_n = 0.075$).	99
Slika 8.13.	(a) Gruba detekcija dominantnih intervala i (b) rezultat njihove identifikacije.	100
Slika 8.14.	Filtriranje zapisa pacijenta sa PMV. (a) Oba srčana zvuka su detektovana u otkucaju; (b) S2 nije detektovan za razliku od S1 i (c) period sistole je zamenjen sa dijastolom ($\sigma_n = 0.075$).	101

SPISAK TABELA

Broj	Naziv	Str.
Tabela 5.1.	Primer dva ELS-a.	50
Tabela 5.2.	Koeficijenti <i>Neville</i> -ovih filtara.	51
Tabela 8.1.	Rezultati testiranja grube detekcije dominantnih komponenti (PCG).	NF 89
Tabela 8.2.	Rezultati testiranja grube detekcije dominantnih komponenti (ECG).	NF 89
Tabela 8.3.	Rezultati testiranja S1/S2 detekcije (PCG).	90
Tabela 8.4.	Rezultati testiranja detekcije klik-sindroma.	91
Tabela 8.5.	Rezultati validacije detekcije klik-sindroma.	91

1. Uvod

To myself I am only a child playing on the beach, while vast oceans of truth lie undiscovered before me.

Isaac Newton (1643-1727)

1.1. Motivacija

Analiza neinvazivnih tehnologija u savremenoj kardiologiji, dovela je do nastavka intenzivnih istraživanja u cilju unapređenja zdravstvene zaštite u kliničkoj praksi [CAM13, MEI10, RES71]. Iz tog razloga su veoma značajna istraživanja vezana za preprocesiranje i procesiranje kardiosignala. U cilju izbegavanja komplikovanih i skupih sistema za analizu stanja kardiovaskularnog sistema, efikasne tehnike obrade signala imaju veliki značaj za potrebe primarne nege [AMI05]. Jedan od prioriteta istraživanja je da se obezbedi visokokvalitetan kardiosignal i omogući odgovarajući uvid u njegov sadržaj, radi dobijanja informacije o patofiziologiji. Posebna pažnja se posvećuje mogućnosti prenosa kvalitetnih signala na daljinu, u svrhu telemedicine, jer često na mestu akvizicije signala ne postoji adekvatno medicinsko osoblje [BAL99, FON11, REL13]. Tada je značajna uloga udaljenog lekara (specijaliste) koji svojim savetima i sugestijama može pomoći u zbrinjavanju bolesnika. Na taj način omogućava se podizanje svesti o zdravstvenoj nezi i modernizacija servisa za kontrolu zdravstvenog stanja. Dakle, evidentno je da se kardiosignali sve češće prikupljaju i prenose telekomunikacionim sistemima koji su praćeni i pojavom šuma različitih izvora. Postoje

mnogi izvori slučajnih signala usled nesavršenosti akvizicije, zatim usled fizioloških uticaja ili artefakta kretanja. Ovo su razlozi zbog kojih se velika pažnja mora posvetiti ublažavanju uticaja šuma kao i svim artefaktima akvizicije signala, ali i uspostavljanju veće kontrole nad postupkom filtriranja.

Talasna (vejvlet, eng. *wavelet*) transformacija i filter banke zasnovane na talasićima poprimaju sve veći značaj u efikasnoj prezentaciji realnih signala i izdvajanju važnih karakteristika [IVA98]. Diskretna talasna transformacija se često koristi pri analizi kardiosignala, a posebno pri redukciji šuma [KAN07, KUM12, MES01]. Uobičajeni načini njene primene, ali i pružanje mogućnosti izbora parametara pri implementaciji nedovoljno tehnički edukovanim korisnicima, mogu dovesti do uticaja na karakteristike kardiosignala. Jedan takav primer predstavlja uticaj na komponentne u domenu visokih frekvencija (VF) uobičajenom primenom diskretne talasne transformacije pri redukciji šuma kardiosignala [CHO05]. Lokalne karakteristike kardiosignala, ali i globalne, mogu biti ugrožene neadekvatnim izborom tehnike za filtriranje. Takođe, ako se pretpostavi da su komponente signala koje je potrebno ukloniti, kao što je šum, u domenu visokih frekvencija, postoji velika mogućnost da se pri redukciji šuma uklone i klinički relevantne komponente visokih frekvencija. Među kardiosignalima, fonokardiogram (eng. *phonocardiogram* - PCG), ponovo postaje sve popularniji u istraživanjima [TAV72, TAV96, SAM10, SAR11, MOU12]. On predstavlja reprezentativni primer vibroakustičnog signala, zapisa rada kardiovaskularnog sistema, koji je znatno manje istražen od elektrokardiograma (eng. *electrocardiogram* - ECG), koji predstavlja električni zapis rada srca.

Motivacija za izradu ove disertacije bila je sagledavanje pojedinih klinički relevantnih segmenata fonokardiograma i realizacija modela koji će dati efikasnu verifikaciju kliničke važnosti VF srčanog događaja. Za kontekstno modelovanje signala moguće je koristiti različite tehnike, kao što su spektralni i spektrogramski pristupi, ali i empirijske tehnike koje bi odgovarale konkretnoj nameni i kardiosignalu, kao što je fonokardiogram [REL02, KUD07, CHO05]. Upravo za potrebe kontrole procesiranja pomoću diskretne talasne transformacije, potrebno je sagledati efikasan alat koji se može koristiti za analizu signala.

Druga generacija talasića je realizovana upotrebom tehnike poznatije kao lifting šema. Ona predstavlja alternativan i efikasan algoritam za konstrukciju FIR filter banke

zasnovanih na talasićima. Shodno tome, druga generacija talasića je istaknuta kao interesantno rešenje za potrebe analize kardiosignala [ERC04]. Ona omogućava efikasnu implementaciju DWT u osnovnom domenu [DAU98], kao i realizaciju samopodešavajućih (adaptivnih) pristupa pri filtriranju signala [CLA98, JAN05]. S obzirom da je direktnom upotrebom osnovnog domena jednostavnije kontrolisati primenu DWT, lifting struktura je pretpostavljena kao pogodan alat sa kojim je moguće raditi u okviru modela za verifikaciju pojedinih VF klinički relevantnih detalja.

1.2. Ciljevi istraživanja i polazne hipoteze

Osnovni cilj istraživanja je razvoj adaptivnog pristupa za analizu kardiosignala, pre svega jednokanalnog fonokardiograma, upotrebom druge generacije talasića, odnosno lifting strukture. Pod tim se podrazumeva razmatranje mogućnosti analize fonokardiograma i uklanjanja šuma, kao i definisanja zavisnosti upotrebene tehnike i karakteristika signala. Naime, jedan od osnovnih ciljeva je razvoj modela koji će omogućiti bolje očuvanje pojedinih komponenata značajnih za kliničku praksu, prilikom procesiranja signala, kao što je uklanjanje šuma. Upravo takav cilj se može protumačiti kroz sagledavanje pojedinih morfoloških karakteristika, kliničkih informacija, ali i modelovanja konteksta kardiosignala, kao što je fonokardiogram. Svrha ovog istraživanja je da se, pre svega, poboljša vizuelna inspekcija kardiosignala, i da se druga generacija talasića predstavi kao dobar izbor u skladu sa postojećim trendovima analize primarnih kardiosignala (elektrokardiograma i fonokardiograma). Istraživanje je usmereno ka modelu orijentisanom za primenu u fonokardiografiji, dok je elektrokardiogram korišćen za potrebe dodatnog testiranja i prikazivanja robusnosti određenih tehnika.

Polazeći od navedenih ciljeva, može se postaviti hipoteza u širem smislu:

Za potrebe realizacije sistema za analizu kardiosignala treba razviti modele i prezentacije signala, koji će omogućiti kvalitetan uvid i njihovo razumevanje za potrebe konačnog cilja identifikacije potencijalnih varijabilnosti, šablona ponašanja i abnormalnosti signala. Pri tome je potrebno razmotriti i telemedicinski aspekt, od samokontrole i podizanja svesti o očuvanju zdravlja i primarnoj nezi, uspostavljanja kontakta sa raspoloživim medicinskim osobljem do mogućnosti dobijanja drugog

mišljenja. Pri upotrebi postojećih algoritama filtriranja kardiosignala ne vodi se računa o važnosti očuvanja pojedinih karakteristika signala. Potrebno je razviti samopodešavajuće pristupe pri filtriranju kardiosignala, a samim tim i uvesti veću kontrolu nad postupkom filtriranja. Za takvu realizaciju moguće je koristiti drugu generaciju talasića, jer omogućava rad u osnovnom domenu signala.

Hipoteza od koje se polazi u istraživanju je:

Moguće je definisati novi model filtriranja za potrebe samostalne analize primarnih kardiosignala izvan kliničkih uslova, koji se zasniva na kontroli lokalnih karakteristika zapisa i samopodešavajućoj lifting šemi.

Pod samostalnom analizom se podrazumeva upotreba jedne vrste primarnog kardiosignala, kao što je fonokardiogram. Pretpostavljeno je da se pomoću ovakvog modela pri filtriranju kardiosignala može dobiti približno isti ili bolji rezultat od standardnih tehnika filtriranja i fiksnih odabira parametara pri upotrebi diskretne talasne transformacije. Takođe, pretpostavljeno je da se takav model može zasnivati na informacijama o sadržaju signala.

1.3. Organizacija disertacije

Disertacija je organizovana u devet poglavlja.

U prvom poglavlju je opisana inicijalna motivacija i objašnjeni su ciljevi istraživanja. Hipoteze su postavljene u skladu sa navedenim ciljevima.

S obzirom na interdisciplinarnost samog istraživanja, u drugom poglavlju je dat kratak uvod u mogućnosti monitoringa digitalnog zapisa rada srca i njegovog značaja za kontrolu zdravstvenog stanja. Predmet istraživanja su kardiosignali i to, pre svega, fonokardiogrami koji zauzimaju centralno mesto u disertaciji. Predstavljen je tipičan lokalni kardiološki i telekardiološki sistem u okviru kojeg se sprovodi analiza kardiosignala.

Treće poglavlje je posvećeno analizi kardiosignala. Objasnjeno je šta se najčešće podrazumeva pod analizom kardiosignala. Na primeru fonokardiograma, opisan je način

akvizicije i osnove sagledavanja fundamentalnih srčanih događaja u kardiološkom zapisu. Takođe, dat je uvod u filtriranje kardiosignala i otklanjanje šuma.

U četvrtom poglavlju je prikazan zbirni pregled najčešće korišćenih tehnika za reprezentaciju, dekompoziciju i filtriranje kardiosignala, sa posebnim osvrtom na talasnu transformaciju. Navedene su neke od osnovnih prednosti diskretne talasne transformacije, ali i drugih tehnika koje su korišćene pri istraživanju, kao što su spektralne i spektrogramске reprezentacije za analizu sadržaja fonokardiograma.

Peto poglavlje je posvećeno drugoj generaciji talasića i lifting šemi. Objašnjena je standardna dvokanalna FIR filter banka i njena polifazna konstrukcija. Predstavljene su elementarni koraci lifting strukture za potrebe filtriranja u vremenskom domenu. Navedene su prednosti upotrebe lifting šeme pri realizaciji diskretne talasne transformacije.

U šestom poglavlju je objašnjen značaj detekcije dominantnih komponenata niskih frekvencija i klinički relevantnih komponenata visokih frekvencija za očuvanje kvaliteta filtriranog signala. Predstavljene su mogućnosti za adaptaciju lifting šeme i realizaciju modela za procesiranje kardiosignala u zavisnosti od njegovih karakteristika.

Model za analizu kardiosignala i redukciju šuma je opisan u sedmom poglavlju. Predstavljene su novi pristupi u detekciji dominantnih intervala kod fonokardiograma i analizi studije sa utvrđenom dijagnozom. Predložena je primena lifting šeme u zavisnosti od raspoloživih dodatnih informacija o analiziranom fonokardiogramu.

Eksperimentalni rezultati predloženog modela u fonokardiografiji su prikazani u osmom poglavlju. Predstavljene su rezultati predloženih pristupa detekcije komponenata u niskofrekvencijskom i visokofrekvencijskom domenu. Prikazani su rezultati upotrebe diskretne talasne transformacije i predloženog modela u odnosu na standardne tehnike filtriranja.

U devetom poglavlju je dat pregled postignutih rezultata i izvedenih zaključaka. Navedeni su doprinosi disertacije. Date su smernice za buduća istraživanja u cilju daljeg unapređivanja kvaliteta analize kardiosignala.

2. Digitalni zapis rada srca

Healing is a matter of time, but it is sometimes also a matter of opportunity.

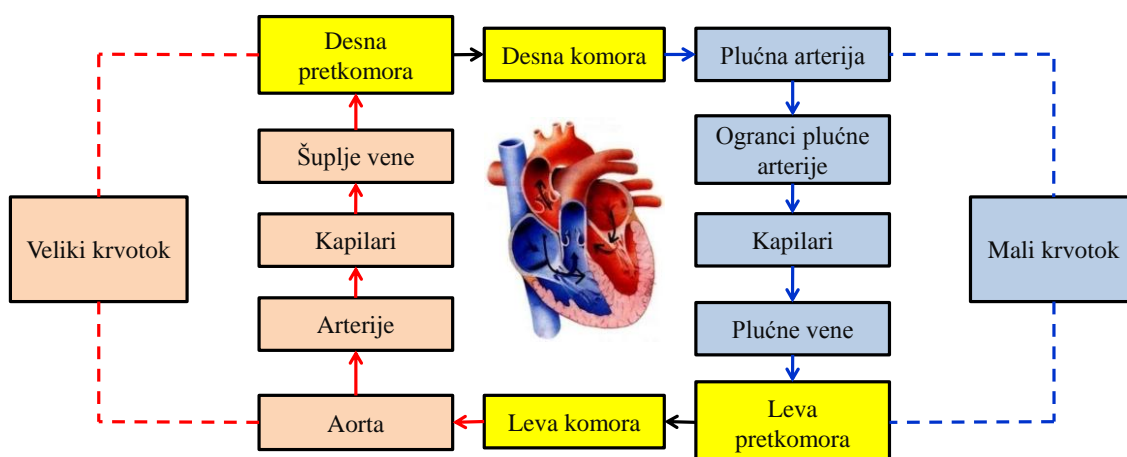
Hippocrates (c.460 BC - c. 370 BC)

S obzirom na interdisciplinarnost samog istraživanja, u ovom poglavlju je dat kratak uvod u mogućnosti monitoringa digitalnog zapisa rada srca i njegovog značaja za kontrolu zdravstvenog stanja. Predmet istraživanja su kardiosignali i to, pre svega, fonokardiogrami koji zauzimaju centralno mesto u disertaciji. Predstavljen je tipičan lokalni kardiološki i telekardiološki sistem u okviru kojeg se sprovodi analiza kardiosignala.

2.1. Funkcionalnost kardiovaskularnog sistema i kardiološki podaci

Funkcionalnost kardiovaskularnog sistema se prati kroz procese koji obezbeđuju njegov normalan rad [NIK77, GUY85, VLA12]. Normalna aktivnost je uslovljena stalnim i efikasnim protokom krvi. Kardiovaskularni sistem predstavlja zatvoren sistem koji se sastoji iz srca, mreže krvnih sudova i krvi. Uloga krvi je izuzetno važna, jer bez dotoka krvi u ćelije tkiva i organa, organizam ne bi mogao da funkcioniše.

Srce je mišićni organ koji svojim automatizmom i ritmičkom aktivnošću obezbeđuje kontinuirani tok krvi. Ono predstavlja motorni deo (pumpu) krvotoka. Srce je pregradom (septumom) podeljeno na dve polovine, levu i desnu stranu, koja ne dozvoljava međusobno mešanje krvi. Svaka polovina se sastoji iz pretkomore (atrijuma) i komore (ventrikule). Srčane šupljine su međusobno razdvojene srčanim zaliscima koji obezbeđuju jednosmeran tok krvi. Oni funkcionišu po principu ventila, naizmenično se otvaraju i zatvaraju, i tako sprečavaju da se krv vraća unazad. Zalistak između leve pretkomore i leve komore zove se mitralni zalistak, a između desne pretkomore i desne komore trikuspidalni zalistak. Postoje još dva zaliska na otvorima komora, koji povezuju komore sa velikim krvnim sudovima. To je zalistak u desnoj komori i nalazi se na ulazu u plućnu arteriju (zalistak plućne arterije) i aortni zalistak u levoj komori koji reguliše protok krvi u aortu.



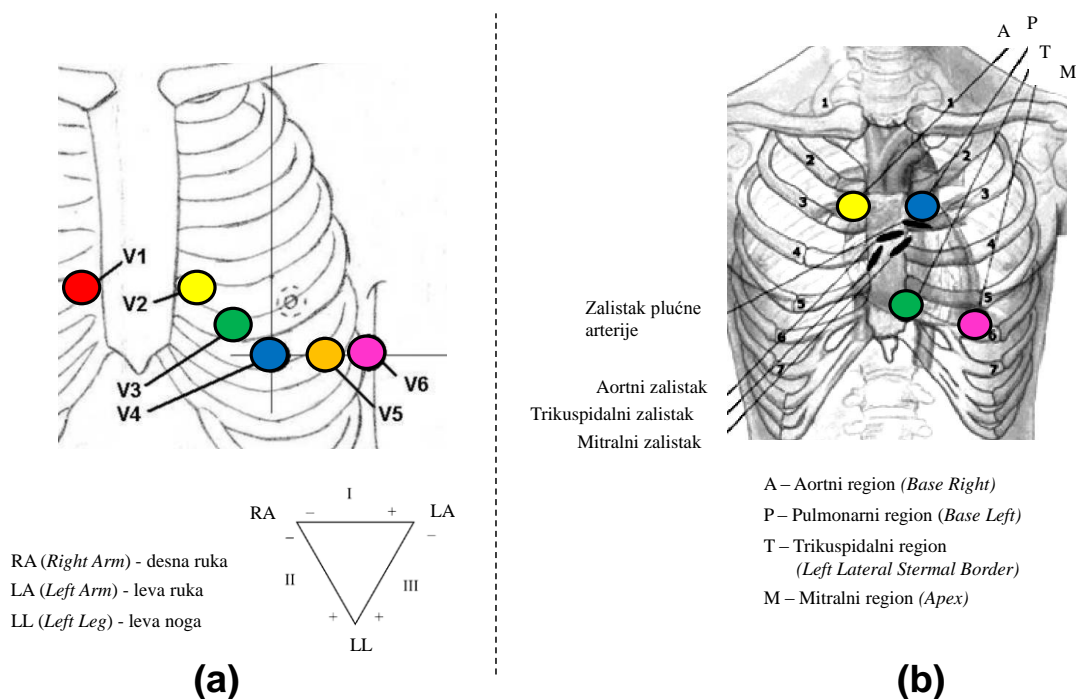
Slika 2.1 Blok šema kruženja krvi i srca u ulozi pumpe.

Na slici 2.1 je prikazana blok šema kruženja krvi. Mali krvotok počinje u desnoj komori srca iz koje polazi plućna arterija koja se dalje grana odnoseći krv u pluća. U plućima se krv oksiduje (otpušta se ugljen-dioksid, a prima kiseonik) i vraća plućnim venama u levu pretkomoru. Veliki krvotok počinje iz leve komore i putem aorte i njenih grana dospeva do svih delova tela, gde se vrši razmena materije između krvi i tkiva. U tkivima krv predaje ćelijama kiseonik, a u krv ulazi ugljen-dioksid, koja se šupljim venama vraća u desnu pretkomoru srca.

Dijastola predstavlja period relaksacije srca, kada krv prelazi iz pretkomora u komore. Tokom ovog perioda atrioventrikularni (AV) zalistak (mitralni i trikuspidalni) je otvoren. Sistola predstavlja stanje kontrakcije komore, kada krv izlazi iz srca. AV zalistak je tada zatvoren, dok su plućni i aortni zalisci otvoreni. Otkucaj srca se sastoji iz intervala sistole i dijastole.

Ovakav sistem upumpavanja i ispumpavanja krvi je sinhronizovan i kvaziperiodičan. Srce karakteriše sposobnost da funkcioniše samostalno, jer se impuls (spontana depolarizacija) za aktivaciju rada nalazi u samom organu. Srčani mišić se kvaziperiodično depolarizuje i repolarizuje. Mehanička kontrakcija srca nastaje nakon pojave akcionog potencijala u SA (sinusatrijalnom) čvoru u kome se aktivira kontrakcija pretkomore. Intercelularnim pristupom se i u drugim delovima srca mogu meriti akcioni potencijali koji imaju drugačiji oblik kao i vremensko kašnjenje. SA čvor, intermodalni putevi od SA do AV čvora, AV čvor (u kome se komore aktiviraju), Hisov snop (koji povezuje pretkomore i komore) i Purkinjeova vlakna (koja impulse sprovode u ostale delove komora) predstavljaju delove za merenje akcionih potencijala, čijim sumiranjem se dobija karakteristični morfološki oblik elektrokardiograma. Mišićne kontrakcije su u direknoj vezi sa ovako dobijenim signalom koji je električne prirode.

Instrument za registrovanje bioelektričnih promena u srcu naziva se elektrokardiograf, a njegov zapis (ECG, odnosno EKG) sadrži informacije o radu srca [NIK77, REL13]. Merenju ECG signala se može pristupiti na različite načine. Mogu se definisati tri napona zasnovana na *Eithoven*-ovom jednakostraničnom trouglu u frontalnoj ravni pacijenta. Ovaj trougao je zasnovan na ekstremitetima pacijenta (RA (eng. *Right Arm*) - desna ruka), LA (eng. *Left Arm*) - leva ruka i LL (eng. *Left Leg*) - leva noga) i definiše tri napona (I, II i III) na osnovu tri postavljene elektrode kao razliku potencijala u njima. U odnosu na referentnu tačku u okviru ECG uređaja, definišu se naponi VR, VL i VF za RA, LA i LF pozicije, respektivno. Naponi I, II i III se mogu opisati pomoću algebarskih jednačina: $I = VR - VL$, $II = VR - VF$, $III = VL - VF$. Uz nešto drugačiju hardversku realizaciju se definišu odvodi aVR, aVL i aVF kao: $aVR = 0.5(I + II)$, $aVL = 0.5(I - III)$ i $aVF = 0.5(II + III)$. Danas je u kliničkoj dijagnostici, osim frontalnog merenja, uobičajeno transverzalno merenje ECG signala. Mere se potencijali odvoda V1-V6 u šest mernih pozicija za postavljanje elektroda prilikom akvizicije ECG-a (slika 2.2 (a)).



Slika 2.2. Merne pozicije za postavljanje senzora prilikom akvizicije (a) elektrokardiograma i (b) fonokardiograma.

Kardiološki medicinski signali nastaju delovanjem fizičke pobude na senzor, čulo ili drugu vrstu neposrednog prijemnika u okviru sistema za akviziciju. Osim elektrokardiografije, postoje i drugi načini zapisa rada srca. Rad srca i kardiovaskularnog sistema se može pratiti kroz čitav spektar različitih procesa kardiološkog sistema, parametara i prezentacija medicinskih signala. Tako prikupljeni kardiološki podaci sadrže informacije o procesima kardiovaskularnog sistema.

Fonokardiografija predstavlja jedan od najčešćih i najjednostavnijih načina za praćenje pravilnog rada srca u kliničkoj dijagnostici. Ona je nasledila mnogo stariju metodologiju auskultacije, slušanja srčanih zvukova. Stetoskop je instrument koji se koristi za akviziciju akustičnog zapisa rada srca i disanja, dok fonokardiogram predstavlja snimak akustičnog zapisa. Pojavom digitalnog elektronskog stetoskopa, akvizicija fonokardiograma je postala jednostavnija, omogućavajući digitalni zapis fonokardiograma (PCG) koji je spreman za analizu. Zapis srčanih zvukova sadrži informacije o radu srčanih zalistaka. Srčani zalisci služe za usmeravanje krvi. Radom zalistaka u toku srčanog ciklusa nastaju osnovni srčani zvukovi. Osnovne pozicije za

postavljanje senzora stetoskopa u zavisnosti od položaja srčanih zalistaka prikazane su na slici 2.2(b).

Da bi se registrovali procesi kardiovaskularnog sistema, svaka od tehnika akvizicije signala zahteva poznavanje aktivnosti koja se ispituje sa fiziološkog aspekta, ali i načina na koji se to ispitivanje obavlja. Pod tim se, između ostalog, podrazumeva pravilan položaj senzora kojim se meri signal, pravilan položaj pacijenta i niz drugih okolnosti i preduslova (npr. pravilan položaj slušalica stetoskopa i naušnica stetoskopa u uhu slušaoca), koji značajno utiču na kvalitet signala koji se pribavlja od strane pacijenta. Ispravna akvizicija je od ključne važnosti, jer predstavlja početni uslov da bi se postigao željeni kvalitet servisa. Na primeru primarnih kardiosignala se može videti da položaj mernih pozicija mora obeležiti lice koje je obučeno za njihovo određivanje u odgovarajućim interkostalnim delovima (između rebara) pacijenta.

I fonokardiogrami i elektrokardiogrami predstavljaju digitalne zapise rada srca koji se beleže u vremenskom domenu. Oni zauzimaju značajno mesto pre svega u primarnoj kontroli stanja kardiovaskularnog sistema i u cilju izbegavanja komplikovanijih i skupljih sistema za analizu stanja kardiovaskularnog sistema, kao što su sistemi za akviziciju medicinske slike, kada to nije neophodno.

2.2. Telekardiološki sistemi i servisi

Danas, bolesti srca i krvnih sudova predstavljaju jedan od vodećih uzroka smrtnosti [MEI10]. To je jedan od razloga zašto je neophodno raditi na prevenciji i izradi strategije sprečavanja kardiovaskularnih oboljenja. Tehnike koje se u tu svrhu razvijaju potrebno je prilagoditi kliničkim uslovima, ali i uslovima koji odgovaraju kućnom nadzoru. Poseban značaj ima medicinska oprema koja se može koristiti i van kliničkih ili laboratorijskih uslova. Takva oprema je manjih fizičkih dimenzija, jednostavnija za rukovanje i sa autonomnim napajanjem tako da je prenosna i koristi se na terenu, kada se pacijent ne može blagovremeno preneti u medicinsku ustanovu [PAT12]. Ako je obavljena pravilna akvizicija signala, isti se može analizirati na licu mesta ili razmeniti između dve udaljene lokacije u cilju dalje analize. U oba slučaja potrebno je imati na raspolaganju adekvatnu opremu za razmenu snimljenih signala, što se ostvaruje telemedicinskim, u ovom slučaju telekardiološkim sistemom. Takav sistem

se namenski razvija i realizuje za prenos medicinskih informacija o stanju kardiovaskularnog sistema od mesta akvizicije, odnosno pacijenta koji predstavlja izvor signala koji generiše podatke, do konačnog odredišta, odnosno lekara koji analizira prenete podatke.

Telekardiologija predstavlja revolucionarni korak u današnjem pružanju zdravstvene nege i kontrole, i modernizaciji zdravstvene zaštite neophodne savremenom društvu [ROI01, HED07, KAI04, KOS08]. Imajući u vidu učestalost kardioloških abnormalnosti, telekardiološki servisi koji se bave kontrolom i analizom kardiovaskularnog sistema stiču veliku popularnost. Efikasan prenos kardioloških podataka između prostorno razdvojenog izvora informacija i prijemnog dela sistema omogućava kvalitetnu medicinsku uslugu bez obzira na udaljenost između pacijenta i lekara, uz značajno smanjenje troškova lečenja. Telekardiološki servisi su povezani sa medicinom, pre svega sa kardiologijom, telekomunikacionim i informacionim tehnologijama. U procesu izdvajanja telekardiologije kao posebnog dela telemedicine, principijelno su zadržani osnovni opšti telemedicinski servisi i usluge (telemonitoring, telenega, teledijagnoza, teledukacija, itd.). Iako su istraživanja u cilju razvoja telekardioloških sistema u začetku u odnosu na očekivane ciljeve [VLA12, REL13], nastanak telekardiologije nastupio je nakon razvoja instrumenata kao što su stetoskop i elektrokardiograf.

Na polju naučnog istraživanja analize abnormalnosti kardiovaskularnog sistema značajnu ulogu odigrala je pojava instrumenata za merenje i prezentaciju kardiosignala [VLA12, REL13]. U 19. veku fiziolog *Augustus Waller* je prvi pokazao da slab električni potencijal srčanih otkucaja može biti registrovan mernim uređajem koji je povezan sa elektrodama na koži pacijenta. *Willem Einthoven*, holandski lekar i profesor fiziologije na Univerzitetu Leiden, jedan je od osnivača moderne elektrokardiografije i zaslužan je za njenu primenu kao dijagnostičke tehnike. *Einthoven* je realizovao prvobitni praktični elektrokardiograf 1903. godine. Zajedno sa inženjerom i profesorom *Johannes Bosscha* iz Delfta, 1905. godine realizovao je prvi telekardiološki (tele-ECG) sistem pomoću telefonskog kabla. Zasebno su korišćeni i srčani zvukovi postavljanjem odgovarajućeg mikrofona na grudi pacijenta, tako da je ovo označilo početak i telefonokardiografije. Telekardiologija predstavlja prvi konceptualni pravac za kliničku i eksperimentalnu telemedicinu. *Einthoven* je za svoj rad dobio Nobelovu nagradu 1924.

godine i zaslužan je za postavljanje osnove za akviziciju (*Einthoven*-ov trougao u frontalnoj ravni pacijenta) i obeležavanje elektrokardiograma (P, QRS, T talas).

Prvi stetoskop je izum francuskog lekara *René-Théophile-Hyacinthe Laennec*, još 1819. godine, što je predstavljalo revolucionarno otkriće u razvoju kardiologije, zasnovano isključivo na auskultaciji. Vek kasnije, stetoskop počinje da se upotrebljava i u oblasti telekardiologije pomoću telefonske mreže. Stetoskop i danas predstavlja neizostavan deo sistema za analizu rada srčanog mišića i disanja putem auskultacije. Tek 1941. fonokardiogramski zapis je dobio oblik grafičkog zapisa koji je omogućio jasno razlikovanje srčanih zvukova i postao ispomoć auskultaciji (*Rappaport, Sprague*).

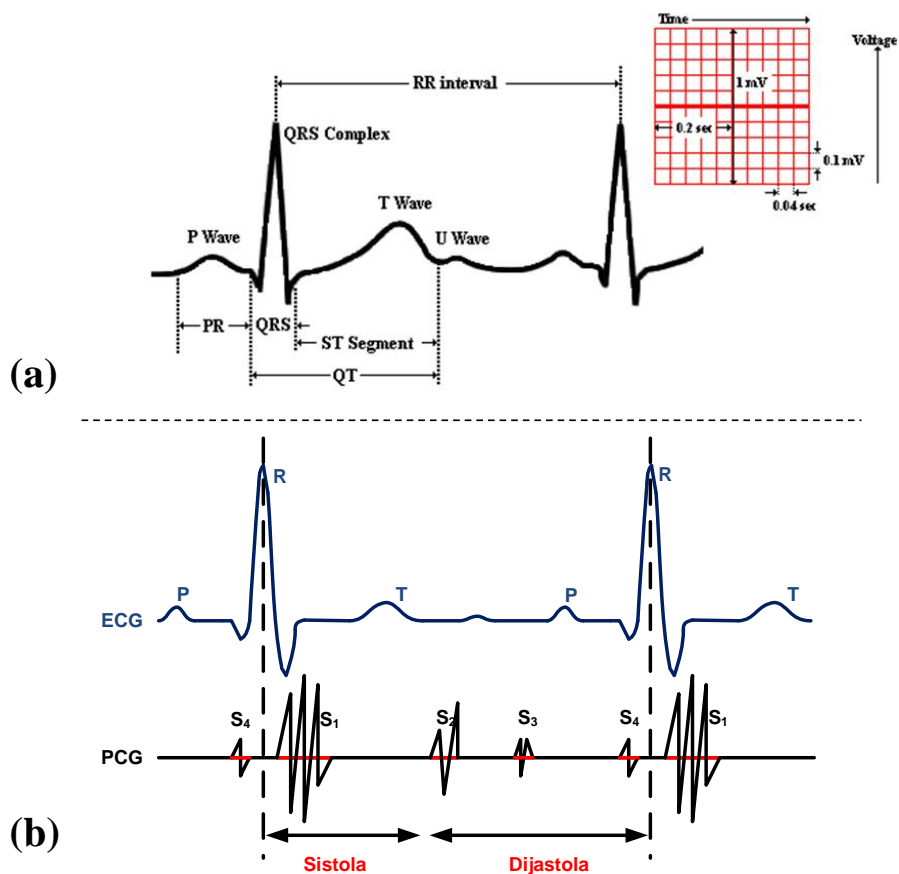
Nove tehnologije su ubrzale razvoj računarskih i telekardioloških sistema za obradu medicinskih informacija. Razvoj informacionih tehnologija omogućio je praćenje i prenos osnovnih fizioloških parametara pacijenata i ostalih potrebnih podataka. Na taj način postignuta je dostupnost kardioloških podataka pacijenta širem broju korisnika (lekara) i olakšan je postupak njihove analize. Danas, istraživanja su u velikoj meri usmerena ka razmatranju aplikacija koje mogu pomoći pružiocu usluge primarne nege u kvalitetnoj lokalnoj analizi kardioloških signala ili njihovoj analizi na udaljenoj lokaciji. Najčešće se koristi "skladišti-pa-prosledi" (eng. *store-and-forward*) pristup, iako je potrebno razmatrati i pristupe za rad u realnom vremenu [RAN13]. Osim obavljanja konsultacija i dobijanja povratne informacije, moguće je dobiti i drugo mišljenje na osnovu medicinskih informacija, ali i kompenzovati manjak specijalizovanog osoblja.

2.3. Primarni kardiosignali

Primarna zdravstvena nega podrazumeva pružanje servisa osnovne zdravstvene nege koja je bazirana na opšteprihvaćenim praktičnim, naučnim i društveno prihvatljivim metodama i tehnologijama. Nju je potrebno učiniti dostupnu članovima društvene zajednice po ceni koju zajednica odredi kao odgovarajuću [REL13]. Akvizicija primarnih kardiosignala se često koristi za analizu funkcionalnosti kardiovaskularnog sistema. Kako bi se anomalije sagledale, neophodno je definisanje uobičajenih šablona morfologije signala u originalnom, ali i transformacionom domenu

ukoliko originalni domen nije dovoljan. To između ostalog podrazumeva sagledavanje istaknutih singulariteta i/ili dominantnih intervala sa energetske tačke gledišta.

Na slici 2.3(a)-(b) nalazi se šematski prikaz elektrokardiograma i fonokardiograma u poređenju sa sinhronizovanim elektrokardiogramom, respektivno [GAV08a]. Dat je osnovni prikaz morfoloških karakteristika i odgovarajućih obeležja. Kod ECG-a to je QRS kompleks, P, T, U talas, ali i vremenski intervali RR, PR, ST, itd. Kod fonokardiograma, u otkucaju srca razlikuju se sistola i dijastola koji su okarakterisani pojavom dva osnovna srčana zvuka, S1 i S2. Nakon pojave R pika u ECG-u, očekuje se pojava prvog osnovnog srčanog zvuka (S1). Analiza primarnih kardiosignala obično započinje utvrđivanjem referentnih obeležja, kao što je R pik u ECG ili S1 zvuk u PCG signalu.



Slika 2.3. Šematski prikaz (a) elektrokardiograma i (b) fonokardiograma u poređenju sa sinhronizovanim elektrokardiogramom.

Računarska obrada primarnih kardiosignala može dati odlične rezultate u cilju dijagnostičke analize i automatskog i poluautomatskog odlučivanja. Upotreba ekonomičnih pristupa za analizu medicinskih signala i detekciju disfunkcionalosti predstavlja jedan od primarnih ciljeva u biomedicinskim istraživanjima [MEI10]. Karakterizacija srčanih događaja je uobičajena u algoritmima za njihovo automatsko određivanje, što može poboljšati analizu samih signala. Mašinskom analizom kardioloških podataka tačnost pri odlučivanju može biti značajno unapređena, a raspoloživo vreme lekara racionalnije iskorišćeno [RES71].

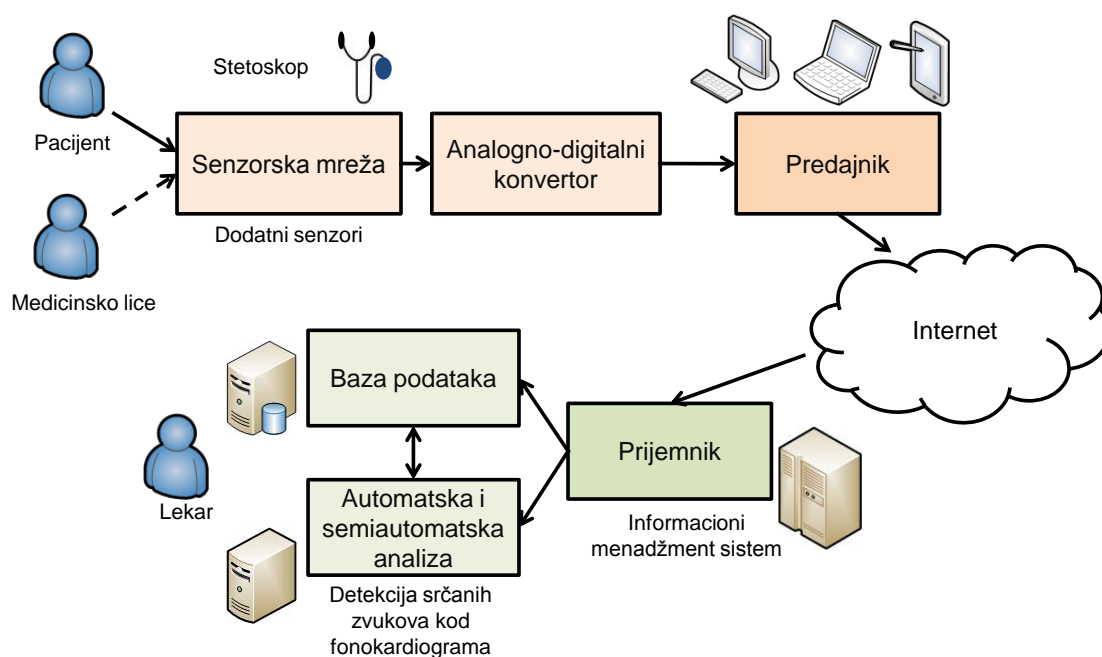
2.3.1. Fonokardiografija u primarnoj zdravstvenoj nezi

Pojavom digitalnih stetoskopa, fonokardiografija je postala veoma popularna u istraživačkim krugovima [TAV96]. Pri auskultaciji odlučivanje zavisi od stručnosti i uvežbanosti korisnika stetoskopa (medicinskog lica). Međutim, pojavom fonokardiografije inspekcija funkcionalnosti srčanog mišića na osnovu digitalnog zvučnog zapisa dobija još jedan aspekt. Osim zvučne slike, koja je nastala delovanjem fizičke pobude na čulo sluha, na raspolaganju je i vizuelna slika za poboljšanje kvaliteta odlučivanja auskultacijom. Vizuelna reprezentacija signala je prilagođena licima koja nisu dovoljno sposobna za prepoznavanje zvukova na osnovu preslušavanja. Prilikom auskultacije, ali i analize morfološkog oblika fonokardiograma, obavlja se odlučivanje o funkcionalnosti srca i protoka krvi u srcu.

Fonokardiografija je postala važan dijagnostički alat i često se uz auskultaciju koristi u pružanju primarne zdravstvene nege. Signal koji se pribavlja, neophodno je učiniti što kvalitetnijim za lokalnu analizu, ali i za prenos putem mreže i dalju analizu [WOY04]. Pod time se podrazumeva selektivnost klinički važnih i potiskivanje irelevantnih komponenata. S obzirom da je izdvajanje i sagledavanje relevantnih komponenti signala problematično, u hardverskoj i softverskoj realizaciji sistema za akviziciju može se obaviti inicijalno poboljšavanje kvaliteta (npr. upotreba pojačavača i filtara u hardverskoj realizaciji).

Tipični sistem za lokalnu i/ili telekardiološku analizu signala prikazan je na slici 2.4. Poseban značaj ima blok za automatsku i/ili poluautomatsku analizu, kao i razvoj tehnika koje bi mogle biti na raspolaganju lekaru, u cilju efikasnije kontrole

zdravstvenog stanja pacijenta, bilo da se pacijent fizički nalazi pored lekara koji treba da obavi analizu ili ne. Moguće je koristiti višekanalni pristup pri akviziciji i/ili upotrebiti više vrsta kardiosignala. Nije redak slučaj da se uz akviziciju fonokardiograma vrši sinhrono akvizicija i elektrokardiograma [MAL03]. Ipak, postavlja se pitanje da li je takva oprema uvek raspoloživa. U slučaju da se analiza signala ne može obaviti lokalno, razvoj sistema za telekardiološku analizu je moguće orijentisati ka upotrebi Interneta pri prenosu signala do stručnog medicinskog lica (lekara).



Slika 2.4. Tipični sistem za lokalnu i telekardiološku analizu signala.

Fonokardiografija je pokazala veliki potencijal za razvoj jeftinih sistema za pomoć pri dijagnostici [CHI08, REE04, TAV96, JAV06, BAR95]. Upotrebom fonokardiografije može se omogućiti osnovno tumačenje kardiovaskularnog stanja pacijenta, i zaključiti o potrebi dalje analize i intervencije. Na osnovu fonokardiografije moguće je u nekim slučajevima i postaviti inicijalnu dijagnozu na osnovu morfoloških karakteristika signala. Srčani šumovi imaju karakteristične morfološke oblike i određuju se pomoću osnovnih srčanih zvukova (S1 i S2) i njihove pozicije u okviru sistole i dijastole. U okviru (kvazi)periode PCG signala mogu se naći i drugi srčani zvukovi. Celokupan morfološki i kontekstni sadržaj jednog fonokardiograma prevazilazi okvire ove disertacije.

3. Analiza kardiosignala

Ovo poglavlje je posvećeno analizi kardiosignala. Objasnjeno je šta se najčešće podrazumeva pod analizom kardiosignala. Na primeru fonokardiograma, opisan je način akvizicije i osnove sagledavanja fundamentalnih srčanih događaja u kardiološkom zapisu. Takođe, dat je uvod u filtriranje kardiosignala i otklanjanje šuma.

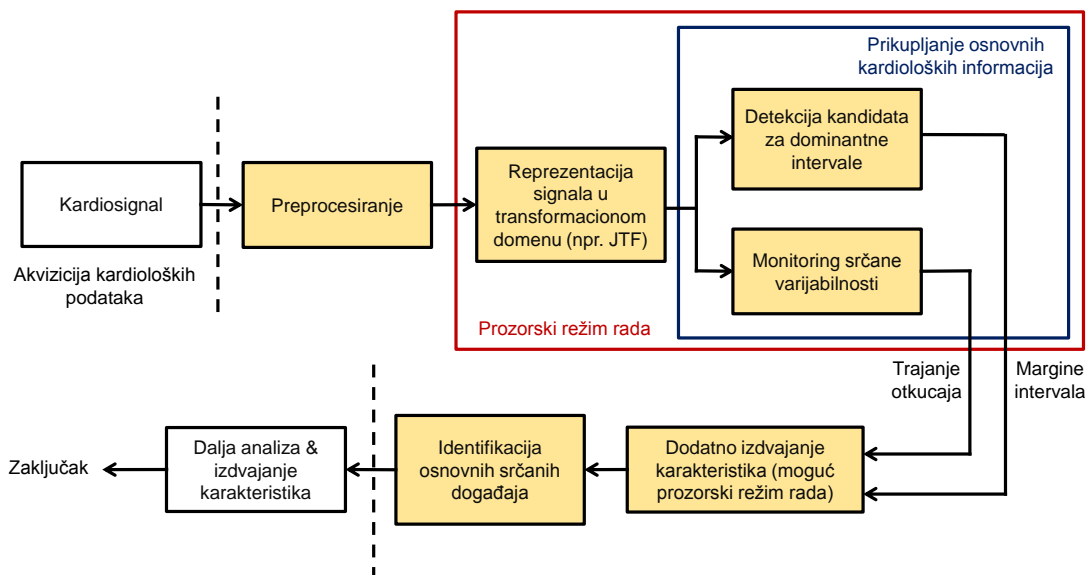
3.1. Sistem za analizu kardiosignala

Pod inicijalnom analizom kardiosignala se, pre svega, podrazumeva detekcija osnovnih srčanih događaja, kao što su fundamentalni srčani zvukovi (S1/S2) u fonokardiogramu ili R pikovi u elektrokardiogramu. Za očekivati je da se inicijalno može utvrditi pozicija takvih referentnih srčanih događaja u jednom kvaziperiodičnom nestacionarnom kardiosignalu. Detekcija ovakvih karakterističnih pojava unutar signala predstavlja inicijalni deo (polu)automatske analize. Na slici 3.1 prikazan je blok dijagram za inicijalnu analizu kardiosignala, koji je orijentisan ka detekciji srčanih zvukova u fonokardiogramu.

Da bi se obavila adekvatna analiza kardiosignala neophodno je da je akvizicija pravilno i kontrolisano obavljena, bilo da je reč o lokalnoj ili telemedicinskoj analizi. Pravilna i kontrolisana akvizicija podrazumeva da je stručno medicinsko lice izvršilo akviziciju signala ili da je bar nadgledalo postavljanje senzorske mreže. Upotreba

dotatnih kamera i audio-video veze sa lekarom (telekonsultacije) je moguće pružiti kao dodatnu mogućnost nadgledanja sa udaljene lokacije tokom procesa akvizicije.

Nakon akvizicije kardiosignala, on se po potrebi preprocesira u cilju efikasnijeg određivanja karakterističnih klinički relevantnih događaja (ili bar detekcije njihove egzistencije) i njihove identifikacije. Kao što je označeno na slici 3.1, analiza se najčešće obavlja u prozorskom režimu rada i transformacionom domenu. Tada se pronalaze intervali koji mogu biti kandidati za određeni tip srčanih događaja i prikupljaju se dodatne informacije kao što je npr. informacija o brzini rada srca (trajanje otkucaja). Moguće je obaviti dodatnu karakterizaciju raspoloživih kandidata i sprovesti njihovu inicijalnu identifikaciju. Nakon inicijalne identifikacije, moguće je pristupiti postprocesiranju u cilju poboljšanja rezultata identifikacije, ali i daljoj analizi.



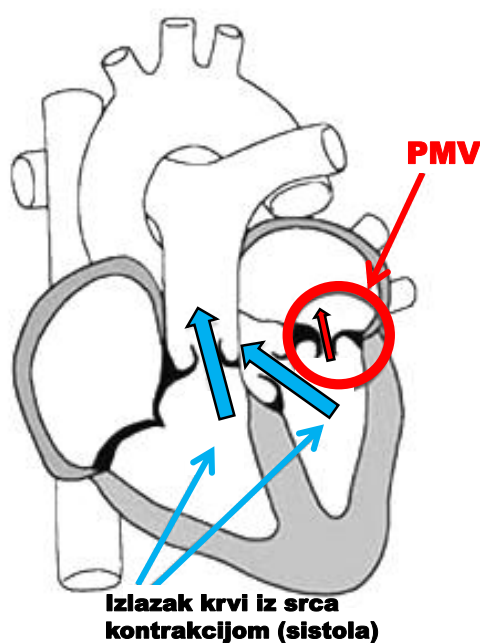
Slika 3.1. Blok dijagram za inicijalnu analizu kardiosignala. Detekcija osnovnih srčanih zvukova u fonokardiogramu.

3.1.1. Akvizicija fonokardiograma

Fonokardiogrami predstavljaju zapise srčanih zvukova koji mogu da sadrže važne kliničke informacije. Postavlja se pitanje kako prepoznati i razumeti relevantnu informaciju koju nosi fonokardiogram u sebi. Sprovedeno je veoma malo istraživanja

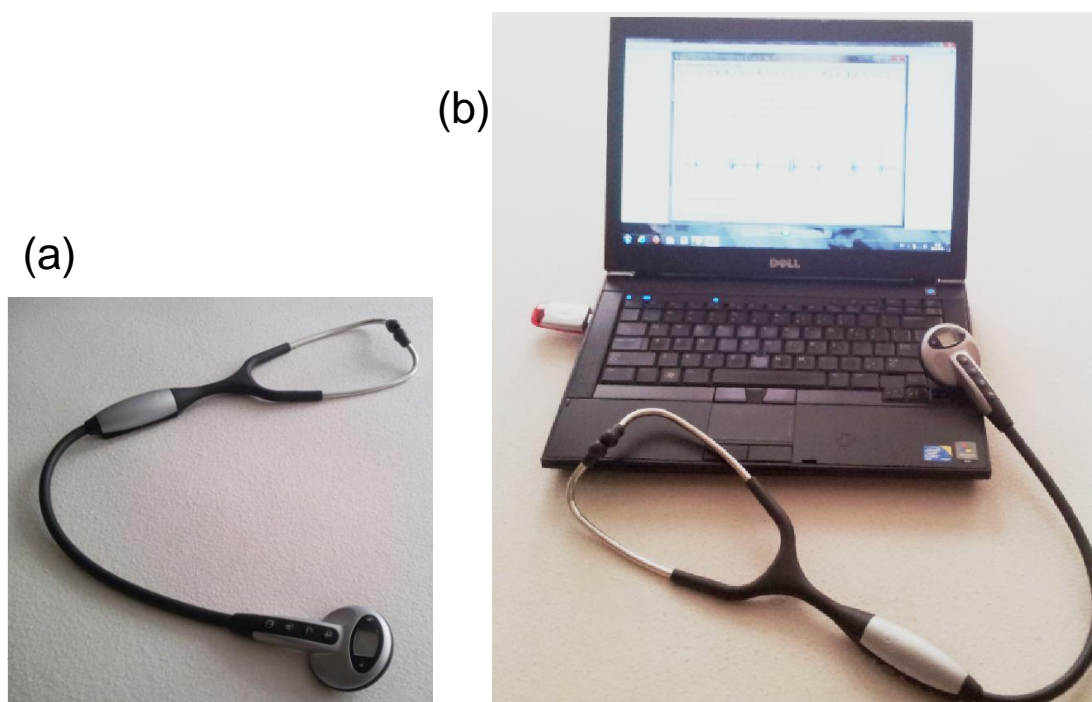
koja su se direktno odnosila na automatsku dijagnozu pomoću PCG-a u poređenju sa velikim brojem različitih patoloških simptoma [GUP07, DEG01, NOP07].

Primer prolapsne mitralne valvule (PMV) je samo jedan slučaj gde će lekar na osnovu fonokardiograma identifikovati postojanje takvog nalaza, dok to nije jednostavno na osnovu ECG signala [HAY05]. PMV predstavlja srčanu abnormalnost nastalu neadekvatnim zatvaranjem mitralne valvule (zaliska). Ono se javlja usled savijanja jednog ili oba listića mitralnog zaliska pri kontrakciji srca. U periodu sistole, kada krv izlazi iz komore, ovaj zalistak je zatvoren. Kada ovaj ventil ne funkcioniše, dolazi do vraćanja krvi u levu pretkomoru (slika 3.2). Ovakva pojava se manifestuje u PCG signalu.



Slika 3.2. Prolaps mitralne valvule - PMV.

Za potrebe testiranja i analize fonokardiograma, obavljena je akvizicija PCG signala u zdravstvenoj ustanovi "Zvezdara" u Beogradu, pomoću elektronskog stetoskopa 3M Littman 4100WS (slika 3.3.(a)). Snimljeni fonokardiogrami predstavljaju osnovne test signale koji su korišćeni pri istraživanju (etički odbor Doma zdravlja "Zvezdara", Beograd, broj 2140/3, 2010/05/25). Za potrebe dodatnih testiranja, korišćeni su elektrokardiogrami [GOL00]. Pored akvizicije fonokardiograma, obavljen je i standardan auskultativni pregled. Oprema kojom je obavljena akvizicija i analiza prikazana je na slici 3.3.(b).



Slika 3.3. (a) Elektronski stetoskop 3M Littman 4100WS. (b) Oprema koja je korišćena za akviziciju i analizu fonokardiograma.

Svi pedijatrijski pacijenti su bili u sedećoj poziciji za vreme standardnog auskultativnog pregleda u jutarnjim terminima (09-12h). Akvizicija signala počinje kada lekar ustanovi da je dete mirno. Za vreme PCG snimanja, pacijenti nisu fizički aktivni (niti imaju neku intelektualnu aktivnost kao što je čitanje). Akvizicija fonokardiograma se obavlja od strane eksperta po standardnom kardiološkom protokolu kliničke prakse. Zapisi niskog kvaliteta (zbog naglih pokreta pacijeta, pomeranja elektroda i sličnog) se odbacuju kao nerelevantni i ne analiziraju se .

U studiji je korišćeno 117 fonokardiogramskih zapisa snimljenih na ukupno 117 različitih pacijenata (deca uzrasta od 7 do 19 godina). Zapisi su detaljno pregledani od strane pedijatrijskog eksperta za kardiologiju. Nije bilo višestrukih snimanja u toku jednog dana. Svaki fonokardiogramski snimak traje osam sekundi i sniman je sa amplitudskom rezolucijom od 16bita. Radi smanjenja količine podataka zapisi su sačuvani sa frekvencijom odabiranja 1kHz. Nije primećena značajna razlika sa većim frekvencijama odabiranja u eksperimentima vezanim za detekciju razmatranih komponenti niskih (NF) i visokih frekvencija (VF), o kojima će biti reči u daljem tekstu.

Za simulaciju izdvojeno je 97 PCG zapisa koji odgovaraju pacijentima sa PMV (ukupno 48) i zdravim pacijentima (ukupno 49). Zapisi pacijenata sa PMV su izabrani

za detekciju relevantnih VF komponenti. Kod ovih signala nije jednostavno da se pri vizuelnoj inspekciji utvrdi postojanje pojedinih singulariteta. Naime, postojale su poteškoće pri razlikovanju signala pacijenata sa PMV od signala zdravih pacijenata. Pacijenti sa drugačijom dijagnozom pored PMV-a (npr. pacijenti sa akutnom infekcijom, anemijom ili tahikardijom), isključeni su iz ovog eksperimenta. Za ovu grupu signala (ukupno 97) obavljena je dodatna ehokardiografska dijagnostička potvrda.

Kod 35 signala koji pripadaju zdravim pacijentima izvršena je manuelna anotacija u vidu obeležavanja intervala koji odgovaraju S1/S2 zvukovima. Za potrebe detekcije osnovnih srčanih zvukova, osim signala pacijenata sa PMV, korišćeni su i dodatni signali koji pripadaju pacijentima sa potvrđenom dijagnozom kardiovaskularnog tipa. U ovakvom skupu dijagnostikovanih pacijenata (ukupno 55) manuelno su obeleženi intervali osnovnih srčanih zvukova (S1/S2). Skup je odabran tako da bi se testirali signali koji odgovaraju različitim dijagnozama (prolaps mitralne valvule, atrijalni septalni defekt, aortna stenoza, pulmonarna stenoza, aortna insuficijencija). Pomenuta raznolikost dijagnoza i njena klasifikacija nisu bili predmet istraživanja i to prevazilazi okvire ove teze. Dijagnostikovani signali su dodati u cilju testiranja i postizanja zadovoljavajuće robusnosti za detekciju osnovnih srčanih zvukova.

Na Univerzitetској dečijој klinici u Beogradu obavljena je ehokardiografska potvrda pedijatrijskih slučajeva koji su korišćeni u eksperimentima. Dodatno, vizuelnom inspekcijom pedijatrijskog kardiologa za potrebe testiranja, u zapisima koji odgovaraju pacijentima sa PMV označen je bar po jedan karakterističan nalaz klik-sindroma, koji odgovara dijagnostikovanom stanju.

3.2. Segmentacija kardiosignala

U okviru sistema za analizu kardiosignala, potrebno je obaviti njihovu segmentaciju. U slučaju ECG signala polazi se od detekcije R pika, dominantnog u signalu, pa se može reći da je za kardiosignal izvršena segmentacija na intervale koji odgovaraju otkucajima srca. U slučaju fonokardiograma, umesto detekcije R pikova koji određuju jedan srčani otkucaj (R-R interval), detektuju se susedni srčani zvukovi S1. Pod PCG *segmentacijom* se, pre svega, podrazumeva detekcija osnovnih srčanih zvukova S1 i S2. Ovi zvuci definišu relevantne PCG intervale potrebne za dalju analizu

[CHI08]. U okviru svakog otkucaja u PCG signalu, intervali sistole i dijastole su identifikovani kao S1-S2 i S2-S1 intervali, respektivno. Poznato je više načina detekcije osnovnih srčanih zvukova, S1 i S2. Najčešće se koriste sledeća dva pristupa:

- određivanje srčanih otkucaja (R-R intervala), a zatim S1 i S2 detekcija unutar svakog otkucaja;
- detekcija PCG intervala koji potencijalno odgovaraju S1/S2 zvukovima (bez inicijalnog određivanja R-R perioda), praćena njihovom klasifikacijom u tri klase: S1, S2 i *Ostali* (ni S1 ni S2).

U prvom pristupu, sinhrono zabeležen ECG signal se koristi kao referenca za određivanje srčanih otkucaja. Nakon utvrđivanja pozicija R pikova, pristupa se detekciji S1/S2 srčanih zvukova unutar R-R intervala [AMI06, GHA11, GRO92, IWA80, LEH87, LIM07, MAL03, QUI08, SAN01]. Zvuk S1 se može jednostavno detektovati (ako je sinhrono zapisani ECG signal na raspolaganju) u odnosu na S2, koji je mnogo teže identifikovati, što dovodi do niže tačnosti u detekciji S2 [GHA11]. Čak i 80-ih godina, prepoznat je značaj podele otkucaja unutar PCG zapisa na sistolni i dijastolni deo. On je prvenstveno bio zasnovan na sinhronom ECG-u i spektralnom "praćenju" srčanih zvukova [IWA80, LEH87]. Poslednjih godina, veliki broj metoda se zasniva na združenoj vremensko-frekvencijskoj transformaciji, koja se smatra pogodnim okruženjem za automatsko otkrivanje prvog i drugog srčanog zvuka [QUI08, SAN01]. Ako vremenske odrednice srčanog otkucaja postoje, detekcija osnovnih srčanih zvukova se može obaviti upotrebom različitih tehnika: trenutne energije [MAL03], Mel-frekvencijskog kepra (MFCC) [LIM07], vremenskih odnosa i statistike [GRO92, QUI08]. Za identifikaciju srčanih zvukova se mogu koristiti različiti klasifikatori [LIM07]. Ipak, i dosta jednostavniji pristupi detekcije se mogu primeniti, kao oni zasnovani na statistici u vremenskom domenu [AMI06].

Situacije u kojima se sinhrono beleži ECG nisu česte u medicinskoj praksi, jer zahtevaju dodatna podešavanja i dodatni hardver (osim stetoscopa). Moguće je pristupiti samostalnoj analizi PCG-a (bez upotrebe referentnog sinhronizovanog zapisa) [GIL05, HUI97, MAR05, MOU12, NIG04, NIN09, OMR03, RAJ06, VEP08, WAN05, XIA11]. Početni korak kod algoritama koji ne koriste sinhroni ECG sastoji se u prikupljanju intervala-kandidata u PCG signalu koji mogu predstavljati S1 ili S2 zvuk.

Po prikupljanju ovakvih kandidata, pretpostavlja se da je moguće *racionalizovati* signal i dalje istraživati njegov sadržaj (npr. fetalne komponente, S1 ili S2 split (razdvajanje), disanje, artefakti [TAV72, DON89]). Detekcija fundamentalnih zvukova se često obavlja upotrebom anvelope signala gde se izračunava energija, kao što je normalizovana usrednjena Šenonova energija (NASE, eng. *normalized averaged Shannon energy*). Metod zasnovan na anvelopi se može primeniti uz upotrebu talasne transformacije [OMR03, WAN05]. Koristeći pristup bez sinhronog ECG-a, S1/S2 detekcija može biti zasnovana na različitim metodama putem: autoregresivnog modelovanja [NIN09], BSS pristupa [NIG04], homomorfog pristupa u kombinaciji sa HMM-om [GIL05], pomoću SVD [RAJ06], Hilbert-ove transformacije i SVM klasifikatora [XIA11], ali i novih tehnika kao što je S-transformacija i empirijska dekompozicija (EMD) [MOU12].

Sumiranjem postojećih pristupa, analiza PCG sadržaja se obično obavlja pomoću:

- anvelope i magnituda u vremenskom domenu (u cilju prepoznavanja određenih morfologija, postojanja srčanih događaja, identifikacije zvukova i konačno dijagnoze) [HUI97, MAR05, OMR03, WAN05], i
- JTF (ili združeno vremensko-skalne, JTS - eng. *joint time-scale*) reprezentacije za detaljnu fonokardiogramsku karakterizaciju [MOU12, RAJ06].

Izbor JTF (ili JTS) transformacije za reprezentaciju fonokardiograma se obično odnosi na izbor kratkotrajne Furijeove transformacije (STFT), kontinualne talasne transformacije (CWT) i pseudo *Wigner-Ville*-ove raspodele [KUD07, NOP07, SAR11].

Algoritmi za identifikaciju murmura, kao i klasifikacija signala na osnovu murmura karakterističnih za određene dijagnoze [GUP07, LEU00, DEG01, NOP07, STR07] zavise od upotrebljenog algoritma za detekciju osnovnih srčanih zvukova. Identifikacija ovakvih karakterističnih nalaza se obavlja u periodu sistole i/ili dijastole i sprovode se nakon detekcije S1 i S2 zvukova.

3.3. Srčani događaji i njihovo prepoznavanje

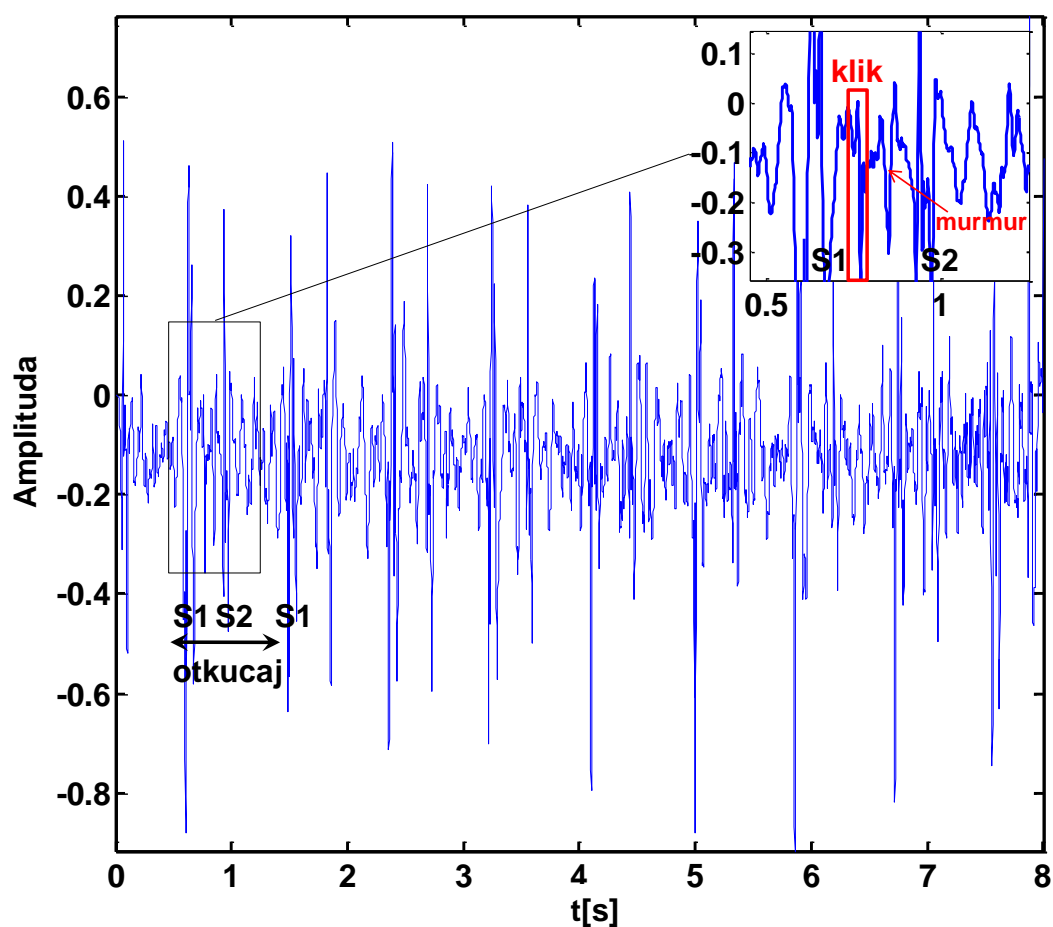
Nakon izdvajanja referentnih intervala signala, potrebno je analizirati ostale srčane događaje i prepoznati ih. U slučaju fonokardiograma, nakon identifikacije fundamentalnih srčanih zvukova podrazumeva se analiza (barem vizuelna) i identifikacija karakterističnih srčanih događaja u intervalu sistole, odnosno dijastole. U slučaju da nije jednostavno utvrditi postojanje određenih zvukova, moguće je koristiti metode koje ne uključuju lokalizaciju, već samo detekciju specifičnih srčanih zvukova u vidu indikacije da oni potencijalno postoje unutar zapisa. Morfološke karakteristike svojstvene za prolaps mitralne valvule u fonokardiogramu obično je teško detektovati. Karakteristični srednjesistolični klik sa mogućim kasnosistoličkim murmurom predstavlja tipični auskultacijski indikator za PMV dijagnozu [CRI66, DEV86, DIL71, FRE99, HAY05, WEI75].

PMV je takođe poznat kao sindrom sistoličnog klika. Njegova ponovljiva manifestacija u sistoli opisuje patologiju funkcionalnosti mitralnog zaliska. Vizuelizacija klika u vremenskom domenu i postavljanje PMV dijagnoze samo na osnovu PCG zapisa je zahtevan proces koji je pun grešaka, jer zavisi od sposobnosti lekara [CRI66]. PMV je čest valvularni poremećaj, koji je uglavnom benigni. Ipak, smatra se i kao abnormalnost koja može da prouzrokuje značajne kardiološke poremećaje [FRE99, HAY05].

Različiti simptomi, uključujući elektrokardiografsku repolarizaciju, pridružuju se PMV-u. Lekar će najčešće koristiti stetoskop za inicijalnu PMV detekciju. Neuočavanje različitih karakterističnih simptoma u PCG-u dovela je do prakse skrininga u vidu dobijanja ehokardiograma [HAY05]. Primer PCG signala koji odgovara pacijentu sa PMV, prikazan je na slici 3.4, gde je obeležen klik koji je u vidu singulariteta teško pratiti, jer njegova pojava nije uvek očigledna "neobučenom" oku posmatrača. Prognoza može biti nekorektno ocenjena fonokardiografijom, dovodeći do pogrešnih zaključaka da li signal pripada zdravom pacijentu ili pacijentu sa PMV. Svaka indikacija takve pojave može biti krucijalna, dajući dokaz da nalaz možda nije benigni.

U ranim istraživanjima 70-tih godina, ehokardiografski tretman se smatrao odličnom metodom za dijagnostikovanje PMV-a. Ehokardiografija, kao specifična

neinvanzivna tehnika, može omogućiti vizuelizaciju mitralne valvule [DIL71,WEI75]. Kliničke karakteristike PMV-a, gde PMV može biti pridružen kliku (kliku i murmuru), kao što je prethodno pomenuto, su u vezi sa nalazima koja su ehokardiografski dokumentovana [DEV86]. Imajući u vidu raspoloživost opreme, pouzdanost fonokardiogramske PMV detekcije bi trebalo povećati. Osim toga, potrebno je uočiti kakav efekat tehnika filtriranja ima na takve karakteristične singularitete.



Slika 3.4. Fonokardiogram koji odgovara pacijentu sa prolapsom mitralne valvule.

3.4. Filtriranje kardiosignala i otklanjanje šuma

U okviru analize, jedno od najčešćih problema je pitanje preprocesiranja, odnosno filtriranja kardiosignala u cilju otklanjanja šuma. Otklanjanje šuma kod kardiosignala oslanja se uglavnom na klasične upotrebe filtera, kod kojih se nailazi na

različite poteškoće (kašnjenje, nelinearnost fazne karakteristike, nepredviđena slabljenja pojedinih segmenata, itd.). U [KUM12] je dat pregled tehnika filtriranja koje se koriste za potrebe ECG-a. Sam postupak filtriranja zavisi i od tipa šuma, ali i samog kardiosignala. Povoljan izbor parametara određuje uspešnost tehnike koja se upotrebljava.

Priroda šuma zavisi od tipa signala koji se obrađuje. Šum kod ECG signala može biti elektromiografski, nastajati usled pomeranja elektroda, interferencije mreže i drugih nepredviđenih uzroka. Fonokardiogram predstavlja skup srčanih zvukova i srčanih šumova, tzv. murmura. Pod šumom u PCG signalu se podrazumeva šum usled respiracije, ambijentalni šum, šum usled senzora, pokreta i sličnog. Zvuk disanja se može smatrati komplikovanim za izdvajanje od korisnog signala zbog svoje kvazistacionarnosti, dok je srčani šum, šum od interesa i on se mora sačuvati zbog svoje dijagnostičke vrednosti. Klasičnim tehnikama filtriranja se biraju frekvencijske komponente koje se žele otkloniti, oslabiti ili pojačati pomoću dobro poznatih metoda kao što je brza Furijeova transformacija (FFT). To može dati zadovoljavajuće rezultate kod stacionarnih i relativno kod kvazistacionarnih šumova.

Nesigurnost pri merenju je neizbežna. Merenja nisu idealna i iz tog razloga nastaje nesigurnost usled pojave slučajnih i sistematskih grešaka, kao i njihove kombinacije. Modelovanje greške u vidu Gausovog šuma je uobičajeno pri inicijalnim testiranjima. U disertaciji, predložene tehnike su testirane na signalima koji se mogu smatrati kvalitetnim, odnosno u kojima se uticaj klinički nerelevantnog šuma, kao što je ambijentalni, može smatrati zanemarljivim. Ovakvi realni signali su iskorišćeni kao ciljni (*target*, "čisti") signali. Signalima je dodavan Gausov šum za potrebe testiranja. Gausov šum kao aditivni šum je sam po sebi izazov za otklanjanje kod kardiosignala. Posebno će biti skrenuta pažnja na klinički relevantne VF komponente i uspešnost tehnika da se izbore sa njihovom distinkcijom od Gausovog šuma koji se želi ukloniti. Talasna transformacija je u poređenju sa standardnim tehnikama filtriranja, ali i nekim naprednijim, istaknuta kao tehnika koja se često koristi i koja daje odlične rezultate u preprocesiranju kardiosignala [GAV08b, JEV09, GAV11a, KUM12]. Ovde će se pod filtriranjem uglavnom smatrati redukcija VF šuma.

4. Reprezentacija i dekompozicija kardiosignala

U ovom poglavlju je prikazan zbirni pregled najčešće korišćenih tehnika za reprezentaciju, dekompoziciju i filtriranje kardiosignala, sa posebnim osvrtom na talasnu transformaciju. Navedene su neke od osnovnih prednosti diskretne talasne transformacije, ali i drugih tehnika koje su korišćene pri istraživanju, kao što su spektralne i spektrogramске reprezentacije za analizu sadržaja fonokardiograma.

4.1. Izbor domena za reprezentaciju signala i talasna transformacija

Izbor domena predstavlja veoma važan zadatak za pristupanje analizi. Talasna transformacija (WT, eng. *wavelet transform*) je deo mnogo većeg skupa transformacija koje se nazivaju *retke* (eng. *sparse*) transformacije, pogodne da se signal opiše sa što je moguće manjim brojem koeficijenata različitim od nule, što je dovelo do njene značajne primene u kompresiji (JPEG2000) [MAL09, JAN05]. Ipak, može se reći da postoje dva pravca u primeni takve transformacije, za potrebe kompresije i analize signala [STA10]. Analiza podrazumeva mogućnost bolje inspekcije komponenti koje čine sastavni deo signala.

Multirezoluciona analiza, MRA, se matematički definiše kao dekompozicija Hilbertovog prostora $L_2(\mathbb{R})$ u niz zatvorenih potprostora $\{V_j\}$, $j \in \mathbb{Z}$, takvih da je

$$\dots \subset V_2 \subset V_1 \subset V_0 \subset V_{-1} \subset V_{-2} \dots \quad (4.1)$$

pri čemu je $\bigcap_j V_j = \{0\}$ i $\bigcup_j V_j = L_2(\mathbb{R})$. Svaka funkcija $f(t)$ prostora $L_2(\mathbb{R})$ pripada potprostoru V_j ako i samo ako $f(2t)$ pripada potprostoru V_{j-1} . Takođe, svaka funkcija $f(t)$ pripada V_0 ako i samo ako $f(t-k)$, $k \in \mathbb{Z}$, pripada V_0 . Funkcijom skaliranja, $\varphi(t) \in L_2(\mathbb{R})$, naziva se funkcija čije translacije formiraju bazu osnovnog prostora V_0 . Prostor V_j generisan je transliranim verzijama funkcije skaliranja, u oznaci $\{\varphi_{j,k}\}$, $k \in \mathbb{Z}$, za odgovarajuću skalu $j \in \mathbb{Z}$.

Aproksimacioni prostori V_j ($V_j \subset V_{j-1}$) su definisani tako da njihove razlike predstavljaju prostore talasića W_j , ($V_{j-1} = V_j \cup W_j$). Dekompozicijom za $J > j$ dobija se $V_{j-1} = V_j \cup W_j = V_{j+1} \cup W_{j+1} \cup W_j = \dots = V_j \cup W_j \cup W_{j-1} \cup \dots \cup W_{j+1} \cup W_j$, (4.2) odnosno za osnovni prostor $V_0 = V_J \cup W_J \cup \dots \cup W_1$, $J > 0$. Sa parametrom J definisana je najlošija (najgrublja) rezolucija. Ovako definisana dekompozicija upravo omogućava sagledavanje finih i grubih rezolucija funkcije koja se analizira [MAL09, RAD09]. Istraživanja u vezi praktične primene talasne transformacije su tek u začetku u odnosu na njihov razvoj u oblasti matematike [GUI09].

Za analizu funkcije, odnosno signala, može se koristiti kontinualna talasna transformacija - CWT (eng. *Continious Wavelet Transform*). Vejvlet ili talasić predstavlja funkciju oscilatorne prirode definisanu tako da je na konačnom domenu različita od nule (kompaktan nosač). Analitički, kontinualna talasna transformacija funkcije $f \in L_2(\mathbb{R})$ se može definisati kao skalarni proizvod funkcije f i bazisnog talasića $\psi_{a,b}$:

$$CWT_f(a, b) = \langle f, \psi_{a,b} \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi_{a,b}^*(t) dt = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (4.3)$$

gde se pod bazisnim talasićem $\psi_{a,b}$ podrazumeva talasić koji je dobijen skaliranjem ($a > 0$ - parametar skaliranja) i translacijom (b - parametar translacije) osnovnog talasića (talasića majke), ψ :

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right). \quad (4.4)$$

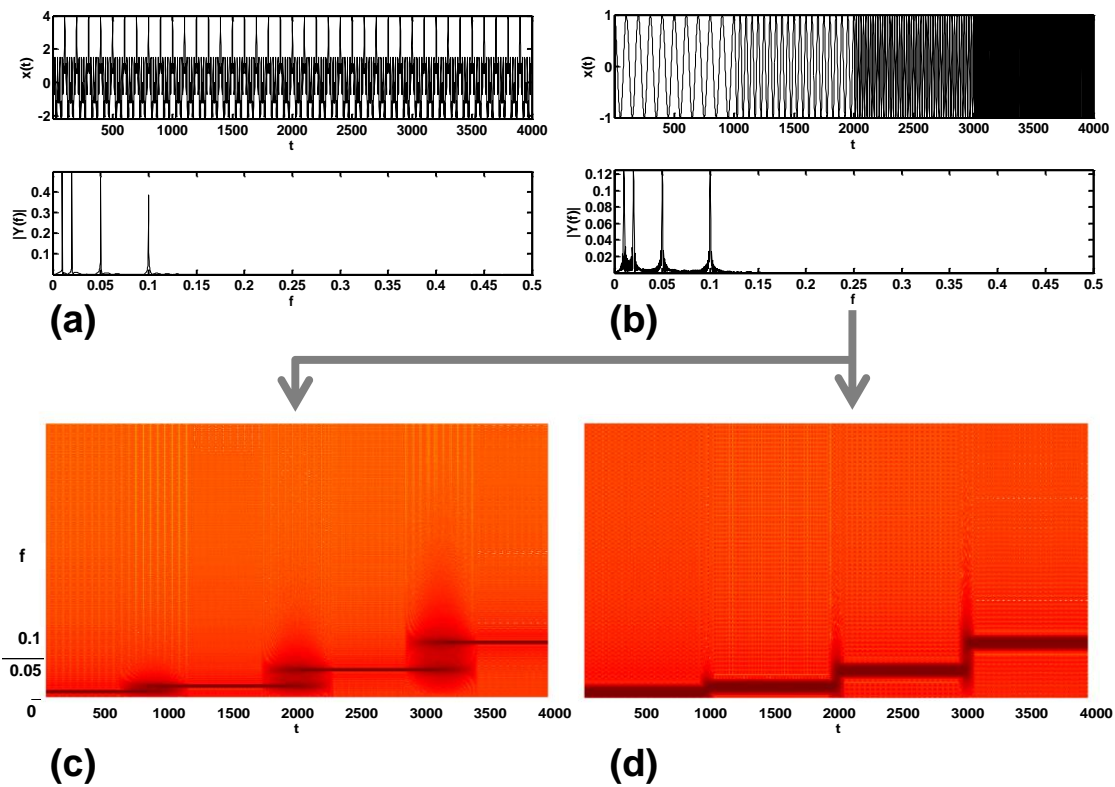
Sa $(\cdot)^*$ je označena konjugovano-kompleksna vrednost funkcije [MAL09, RAD09].

4.2. Združena vremensko-frekvencijska reprezentacija

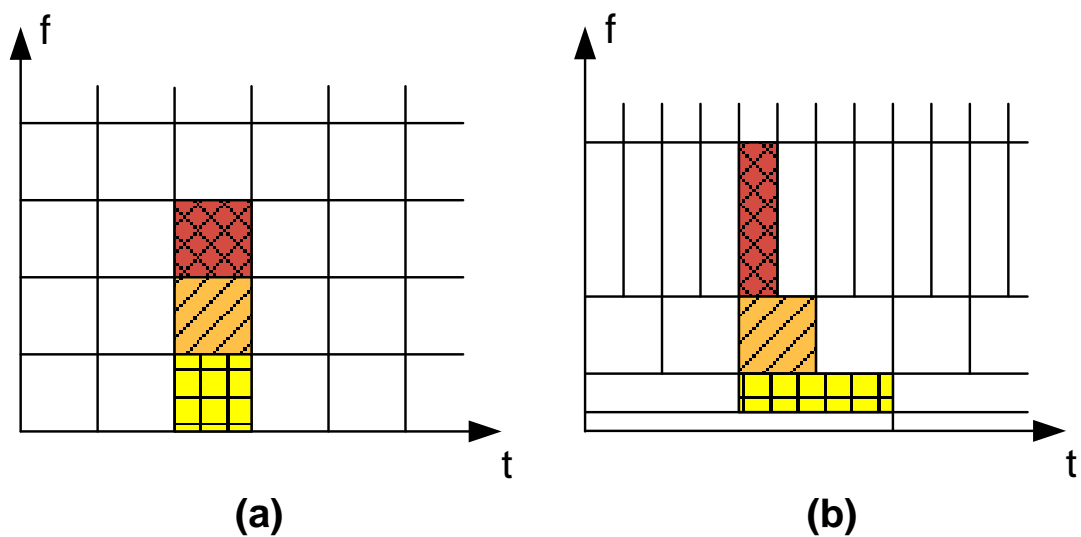
U analizi fonokardiograma, ali i drugih nestacionarnih signala, združene vremensko-frekvencijske reprezentacije zauzimaju važno mesto. Furijeovom transformacijom koja analizu signala iz vremenskog, odnosno prostornog domena, izmešta u frekvencijski, dobija se signal predstavljen preko sume odgovarajućih sinusoida, gde se iz dobijenog spektra signala može saznati koje su frekvencije dominantne u samom signalu. To se pokazalo nedovoljnim u analizi nestacionarnih signala [MAL09, RAD09]. Na slici 4.1(a)-(b) se može uočiti nedostatak Furijeove transformacije u slučaju analize nestacionarnog signala. Ovde, frekvencijski domen daje uvid u frekvencijski sadržaj signala, ali ne pruža informaciju o tome koje frekvencije su dominantne u kom trenutku.

Za razliku od stacionarnih, takva informacija je značajna kod nestacionarnih signala, kakvi su realni signali. Ovaj nedostatak je moguće prevazići upotrebom konačne prozorske funkcije, kao što je to učinjeno kod kratkovremenske (kratkotrajne) Furijeove transformacije, STFT (eng. *Short Time Fourier Transform*). Na taj način, dobijena je združena vremensko-frekvencijska reprezentacija signala, odnosno omogućen je istovremeni pregled tri veličine koje karakterišu signal: pregled vremena, frekvencije i amplitude. Reprezentacija signala u vidu spektrograma (slike spektralne gustine snage signala) upotrebljava se za preciznije određivanje karakteristika signala. Analiza signala se sprovodi upotrebom vremenske prozorske funkcije i pretpostavke stacionarnosti signala u okviru svakog prozora. Što je interval prozora uži, to je vremenska rezolucija bolja, a frekvencijska lošija i obrnuto. Ovaj nedostatak je prezentovan na slici 4.1(c)-(d).

Umesto upotrebe istovetnih prozora i takvog načina "prekrivanja" JTF domena (slika 4.2(a)), moguće je iskoristiti činjenicu da je bolja vremenska rezolucija potrebija kod komponenti signala visokih frekvencija u odnosu na niske frekvencije. Takvo "prekrivanje" koristi talasna transformacija (slika 4.2(b)). Ako se funkcija talasića skalira za veliku vrednost koeficijenta skaliranja a mogu se dobiti širi "prozori" koji odgovaraju NF sadržaju signala, dok se za malu vrednost koeficijenta mogu dobiti uži pogodni za VF sadržaj.



Slika 4.1. Vremenski i frekvencijski domen (a) stacionarnog i (b) nestacionarnog signala. STFT spektrogram nestacionarnog signala sa (c) boljom rezolucijom za frekvenciju i lošijom rezolucijom za vreme, (d) lošijom rezolucijom za frekvenciju i boljom rezolucijom za vreme.



Slika 4.2. "Prekrivanje" vremensko-frekvencijskog domena u slučaju (a) STFT i (b) WT.

Vizuelna analiza fonokardiograma koja prati auskultaciju se obično sprovodi u JTF (JTS) domenu. STFT spektrogramska analiza se često koristi za nadgledanje PCG-a, ali se "pikselizovan" prikaz signala uvek nameće kao problem [KUD07]. Njegova upotreba se možda čini korisnicima kao najprirodnija zbog lokalizacionih prozora, pa se može govoriti i o odgovarajućem prepoznavanju specifičnih segmenata u takvom domenu [GAV10a]. Sa druge strane, CWT predstavlja JTS pristup koji pruža mogućnost visoke rezolucije same reprezentacije, ali koja nije uvek odgovarajuća. Naime, visoka rezolucija može biti odgovarajuća za sagledavanje komponenti kao što su komponente srčanih zvukova kod PCG-a, što ne znači da je odgovarajuća i za detekciju srčanih zvukova [KUD07, GAV12a]. Drugim rečima, VF komponente se mogu bolje uočiti, ali pitanje je da li se istovremeno može efikasno sagledati pripadnost takvih detalja jednom srčanom događaju. Upravo je iz tog razloga uobičajeno da se koristi postprocesiranje u vidu NF filtriranja, koje će izvršiti "međusobno povezivanje" ovih detalja u celinu koja predstavlja srčani događaj, odnosno popunjavanje nastalih "praznina" između pojedinih komponenti. Osim, STFT i CWT reprezentacije, koristi se i reprezentacija bazirana na *Wigner-Ville*-ovoj raspodeli (WVD, eng. *Wigner-Ville distribution*), koja ima osobinu da "razara" srčani događaj u detalje i daje nezadovoljavajuće rezultate detekcije srčanog zvuka [KUD07]. Za signal $x(t)$, ove transformacije (STFT, CWT, WVD) definisane su, respektivno, kao:

$$T_{x,STFT}(t, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau)w(t - \tau) e^{-i\omega\tau} d\tau, \quad (4.5)$$

$$T_{x,CWT}(t, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau)\psi^*\left(\frac{\tau-t}{a}\right) d\tau, \quad (4.6)$$

$$T_{xx,WVD}(t, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right)x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-i\omega\tau} d\tau, \quad (4.7)$$

gde je w prozorska funkcija, $\omega = 2\pi f$ frekvencija, ψ izabrani talasić, a skala. WVD se zasniva na autokorelaciji $R_{xx}(t)$, odnosno trenutnoj autokorelaciji $R_{inst,xx}(t)$:

$$R_{xx}(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t + \tau)x^*(t) d\tau, \quad (4.8)$$

$$R_{inst,xx}(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right)x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) d\tau. \quad (4.9)$$

Za analizu PCG-a se koristi pseudo WVD (PWVD) [KUD07], koja se definiše uvođenjem prozorske funkcije

$$T_{xx,PWVD}(t, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} w(\tau)x\left(t + \frac{\tau}{2}\right)x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-i\omega\tau} d\tau. \quad (4.10)$$

Očekuje se da *affine* klasa WVD transformacija (AWVD) ima veliki potencijal za JTF analizu u praktičnim implementacijama [GON98, AUG12]. AWVD se može definisati pomoću CWT kao njena generalizovana autokorelacija, uvođenjem vejevlet funkcije $\psi(\tau) = w(\tau)\exp(i2\pi\tau)$:

$$\begin{aligned} T_{xx,AWVD}^{(k)}(t, \omega) &= \int_{-\infty}^{+\infty} \mu_k(u) / \sqrt{\lambda_k(u)\lambda_k(-u)} \times \\ &T_{x,CWT}(t, \lambda_k(u)\omega) T_{x,CWT}^*(t, \lambda_k(-u)\omega) du, \\ \lambda_k(u) &= (k(e^{-u} - 1) / (e^{-ku} - 1))^{1/(k-1)}, \end{aligned} \quad (4.11)$$

gde μ_k predstavlja funkciju koja zavisi od parametra λ_k kao što je priloženo u [AUG12].

Upotreba JTF/JTS reprezentacije znatno olakšava prepoznavanje sadržaja PCG signala. Nekoliko transformacija je implementirano u [MIL13]. Osim postprocesiranja u vidu NF filtriranja, moguće je koristiti i druge alate obrade spektrogramske (ili skalogramske) slike [HUI98b], kao što su morfološke operacije [GAV10a, GAV10b]. S obzirom da AWVD omogućava jednostavno sagledavanje dominantnih NF komponenti, ona se može koristiti za identifikaciju osnovnih srčanih zvukova.

4.3. Dekompozicija signala i talasna transformacija

Za efikasno preprocesiranje signala koristi se diskretizacija talasića. Ona se može obaviti upotrebom parametara $a = a_0^j$, $b = ka_0^j b_0$, $j, k \in \mathbb{Z}$:

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^j}} \psi\left(\frac{t - kb_0 a_0^j}{a_0^j}\right) = a_0^{-j/2} \psi(a_0^{-j} t - kb_0), \quad (4.12)$$

gde su $a_0 > 1$ i b_0 odabrane konstantne vrednosti. Najčešće se diskretizacija sprovodi u cilju reprezentacije signala na diadskoj mreži ($a_0 = 2, b_0 = 1$):

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j} t - k), \quad t \in [2^j k, 2^j (k + 1)], \quad (4.13)$$

gde $[2^j k, 2^j (k + 1)]$ predstavlja kompaktni nosač talasića $\psi_{j,k}$ (inače $\psi_{j,k}(t) = 0$). Translirane verzije funkcije skaliranja, u oznaci $\{\varphi_{j,k}\}$, $k \in \mathbb{Z}$, pripadaju prostoru V_j . Za $j \in \mathbb{Z}$ se, u slučaju diadske mreže, one definišu kao $\varphi_{j,k}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \varphi(2^{-j} t - k)$, $k \in \mathbb{Z}$. Prostori W_j odgovaraju skaliranju za $j \in \mathbb{Z}$ i translaciji funkcije $\psi(t)$, u oznaci

$\psi_{j,k}(t) = 2^{-\frac{j}{2}}\psi(2^{-j}t - k), k \in \mathbb{Z}$. Jednačine koje opisuju vezu između opisanih prostora su dilataciona jednačina i jednačina talasića, respektivno:

$$\varphi(t) = \sum_k h_\varphi(k)\sqrt{2}\varphi(2t - k), \quad (4.14)$$

$$\psi(t) = \sum_k h_\psi(k)\sqrt{2}\varphi(2t - k), \quad (4.15)$$

gde su h_φ i h_ψ odgovarajući težinski faktori.

MRA omogućava dekompoziciju proizvoljne funkcije f iz prostora $L_2(\mathbb{R})$ na komponente koje pripadaju svakom od potprostora definisanih sa MRA. Ako za svaki prostor V_j , translirane funkcije $\{\varphi_{j,k}\}, k \in \mathbb{Z}$, predstavljaju ortonormirani bazis:

$$\langle \varphi_{j,k}, \varphi_{j,l} \rangle = \delta(k - l) = \begin{cases} 1, & k = l \\ 0, & k \neq l \end{cases}, k, l \in \mathbb{Z}, \quad (4.16)$$

projekcija funkcije f na prostor V_j , u oznaci f_j , može se definisati kao

$$f_j(t) = \sum_k \langle f, \varphi_{j,k} \rangle \varphi_{j,k}(t). \quad (4.17)$$

Za komplementarni prostor talasića W_j moguće je definisati $\Delta f_j(t) = \sum_k \langle f, \psi_{j,k} \rangle \psi_{j,k}(t)$. Izborom najgrublje rezolucije (J - poslednji nivo dekompozicije), multirezolucioni razvoj funkcije $f(t)$ se može definisati kao:

$$f(t) = f_j(t) + \sum_{j=-\infty}^J \Delta f_j(t), f(t) = \sum_{j=-\infty}^{\infty} \Delta f_j(t). \quad (4.18)$$

U praksi se za aproksimaciju funkcije $f(t)$ koristi konačan broj nivoa rezolucije $1 \leq j \leq J$:

$$\begin{aligned} f(t) &\approx f_0(t) = \sum_k a_{0,k} \varphi_{0,k}(t) \\ &= \sum_k a_{J,k} \varphi_{J,k}(t) + \sum_{j=1}^J \sum_k d_{j,k} \psi_{j,k}(t) \\ &= \sum_k \langle f, \varphi_{J,k} \rangle \varphi_{J,k}(t) + \sum_{j=1}^J \sum_k \langle f, \psi_{j,k} \rangle \psi_{j,k}(t), \end{aligned} \quad (4.19)$$

gde su sa a_j i d_j , ($j = 1, \dots, J$), označeni koeficijenti aproksimacije i detalja za nivo j . Dekompozicijom signala se dobijaju koeficijenti $a_{j,k} = \langle f, \varphi_{j,k} \rangle$ i $d_{j,k} = \langle f, \psi_{j,k} \rangle$, i time se prelazi u domen talasića. Upotrebom koeficijenata i funkcija kojim je obavljena dekompozicija, moguće je rekonstruisati signal.

Na osnovu dilatacione jednačine i jednačine talasića koje uspostavljaju vezu između bazisnih funkcija, moguće je uspostaviti i rekurzivne veze između koeficijenata aproksimacije i detalja:

$$a_{j,k} = \sum_m h_\varphi(m - 2k)a_{j-1,m} = (h_\varphi(-n) * a_{j-1,n})|_{n=2k}, \quad (4.20)$$

$$d_{j,k} = \sum_m h_\psi(m - 2k)a_{j-1,m} = (h_\psi(-n) * a_{j-1,n})|_{n=2k}, \quad (4.21)$$

gde je $*$ predstavljena operacija konvolucije. Na ovaj način je očigledna interpretacija talasnog filtriranja. Za svaki prostor V_j postoje dualne funkcije $\{\tilde{\varphi}_{j,k}\}, k \in \mathbb{Z}$, tako da važi $f_j(t) = \sum_k \langle f, \tilde{\varphi}_{j,k} \rangle \varphi_{j,k}(t)$, gde u ortonormiranom slučaju važi da je $\tilde{\varphi}_{j,k} = \varphi_{j,k}$. Kada dualne funkcije nisu jednake funkcijama razvoja ($\varphi_{j,k}$) i važi

$$\langle \varphi_{j,k}, \tilde{\varphi}_{j,l} \rangle = \delta(k - l) = \begin{cases} 1, & k = l \\ 0, & k \neq l \end{cases}, k, l \in \mathbb{Z}, \quad (4.22)$$

kaže se da je definisan biortonormirani bazis. Analogno sa (4.18), važi da je $\Delta f_j(t) = \sum_k \langle f, \tilde{\psi}_{j,k} \rangle \psi_{j,k}(t)$, gde $\tilde{\psi}_j$ predstavlja dualni talasić.

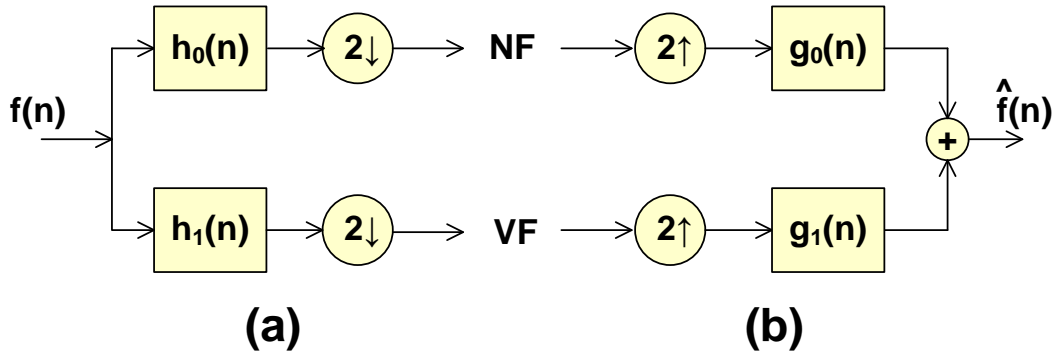
FIR (eng. *Finite impulse response*) filter impulsnog odziva $h(n)$ je okarakterisan konačnim brojem nenultih vrednosti, tj. niz $\{h(n) \in \mathbb{R} | n = 0, 1, \dots, N - 1\} = [h(0), h(1), \dots, h(N - 1)]$ predstavlja koeficijente filtra, koji će se smatrati realnim. Filter H je određen svojim impulsnim odzivom h i definisan *Laurent*-ovim polinomom (z -transformacijom), u oznaci $H(z)$, kao

$$H(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h(n)z^{-n}. \quad (4.23)$$

Banka filtera predstavlja skup filtera koji se primenjuje na signal [RAD09, VET07]. Pomoću banke filtera za analizu, ulazni signal se dekomponuje na komponente frekvencijski grupisane, dok se pomoću filtera banke za sintezu signal rekonstruiše. Banka koja se sastoji od dva filtera (jednog NF - filtera propusnika niskih frekvencija i jednog VF - filtera propusnika visokih frekvencija) naziva se dvokanalna banka, gde svaka od grana strukture filtera odgovara kanalu. Ako banka sadrži M filtera koji ulazni signal dekomponuje u M izlaznih signala tako da odgovaraju konkretnim frekvencijskim opsezima, ona se naziva M -kanalnom. M -kanalna filteraska banka sastoji se od filtera za analizu $H_i(z)$ i filtera za sintezu $G_i(z), i = 0, \dots, M - 1$, gde su $H_0(z)$ i $G_0(z)$ NF filteri, $H_{M-1}(z)$ i $G_{M-1}(z)$ VF filteri, a preostali $H_i(z)$ i $G_i(z)$ ($0 < i < M - 1$) filteri propusnici opsega. Analiza upotrebom talasića se može tumačiti kao upotreba filtera propusnika opsega [VET92]. S obzirom da nisu potrebne sve komponente koje se

dobijaju kao izlazi filtera za analizu (redundantnost), dovoljno je uzeti svaki drugi iz oba kanala (pododabiranje sa faktorom $D = 2$). U slučaju M -kanalne filter banke, razmatra se svaki M -ti odbirak iz svakog kanala. Neredundantnost nije neophodna pri analizi signala. Ako u svakom kanalu postoji "višak" odbiraka, takva transformacija naziva se redundantna.

U dvokanalnoj FIR filter banci (FB) za savršenu rekonstrukciju, u oznaci PRFB, koja je u ovoj disertaciji od interesa, koristi se filteranski par (H_0, H_1) za analizu i (G_0, G_1) za sintezu. Za analizu signala, za razliku od kodovanja, uslov PR nije neophodan [VET92], iako će ovde u slučaju DWT biti korišćen. Na slici 4.3 nalazi se dvokanalna filter banka.



Slika 4.3. Filteranska banka za (a) analizu i (b) sintezu.

Da bi FB zadovoljila uslov savršene rekonstrukcije potrebno je da važi $\hat{F}(z) = F(z)$, gde $F(z)$ i $\hat{F}(z)$ odgovaraju ulaznom $f(n)$ i izlaznom (rekonstruisanom) signalu $\hat{f}(n)$, respektivno. Važi da je

$$\hat{F}(z) = \frac{1}{2} G_0(z) (H_0(z)F(z) + H_0(-z)F(-z)) + \frac{1}{2} G_1(z) (H_1(z)F(z) + H_1(-z)F(-z)). \quad (4.24)$$

Uslov savršene rekonstrukcije se može zapisati kao

$$H_0(z)G_0(z) + H_1(z)G_1(z) = 2, \quad H_0(-z)G_0(z) + H_1(-z)G_1(z) = 0, \quad (4.25)$$

odnosno u matričnoj formi

$$\begin{bmatrix} H_0(z) & H_0(-z) \\ H_1(z) & H_1(-z) \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} G_0(z) & G_0(-z) \\ G_1(z) & G_1(-z) \end{bmatrix} = 2I. \quad (4.26)$$

NF filtar sinteze (G_0) odgovara odabiru funkcije skaliranja, dok VF filtar (G_1) odgovara izboru talasića. Filtri analize, NF (H_0) i VF (H_1) filtar, odgovaraju dualnoj funkciji skaliranja i dualnoj talasnoj funkciji, respektivno.

4.3.1. Preprocesiranje kardiosignala upotrebom diskretne talasne transformacije

Na slici 4.4(a) prikazana je sukcesivna procedura analize upotrebom DWT za nivo dekompozicije $J = 4$. Rezultat dekompozicije predstavlja skup koeficijenata aproksimacije poslednjeg nivoa dekompozicije J , u oznaci a_J i koeficijenata detalja $\{d_J, d_{J-1}, \dots, d_1\}$. Grafički prikaz dobijenih frekvencijskih opsega nalazi se na slici 4.4(b) [GAV09b].

Preprocesiranje u domenu talasića obavlja se u tri koraka: dekompozicija signala, modifikacija dobijenih koeficijenata i rekonstrukcija signala na osnovu modifikovanih koeficijenata. Potrebno je da modifikacija koeficijenata $\{a_J, d_J, d_{J-1}, \dots, d_1\}$ u novi skup vrednosti koeficijenata. $\{\hat{a}_J, \hat{d}_J, \hat{d}_{J-1}, \dots, \hat{d}_1\}$ omogući adekvatno otklanjanje klinički nerelevantnih komponenata. Uobičajeno je da se pri otklanjanju VF šuma modifikuju samo koeficijenti detalja ($\hat{a}_J = a_J$) i to upotrebom praga (eng. *thresholding*). Otklanjanje šuma primenom praga treba sprovesti praveći kompromis između prisustva šuma i promena važnih karakteristika signala. Najčešće se koriste tzv. *hard* i *soft thresholding* [DON95]:

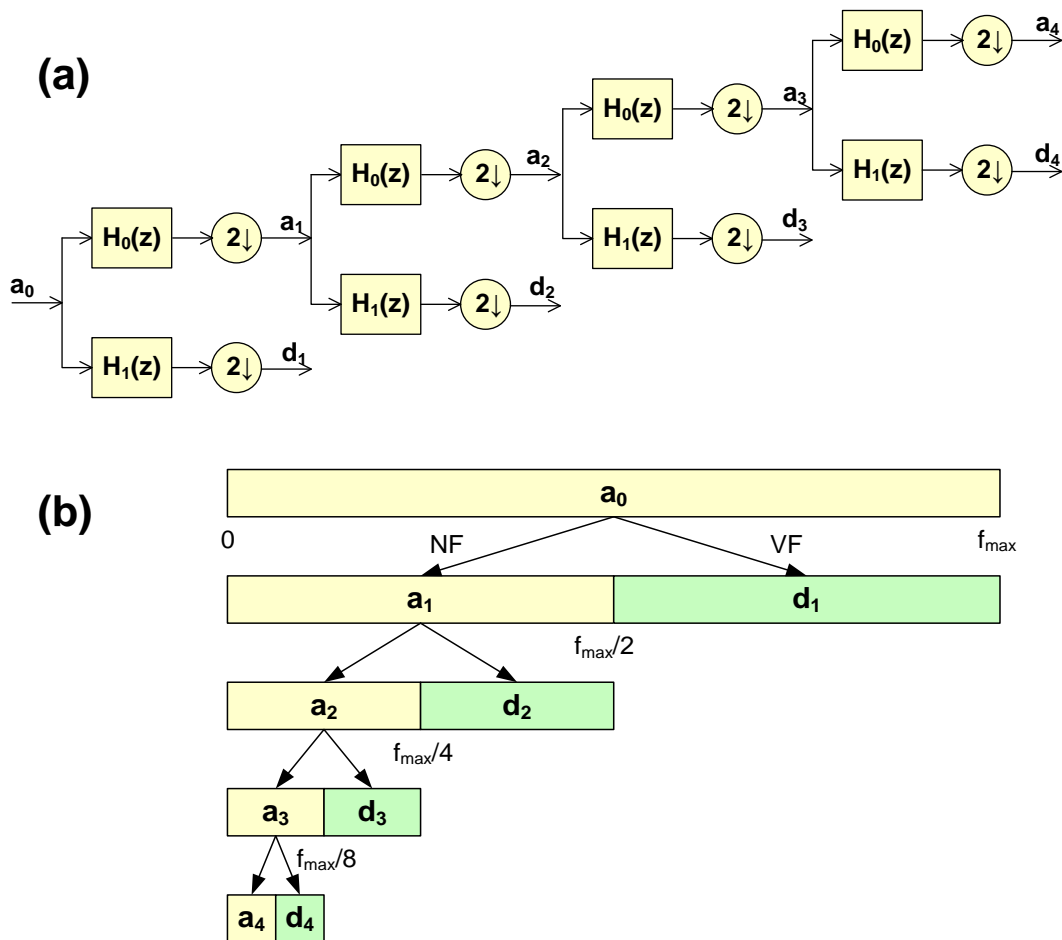
$$w_{hard} = \begin{cases} d_j, & |d_j| > T \\ 0, & |d_j| \leq T \end{cases}, \quad w_{soft} = \begin{cases} \text{sgn}(|d_j|)(|d_j| - T), & |d_j| > T \\ 0, & |d_j| \leq T \end{cases}, \quad (4.27)$$

gde T predstavlja unapred definisanu vrednost praga i $w_{hard/soft} = \hat{d}_j$ modifikovane vrednosti koeficijenata detalja. Za potrebe preprocesiranja se preporučuje *soft thresholding*, jer ne dozvoljava nagle promene vrednosti.

Rekonstrukcija se vrši pomoću novih vrednosti koeficijenata:

$$y(t) = \sum_k a_{J,k} \varphi_{J,k} + \sum_{j=1}^J \sum_k \hat{d}_{j,k} \psi_{j,k}, \quad (4.28)$$

gde $y(t)$ predstavlja rezultat otklanjanja šuma (filtrirani signal).



Slika 4.4. (a) Sukcesivna procedura analize upotrebom DWT i (b) grafički prikaz frekvencijskih opsega za četvrti nivo dekompozicije.

Postoje različite tehnike postavljanja praga, gde je jedna od najčešće primenjivanih tzv. tehnika univerzalnog praga [NAS95, ERC04]. Naime, jedna od najčešćih pretpostavki od koje se polazi pri postavljanju praga jeste ocena Gausovog šuma na osnovu koeficijenata detalja u prvom nivou dekompozicije ($d_1, j = 1$):

$$\hat{\sigma}_n = \frac{\text{median}(|d_1|)}{0.6745}, \quad (4.29)$$

gde se standardna devijacija šuma ocenjuje pomoću medijane apsolutne vrednosti (MAD). Prag, kao što je univerzalan, i ocena šuma mogu se prilagoditi svakom dekompozicionom nivou j ($j = 1, \dots, J$), što se naročito preporučuje kada nije reč o Gausovom šumu [JOH97]. U praktičnim implementacijama za kardiosignale postavljanje praga često nailazi na različite izazove i prag se može smatrati nedovoljno odgovarajućim, pa je iz tog razloga potrebno fino podešavanje vrednosti praga [NAS95, GAV12b, CHA00].

U literaturi se za potrebe otklanjanja šuma kod kardiosignala mogu naći različiti izbori talasića odgovarajućeg reda iz standardnih familija kao što su: *Daubechies* (db), *Coiflet* (coif) i *Symmlet* (sym) familije [MES01, ALF08, SIN06, KAN07, ERC04, VAR01, HAL00]. Za ECG zapise u [ALF08] izabran je db4, dok je u [CHO05] izabran sym8 kao talasić koji daje zadovoljavajući rezultat sa aspekta srednje kvadratne greške (MSE). U [SIN06], različite familije talasića su testirane za ECG. Eksperimentalni rezultati su pokazali da je db8 talasić koji najviše odgovara potrebama otklanjanja Gausovog šuma kod ECG-a u cilju što manje MSE i očuvanja pikova. U [KAN07] među testiranim talasićima, db1 (Haar) i sym3 su označeni kao talasići koji omogućavaju morfološko očuvanje signala kroz nivoe dekompozicije, nasuprot sym8 koji daje odlične rezultate pri otklanjanju šuma, ali po cenu lošije aproksimacije VF komponenti, kao što je QRS kompleks. Simetričnost upotrebene funkcije se obično smatra značajnom osobinom pri otklanjanju šuma zbog očuvanja kvaliteta vizuelne inspekcije signala [DAU92]. Pokušaj da se očuva R pik upotrebom sym8 je napravljen u [CHO05], ali pod pretpostavkom da je ciljani (*target*) signal poznat, što u praksi nije slučaj. Važnost većeg reda talasića istaknuta je za redukciju nivoa šuma kod ECG-a i u [ERC04, KUZ03], gde je za realizaciju DWT upotrebljena lifting struktura.

Slična raznolikost u odabiru talasića važi i kod PCG signala. Za fonokardiogramski dvokanalni zapis i otklanjanje šuma kros-kanalnim pristupom, coif2 je korišćena u [VAR01]. U [HAL00], db10 je odabran kao najbolji talasić, dok se db6 i db7 pokazuju efikasnim skoro kao db10 pri redukciji šuma kod PCG-a. Konkretn izbor talasića nije učinjen u [MES01], ali su generalno preporučeni talasići višeg reda (kao što je sym9).

S obzirom da nijedan standardan talasić ne daje konzistentno zadovoljavajući rezultat [MES01], mogu se preporučiti talasići nižeg reda u okolini VF komponenti kardiosignala, dok one višeg reda treba koristiti kada nema opasnosti od značajnog uticaja na klinički važne VF komponente.

Iako se DWT često ističe kao odlična tehnika, pribegava se drugim FIR tehnikama filtriranja. Mogući razlog je upravo to što nije poznato sa kliničkog aspekta kakav uticaj ima DWT tehnika na kardiosignal. Jedna takva tehnika je tehnika usrednjavanja (MA, eng. *moving average*). MA filter koristi susedstvo dužine $2m + 1$,

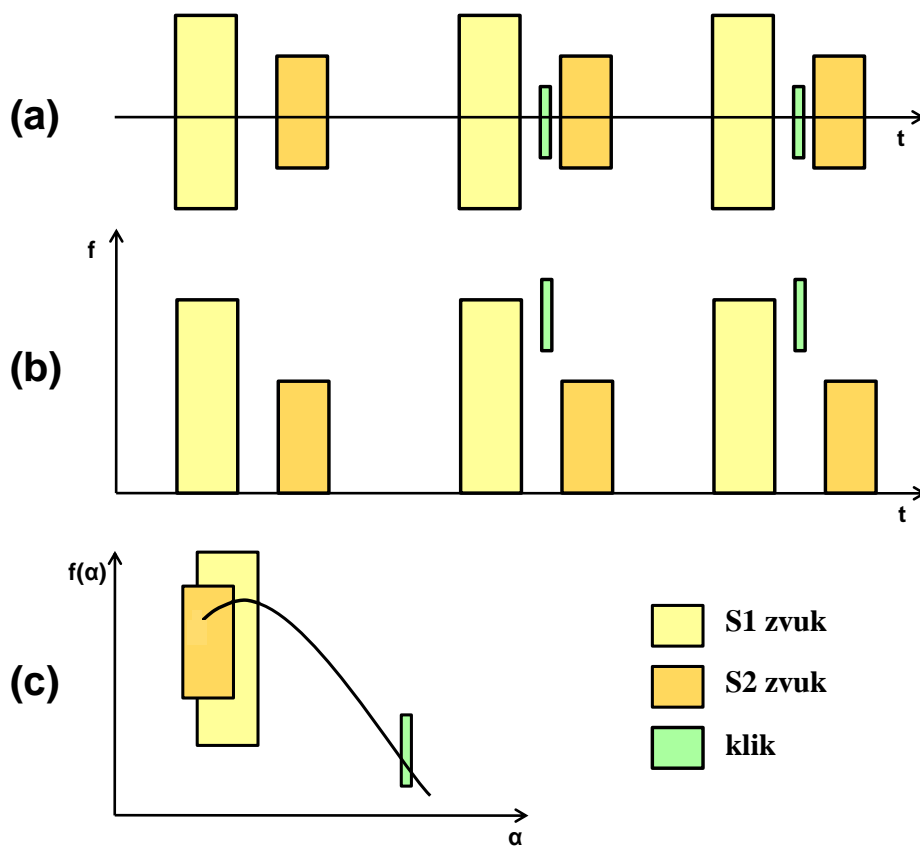
u oznaci S_{2m+1} , u okolini odbirka signala $x(n)$, za dobijanje kardiosignala \hat{x} sa uklonjenim šumom [ERC04]:

$$\hat{x}(n) = \frac{1}{2m+1} (x(n+m) + \dots + x(n-m)). \quad (4.30)$$

Savitzky-Golay (SG) filtar predstavlja generalizaciju MA filtra i koristi polinomijalnu aproksimaciju predefinisane stepena, interpolirajući susedstvo pomoću metode najmanjih kvadrata. Takođe, SG filtar se često upotrebljava za filtriranje kardiosignala [AWA11, HAR05].

4.4. Spektar kardiosignala

Na slici 4.5(a) nalazi se šematski prikaz fonokardiograma koji se analizira u vremenskom domenu i manifestacije klika kao jednog primera anomalije i klinički relevantnog nalaza.



Slika 4.5. Analiza fonokardiograma u (a) vremenskom domenu, (b) pomoću združenog vremensko-frekvencijskog prikaza (spektrograma) i (c) multifraktalnog spektra.

Kako spektar realizovan upotrebom Furijeove transformacije često nije dovoljan za analizu signala, ilustracija upotrebe JTF tehnike i spektrogramskog prikaza nalazi se na slici 4.5(b). Ipak, postavlja se pitanje da li se VF kardiološki događaj može jednostavno prepoznati između osnovnih srčanih zvukova u JTF domenu. Upravo, to nije slučaj sa sistoličkim klikom. Ovakve singularitetske strukture moguće je opisati pomoću *Hölder*-ovih eksponenata, a njihova raspodela može dati bolji uvid u regularnost signala [MAL09]. Ovakav način *zumiranja* karakteristika daje multifraktalni spektar [GAV13a], kao što je prikazano na slici 4.5(c). Samosličnost je interesantna osobina, koja se može koristiti u analizi medicinskih signala. Ovde je korišćena za potrebe razdvajanja klika i osnovnih srčanih zvukova.

4.4.1. Multifraktalni spektar kardiosignala

Samosličnost je osobina velikog broja prirodnih objekata i fenomena (npr. struktura karfiola, nervni sistem kod ljudi, struktura drveta). Naime, posmatrajući strukture u različitim skalama (skoro) isti oblik se pojavljuje. Ovakvi objekti (strukture) su poznati kao fraktali, jer se mogu okarakterisati fraktalnom (necelobrojnom) dimenzijom D_F [MAN82]. Fraktalna dimenzija numerički opisuje kako se neregularna struktura objekata/fenomena ponavlja iterativno, od manjih ka većim skalama i obrnuto. Može se odrediti na različite načine, gde je jedna od najjednostavnijih i najefikasnijih *box-counting* metoda. Metoda uključuje n -dimenzionalnu kvadratnu mrežu (svaki kvadrat stranice ε) i prebrojavanje kvadrata (elemenata mreže) koji "pokrivaju" signal. Dimenzija prekrivajuće mreže je $n = E + 1$, gde je E Euklidska dimenzija ($E = 1, 2, 3$ za liniju, površinu, zapreminu, respektivno). Ako se elementi različitih veličina koriste za "prekrivanje" signala, granična vrednost za $N(\varepsilon)$ kada veličina elemenata ε teži nuli može se opisati sledećom relacijom

$$N(\varepsilon) \sim \varepsilon^{D_F}. \quad (4.31)$$

[FED88, MAN82]. Za fraktale koji su veštački generisani pomoću prethodno utvrđenih pravila, fraktalna dimenzija je skalno invarijantna, odnosno ima istu vrednost bez obzira na skalu posmatranja. Objekti sa skalno invarijantnom dimenzijom nazivaju se monofraktali [FED88, LOP09]. Prirodni objekti su okarakterisani fraktalnom dimenzijom koja zavisi od skale. Takvi objekti se nazivaju multifraktali.

Do sada, multifraktalna analiza se pokazala kao korisna za ispitivanje dinamike otkucaja srca [IVA99]. Multifraktalnost koja se tiče kardiovaskularnog sistema se istražuje kroz analizu *Hölder*-ovih eksponenata i fraktalnog ponašanja upotrebom različitih pristupa, kao što su: analiza fluktuacije i samosličnosti (eng. *self-affinity*) u fraktalnoj analizi srčane dinamike [IVA01, MEY03], analiza lokalne varijabilnosti [BAR08, STR01], analiza zdravih i patoloških dinamika sa aspekta promenljivosti respiratorne brzine [SUK03] i aktivnosti mozga zdravih pacijenata [LIN10, SUK03], analiza *Hölder*-ovih eksponenata upotrebom laserske Doplerove tehnike merenja protoka [LIN11], analiza smanjenog protoka krvi [HUM07, WES04], ocena velikih devijacija u promenljivosti srčanog ritma (HRV) [LOI12] i karakterizacija aritmije [ECH12]. Mnoge varijacije kardiosignala su ispitivane pomoću multifraktalnosti: prate se promene koje se tiču starosne dobi [GUZ03, HUM08], kao i promene u dinamici srca pre i posle određenog tretmana [RUD07], zatim varijacije za različite ljudske rase [WES05], pozicije tela [LIN11], za vreme faza budnosti i spavanja [DIO07, HER11]. U [IVA01] dinamika otkucaja srca se poredi za grupu zapisa zdravih i bolesnih pacijenata. Grupa bolesnih pokazuje gubitak multifraktalnosti i sužavanje spektra. Dugoročne (eng. *long-range*) multiskalne osobine se istražuju za kongestivne (eng. *Congrestive Heart Failure* - CHF) i primarne autonomne slabosti srca (eng. *Primary Autonomic Failure* - PAF). U [KOT05] su pokazane razlike u multifraktalnim spektrima za zdravu, CHF i PAF grupu ECG signala.

Multifraktali su izvedeni kao ekstenzija fraktala kada jedinstvena dimenzija nije dovoljna. Uvedeni su od strane *Mandelbrot*-a 1980-ih za potrebe brzine turbulentnog fluida [MAN82]. Analizirajući regularnost signala sa brzinom v , zaključeno je da su se neke neregularnosti desile. Ovi događaji su singulariteti koji se dešavaju u različitim vremenskim instancama. *Hölder*-ov eksponent $h(x_0)$ je pridružen odgovarajućoj tački signala x_0 . Za svaku vrednost eksponenta h , skup tačaka S_h je formiran. Sada se multifraktalnost može sagledati kroz skup dobijenih eksponenata. Preslikavanje $h \rightarrow D_h$ definiše spektar singulariteta signala, tako da se za svaki fiksiran h (skup S_h) *Hausdorff*-ova dimenzija D_h izračunava. *Hölder*-ov eksponent h je mera neregularnosti funkcije g u tački koja se analizira (lokalna karakteristika) [MAL09, PAS11]. Postoji polinom reda n , $P_n(x)$, i takva konstanta K , tako da za sve tačke x u okolini x_0 važi:

$$|g(x) - P_n(x - x_0)| \leq K|x - x_0|^h. \quad (4.32)$$

Spektar se računa na osnovu multifraktalnog formalizma:

$$D_h = \inf_q (q \cdot h - \tau(q)), \quad (4.33)$$

gde q predstavlja realan parametar korišćen za ispitivanje singulariteta strukture i određivanje multifraktalne dimenzije D_q , a $\tau(q)$ je funkcija koja zavisi od q . Za $q = 1$ dobija se informaciona dimenzija. Još jedan pristup postoji za opis multifraktalnosti. Fraktalna dimenzija f_h se definiše za skup Hölder-ovih eksponenata koji pripadaju opsegu $[h, h + \Delta h]$. Skup tačaka ovakve dimenzije se može smatrati monofraktalnim. Legendre-ova transformacija se može koristiti za relaciju između funkcije $\tau(q)$ i fraktalne dimenzije f_h :

$$\tau(q) = q \cdot h(q) - f_h, \quad h(q) \cong \alpha(q) = \frac{d\tau(q)}{dq}. \quad (4.34)$$

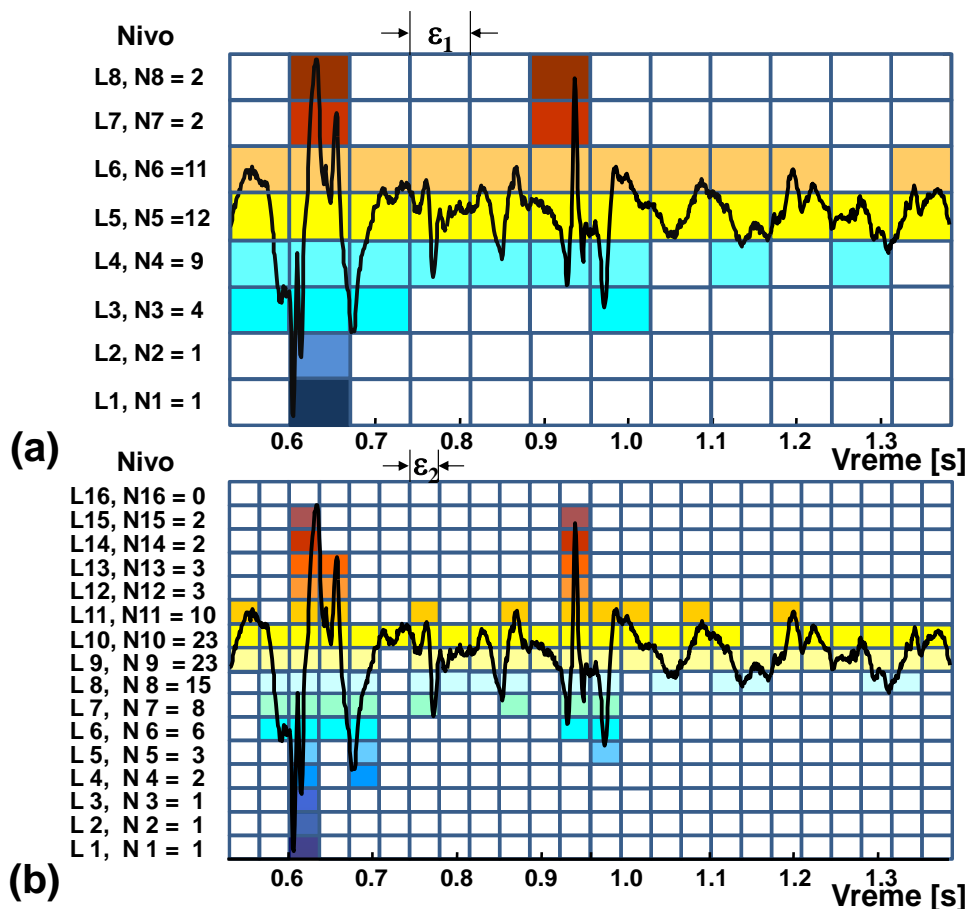
Parametar α predstavlja aproksimaciju Hölder-ovog eksponenta h , gde maksimum spektra (h, f_h) odgovara Hausdorff-ovoj dimenziji D_h [LOP09]. Izrazi u (4.34) su uvedeni da bi se pojasnio multifraktalni formalizam i parametar α kao aproksimacija Hölder-ovog eksponenta.

Generalno, multifraktalnost se pokazala veoma korisnom za medicinske signale i slike [IVA99, LOP09, REL02]. Legendre-ov spektar singulariteta (multifraktalni spektar) se može izračunati za različite α vrednosti i pokazuje srednje stanje sadržaja kardiosignala. Rezultat je glatka konkavna funkcija Hölder-ovog eksponenta, $f(\alpha)$, koja daje informaciju o generalnom ponašanju skupa tačaka koji se analizira. Jednostavna i efikasna metoda za ocenu multifraktalnog spektra je histogramaska metoda [VEH98, REL00, REL02]. Slika 4.6 daje ilustraciju *box-counting* tehnike kao osnove histogramske metode. Primenjena je na delu date strukture S (dela PCG zapisa sa klikom) koji se deli na nepreklapajuće kvadrate B_i dimenzije ε , tako da važi $S = \cup_i B_i$. Svaki kvadrat B_i je okarakterisan merom $\mu(B_i)$ (ovde je mera amplitudski nivo signala, slika 4.6(a)). Gruba ocena Hölder-ovog eksponenta podskupa B_i koja odgovara meri μ , računa se kao:

$$\alpha_i = \frac{\ln(\mu(B_i))}{\ln(\varepsilon)}. \quad (4.35)$$

Promenom veličine elementa (slika 4.6(b)), vrednost ocene Hölder-ovog eksponenta se takođe menja. Kako veličina elementa teži nuli, Hölder-ov eksponent α u konkretnoj lokaciji postaje tačniji. Hölder-ov eksponent opisuje lokalnu regularnost strukture i

raspodela α koeficijenata, $f(\alpha)$, predstavlja multifraktalni spektar. Za ocenu *Legendre*-ovog spektra preko *box-counting* tehnike korišćen je *Fraclab* paket [FRA12].



Slika 4.6. Ilustracija *box-counting* tehnike kao osnove histogramске metode za:
(a) $\epsilon_1 = 1/12$, (b) $\epsilon_2 = 1/24$.

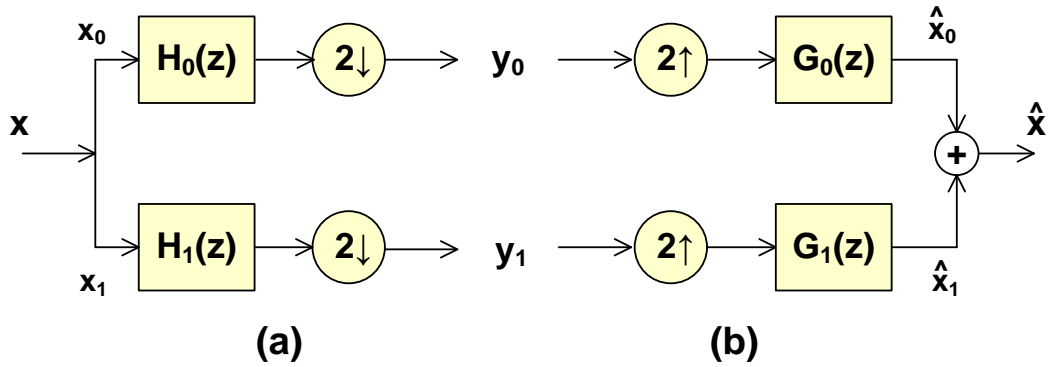
Singulariteti kao što je klik se ne moraju pojavljivati (kvazi)periodično, u regularnim vremenskim instancama, ali dugoročno mogu predstavljati važne singularitete u fonokardiogramu. Veoma malo istraživanja je objavljeno u fonokardiogramskoj dijagnostici sa aspekta multifraktalne analize. Multifraktalnost u dinamici otkucaja srca se može posmatrati i u slučaju akustičnih otkucaja srca razmatrajući i globalne i lokalne (eng. *interbeat*) tehnike za detekciju abnormalnosti [SAM10]. Iako se globalni koncept, kao što je *Legendre*-ov spektar singulariteta čini "slepim" za fine karakteristike pri velikim devijacijama srčanog ritma [LOI12], u [GAV13a] je pokazano da to nije slučaj sa PMV detekcijom među PCG zapisima koji pripadaju zdravim pacijentima.

5. Druga generacija talasića i lifting šema

Ovo poglavlje je posvećeno drugoj generaciji talasića i lifting šemi. Objasnjena je standardna dvokanalna FIR filter banka i njena polifazna konstrukcija. Predstavljene su elementarni koraci lifting strukture za potrebe filtriranja u vremenskom domenu. Navedene su prednosti upotrebe lifting šeme pri realizaciji diskretne talasne transformacije.

5.1. Diskretna talasna transformacija i polifazna konstrukcija

Na slici 5.1 nalazi se dvokanalna PRFB za implementaciju diskretne talasne transformacije. Sastoji se od filterbanka para za analizu (H_0, H_1) i filterbanka para za sintezu (G_0, G_1). Filterbanka para za analizu je u sprezi sa odabirom filterbanka para za sintezu da bi se ispunio uslov savršene rekonstrukcije. Svaki kanal ima odgovarajući ulazni signal ($x_{0/1}$), koji je definisan na osnovu analiziranog signala x i dobijeni rezultat dekompozicije u odgovarajućem kanalu ($y_{0/1}$). Ako rezultat dekompozicije postavljanjem praga modifikuje vrednosti $y_{0/1}$ u $\hat{y}_{0/1}$, onda se nove vrednosti $\hat{y}_{0/1}$ koriste pri rekonstrukciji za dobijanje signala $\hat{x}_{0/1}$ i za definisanje filtriranog rezultata \hat{x} . U slučaju da se koeficijenti dobijeni dekompozicijom ne menjaju, uslov PR obezbeđuje $x = \hat{x}$, što ovde nije od interesa.



Slika 5.1. Dvokanalna filter banka za perfektnu rekonstrukciju. Filtarski par za (a) analizu i (b) sintezu.

Za potrebe dekompozicije i rekonstrukcije upotrebljeni su FIR filtri. FIR filter H definisan je *Laurent*-ovim polinomom $H(z) = \sum_{n=k_0}^{k_1} h(n)z^{-n}$, gde su sa $n = k_0$ i $n = k_1 (\geq k_0)$ označena minimalna i maksimalna celobrojna vrednost za koju su koeficijenti $h(n)$ različiti od nule. Ako je maksimalni stepen ovog polinoma d ($d = -k_0$), filter se može zapisati kao:

$$\begin{aligned} H(z) &= \sum_{i=d-N+1}^d h(-i)z^i = \sum_{i=d-N+1}^d C(d+1-i)z^i \\ &= C(1)z^d + C(2)z^{d-1} + \dots + C(N)z^{d-N+1}, \end{aligned} \quad (5.1)$$

gde je red filtra $|H(z)| = k_1 - k_0 = N - 1$. Ako su na raspolaganju dva takva polinoma $A(z)$ i $B(z)$, ($B(z) \neq 0$), upotrebom Euklidskog algoritma moguće je nakon $n + 1$ koraka ($n \leq |B(z)|$, $B_n(z) = 0$) naći najveći zajednički delilac $A_n(z) = NZD(A(z), B(z))$ na osnovu sukcesivne primene dva koraka: $A_{i+1}(z) = B_i(z)$ i $B_{i+1}(z) = A_i(z) \bmod B_i(z)$, odnosno $B_{i+1}(z) = A_i(z) - Q_{i+1}(z)B_i(z)$, gde je za $i = 0$ inicijalno $A_0(z) = A(z)$ i $B_0(z) = B(z)$. Matrično se koraci mogu zapisati:

$$\begin{bmatrix} A_{i+1}(z) \\ B_{i+1}(z) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 1 & -Q_{i+1}(z) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_i(z) \\ B_i(z) \end{bmatrix}, \quad i = n - 1, \dots, 0. \quad (5.2)$$

Dalje, važi da je $\begin{bmatrix} A_n(z) \\ B_n(z) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_n(z) \\ 0 \end{bmatrix} = \prod_{i=n}^1 \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 1 & -Q_i(z) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A(z) \\ B(z) \end{bmatrix}$, odnosno

$$\begin{bmatrix} A(z) \\ B(z) \end{bmatrix} = \prod_{i=1}^n \begin{bmatrix} Q_i(z) & 1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_n(z) \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (5.3)$$

Ovakva faktorizacija nije jedinstvena [DAU98].

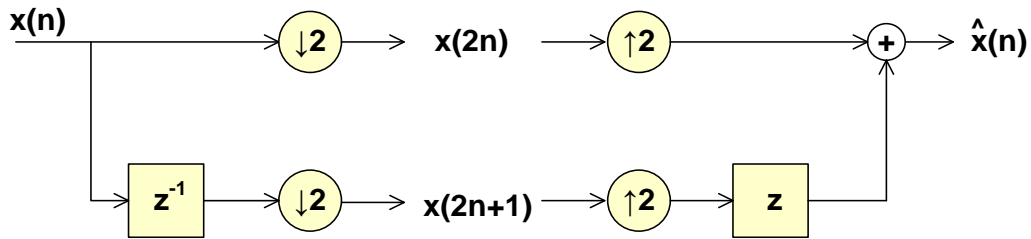
Polifazna transformacija je definisana kao transformacija $x(n)$ u vektor $[x_0(n)x_1(n) \dots x_{M-1}(n)]^T$, gde se

$$x_i(n) = x(Mn + i), \quad i = 0, \dots, M - 1, \quad (5.4)$$

nazivaju polifaznim komponentama signala. Pomoću polifaznih komponenata moguće je predstaviti ulazni signal $X(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)z^{-n}$ kao sumu $X(z) = \sum_{i=0}^{M-1} z^{-i} X_i(z^M)$, gde su $X_i(z), i = 0, \dots, M-1$, polifazne komponente $X_i(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(Mn+i)z^{-n}$. U slučaju polifaznih komponenti dvostruko kraće dužine $x_p(n) = x(2n)$ i $x_n(n) = x(2n+1)$, ulazni signal se može predstaviti kao:

$$X(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x_p(n)(z^2)^{-n} + z^{-1} \sum_{n=-\infty}^{\infty} x_n(n)(z^2)^{-n} = X_p(z^2) + z^{-1}X_n(z^2). \quad (5.5)$$

Polifazna dekompozicija na slici 5.2 naziva se "lenja" talasna transformacija - LWT (eng. *Lazy WT*). Za nju je veoma jednostavno realizovati inverzni oblik (ILWT, eng. *Inverse Lazy WT*) za rekonstrukciju ulaznog signala.



Slika 5.2. Primer polifazne dekompozicije i rekonstrukcije signala - LWT.

Ulazni signal podleže filtriranju $H(z)$, pa se polifazna dekompozicija za filter definiše kao $H_p(z) = \sum_{i=0}^{M-1} z^i H_i(z^M)$, $H_i(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h(Mn-i)z^{-n}$, tako da nakon pododabiranja faktorom M , važi $H(z)X(z) = \sum_{i=0}^{M-1} H_i(z)X_i(z)$. U navedenom slučaju je $M = 2$, pa su i -ti filtri H_i i G_i ($i = 0,1$) definisani na sledeći način:

$$H_i(z) = H_{ip}(z^2) + zH_{in}(z^2), \quad G_i(z) = G_{ip}(z^2) + z^{-1}G_{in}(z^2). \quad (5.6)$$

Matrica, u oznaci $H_p(z)$,

$$H_p(z) = \begin{bmatrix} H_{00}(z) & H_{01}(z) \\ H_{10}(z) & H_{11}(z) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H_{0p}(z) & H_{0n}(z) \\ H_{1p}(z) & H_{1n}(z) \end{bmatrix}, \quad (5.7)$$

naziva se polifazna matrica analize, gde $(\cdot)_{ij}$ predstavlja j -tu polifaznu komponentu i -tog filtra. Matrica, u oznaci $G_p(z)$,

$$G_p(z) = \begin{bmatrix} G_{00}(z) & G_{10}(z) \\ G_{01}(z) & G_{11}(z) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} G_{0p}(z) & G_{1p}(z) \\ G_{0n}(z) & G_{1n}(z) \end{bmatrix}, \quad (5.8)$$

naziva se polifazna matrica sinteze. U slučaju dvokanalne filter banke, izlazi oba kanala u fazi analize su:

$$Y_0(z) = H_{0p}(z)X_p(z) + H_{0n}(z)X_n(z), \quad Y_1(z) = H_{1p}(z)X_p(z) + H_{1n}(z)X_n(z), \quad (5.9)$$

odnosno

$$\begin{bmatrix} Y_0(z) \\ Y_1(z) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H_{0p}(z) & H_{0n}(z) \\ H_{1p}(z) & H_{1n}(z) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_p(z) \\ X_n(z) \end{bmatrix} = H_P(z) \begin{bmatrix} X_p(z) \\ X_n(z) \end{bmatrix}, \quad (5.10)$$

tako da važi $\begin{bmatrix} H_0(z) \\ H_1(z) \end{bmatrix} = H_P(z^2) \begin{bmatrix} 1 \\ z \end{bmatrix}$. $M \times M$ polifazna matrica $H_P(z)$ koja odgovara M -kanalnoj filter banci je takva da svaki njen element $[H_P(z)]_{i,j}$, $0 \leq i, j < M$, odgovara j -toj polifaznoj komponenti i -tog filtra. Deo filter banke za sintezu se takođe može opisati pomoću polifazne matrice, tako da se rekonstruisani signal $\hat{X}(z)$ može napisati u sledećem obliku:

$$\hat{X}(z) = [1 \quad z^{-1}] \begin{bmatrix} G_{0p}(z^2) & G_{1p}(z^2) \\ G_{0n}(z^2) & G_{1n}(z^2) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Y_0(z^2) \\ Y_1(z^2) \end{bmatrix} = [1 \quad z^{-1}] G_P(z^2) \begin{bmatrix} Y_0(z^2) \\ Y_1(z^2) \end{bmatrix}, \quad (5.11)$$

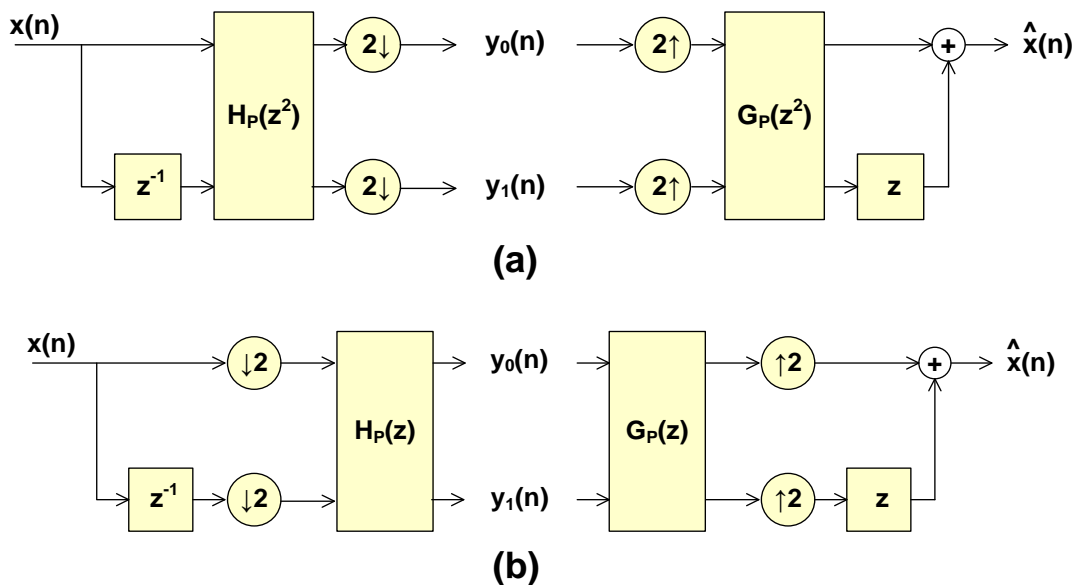
gde je $G_P(z)$ polifazna matrica sinteze. Zamenom, dobija se da je

$$\hat{X}(z) = [1 \quad z^{-1}] G_P(z^2) H_P(z^2) \begin{bmatrix} X_p(z^2) \\ X_n(z^2) \end{bmatrix}. \quad (5.12)$$

Savršena rekonstrukcija je postignuta ako rekonstruisani signal predstavlja skaliran i zakašnjen ulazni signal, odnosno ako važi da je

$$G_P(z) H_P(z) = I, \quad (5.13)$$

i $\hat{X}(z) = X_p(z^2) + z^{-1} X_n(z^2) = X(z)$ [JAN05]. Ovakva polifazna konstrukcija omogućava implementaciju filter banke tako da se uslov PR zadovolji i realizuje odgovarajuća struktura (slika 5.3).

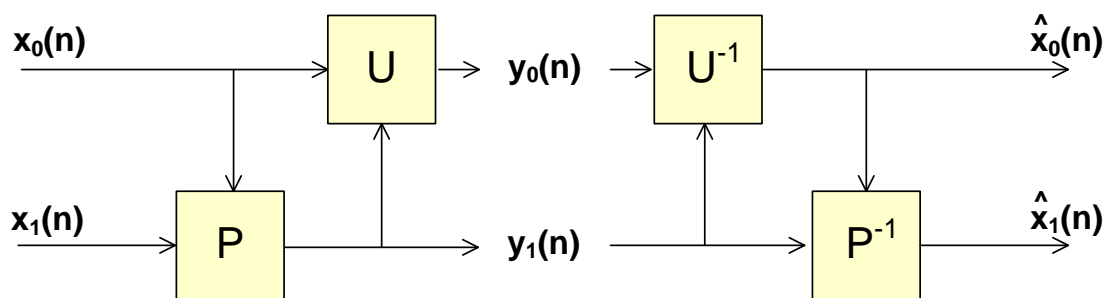


Slika 5.3. (a)-(b) Dva oblika polifazne konstrukcije. Filter banke za analizu i sintezu.

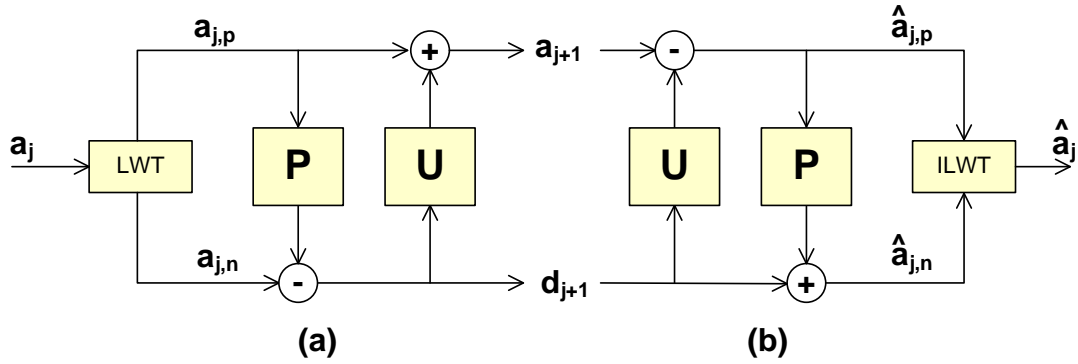
5.2. Lifting šema

Lifting šema (LS, eng. *lifting scheme*) je predložena za konstrukciju talasića bez standardne upotrebe translacija i skaliranja osnovnih funkcija. Osnovna motivacija za upotrebu lifting šeme pri implementaciji DWT bile su upravo situacije gde translacija i skaliranje nisu adekvatni (neeuclidski prostori) [SWE95, SWE96a, SWE96b]. Tako konstruisani talasići nazivaju se drugom generacijom talasića.

Lifting šema predstavlja efikasni, fleksibilni i popularni alat za konstrukciju filtera za savršenu rekonstrukciju. Zasniva se na pretpostavci da u samom signalu susedni odbirci mogu imati veću korelaciju od nesusednih [DAU98]. LS se sastoji iz elementarnih lifting koraka (ELS, eng. *elementary lifting steps*) - predikcije (P) i ažuriranja (U). Korak predikcije se naziva i dualni korak, dok se korak ažuriranja naziva primalni. Generalni oblik lifting šeme je prikazan na slici 5.4, gde funkcija P preslikava signal iz jednog kanala $x_1 = \{x_1(n)\}_{n \in \mathbb{Z}}$ u vrednosti koeficijenata $y_1 = \{y_1(n)\}_{n \in \mathbb{Z}}$, uzimajući u obzir i signal iz drugog kanala $x_0 = \{x_0(n)\}_{n \in \mathbb{Z}}$ [ROL07]. Slično, funkcija U preslikava signal iz jednog kanala $x_0 = \{x_0(n)\}_{n \in \mathbb{Z}}$ u vrednosti koeficijenata $y_0 = \{y_0(n)\}_{n \in \mathbb{Z}}$, uzimajući u obzir prethodno izračunate vrednosti $y_1 = \{y_1(n)\}_{n \in \mathbb{Z}}$. Rezultat dekompozicije se može napisati kao: $y_1(n) = P(x_1(n), x_0)$, $y_0(n) = U(x_0(n), y_1)$. Inverzne transformacije su označene sa P^{-1} i U^{-1} . Osnovni oblik za realizaciju DWT pomoću LS je prikazan na slici 5.5 [VET07].



Slika 5.4. Generalni oblik lifting šeme.



Slika 5.5. Lifting šema za (a) analizu i (b) sintezu.

Neka je signal $x = \{x(n)\}_{n \in \mathbb{Z}}$, $x(n) \in \mathbb{R}$, koji se analizira i neka su dekomponovanjem dobijene NF i VF komponente za svaki nivo dekompozicije $j = 0, \dots, J - 1$, tj. koeficijenti aproksimacije a_{j+1} i detalja d_{j+1} , počevši od $a_0(n)$, za svako n . Prvi korak dekompozicije se zasniva na primeni trivijalne LWT tako što se ulazni signal (a_j) deli na parno i neparno indeksirane odbirke, $a_{j,p}$ i $a_{j,n}$, respektivno:

$$a_{j,p}(n) = a_j(2n), \quad (5.14)$$

$$a_{j,n}(n) = a_j(2n + 1). \quad (5.15)$$

Dobijena dva skupa predstavljaju polifazne komponente. Ako lifting šema predstavlja P-U strukturu (sa korakom predikcije i korakom ažuriranja, respektivno) kao na slici 5.5, nakon LWT, sledeći korak predstavlja izračunavanje koeficijenata detalja d_{j+1} kao greške predikcije $a_{j,n}$ iz $a_{j,p}$,

$$d_{j+1}(n) = a_{j,n}(n) - P(a_{j,p}(n)). \quad (5.16)$$

Drugim rečima, izračunava se razlika između koeficijenata aproksimacije i njene ocene

$$d_{j+1}(n) = a_j(2n + 1) - P(a_j(2n)), \quad (5.17)$$

tako da je za estimaciju vrednosti odbirka neparnog indeksa upotrebljena vrednost odbirka sa parnim indeksom. Gruba aproksimacija a_{j+1} se može dobiti ažuriranjem koeficijenata $a_{j,p}$ na osnovu dobijenih koeficijenata detalja d_{j+1} tako da važi:

$$a_{j+1}(n) = a_{j,p}(n) + U(d_{j+1}(n)) = a_j(2n) + U(d_{j+1}(n)). \quad (5.18)$$

Elementarne korake liftinga je jednostavno invertovati:

$$a_j(2n) = a_{j,p}(n) = a_{j,p}(n) - U(d_{j+1}(n)), \quad (5.19)$$

$$a_j(2n + 1) = a_{j,n}(n) = d_{j+1}(n) + P(a_j(2n)). \quad (5.20)$$

5.2.1. Primalni i dualni lifting

Svaki FIR filtarski par koji odgovara DWT može se predstaviti pomoću lifting šeme [DAU98]. Dekompozicija filtarskog para odgovara faktorizaciji polifazne matrice za analizu (odnosno sintezu) pomoću elementarnih matrica, koje predstavljaju elementarne korake liftinga. Elementarne matrice su (donje i gornje) trougaone matrice sa jediničnim vrednostima na dijagonali. Ovakvi oblici elementarnih matrica su pogodni, jer je njihovu inverznu matricu jednostavno naći tako što su svi dijagonalni elementi jednaki jedinici, a nedijagonalni element menja predznak. Polifazna matrica za sintezu se može zapisati kao sledeći proizvod:

$$G_P(z) = \prod_{i=1}^m \begin{bmatrix} 1 & -U_i(z) \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ P_i(z) & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} K & 0 \\ 0 & \frac{1}{K} \end{bmatrix}, \quad (5.21)$$

gde je K nenulta konstanta [DAU98]. Slično važi i za polifaznu matricu za analizu. Poboljšanje rezultata filtriranja pomoću lifting strukture se može sagledati kroz realizaciju novih filter banki dodavanjem novih ELS-ova [SWE96b, RAD09]. Ako se posmatra deo za sintezu, to podrazumeva realizaciju nove polifazne matrice $G_{P,new}(z)$ na osnovu postojeće $G_P(z)$ i koraka ažuriranja

$$G_{P,new}(z) = \begin{bmatrix} G_{0p}(z) & G_{1p,new}(z) \\ G_{0n}(z) & G_{1n,new}(z) \end{bmatrix} = G_P(z) \begin{bmatrix} 1 & -U(z) \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (5.22)$$

ili predikcije

$$G_{P,new}(z) = \begin{bmatrix} G_{0p}(z) & G_{1p,new}(z) \\ G_{0n}(z) & G_{1n,new}(z) \end{bmatrix} = G_P(z) \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ P(z) & 1 \end{bmatrix}. \quad (5.23)$$

Pomoću (5.17) i (5.18) se mogu izračunati koeficijenti aproksimacije i detalja. U slučaju Haar talasića, predikcija i ažuriranje se mogu primeniti pomoću izraza:

$$d_{j+1}(n) = a_j(2n+1) - a_j(2n) \text{ i } a_{j+1}(n) = a_j(2n) + \left(d_{j+1}(n)\right)/2. \quad (5.24)$$

Potrebno je naglasiti da se predikcija ne mora odnositi samo na jedan parno indeksirani odbirak, već se (5.17) može napisati na sledeći način:

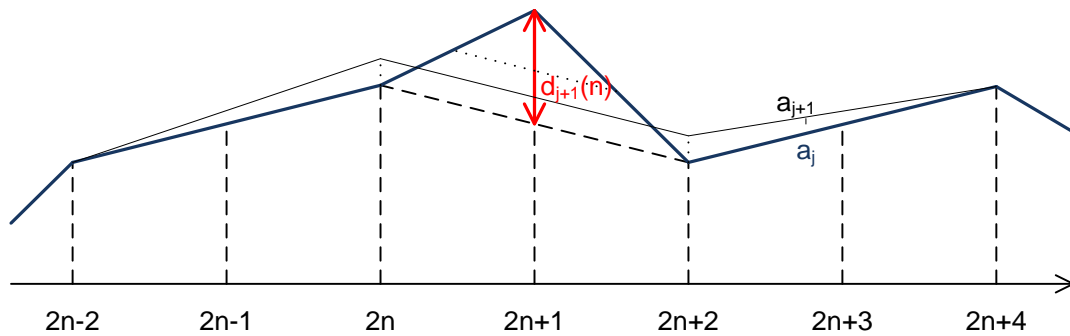
$$d_{j+1}(n) = a_j(2n+1) - P(a_j(2t), 2t \in S_{2n+1}), \quad (5.25)$$

gde je S_{2n+1} okolina $(2n+1)$ -og odbirka. Ako se predikcija zasniva na izračunavanju srednje vrednosti dva parno indeksirana suseda: $d_{j+1}(n) = a_j(2n+1) - \frac{1}{2}(a_j(2n) + a_j(2n+2))$, onda se geometrijska interpretacija primene filtriranja drugom generacijom talasića u slučaju linearne predikcije može sagledati na slici 5.6 [DAU98].

Na osnovu predikcije uspostavljena je korelacija odbiraka u osnovnom domenu u smislu linearnosti po delovima. Aproksimacija nakon koraka predikcije nije zadovoljavajuća i u cilju poboljšanja rezultata korak ažuriranja se može odabrati tako da se očuva srednja vrednost. Na slici 5.6 je zbog toga dodata vrednost $\frac{1}{2}d_{j+1}(n)$ ravnomerno na dva parno indeksirana susedna odbirka, čime je dobijena rezultajuća aproksimacija:

$$a_{j+1}(n) = a_j(2n) + \frac{1}{4}(d_{j+1}(n-1) + d_{j+1}(n)). \quad (5.26)$$

Ovako jednostavno odabrani elementarni koraci lifting šeme prikazani su u tabeli 5.1.



Slika 5.6. Geometrijska interpretacija za linearnu predikciju i ažuriranje [DAU98].

Tabela 5.1. Primer dva ELS-a.

i	Tip ELS-a	Koeficijenti filtra liftinga dužine $N_i = 2$	d	Filtri
1.	predikcija	$[-0.5 \ -0.5]$	1	$-P(z) = -0.5z - 0.5$
2.	ažuriranje	$[0.25 \ 0.25]$	0	$U(z) = 0.25 + 0.25z^{-1}$

Izračunavanje koeficijenata aproksimacije i detalja na ovakav način ne zahteva dodatnu alokaciju memorije prilikom računarskog izračunavanja i može se reći da se obavlja u osnovnom domenu i "u mestu" (eng. *in-place*):

$$P(x(n)) = \frac{1}{2}(x(n-1) + x(n+1)), \quad n \bmod 2 \neq 0, \quad (5.27)$$

$$U(x(n)) = \frac{1}{4}(x(n-1) - x(n) + x(n+1)) - (x(n-2) + x(n+2)), \quad n \bmod 2 = 0. \quad (5.28)$$

Ove dve jednačine (5.27-28) predstavljaju primer realizacije linearnog filtriranja za jednodimenzioni signal x upotrebom jednostavne P-U strukture, koji daje zadovoljavajuće rezultate u otklanjanju aditivnog šuma [GAV12b].

Interpolacioni pristup zbog svoje jednostavnosti i mogućnosti efikasnog izračunavanja koeficijenata za proizvoljan red filtra može biti koristan, kao što je opisano u [KOV00]. On se zasniva na izračunavanju približnih vrednosti funkcija u sredinama celobrojnih odbiraka pomoću interpolacionih polinoma stepena $M - 1$. Stepen polinoma treba da bude neparan da bi jednak broj čvorova interpolacije bio korišćen sa obe strane lokacije $(M/2)$ u kojoj se interpolisana vrednost izračunava.

$$y\left(t\left(n + \frac{M-1}{2}\right)\right) \approx y\left(n + \frac{M-1}{2}\right) = \sum_{k=0}^{M-1} y(n+k) \left(\prod_{m=0, m \neq k}^{M-1} \frac{t\left(n + \frac{M-1}{2}\right) - t(n+m)}{t(n+k) - t(n+m)} \right), \quad (5.29)$$

gde su sa t označene lokacije odbiraka [RAD09]. U tabeli 5.2 nalaze se ovako izračunati koeficijenti tzv. *Neville*-ovih filtara za $M = 2, 4, 6$ [KOV00].

Iščezavajući momenti (eng. *vanishing moments*) su u sprezi sa odabirom stepena polinoma kojim se signal aproksimira, odnosno sa veličinom okoline koja učestvuje u estimaciji nekog odbirka (bilo da je reč o primalnom ili dualnom ELS-u). Oni obezbeđuju važne osobine vejevlet funkcije (npr. glatkost) i smatraju se važnim pri izračunavanju koeficijenata detalja [KOV00]. Kada talasić $\psi_{j,k}$ ima M iščezavajućih momenata, tada važi

$$\int_{-\infty}^{\infty} t^p \psi_{j,k}(t) dt = 0, \quad 0 \leq p < M. \quad (5.30)$$

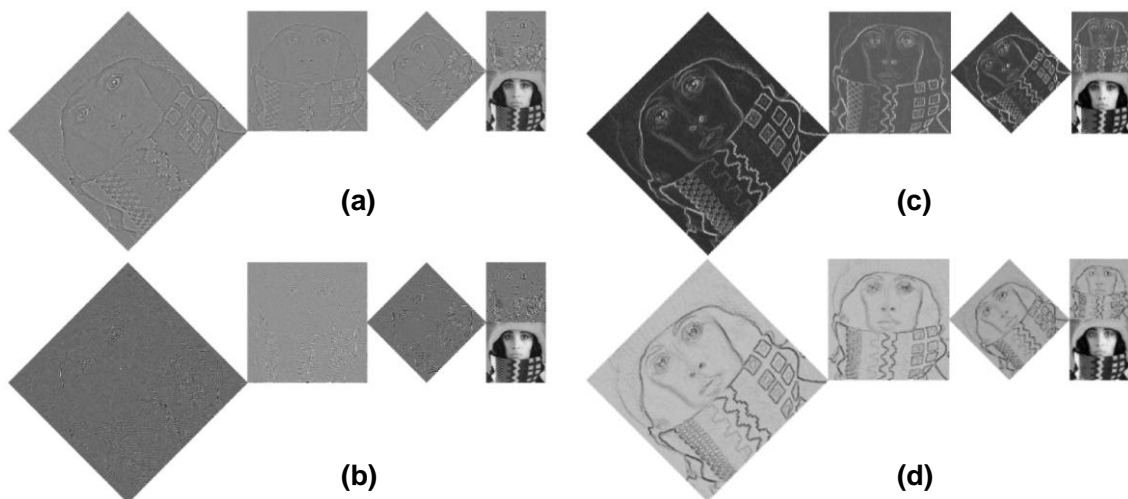
Ako funkcija talasića ima M iščezavajućih momenata, signal je moguće rekonstruisati polinomom do stepena $M - 1$ [JAN05]. Drugim rečima, ako se posmatra kvadratna funkcija kojoj je dodat Gausov šum, a talasić ima 3 iščezavajuća momenta, analiza u domenu talasića bi bila zasnovana na slučajnom delu signala.

Tabela 5.2. Koeficijenti *Neville*-ovih filtara.

Red <i>Neville</i> -ovog filtra	Koeficijenti <i>Neville</i> -ovog filtra
2	[1/2, 1/2]
4	[-1/16, 9/16, 9/16, -1/16]
6	[3/256, -25/235, 150/256, 150/256, -25/256, 3/256]

Izbor iščezavajućih momenata se smatra poželjnim pristupom u analizi signala [CLA98], pri čemu se broj momenata označava sa \tilde{M} za dualne talasiće $\tilde{\psi}$ koji odgovaraju VF filtru za analizu. Broj ovakvih dualnih momenata direktno utiče na analizu u domenu talasića. Ovo znači da su detalji određeni izborom \tilde{M} . Odatle i alternativan naziv za predikciju - dualni ELS. Kako je dualni moment u sprezi sa izborom koeficijenata detalja, tako je i izbor primalnog momenta M u sprezi sa izborom funkcije ψ za sintezu. Alternativan naziv za korak ažuriranja je primalni ELS. Odabir dimenzije okoline koji odgovara ELS-u može odrediti kvalitet filtriranog signala, što je u vezi sa odabirom iščezavajućih momenata.

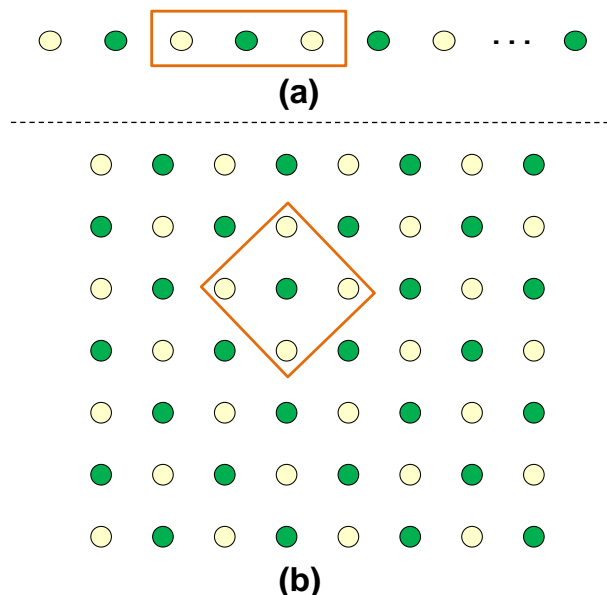
Iako se za potrebe analize kardiosignala ovde koristi linearno filtriranje, potrebno je naglasiti da lifting šema nije ograničena na realizaciju linearnih filtara. Jedan primer je *Integer-to-Integer* nelinearna transformacija, koja u okviru ELS-a može obaviti zaokruživanje na celobrojnu vrednost, bez uticaja na uslov PR. Za potrebe realizacije ELS-ova moguće je koristiti i nelinearne funkcije, kao što su *medijan*, *max*, *min*, koje izračunavaju medijan, maksimalnu i minimalnu vrednost ulaznih vrednosti za ELS, respektivno [JAN05]. Primeri takvih linearnih i nelinearnih prostornih filtara mogu se realizovati pomoću LISQ paketa [DEZ02], slika 5.7. Moguće je i kombinovati nelinearne ELS-ove (slika 5.7(c)-(d)).



Slika 5.7. Dekompozicija slike za četvrti nivo dekompozicije za (a) - (b) linearne *Neville*-ove filtre reda 2 i 8, respektivno, (c) nelinearni *minmin* i (d) *maxmax* pristup [DEZ02].

Jedan od filtara koji se najčešće koristi za aproksimaciju signala je prikazani linearni *Neville*-ov filtar (slika 5.7(a)-(b)) upravo zbog svoje jednostavnosti [DEZ02, OON03], ali i dobrih osobina kao što su simetrija i jednostavno izračunavanje koeficijenata filtara [KOV00, RAD09]. Zahvaljujući tome, on je ovde korišćen pri procesiranju kardiosignala u vremenskom domenu.

Operacija pododabiranja predstavlja veoma važan deo ovakvih filtar banki. Svaki korak u klasičnoj filtar banci talasića, odnosno tradicionalnoj DWT, se zasniva na jednakoj particiji strukture ulaznog signala, odnosno ulazne mreže, na parno i neparno indeksirane pozicije (slika 5.8(a)). Iako se govori o parnim i neparnim indeksima, nigde nije pretpostavljena njihova ekvidistantnost. Ovakva podela nije neophodna i karakteristična je za neredundantnu transformaciju koja se ovde koristi [JAN13].



Slika 5.8. (a) Podela na parno i neparno indeksirane odbirke. (b) Dve *quincunx* mreže dobijene *checkerboard* pristupom.

Može se reći da je lifting šema doživela ekspanziju u obradi signala i to pre svega u obradi slike. Za 2D matricu podela pozicija se može izvršiti na različite načine. Jedan način je *checkerboard* (*RB* - *red-black*) pristup, (slika 5.7, slika 5.8(b)). Ovakvim opisom želi se istaći da je lifting šema fleksibilna u postupku dekompozicije. Odabir okoline pri primeni ELS-ova se zasniva na pronalaženju adekvatnih k najbližih odbiraka (u smislu Euklidskog rastojanja) analiziranom odbirku.

5.3. Prednosti upotrebe druge generacije u odnosu na prvu generaciju talasića

Ovde će biti navedene neke od prednosti koje poseduje lifting šema u odnosu na klasičnu definiciju talasića, a koje su već u manjoj ili većoj meri nagoveštene:

- brza i efikasna dekorelacija signala, kao i jednostavno obezbeđen uslov perfektne rekonstrukcije (bez upotrebe Furijeove transformacije),
- izračunavanje koeficijenata "na licu mesta" (eng. *in-place calculation*) u slučaju neredundantnih transformacija (bez dodatne alokacije memorije),
- rad sa odbircima koji nisu ekvidistantni (eng. *irregular sampling*),
- realizacija poznatih FIR filter banki na bazi talasića,
- rad u fizičkom (u slučaju kardiosignala vremenskom) domenu,
- mogućnost definisanja primalnih i dualnih koraka u lifting strukturi, što dalje dovodi do mogućnosti adaptacije, odnosno podešavanja pristupa za analizu signala.

Prvih pet navedenih prednosti su veoma pogodne pri analizi kardiosignala. Takođe, preporučljive su i za potrebe telemedicinskih aplikacija [ERC04]. Posebno se može istaknuti da analiza signala u fizičkom domenu predstavlja jednu od najznačajnijih prednosti druge generacije talasića. Ovo znači da se filtriranje pomoću DWT može interpretirati kao filtriranje u vremenskom domenu kod kardiosignala.

U ovoj disertaciji, pored toga što je korišćena činjenica da se postojeći talasići (*Haar* talasić, *Symlet* familija, itd.) mogu koristiti putem liftinga [DAU98], upotrebljena je i mogućnost pristupa baziranog na DWT koji se može podesiti, a samim tim i kontrolisati, pomoću lifting strukture.

Očuvanje relevantnih VF komponenti i otklanjanje nerelevantnih VF komponenti (šum) u signalu predstavlja jedan od čestih izazova pri radu sa DWT-om [JAN05], ali i pri radu sa drugim prostornim filterima u obradi slike [GON04]. Ipak, preprocesiranje kardiosignala pomoću DWT u cilju očuvanja njegovih relevantnih VF komponenti nije moguće bez analize koju treba sprovesti pre primene DWT.

6. Adaptivan pristup u analizi kardiosignala

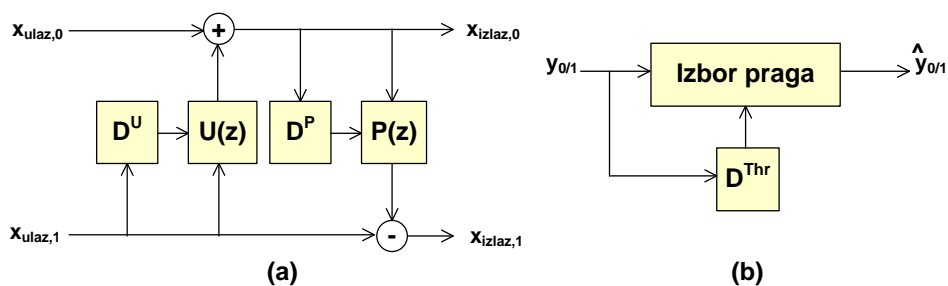
U ovom poglavlju objašnjen je značaj detekcije dominantnih komponenata niskih frekvencija i klinički relevantnih komponenata visokih frekvencija za očuvanje kvaliteta filtriranog signala. Predstavljene su mogućnosti za adaptaciju lifting šeme i realizaciju modela za procesiranje kardiosignala u zavisnosti od njegovih karakteristika.

6.1. Realizacija adaptivnog pristupa pomoću lifting šeme

Lifting šema daje okvir za konstrukciju FIR filter banki zasnovanih na talasićima [SWE95, DAU98]. Upotrebom lifting strukture moguće je prilagoditi procesiranje u fizičkom domenu karakteristikama signala koji se analizira. Pod adaptivnim pristupom u analizi signala se ovde podrazumeva upotreba lifting strukture kako bi se neki od ključnih parametara (a ne isključivo cela lifting struktura) podesili adekvatnije nego što je to slučaj pri standardnoj upotrebi DWT za kardiosignale. Prednost ovakvog pristupa je mogućnost da se lokalne karakteristike signala i, generalno, znanje o samom signalu implementira za naprednu analizu kardiosignala. Definišući tzv. mape odlučivanja (eng. *decision maps*), odnosno odgovarajuća ograničenja u skladu sa raspoloživim informacijama o signalu moguće je kontrolisati DWT birajući adekvatne parametre. Ovo dalje može dovesti do kvalitetnije analize signala. U zavisnosti od analiziranog kardiosignala, detekcija dominantnih intervala i

pikova može se smatrati kao osnova za odlučivanje u kliničkoj praksi. U slučaju fonokardiograma, ovde je razmatrana detekcija osnovnih srčanih zvukova i detekcija specifičnih singulariteta koji mogu biti ponovljivi.

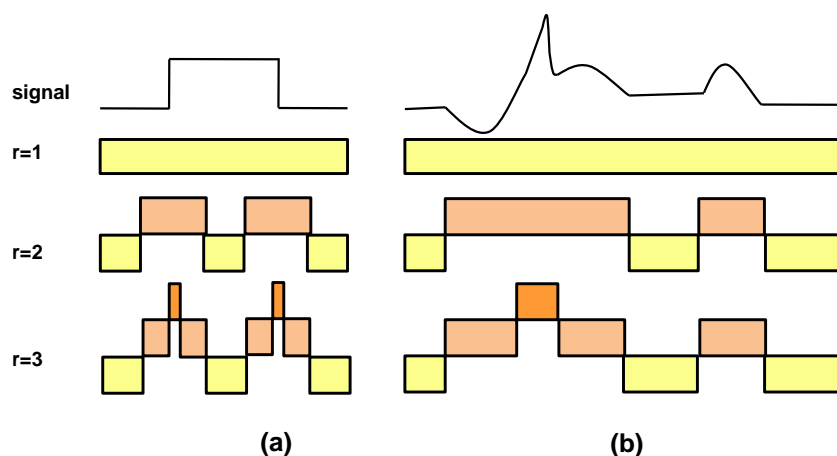
Većina adaptivnih realizacija na bazi liftinga je prilagođena obradi slike i upotebi različitih kriterijuma za potrebe odlučivanja [JAN05, PIE01, VRA10, TAS10]. Adekvatni filtarski par ili tip talasića može se izabrati u skladu sa prethodno definisanim ograničenjima u fizičkom domenu (mapa odlučivanja za ELS-ove, D^{ELS} ili različite mape za svaki izabrani ELS, $D^{U/P}$, slika 6.1.(a)). Transformacija realizovana na ovakav način je prostorno-adaptivna [CLA98, PIE02], odnosno u slučaju kardiosignala vremensko-adaptivna. Slično odlučivanje se može obaviti prilikom izbora vrednosti praga i u vremenskom domenu [CHO05], gde se ivice, odnosno singulariteti, često tretiraju sa posebnom pažnjom (mapa odlučivanja D^{Thr} , slika 6.1.(b)). Adaptivnost dekompozicione tehnike može biti realizovana i u odnosu na skalu (skalno-adaptivna transformacija [CLA98]).



Slika 6.1. Ilustracija mape odlučivanja za (a) lifting strukturu i (b) odabir praga.

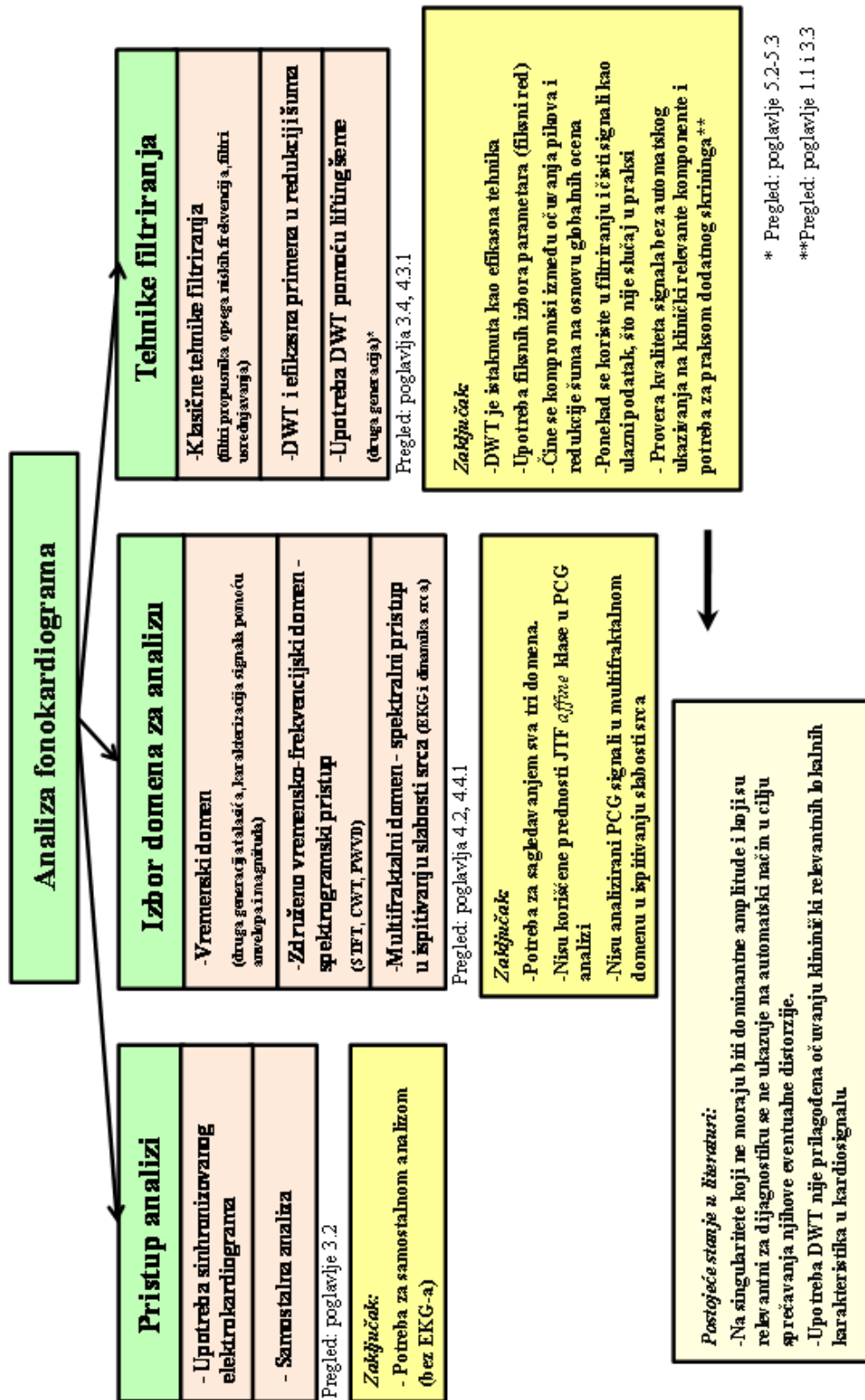
Na slici 6.1 je prikazan jedan način adaptacije U-P lifting šeme (parno indeksirani odbirci se koriste za predikciju, a neparno indeksirani za ažuriranje). Rad u vremenskom domenu omogućava jednostavnost pri adaptaciji lifting šeme, a samim tim DWT, u zavisnosti od karakteristika kardiosignala. Vremensko-adaptivni pristup se može realizovati izborom proizvoljnog prediktora iz skupa raspoloživih tako da se greška predikcije minimizuje, dok se korak ažuriranja ne menja. U cilju da se izbor prediktora ne memoriše, korak ažuriranja se obično primenjuje pre predikcije [CLA98], što predstavlja U-P strukturu. Obezbeđivanje broja iščezavajućih momenata može predstavljati osnovu za konstrukciju talasića, ali i mogućnost izbora filtra [CLA98, KOV00]. Lokalne karakteristike signala se mogu iskoristiti za definisanje mape odlučivanja u vremenskom domenu. Mapa odlučivanja može poslužiti u cilju

definisanja konkretnog izbora ili užeg skupa izbora vrednosti nekog parametra (npr. reda predikcije) koji najbolje odgovaraju predefinisanim kriterijumu. Na slici 6.2 se nalaze dve mape odlučivanja sa r raspoloživih vrednosti za odlučivanje (eng. *switchings*). U slučaju signala pulsa, jasno je da se mapa može definisati u skladu sa Euklidskim rastojanjem (slika 6.2(a)). Ipak, u slučaju kompleksnijeg signala, kao što su kardiosignali takve "ivice" je teško detektovati, pa se može konstatovati da se u slučaju kompleksnijih signala mogu koristiti rezultati detekcije dominantnih intervala u cilju pravilnog odabira parametara za procesiranje (slika 6.2(b)). Takva mapa odlučivanja može poslužiti izboru reda predikcije, gde r označava ukupan broj predefinisanih raspoloživih vrednosti reda.



Slika 6.2. Mape odlučivanja u vremenskom domenu upotrebom (a) detekcije ivica i (b) detekcije intervala.

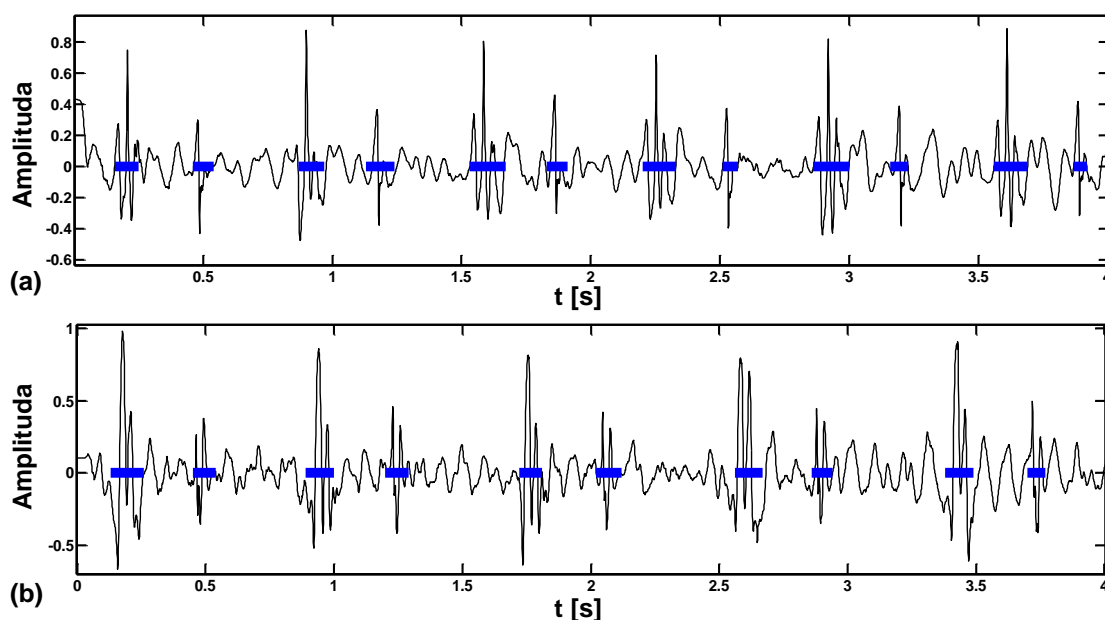
S obzirom na interdisciplinarnost samog istraživanja, na slici 6.3 nalazi se šematski prikaz postojećeg stanja u literaturi koja je izlagana u prethodnim poglavljima. Ovako su na kompaktan način predstavljene raspoložive mogućnosti za pristup analizi, izbor domena za analizu i odabir tehnike filtriranja. S obzirom na originalnu motivaciju koja se odnosi na distorziju komponenti kardiosignala u domenu visokih frekvencija prilikom filtriranja [CHO05] i u skladu sa ciljem očuvanja kliničkog nalaza pri analizi fonokardiograma, na slici 6.3 prikazan je zaključak o postojećem stanju u literaturi, što se želi prevazići novim modelom. Naime, na singularitete koji ne moraju biti dominantne amplitude i koji su relevantni za dijagnostiku se ne ukazuje na automatski način u cilju sprečavanja njihove eventualne distorzije. Takođe, upotreba DWT nije prilagođena očuvanju takvih klinički relevantnih lokalnih karakteristika fonokardiograma.



Slika 6.3. Pregled postojećeg stanja u literaturi.

6.2. Detekcija dominantnih komponenti niskih frekvencija kardiosignala

Rezultati detekcije komponenti kardiosignala mogu biti iskorišćeni pri realizaciji mape odlučivanja. U poglavlju 3.1.1 je objašnjena akvizicija PCG zapisa za potrebe detekcije S1/S2 zvukova. Primeri fonokardiograma zdravih pacijenata sa obeleženim srčanim zvukovima prikazani su na slici 6.4. Prema pregledu literature iz poglavlja 3.2, pri detekciji srčanih zvukova u fonokardiogramu izdvajaju se dva pravca: upotreba anvelopa i JTF reprezentacije.



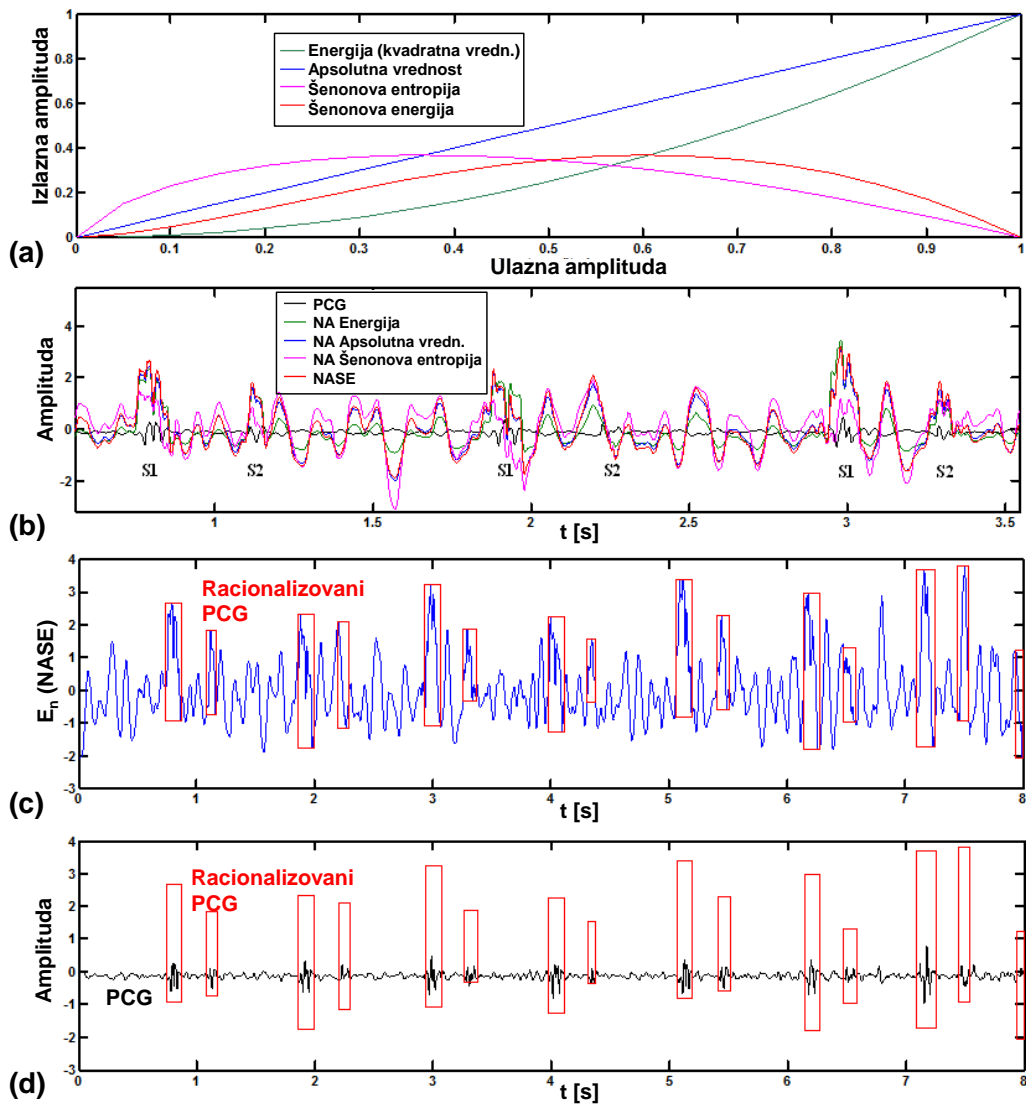
Slika 6.4. Primeri fonokardiograma zdravih pacijenata sa obeleženim prvim i drugim osnovnim srčanim zvukom (S1 i S2).

Anvelopa PCG-a se može izračunati na različite načine, i to upotrebom: kvadratne vrednosti signala (x^2), apsolutne vrednosti ($|x|$), Šenonove entropije ($-|x| \log(|x|)$) ili Šenonove energije ($-x^2 \log(x^2)$), gde je x PCG signal (slika 6.5(a)). Primenu Šenonove energije za karakterizaciju PCG-a opravdava odnos niskih i visokih intenziteta signala [HUI97]. Na slici 6.5(b) prikazane su normalizovane usrednjene (eng. *normalized averaged*, NA) krive fonokardiograma. NASE (eng. *Normalized Averaged Shannon Energy*) se definiše kao:

$$E_n = -\frac{1}{N} \sum_{m=1}^N x^2(m) \log(x^2(m)) \quad (6.1)$$

gde je N dužina prozora [HUI97].

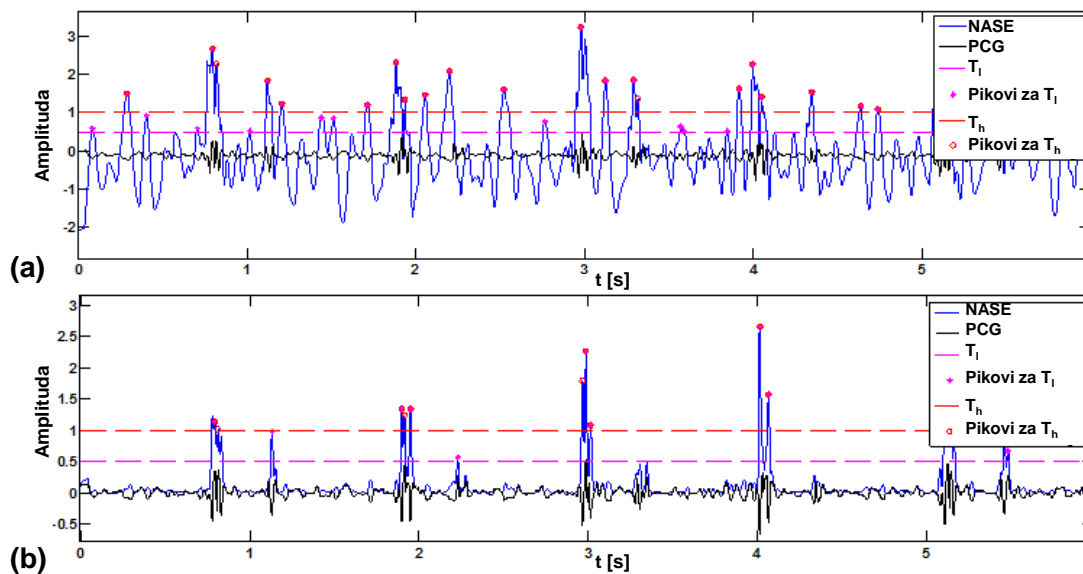
Osnovni zadatak primene NASE je karakterizacija energije PCG-a i *racionalizovanje* PCG-a u vidu prepoznatih srčanih zvukova, koji predstavljaju relevantne intervale za dalju analizu. Na slici 6.5(c)-(d) racionalizacija PCG-a je predstavljena crvenim pravougaonicima, čije dimenzije odgovaraju minimalnoj i maksimalnoj NASE vrednosti u određenom intervalu.



Slika 6.5. (a) Različite metode za realizaciju anvelope, (b) normalizovane usrednjene krive anvelope za PCG i (c) NASE. (d) Racionalizovanje PCG-a.

Određivanje lokalnih maksimuma NASE krive nije dalo povoljne rezultate za detekciju S1/S2, kao u [HUI97]. To je demonstrirano na slici 6.6(a), gde su prikazana dva praga, veće i manje vrednosti (T_l i T_h), koji pokazuju da nije tako jednostavno

odrediti lokalne maksimume koji pripadaju samo S1 i S2. I pored toga što se pikovi NASE krive mogu detektovati, energija okoline srčanih zvukova može da bude uporediva sa nivoom koji odgovara srčanim zvukovima. Ovakve poteškoće nastaju i kod zapisa zdravih pacijenata, a kod dijagnostikovanih se izazovi samo povećavaju usled pojave dodatnih anomalija. Važnost karakterizacije PCG-a pomoću anvelope nije za zanemarivanje i biće i ovde korišćena. Korišćeno je preprocesiranje u vidu upotrebe Haar talasića, koji predstavlja čest izbor za potrebe detekcije [LEP07]. Upotreba preprocesiranja je opravdana da bi se istakli srčani zvukovi u odnosu na prethodno pomenutu okolinu (slika 6.6(b)), ujedno smanjujući i nivo potencijalnog šuma.



Slika 6.6. Lokalni maksimumi NASE krive (a) pre i (b) posle procesiranja Haar talasićem.

Za JTF reprezentaciju izabran je AWVD (eng. *Affine Wigner-Ville Distribution*) spektrogram (izraz (4.11)). Uticaj VF komponenti, uključujući i šum, u detekciji dominantnih intervala nije značajan [GAV12a]. Dominantne intervale je potrebno detektovati u niskofrekvencijskom domenu, pa korak preprocesiranja nije neophodan kao u primeni anvelope. Može se zaključiti da je i pored postojanja VF šuma moguće izvršiti detekciju srčanih zvukova, što se dalje može koristiti za adekvatnije procesiranje drugim alatima za analizu. JTF reprezentacija može poslužiti za inicijalni pregled sadržaja signala i detekciju kandidata srčanih događaja, kao što su srčani zvukovi. Ocena uspešnosti u takvoj gruboj detekciji može se opisati poređenjem automatskih i

manuelnih oznaka srčanih zvukova pomoću R_{exc} kao mere dodatnih automatskih anotacija i preciznosti automatske detekcije $P^{(a)}$

$$R_{exc} = \frac{TP^{(a)}+FP}{REF}, P^{(a)} = \frac{TP^{(a)}}{TP^{(a)}+FP}, \quad (6.2)$$

gde je $AUT = TP^{(a)} + FP$ broj automatski detektovanih intervala, REF broj stvaranih S1/S2 događaja i FP broj automatski određenih intervala koji ne odgovaraju S1/S2. U (6.2) sa $TP^{(a)}$ označen je broj automatskih oznaka koje odgovaraju manuelnim. Njihov broj može biti veći od broja realnih S1/S2 zvukova usled automatske detekcije više od jedne komponente jednog srčanog zvuka.

Uspešnost detekcije S1/S2 se može proceniti na osnovu tačnosti (eng. *recall*) R i preciznosti P :

$$R = \frac{TP}{TP+FN}, P = \frac{TP}{TP+FP}, \quad (6.3)$$

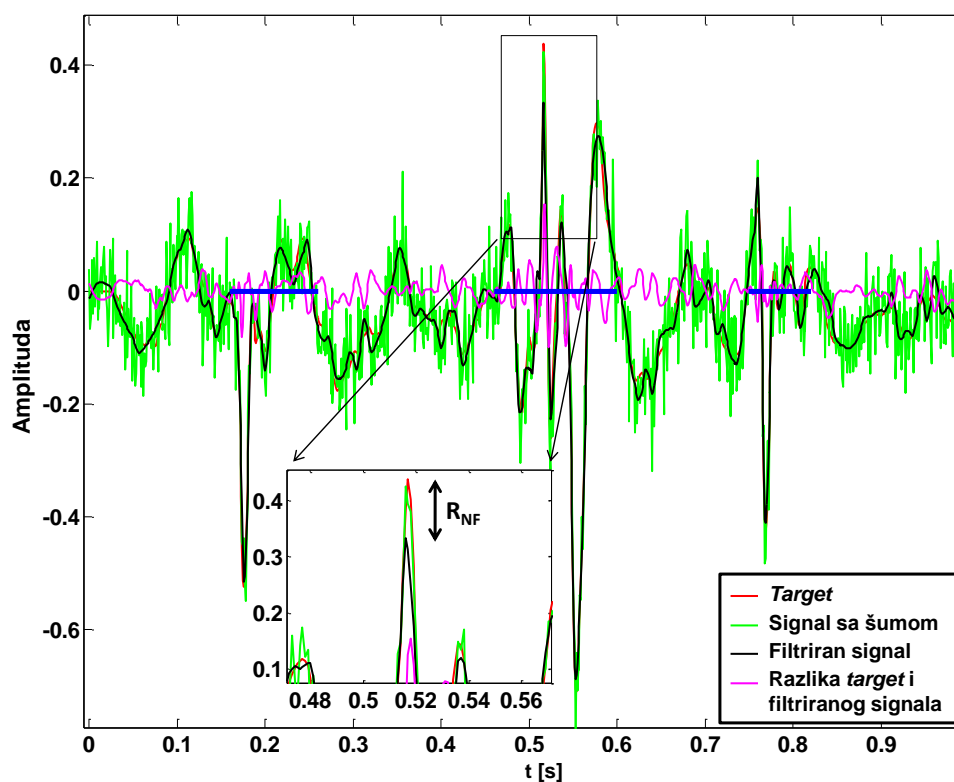
gde je TP broj S1/S2 zvukova koji su detektovani bar jednim automatski određenim intervalom, FP broj automatski određenih intervala koji ne odgovaraju S1/S2 i FN broj S1/S2 zvukova koji nisu detektovani predloženim automatskim pristupom. Ukupan broj S1/S2 zvukova je $REF = TP + FN$. Za razliku od $TP^{(a)}$, TP predstavlja stvarni broj pogodaka u odnosu na realan broj S1/S2 zvukova (broj pogodaka ne može biti veći od broja srčanih zvukova).

Relevantnost detekcije intervala koji odgovaraju srčanim zvukovima za potrebe lifting šeme se može sagledati u razlici čistog PCG signala pre dodavanja Gausovog šuma (*target* PCG signal) i filtriranog PCG signala pomoću standardne upotrebe DWT (sym8), prikazanoj na slici 6.7. Pomenuta razlika je visokokorelisana sa korisnim PCG (*target*) signalom i njoj najviše doprinose dominantni srčani događaji. Razlika predstavlja grešku primenjene tehnike redukcije šuma. VF komponente srčanih zvukova većeg amplitudskog nivoa su uočljive u grešci i može se reći da imaju značajan uticaj na ocenu tehnike filtriranja (npr. MSE). Slično je primećeno i kod ECG-a u [CHO05]. Distorzija R pika u ECG-u se može primetiti u ovakvim "fiksni" implementacijama DWT, gde su izbor talasića i vrednost praga predefinisani. Na slici 6.7 se dobijeni rezultat filtriranja (označen crnom linijom) ne može smatrati lošim rezultatom sa aspekta MSE ($\sim 10^{-4}$) ili odnosa signal-šum, SNR ($\sim 30dB$), kao ni sa aspekta generalne vizuelne inspekcije:

$$MSE = \frac{1}{L} \sum_i (\hat{y}(i) - t(i))^2, \quad SNR = 10 \log_{10} \frac{\sum_i (y(i))^2}{\sum_i (y(i) - \hat{y}(i))^2}, \quad (6.4)$$

gde su sa y , \hat{y} i t označeni signal sa šumom, rezultat nakon redukcije šuma i *target* signal, respektivno (L - ukupan broj odbiraka). Unutar detektovanih NF intervala signala se kao dodatna mera kvaliteta tehnike koristi i odnos vrednosti pika signala \hat{y} ($A_{\hat{y}}$) i pika *target* signala (A_t) (slika 6.7) na sledeći način: $R_{NF} = \text{median}(A_{\hat{y}}/A_t)$.

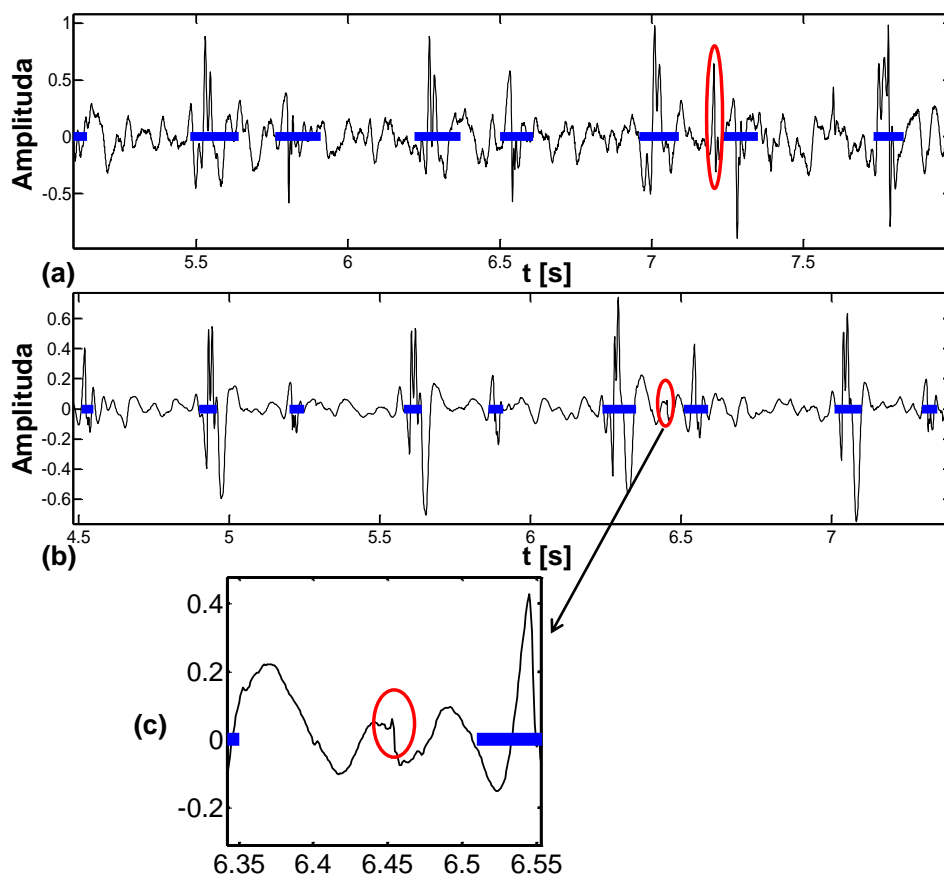
Distorzija VF komponenti je evidentna u ovakvim primerima i to u slučaju kada te komponente karakterišu jake amplitudske vrednosti. Međutim, postavlja se pitanje da li postoji rizik egzistencije VF komponenti koje nisu dominantne. U grupi PCG zapisa pacijenata sa PMV-om označeni su karakteristični klikovi kao primer nalaza koji nastaju između srčanih zvukova. Slično, dodatna mera kvaliteta tehnike je korišćena u tim slučajevima: $R_{VF} = \text{median}(A_{\hat{y}}/A_t)$, gde označeni pikovi odgovaraju klikovima. Dodatne mere kvaliteta su uvedene u cilju da se efikasnije ocene uticaji filtriranja na amplitudski nivo dominantnih osnovnih zvukova (R_{NF}) i, što je još važnije, klikova (R_{VF}).



Slika 6.7. Korisni PCG signal i greška pri otklanjanju Gausovog šuma.

6.3. Klinička relevantnost komponenti kardiosignala visokih frekvencija

Na osnovu dosadašnjeg razmatranja može se zaključiti da je od ključnog značaja za tehniku filtriranja smanjenje distorzije VF komponenti, koje ne moraju biti amplitudski dominantne, ali koje sa kliničkog aspekta mogu biti veoma značajne. U slučaju da su osnovni srčani zvukovi poznati, analiziraju se ostali srčani događaji u periodu sistole i dijastole, koji mogu imati dijagnostičku vrednost i u tu grupu događaja spadaju: srčani šumovi (murmuri), e젝cioni klikovi, zvukovi otvaranja mitralne valvule i slični srčani događaji. Oni su uglavnom VF prirode i svojom pozicijom, trajanjem i/ili morfologijom daju stručnom medicinskom licu mogućnost da postavi inicijalnu dijagnozu. Takvo inicijalno odlučivanje je od ključnog značaja za dalju analizu i tretman pacijenta.



Slika 6.8. (a) - (b) Primeri klik nalaza u sistoli (crvene linije) - dva gornja prikaza; (c) suptilna karakteristika u drugom primeru.

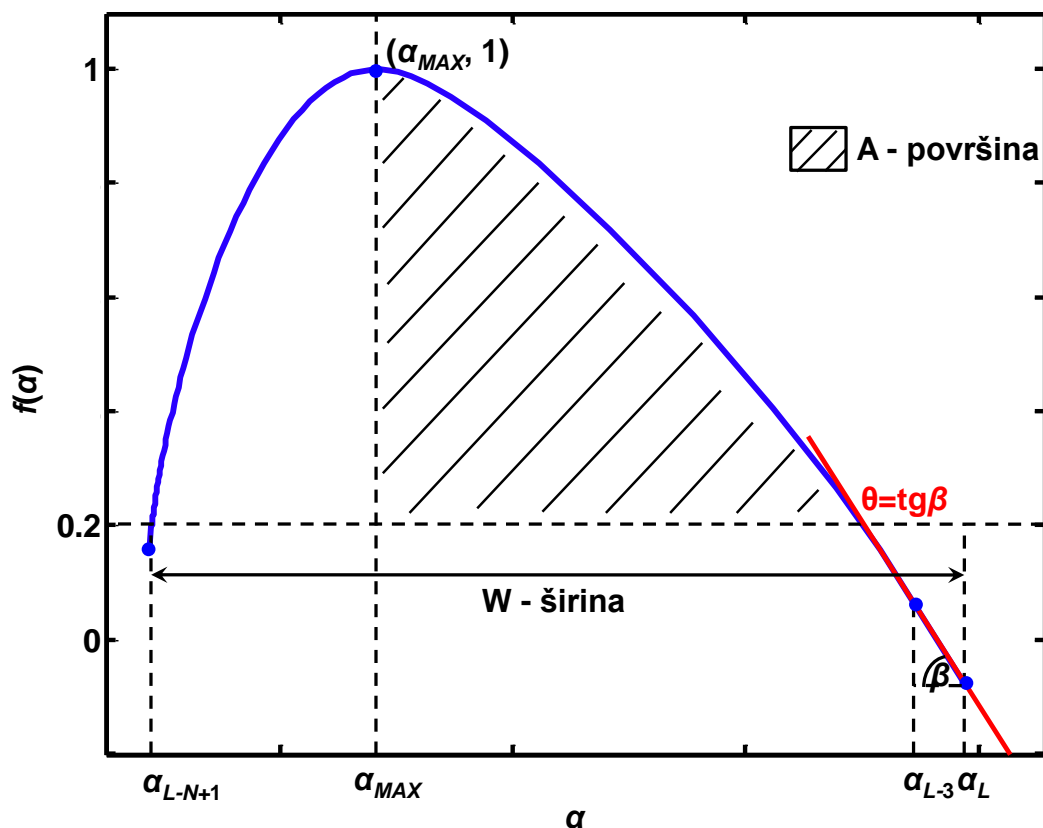
Ovde je razmatran skup signala koji odgovara pacijentima sa PMV-om. On je izabran jer predstavlja tipičan primer u kom je u nekim slučajevima veoma teško razlikovati zapis sa abnormalnim nalazom od zapisa zdravog pacijenta. Nalazi u vidu VF komponenti nisu jednostavni za detekciju. Na slici 6.8 nalaze se primeri PMV zapisa. U ovom slučaju odlučivanje se odnosi na to da li je zapis normalan ili ima anomaliju u vidu karakterističnog nalaza.

Čak i usamljena pojava takvih singulariteta obično nije dovoljan pokazatelj za PMV, već je od značaja njihova ponovljivost. Iz tog razloga, upotrebljen je multifraktalni spektar. Izračunate krive multifraktalnih spektara, C_j , su skupovi tačaka $(\alpha(n_j), f(\alpha(n_j)))$, $n_j = L_j - N_j + 1, \dots, L_j$, slika 6.9. Nekoliko karakteristika krivih je analizirano: karakteristike koje se tiču oblika krivih za zdrave i PMV signale (širina, površina), položaj maksimuma krivih, krajevi krivih, itd. Multifraktalni spektri su izračunati pomoću [FRA12]. Na slici 6.9 je prikazan primer jednog izračunatog multifraktalnog spektra sa obeleženim testiranim karakteristikama: širinom (W), površinom (A), α vrednošću maksimuma (α_{MAX}) i parametrom nagiba (θ).

Pripadnost grupi zdravih/PMV je potvrđena ehokardiografskom analizom za 97 PCG zapisa. U test bazi nalazi se 49 PCG-a od 49-oro zdrave dece i 48 PCG-a od 48-oro dece sa PMV-om, čiji su multifraktalni spektri prikazani na slici 6.10(a)-(b). Može se uočiti multifraktalnost PCG signala zdravih osoba. Multifraktalnost takođe postoji i u PCG signalima dece sa PMV-om. U cilju poređenja spektara dve grupa, spektri za PMV signale se računaju pod istim uslovima kao spektri zdravih signala. Određeni broj PMV signala se prikazao kao tačka (kao "monofraktali", slika 6.10(b)). Izračunavanje spektara pod istim uslovim podrazumeva upotrebu predefinisanih parametara koji su podešeni za zdrave signale. Ovi parametri odnose se na α vrednosti koje su izračunate za zdrave zapise pomoću [FRA12].

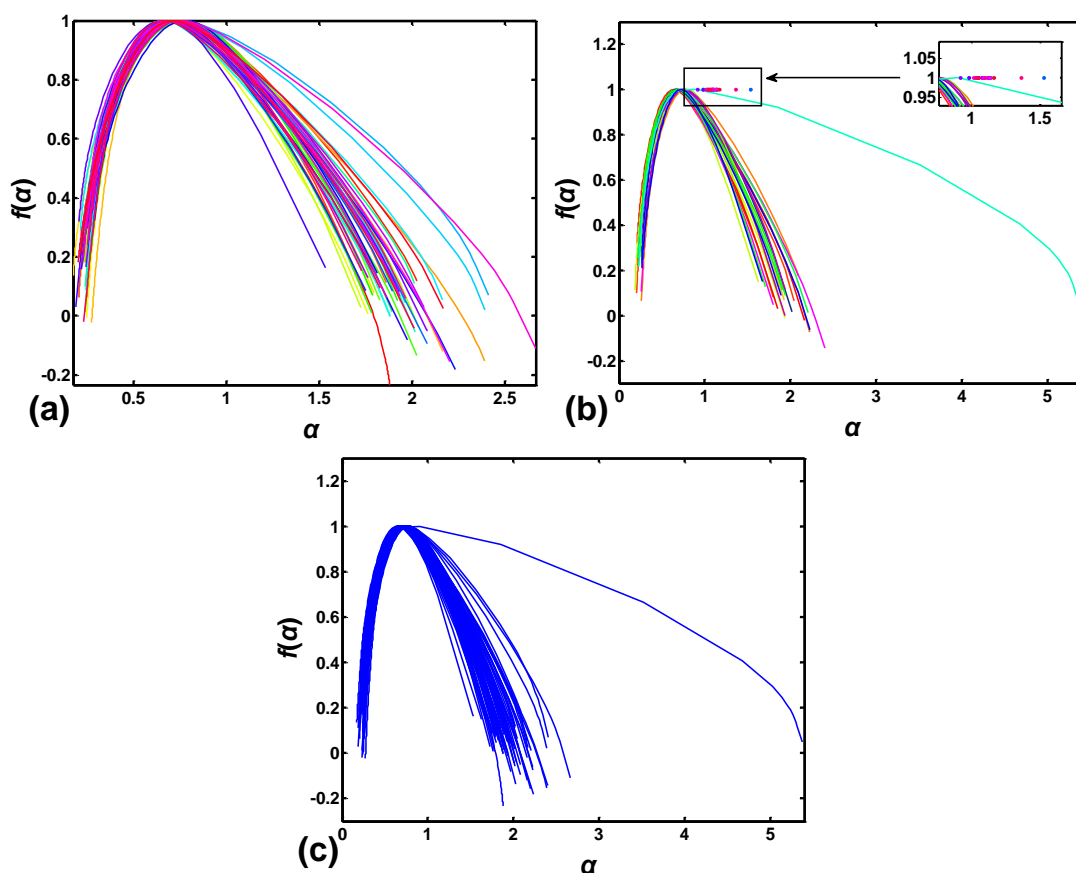
Krive multifraktalnog spektra, $f(\alpha)$, se nisu mogle prikazati za određeni broj PMV signala (24), što se može iskoristiti kao kriterijum za klasifikaciju, odnosno u ovom slučaju detekciju egzistencije klikova. S obzirom da su spektri izračunati pod istim uslovima, koji odgovaraju zdravim zapisima, činjenica da su samo PMV signali prikazani kao tačke je korisna za klasifikacioni algoritam. Svaki fonokardiogram koji se prikaže kao tačka, je automatski klasifikovan kao signal koji pripada pacijentu sa PMV-

om. Preostali PMV signali (24) su prikazani kao krive u multifraktalnom domenu. Na slici 6.10(c) nalazi se 73 signala iz obe grupe, gde je sličnost između spektara očekivana.



Slika 6.9. Multifraktalni spektar.

Na slici 6.11(a) su prikazane izračunate A i W vrednosti na koje utiče oblik multifraktalnih spektara. Širina spektra W predstavlja razliku α vrednosti u krajnjim tačkama: $\alpha(L) - \alpha(L - N + 1)$. Površina A se izračunava između linija $f(\alpha) = 0.2$, $\alpha = \alpha_{MAX}$ i krive. U slučaju nemogućnosti prikaza multifraktalne krive vrednosti površine A i širine W su 0. Postavljanje pragova može se sagledati ako se ove karakteristike prezentuju na sortiran način. Vizuelnom analizom se može uočiti da postoji opseg površina (i širina) u koji većina analiziranih signala (i PMV i normalnih) upada. Da bi se poredili slični multifraktalni spektri, maksimumi svih $f(\alpha)$ krivih su pomereni u tačku $(MaxPos, 1)$. Vrednost lokacije predstavlja srednju vrednost lokacija maksimuma α_{MAX} . Spektri su pomereni u cilju dobijanja boljeg uvida u karakteristike oblika krivih. Za svaki signal se računa spektar pod istim uslovima za komparaciju, gde numerički određen maksimum krive ima vrednost 1.

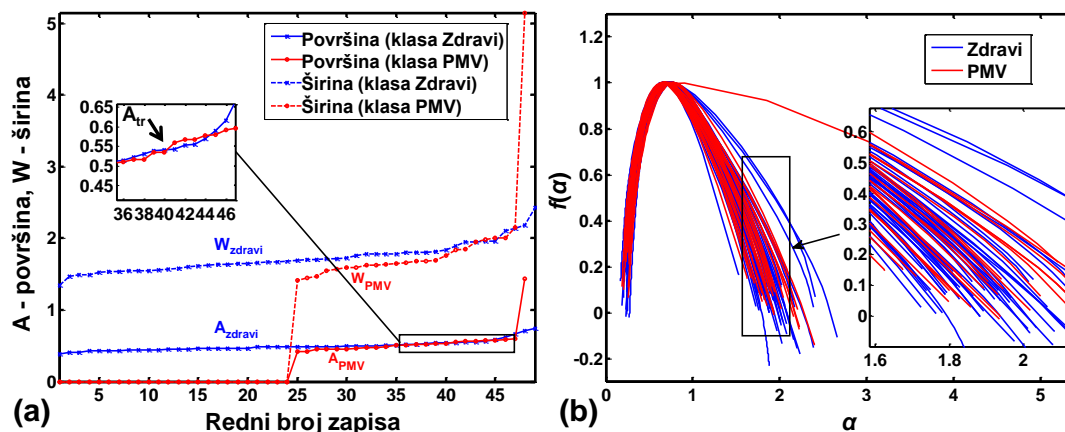


Slika 6.10. Multifraktalni spektri (a) zdravih pacijenata i (b) pacijenata sa PMV, izračunati za parametre koji odgovaraju zdravim pacijentima. (c) Spektri zdravih i pacijenata sa PMV-om koji su se manifestovali kao krive.

Pri analizi krivih multifraktalnih spektara mogu se uočiti relativne promene oblika krivih na njihovoj desnoj strani (slika 6.11(b)), koje bi mogle nositi važnu kliničku informaciju. Parametar nagiba θ za krivu C se izračunava, kao

$$\theta = \frac{|f(\alpha(L)) - f(\alpha(L-3))|}{(\alpha(L) - \alpha(L-3))}. \quad (6.5)$$

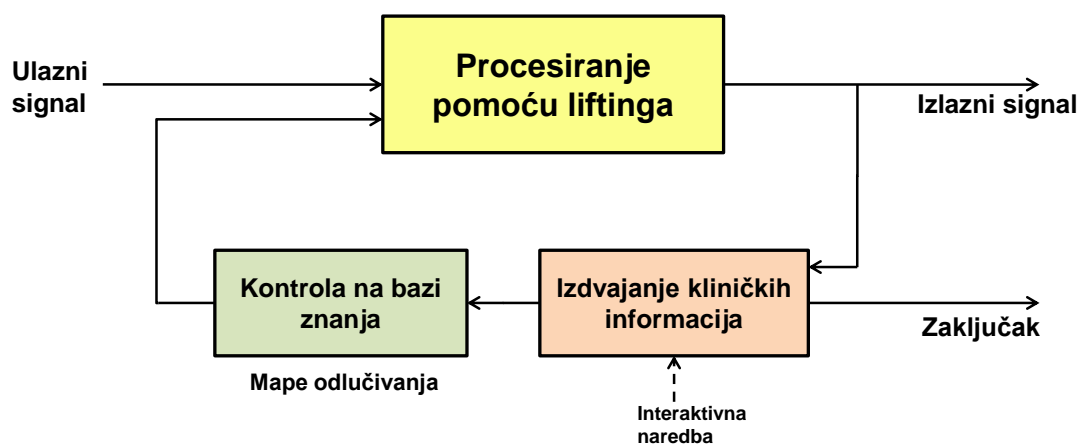
Pretpostavka je da parametar θ može biti važan za potrebe klasifikacije. U slučaju da se PMV signal manifestovao kao tačka, parametar θ ima vrednost 0. Slika 6.11(b) ističe deo gde je α veliko. Za klik-sindrom se očekuje da ima efekat na desnoj strani spektra, za razliku od snimaka koji pripadaju zdravoj grupi, gde takvi klikovi nisu nađeni (ili gde konkretna manifestacija u sistoli nije dugoročni (eng. *long-term*) događaj). Postojanje neregularnih kardio događaja (mogućih klikova) utiče na desnu stranu krive multifraktalnih spektara u odnosu na regularne srčane zvukove (S1/S2). Vremenska lokalizacija klikova nije bila sastavni deo ove analize.



Slika 6.11. (a) Površine (A) i širine (W) multifraktalnih spektara. (b) Uglovi (β) multifraktalnih spektara zdravih i pacijenata sa PMV.

6.4. Samopodešavajuće procesiranje upotrebom lifting šeme za potrebe kardiosignala

Imajući u vidu da inicijalna analiza sadržaja može da posluži za samopodešavajuće procesiranje, analiza je sprovedena u cilju detekcije dominantnih NF komponenti, kao i VF komponenti koji ne moraju biti sastavni deo detektovanih NF intervala. Pretpostavlja se da je na takav način, pomoću lifting šeme kontrolisane od strane inicijalne analize, moguće imati bolju vizuelnu prezentaciju.



Slika 6.12. Procesiranje kontrolisano znanjem zasnovano na liftingu.

Upotreba lifting šeme se treba prilagoditi u zavisnosti od cilja. Naime, u cilju inicijalne analize se takođe može koristiti DWT i druga generacija talasića. Za smanjenje uticaja pikova koji ne doprinose izboru S1/S2, kao i za smanjenje nivoa šuma za detekciju karakterističnih singulariteta, preprocesiranje pomoću talasića se može sprovesti po cenu lošije srednje kvadratne greške. Drugim rečima, ako je zadatak da se analiziraju singulariteti, potrebno je smanjiti njihovu distorziju, pa i po cenu lošije MSE. Pošto se takva analiza obavi, u zavisnosti od raspoloživih informacija, pretpostavlja se da je moguće dobiti bolju vizuelnu interpretaciju potencijalne anomalije, ali i dodatnu pomoć lekaru pri odlučivanju o daljem tretmanu pacijenta u vidu indikacija o sadržaju signala.

Na slici 6.12. je prikazano procesiranje kontrolisano raspoloživim informacijama ("znanjem" o kardiosignalu). Raspoložive informacije je potrebno organizovati u okviru odgovarajućih mapa odlučivanja. U ovoj disertaciji, izdvajanje informacija je obavljeno na automatski način za fonokardiogramе i to: izdvajanje informacija o S1/S2 srčanim zvukovima i postojanju abnormalnosti u vidu klik-sindroma. S obzirom da ne postoji talasić koji dosledno daje bolje rezultate od drugih, mogu se najčešće dati preporuke za neke izbore. Jedna od preporuka je i da se broj iščezavajućih momenata poveća za potrebe otklanjanja šuma [MES01]. Slično, ovaj broj se treba smanjiti pri detekciji važnih sigulariteta.

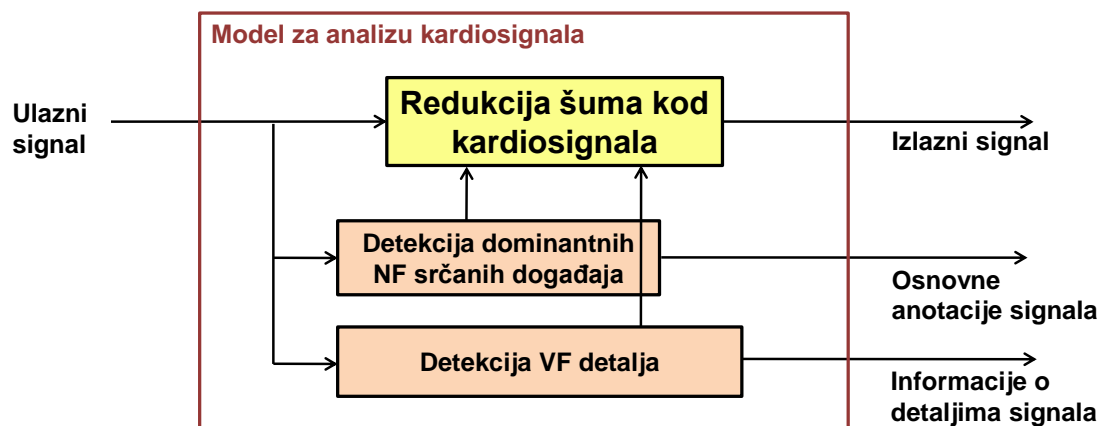
7. Predloženi model za analizu kardiosignala

Model za analizu kardiosignala i redukciju šuma je opisan u ovom poglavlju. Predstavljani su novi pristupi u detekciji dominantnih intervala kod fonokardiograma i analizi studije sa utvrđenom dijagnozom. Predložena je lifting šema koja zavisi od raspoloživih dodatnih informacija o analiziranom fonokardiogramu.

7.1. Model za analizu fonokardiograma

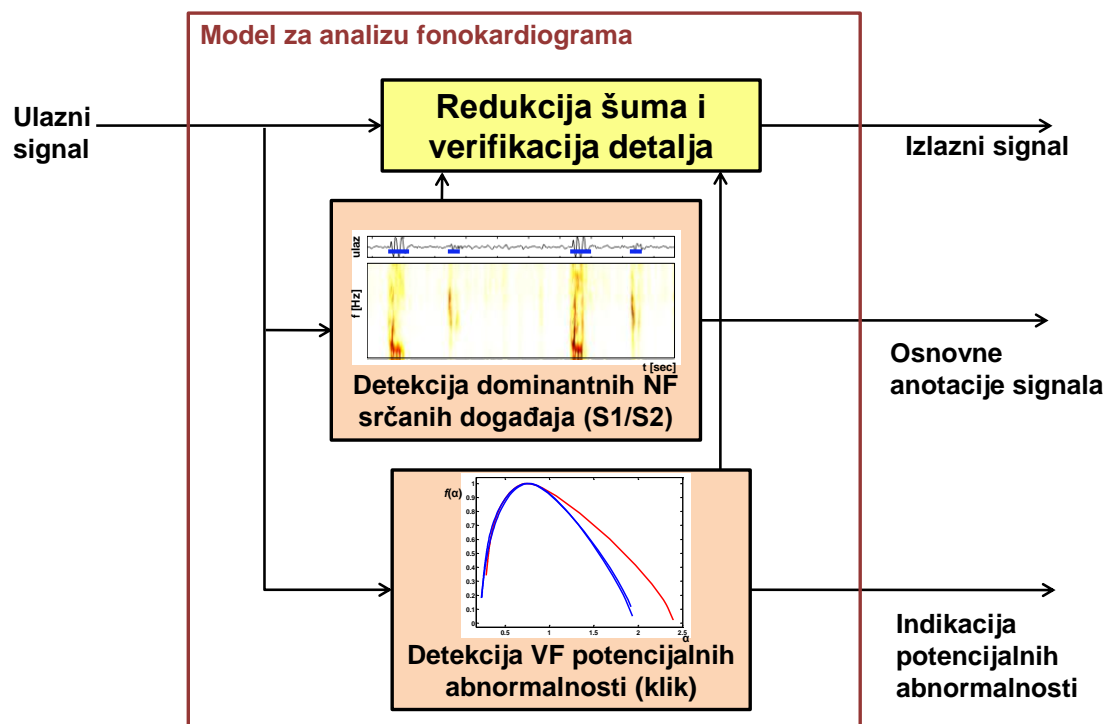
Detekcija dominantnih srčanih događaja je važna za dalju analizu kardiosignala. Ako se uzme u obzir da se takvi događaji nalaze u niskofrekvencijskom domenu, potrebno je detektovati intervale konačne dužine kojima oni pripadaju. Signal se na taj način može anotirati u cilju dalje analize. Ako signal poseduje šum u visokofrekvencijskom domenu, njegovu redukciju treba izvršiti tako da se očuvaju VF detalji kardiosignala. Shodno tome, potrebno je detektovati takve detalje koji imaju klinički relevantan značajan. Informacije o njihovoj egzistenciji mogu biti važne za analizu i dijagnostiku. Ako je zadatak analize kardiosignala da se redukuje šum, a da se pri tome ne utiče na klinički relevantne detalje, može se definisati model kao na slici 7.1. Osnovni cilj ovakvog modela je poboljšanje vizuelne prezentacije kardiosignala u vremenskom domenu u skladu sa raspoloživim znanjem o signalu (slika 6.12). Ovde je

on namenjen vizuelnoj verifikaciji detalja i pomoći lekaru pri konačnom odlučivanju o daljem tretmanu pacijenta.



Slika 7.1. Model za analizu kardiosignala.

Predložen model za analizu fonokardiograma je prikazan na slici 7.2. On omogućava da se u slučaju raspoloživosti informacija o potencijalnoj abnormalnosti, kao što je klik-sindrom, nivo šuma redukuje upotrebom talasne transformacije i lifting šeme.



Slika 7.2. Predloženi model za analizu fonokardiograma.

S obzirom da se klik manifestuje u periodu sistole, potrebno je detektovati dominantne srčane zvukove (S1/S2). Srčani zvukovi se mogu posmatrati kao događaji koji se u vremenskom domenu fonokardiograma javljaju na regularan način zahvaljujući ritmici rada srca, što za manifestaciju klika ne mora da važi. Ako se postojanje klika detektuje, indikacija o potencijalnoj abnormalnosti te vrste se može iskoristiti pri redukciji šuma, a samim tim i vizuelnoj detekciji klik-sindroma i verifikaciji istinitosti automatskog nalaza. Neadekvatna redukcija šuma može uticati na verifikaciju anomalije i dijagnostiku.

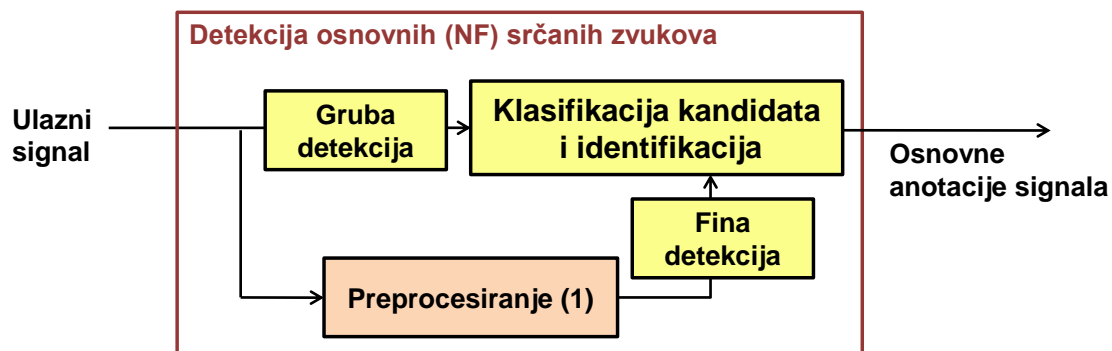
Automatski (mašinski) pristup ovakvog modela podrazumeva realizaciju sledećih celina: sistema za detekciju osnovnih srčanih zvukova u fonokardiogramu (slika 7.3), sistema za detekciju klik-sindroma (potencijalne VF abnormalnosti) (slika 7.4) i filtriranje signala u cilju verifikacije postojanja klik-sindroma (slika 7.5).

U skladu sa osnovnim pristupom za analizu fonokardiograma (predstavljen na slici 3.1), predložen je pristup za detekciju osnovnih srčanih zvukova (S1/S2), kao što je prikazano na slici 7.3. Gruba detekcija kandidata za srčane zvukove se može obaviti pomoću JTF reprezentacije. Nakon preprocesiranja signala, obavlja se uži izbor kandidata pomoću fine detekcije (slika 6.6). Najzad, posle inicijalne klasifikacije, obavlja se identifikacija S1/S2 kandidata. Predloženi pristup će biti detaljnije izložen u poglavlju 7.2.

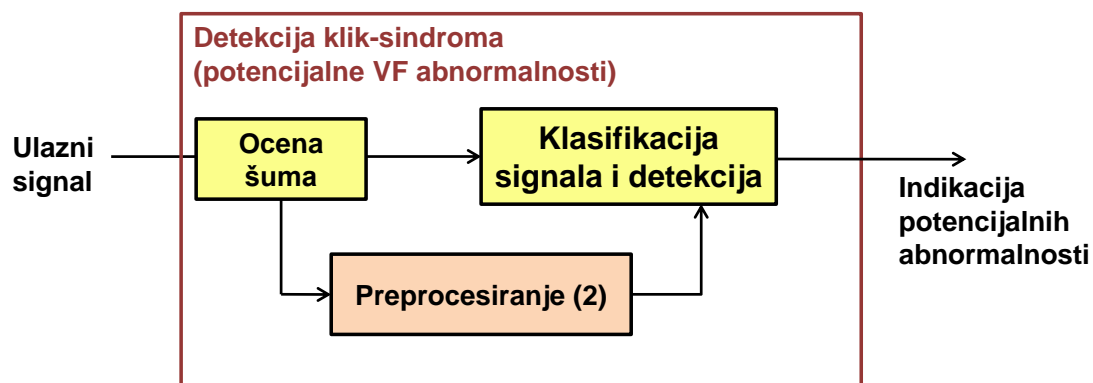
Na osnovu analize grupe pacijenata sa prolapsom mitralne valvule, uočeno je da se postojanje klik-sindroma manifestuje na desnoj strani multifraktalnog spektra (slika 4.5 i slika 6.11(b)). Na slici 7.4 predložen je sistem za detekciju klik-sindroma, odnosno za klasifikaciju fonokardiograma koji odgovaraju zdravim pacijentima i pacijentima sa PMV. Šum može imati uticaja na multifraktalni spektar signala, pa se nivo šuma ocenjuje pomoću MAD ocene (izraz (4.29)). Ocena šuma prethodi klasifikaciji kako bi se procenila potreba za redukcijom šuma u preprocesiraju. Postavljanjem adekvatnog praga izdvajaju se zapisi zdravih pacijenata. U suprotnom, detektovani su fonokardiogrami koji odgovaraju pacijentima sa PMV, što za rezultat daje indikaciju o potencijalnoj abnormalnosti. Predloženi pristup će biti detaljnije izložen u poglavlju 7.3.

Diskretna talasna transformacija i njena efikasna implementacija pomoću lifting šeme je iskorišćena u predloženim sistemima za detekciju osnovnih srčanih zvukova (slika 7.3) i za detekciju klik-sindroma (slika 7.4) u fonokardiogramu. Primena talasne

transformacije mora biti prilagođena cilju analize, u zavisnosti od toga da li se želi izdvojiti osnovni srčani zvuk ili smanjiti nivo šuma po cenu MSE za potrebe detekcije klik-sindroma.



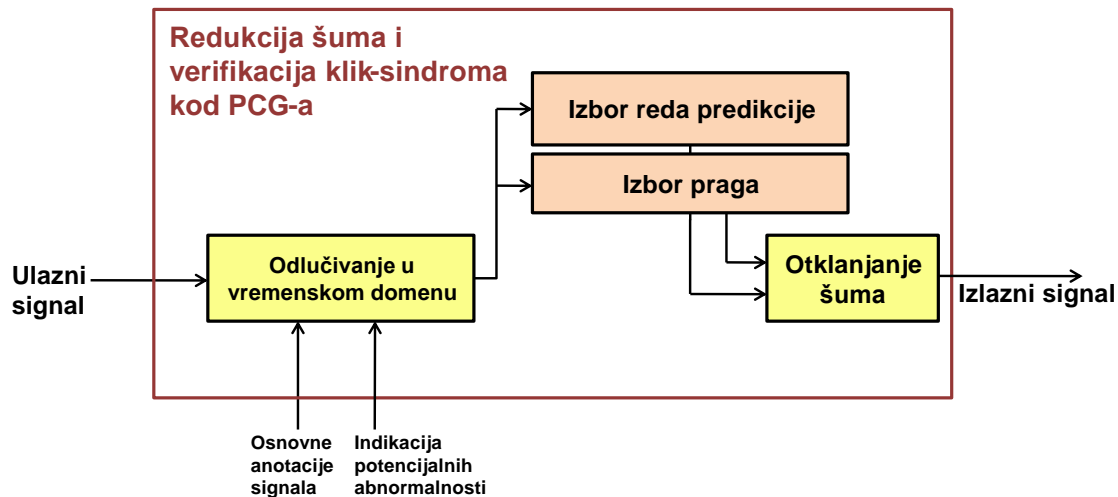
Slika 7.3. Predloženi sistem za detekciju osnovnih srčanih zvukova u fonokardiogramu.



Slika 7.4. Predloženi sistem za detekciju klik-sindroma u fonokardiogramu.

Predloženi pristup za adaptivno filtriranje fonokardiograma u vremenskom domenu je prikazan na slici 7.5. Za vizuelnu verifikaciju klik-sindroma, potrebno je redukovati šum u fonokardiogramu tako da se na ovu VF komponentu značajno ne utiče odabranim načinom za filtriranje. U bloku za odlučivanje u vremenskom domenu obavlja se izbor odgovarajućeg iščezavajućeg momenta, odnosno reda prediktora, kao i vrednost praga u cilju boljeg očuvanja detalja fonokardiograma i bolje redukcije šuma. Blok za odlučivanje koristi raspoložive informacije dobijene od strane sistema sa slike 7.3 i slike 7.4. Iskorišćena je prednost druge generacije u odnosu na prvu generaciju talasića u vidu procesiranja u vremenskom domenu, jednostavnog lociranja

koeficijenta detalja i izbora adekvatne predikcije. Predložen pristup adaptivnog filtriranja je detaljnije izložen u poglavlju 7.4.



Slika 7.5. Adaptivno filtriranje u vremenskom domenu za redukciju šuma i vizuelnu verifikaciju klik-sindroma u fonokardiogramu.

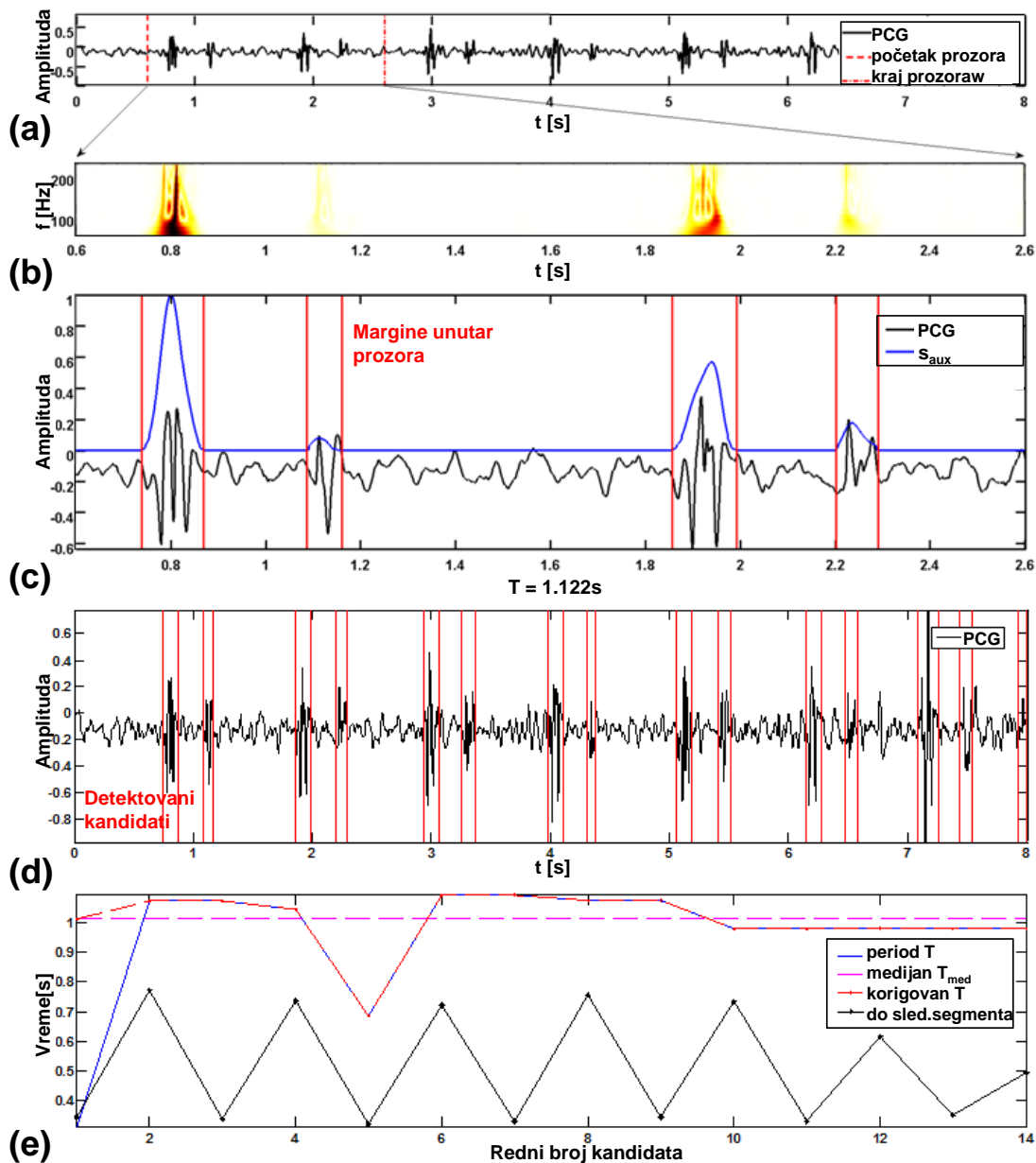
7.2. Predloženi pristup za detekciju NF komponenti kardiosignala na primeru osnovnih srčanih zvukova u fonokardiografiji

Predloženi pristup za detekciju osnovnih srčanih zvukova se sastoji iz tri osnovne faze: grube detekcije kandidata, fine detekcije užeg izbora kandidata i identifikacije S1/S2. Navedene faze su označene na slici 7.3.

Pod grubom detekcijom kandidata za osnovne srčane zvukove podrazumeva se prikupljanje potencijalnih kandidata niskih frekvencija ograničenog trajanja upotrebom koeficijenta AWVD spektrograma. Postupak koji se koristi pri gruboj detekciji skupa takvih kandidata prikazan je na slici 7.6. Klizni prozor dužine l_w primenjuje se na PCG zapis. Pomera se tako da postoji preklapanje prozora dužine Δl_w ($l_w=2\text{sec}$, $\Delta l_w=0.3\text{sec}$, slika 7.6(a)). Prozor dužine dve sekunde je izabran kako bi bar jedan srčani otkucaj (bar dva S1 ili dva S2 zvuka) kod pedijatrijskog pacijenta bio pokriven. Za detekciju vremenskih intervala između kandidata osnovnih srčanih zvukova potreban je najmanje jedan otkucaj. Nakon intenzivnih simulacija sa različitim dužinama prozora, zaključeno

je da pomenuta dužina prozora daje bolje rezultate od drugačijih izbora kod razmatranog skupa signala. Preklapanje je empirijski odabrano tako da se kandidat ne detektuje na krajevima kliznog prozora. Klizni prozor definiše ulaz za izračunavanje AWVD spektrograma. Pošto se odgovarajući koeficijenti izračunaju, spektrogram se prikazuje kao slika $I(i, j)$, ($i = 1, \dots, i_{max}; j = 1, \dots, j_{max}$), slika 7.6(b) [GAV12a]. Koristi se prikaz baziran na nivoima, što znači da su sve vrednosti iz i -te vrste matrice normalizovane na opseg [0,1]. Na ovaj način se ističu zvukovi koji globalno imaju nisku energiju u poređenju sa ostalim zvukovima i pozadinom JTF reprezentacije. Upotreba JTF reprezentacije kao slike nije neophodna, ali je ovde korišćena kako bi se što bolje vizuelno prikazao postupak procesa detekcije. Upotreba JTF reprezentacije kao slike može biti korisna i za detekciju pojedinih srčanih događaja [GAV10a]. Naime, boje slike su pridružene amplitudama spektrograma omogućavajući da se bolje razlikuju delovi PCG-a. Ovde je korišćeno 256 različitih amplitudskih nivoa (boja) [GON08]. Širina prozora (2 sekunde) i prihvaćena frekvencijska rezolucija odgovaraju dimenzijama spektrograma ($i_{max} = 2001; j_{max} = 64$). Empirijsko postavljanje praga je omogućilo da se na efikasan način formira pomoćni signal, označen sa s_{aux} (plava linija, slika 7.6(c)). On se koristi za odabir kandidata osnovnih srčanih zvukova. U gruboj detekciji margine kandidata su određene pozitivnim vrednostima signala baziranog na najnižim frekvencijskim binovima, $s_{aux}(i)$ (na osnovu manuelnih oznaka [40, 120Hz]). Pod marginama se podrazumeva par odbiraka koji odgovara početku i kraju detektovanog intervala.

Samo detektovani intervali trajanja koje upada u opseg [d_{low}, d_{high}] ($d_{low} = 0.02sec$, $d_{high} = 0.2sec$) smatraju se relevantnim intervalima u okviru prozora. Na osnovu vrednosti iz [LUI49], uzeta je gruba gornja granica dužine srčanog zvuka (0.2sec) kao dužina vremenskog intervala u kom bi S1/S2 kandidati trebalo da se detektuju. Precizno određivanje početne i krajnje tačke S1/S2 ovde nisu razmatrane. Na osnovu rezultata detekcije to je moguće učiniti upotrebom neke dodatne metode, kao što su neuralne mreže [GAV10d]. Donja granica je odabrana na analogan način. S1/S2 kandidat se može detektovati i više puta (zbog preklapanja) i u tom slučaju se bira onaj koji je bliži vrednosti d_0 (empirijski odabrano $d_0 = 0.1sec$). Svi detektovani kandidati (skup D) su prikazani na slici 7.6(d).



Slika 7.6. Postupak prikupljanja kandidata za dominantne NF komponente u PCG-u.

(a) Klizni prozor koji definiše PCG ulaz za realizaciju (b) AWVD spektrograma.

(c) Pomoćni signal za detekciju kandidata unutar prozora određen pomoću spektrograma. (d) Detektovani intervali u PCG signalu. (e) Prikupljanje informacija o vremenskim intervalima pomoću autokorelacije.

U skladu sa slikom 3.1 obavljen je i monitoring osnovnih vremenskih intervala (slika 7.6(e)). Potencijalna dužina periode, T , izračunata je pomoću autokorelacije (izraz (4.8)) ulaza definisanog prozorom [PLA06]. Vrednost T predstavlja vreme za koje se očekuje da će se isti tip srčanog događaja ponoviti. Samo one vrednosti T koje

odgovaraju prvoj margini svakog detektovanog kandidata su sačuvane. Na slici 7.6(e) je prikazana vrednost medijane koja služi za potencijalne korekcije izračunatih vrednosti ($T > 0.5T_{med}$), jer se polazi od pretpostake da su pacijenti bili u mirnom položaju dok je trajala akvizicija. Fina detekcija užeg skupa (najrelevantnijih) intervala, D_r , je zasnovana na odabiru onih kandidata iz skupa D koji unutar svojih margina imaju izdvojen bar jedan pik, kao što je opisano na slici 6.6.

Identifikacija zvukova iz skupa D_r počinje klasifikacijom u jednu od tri klase: klasa 1 (svi S1 zvukovi iz skupa D_r koji predstavljaju početak sistole, klasa *sistole-S1*), klasa 2 (svi S2 zvukovi iz skupa D_r koji predstavljaju početak dijastole, klasa *dijastole-S2*) i klasa 0 (svi kandidati koji ne pripadaju ni klasi 1 ni klasi 2, klasa *Nepoznato*). Klasifikacija se zasniva na samo dve karakteristike, i to maksimalnu NASE vrednost u okviru margina kandidata ($E_{n,max}$) i vremenski interval između analiziranog i sledećeg kandidata (L_{diff}). Vremenski interval između n -tog i $(n + 1)$ -og kandidata se izračunava kao $L_{diff}(n) = D_r(n + 1) - D_r(n)$. Za potrebe klasifikacije korišćena je *k-means* tehnika [GUP07, SRI09].

Nakon klasifikacije, ostatak S1/S2 kandidata iz skupa D je obeležen u koraku postprocesiranja i to unapred i unazad [HUI97], pomoću informacija prikupljenih o dužini trajanja otkucaja T (slika 7.6(d)). Svi kandidati su označeni kao elementi jedne od tri grupe: grupa *S1*, grupa *S2* i grupa *Ostali* (koji nisu ni S1 ni S2). Posle identifikacije, oznake su još jednom proverene i u slučaju da je interval sistole (S1-S2) duži od susednog intervala dijastole (S2-S1), oznaka S2 je zamenjena sa S1 i obrnuto.

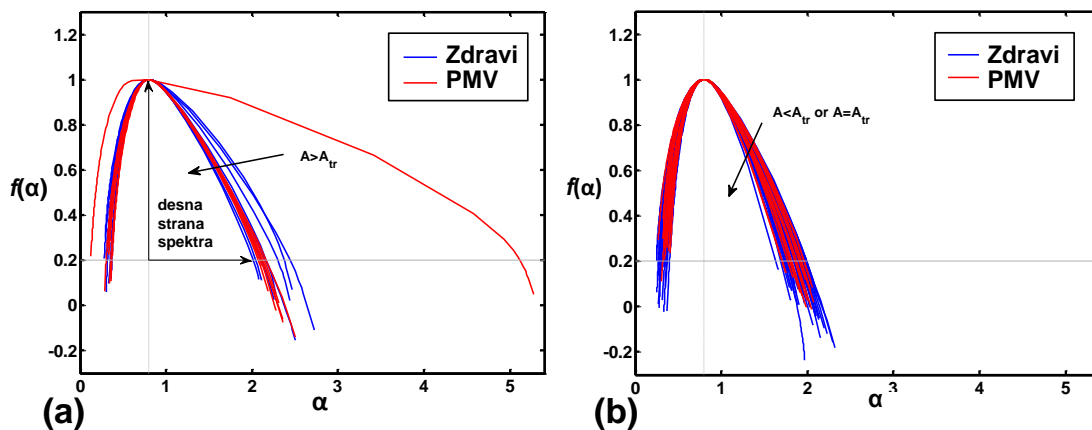
7.3. Predloženi pristup za detekciju klik-sindroma kao potencijalne VF abnormalnosti

Shodno analizi multifraktalnih spektara (slika 6.10 i slika 6.11), predložen je algoritam iz dva koraka za razlikovanje zdravih zapisa od PMV, odnosno za detekciju pojave klik-sindroma [GAV13a]. Uočeno je da većina površina ispod krivih definisanih multifraktalnim spektrima pripada uskom opsegu vrednosti. Takođe, primećeno je da parametar nagiba ima važnu ulogu u razlikovanju dve analizirane klase signala (zdravi i PMV).

Nakon izračunavanja multifraktalnih spektara, algoritam se sastoji iz dva koraka:

1. podela spektara u dva skupa krivih na osnovu površine A i
2. razlikovanje dve klase (zdravi i PMV) na osnovu parametra nagiba, u oba skupa dobijena u prethodnom koraku.

Prvi korak klasifikacije se zasniva na upotrebi praga A_{tr} za razdvajanje krivih u dva skupa. Za $A > A_{tr}$ dobijaju se krive koje imaju veliku površinu i koje se eventualno mogu smatrati karakterističnim slučajevima pri prikazivanju spektara. Veći deo krivih spada u skup sa $A \leq A_{tr}$. Prvi presek trendova parametra A sa slike 6.11(a) je usvojen za vrednost praga A_{tr} (0.55). Krive za $A > A_{tr}$ i $A \leq A_{tr}$ prikazane su na slici 7.7.

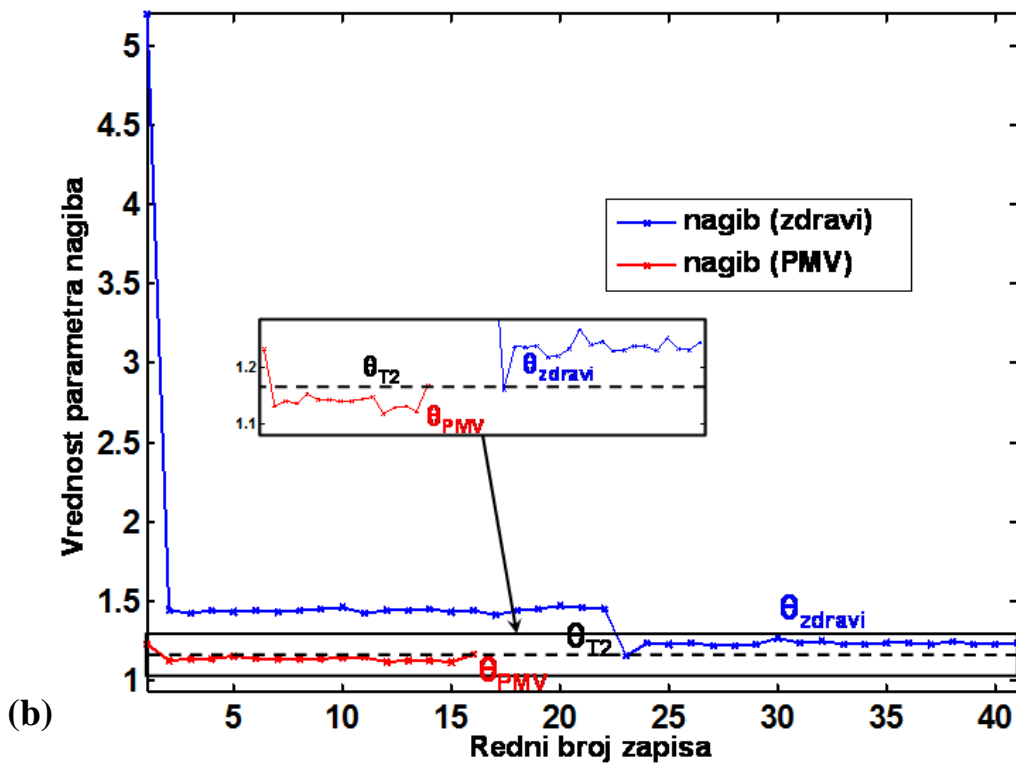
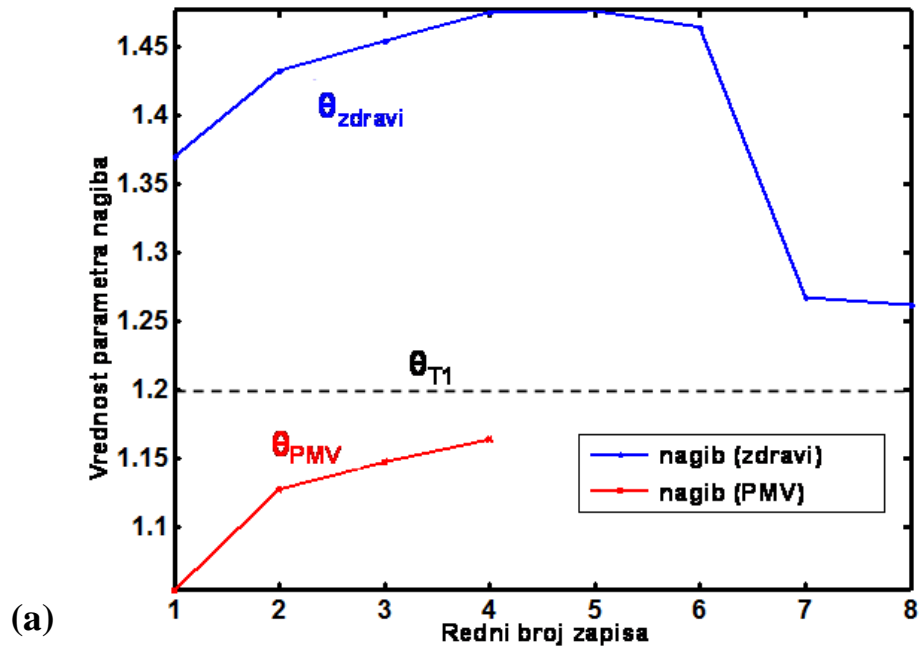


Slika 7.7. Skup spektara površine: (a) $A > A_{tr}$ i (b) $A \leq A_{tr}$.

U drugom koraku za oba skupa krivih iz prvog koraka izračunava se parametar θ . Ako je $A > A_{tr}$, nagib θ se poredi sa predefinisanim pragom θ_{T1} . Ako za vrednost θ važi da je manji od praga $\theta < \theta_{T1}$, zapis se automatski klasifikuje kao PMV. U suprotnom se ocenjuje kao zdrav. Ako je $A \leq A_{tr}$, parametar nagiba θ se upoređuje sa pragom θ_{T2} . Za $\theta < \theta_{T2}$ zapis se automatski klasifikuje kao PMV, u suprotnom se ocenjuje kao zdrav. Svi pragovi su izabrani empirijski ($A_{tr}, \theta_{T1}, \theta_{T2}$) sa odgovarajućom tolerancijom.

Na slici 7.8(a) prikazani su rezultati za 12 krivih ($A > A_{tr}$), od kojih 4 pripadaju klasi PMV. Za $A \leq A_{tr}$, odnosno preostalih 61 PCG signal, parametar nagiba i uslov za klasifikaciju je prikazan na slici 7.8(b). Prikazanom skupu, mogu se pridružiti 24 PCG

signala koji se nisu manifestovali kao multifraktalne krive ($A = 0, \theta = 0$), jer θ_{T2} ima vrednost veću od nule.



Slika 7.8. Razlikovanje parametra nagiba za spektre za koje je (a) $A > A_{tr}$ i (b) $A \leq A_{tr}$.

Ovde su testirani signali koji se mogu smatrati čistim, odnosno niskog nivoa šuma. Ako MAD ocena šuma pokazuje vrednosti koje su veće od niskog nivoa šuma (standardna devijacija ~ 0.001), pristupa se preprocesiranju pomoću sym4 talasića i upotrebi novog θ_T praga (sistem sa slike 7.4). Redukcija šuma je obavljena pomoću algoritma iz [BIR97] i odabranog talasića kako bi bio smanjen uticaj distorzije klika u odnosu na talasić većeg reda. Treba očekivati da će novi prag za klasifikaciju imati veću vrednost, s obzirom da Gausov šum može imati uticaj na parametar nagiba i činjenicu da otklanjanje Gausovog šuma standardnim tehnikama ima svoje nedostatke.

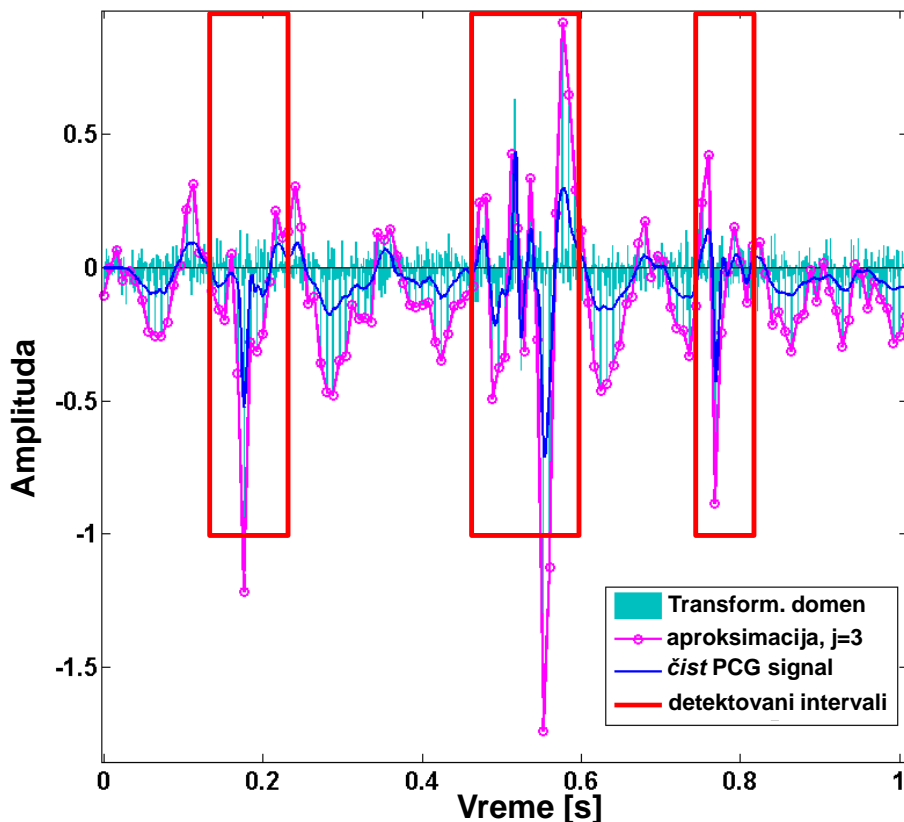
7.4. Filtriranje VF šuma i vizuelna verifikacija klik-sindroma pomoću samopodešavajuće lifting strukture

Pri testiranju, sym8 talasić se pokazao kao zadovoljavajući izbor za filtriranje VF šuma sa aspekta MSE (slika 6.7). Na osnovu MAD ocene šuma se procenjuje da li je potrebno filtriranje VF šuma. Lifting šema omogućava sagledavanje koeficijenata "u mestu" za neredundantnu DWT. Zahvaljujući takvoj implementaciji jednostavno je sagledati koeficijente aproksimacije i koeficijente detalja koji pripadaju detektovanim intervalima (slika 7.9) u slučaju da se obavlja filtriranje.

U zavisnosti od toga da li je detektovana VF abnormalnost moguće je menjati izbor talasića. U predloženom sistemu za detekciju klik-sindroma upotrebljen je sym4. Time se umanjila distorzija klikova i poboljšala njihova vizuelizacija u odnosu na talasić većeg reda, koji bi bio adekvatniji izbor za otklanjanje šuma. Shodno tome redukcija šuma se može obaviti talasićem manjeg reda za bolju vizuelnu verifikaciju detektovane VF abnormalnosti, odnosno većeg reda ako je u pitanju fonokardiogram zdravog pacijenta. U skladu sa sistemom prikazanim na slici 7.5 može se uvesti binarno odlučivanje između dva "fiksna" odabira talasića u zavisnosti od indikacije klik-sindroma.

Lifting struktura omogućava odlučivanje u vezi izbora ELS, odnosno predikcije. Ako se za samopodešavajuću lifting šemu odabere dualni korak, red filtra predikcije se može izabrati u skladu sa raspoloživim informacijama o kardiosignalu. Samopodešavajuća lifting šema se može realizovati u vremenskom domenu, tako da se

predikcija može podesiti u cilju minimizacije koeficijenta detalja [CLA98]. Rezultat takvog filtriranja je prikazan na slici 7.10(b) za primer zapisa pacijenta sa klikom. Ulazni signal poseduje šum, pa takav izbor reda predikcije nije kontrolisan, iako, kao što je pokazano, može dati zadovoljavajuće rezultate pri predikciji klika.



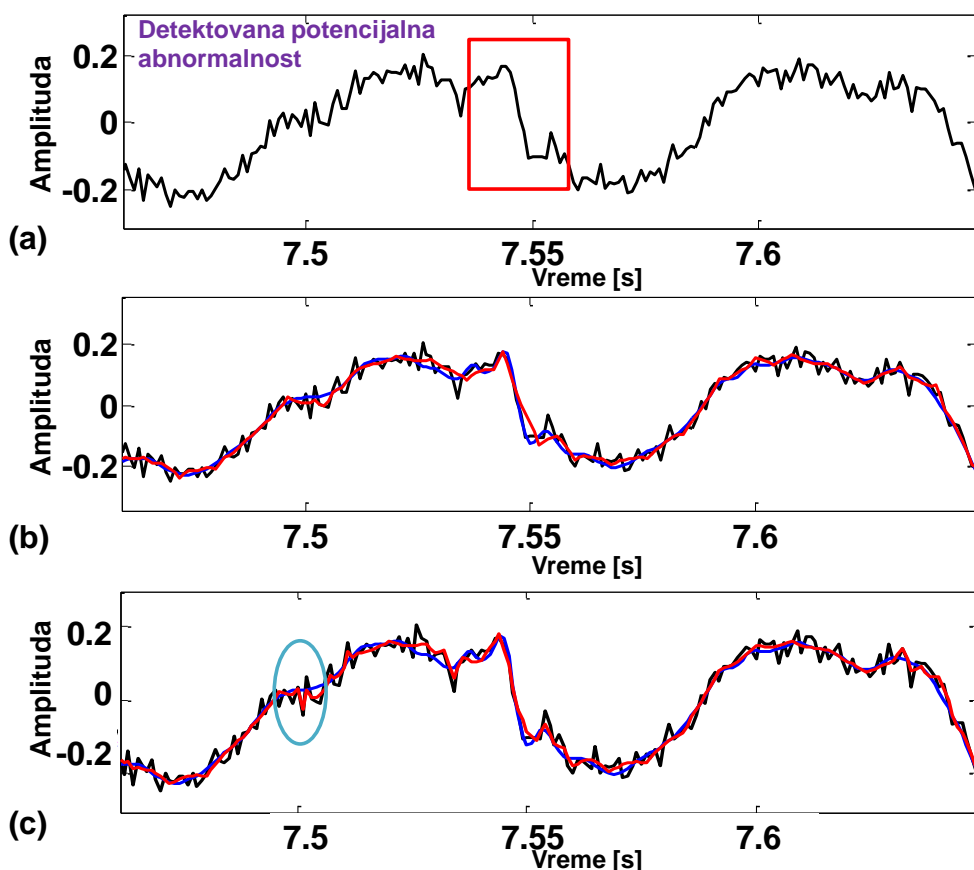
Slika 7.9. Vejvlet koeficijenti u vremenskom domenu i detektovani intervali.

Za sistem sa slike 7.5 odabrana je U-P lifting struktura i najjednostavniji izbor u vidu interpolacione predikcije [CLA98, KOV00, OON03]. Za realizaciju lifting strukture korišćen je ThreshLab paket [JAN13]. Adaptivnost u vremenu je zasnovana na relativnoj lokalnoj varijansi (RLV) [JAN05, OON03], vremenskim odrednicama intervala koji odgovaraju osnovnim srčanim zvukovima i indikaciji o postojanju klik-sindroma u fonokardiogramu. RLV je opisan sledećom relacijom:

$$RLV_w(k) = \sum_{n=k-m}^{k+m} \frac{(w(n) - \mu_k)^2}{var(w)}, \quad (7.1)$$

gde je $\mu_k = \sum_{n=k-m}^{k+m} w(n) / (2m + 1)$, w koeficijenti detalja, a $2m + 1$ veličina prozora za izračunavanje RLV. U svakom detektovanom intervalu, vrednosti pomoćnog RLV

signala se normalizuju i u skladu sa njima bira se red prediktora iz unapred definisanog skupa (od linearnog do polinoma 9.stepena). Ako je reč o zapisu zdravog pacijenta u intervalima između osnovih zvukova (intervali sistole i dijastole) bira se fiksni empirijski odabran red predikcije (predikcija 9.stepena). U suprotnom, ako postoji indikacija klik-sindroma, RLV se u intervalu sistole normalizuje i bira se adekvatan red prediktora kao i u slučaju S1/S2 zvukova. Time je odabran manji red predikcije za klik koji se manifestuje kroz veću vrednost RLV-a [OON03]. Prag se određuje empirijski shodno odabranoj okolini za red predikcije kao u [CHA00]. Rezultat takvog pristupa (slika 7.10(c)) je unapređena aproksimacija suptilne karakteristike klika prikazane na slici 7.10(a), po ceni izbora praga koji je dao pojedine pojave *blob*-ova, što je uobičajena pojava [JAN13]. Primarni zadatak predloženog pristupa je vizuelna verifikacija klik-sindroma.



Slika 7.10. (a) Suptilni nalaz i (b) - (c) dva načina za adaptivno filtriranje za potrebe očuvanja klika i redukcije šuma ($\sigma_n = 0.025$).

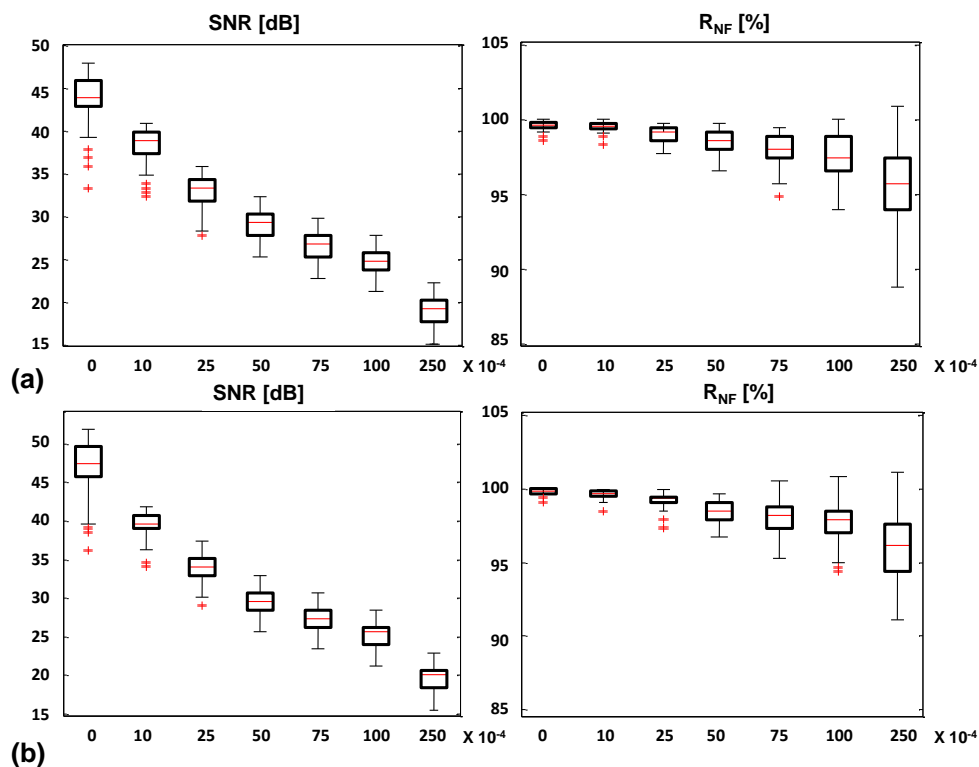
8. Eksperimentalni rezultati predloženih pristupa u fonokardiografiji

U ovom poglavlju prikazani su eksperimentalni rezultati predloženog modela u fonokardiografiji. Predstavljeni su rezultati predloženih pristupa detekcije komponenata u niskofrekvencijskom i visokofrekvencijskom domenu. Priloženi su rezultati upotrebe diskretne talasne transformacije i predloženog modela u odnosu na standardne tehnike filtriranja.

8.1. Prednosti talasne transformacije u odnosu na standardne tehnike filtriranja kod kardiosignala

Prilikom opsežnih ispitivanja efikasnih načina za uklanjanje šuma kod primarnih kardiosignala, kao što je fonokardiogram, diskretna talasna transformacija se često nameće kao efikasan alat pri redukciji šuma [GAV08b, GAV08c, GAV09b, KUM12], što potvrđuje i pregled literature dat u poglavlju 4.3.1.

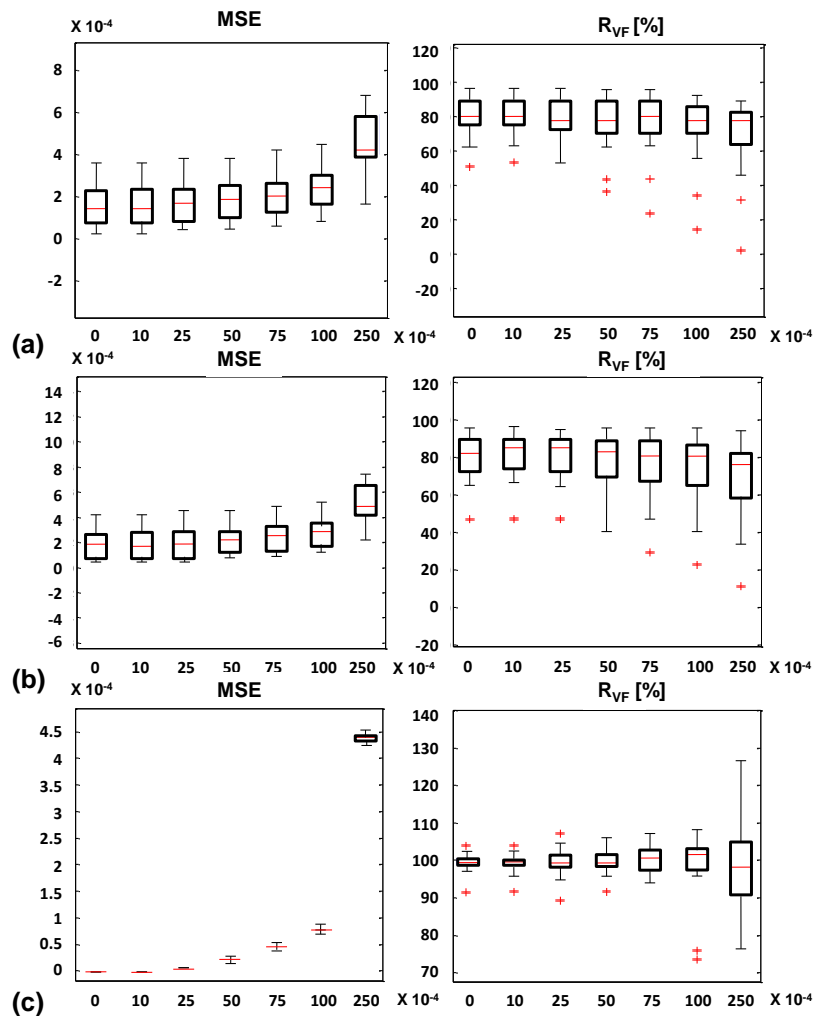
Na slici 8.1 prikazane su ocene (SNR, R_{NF}) dobijene pri testiranju DWT filtriranja PCG signala upotrebom sym4 i sym8 talasića za različite nivoe šuma. Talasić sym8 se pokazao kao dobar izbor sa aspekta SNR, ali kod njega je evidentna veća distorzija (R_{NF}) dominantnih pikova u osnovnim srčanim zvukovima.



Slika 8.1. Ocene filtriranja PCG signala pomoću sym4 i sym8.

Adaptivni izbor reda predikcije ovde se koristi za poboljšanje vizuelizacije klik-sindroma kod PCG signala. Pri gruboj proceni praga, kao što je univerzalni prag, za fonokardiogram pacijenata za PMV dobijeni su bolji rezultati upotrebom adaptivnog pristupa. Ovi rezultati su prikazani za različite nivoe Gausovog šuma na slici 8.2 preko ocena MSE i R_{VF} u poređenju sa fiksnim odabirom talasića koji se često upotrebljavaju (sym4, sym8). Oni dodatno potvrđuju da sym4 s obzirom na meru MSE predstavlja bolji izbor za očuvanje singulariteta koji se nalaze između srčanih zvukova.

Na osnovu izbora koeficijenata *Neville*-ovih filtara u određenim slučajevima vrednosti R_{VF} ocene pokazuju da je vrednost amplitude klika nakon filtriranja veća nego pre filtriranja zahvaljujući interpolacionom pristupu. Povećanje amplitude pika primećeno je i pri testiranju SG filtra koji se zasniva na takvom pristupu i koji se često koristi pri preprocesiranju kardiosignala, kao što je ECG signal [HAR05, AWA11]. Zahvaljujući tome, predstavlja interesantno rešenje za očuvanje klinički relevantnih pikova nedominantnih vrednosti amplituda.

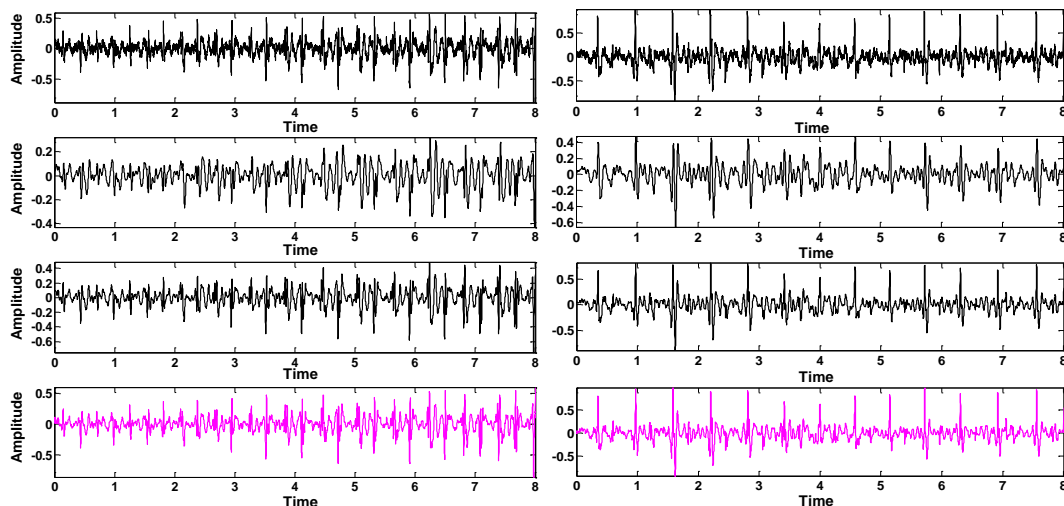


Slika 8.2. Vrednosti ocena pri upotrebi: (a) sym4, (b) sym8 i (c) adaptivnog pristupa, respektivno, za PCG signale pacijenata sa PMV.

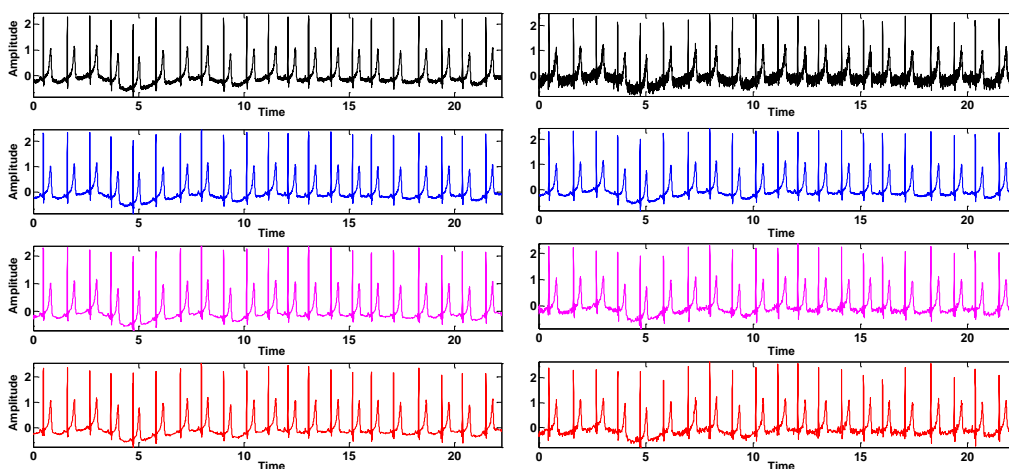
Na slici 8.3 prikazani su rezultati testiranja PCG signala sa šumom, pri izboru različitih FIR filtara: MA (dužine prozora 25msec), SG filtar (polinomijalna aproksimacija reda 3) i DWT (sym4). U slučaju MA filtra distorzija PCG signala je očigledna. Upotreba MA filtra kod PCG signala očigledno ne daje zadovoljavajuće rezultate u odnosu na DWT, kao što je to potvrđeno i u drugim komparativnim analizama [ERC04]. Za razliku od MA, SG filtar koji upotrebljava pristup aproksimacije polinomom se pokazao zadovoljavajućim, ali lošijim izborom od DWT.

Slična testiranja rađena su i sa ECG signalom. I kod ovog kardiosignala, MA filtar pokazuje distorziju, koja je očigledna kod R pika. Za razliku od MA, SG filtar koji upotrebljava polinomijalni pristup se pokazao zadovoljavajućim izborom, kako vizuelno

tako i u poređenju sa fiksnom implementacijom DWT. S obzirom da je predloženi model orijentisan ka fonokardiografskoj primeni, na slici 8.4 je dodatno prikazano da se adaptivno filtriranje može efikasno primeniti i u slučaju ECG signala (na osnovu kriterijuma minimizacije koeficijenta detalja).



Slika 8.3. PCG signal i rezultat nakon primene: MA, SG i DWT (sym4) filtra za $\sigma_n = 0.025$.

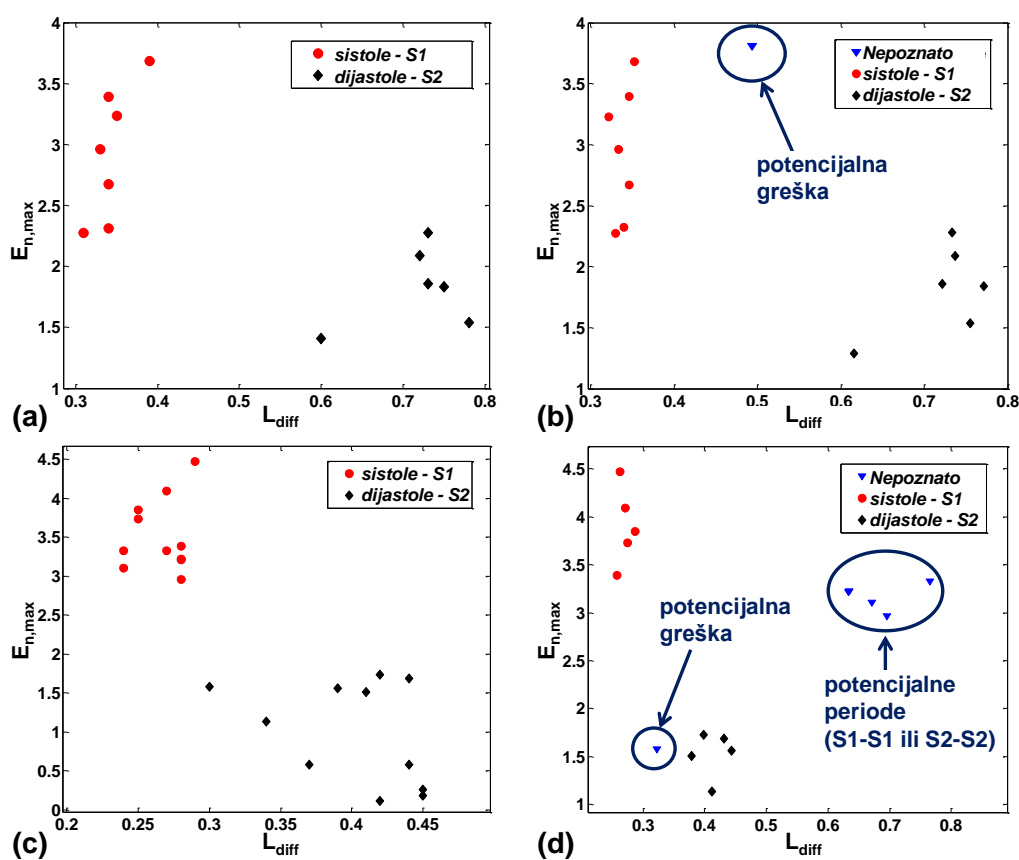


Slika 8.4. ECG signal sa šumom, target signal i rezultati nakon redukcije šuma upotrebom: DWT (sym8) i adaptivne tehnike, respektivno za $\sigma_n = 0.025$ (levo) i $\sigma_n = 0.1$ (desno).

Upotrebom odgovarajuće strukture i adaptivnim pristupom koji zavisi od signala pretpostavljeno je da se mogu dobiti poboljšanja u odnosu na standardnu primenu diskretne talasne transformacije u cilju jasne verifikacije klik anomalije. Dodatna poređenja data su u poglavlju 8.4.

8.2. Eksperimentalni rezultati detekcije dominantnih srčanih događaja niskih frekvencija

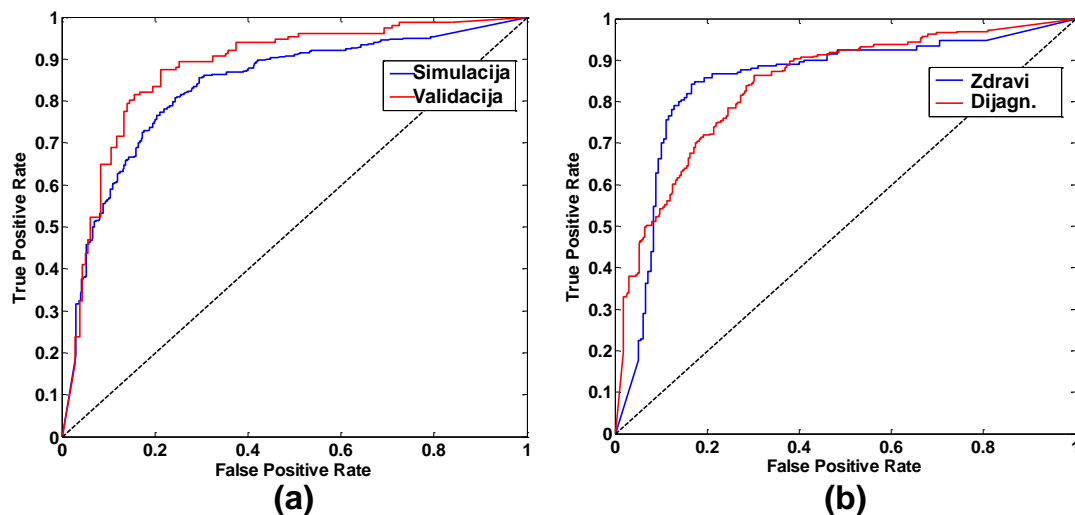
Na slici 7.6(d) predstavljen je rezultat grube detekcije za PCG signal. Pri testiranju 90 signala dobijeni su zadovoljavajući rezultati, odnosno ocene (6.2) ($R_{exc} = 1.14, P^{(a)} = 85.91\%$). Finom detekcijom odabrani su kandidati. Za četiri primera prikazani su na slici 8.5. Na slici 8.5(b),(d) označene su potencijalne greške identifikovane kao klasa 0 (klasa *Nepoznato*). Na slici 8.5(b) potencijalna greška predstavlja element klase 2 (klasa *dijastole-S2*), dok na slici 8.5(d) ona predstavlja element klase 1 (klasa *sistole-S1*). Ovo znači da odabrane karakteristike u određenim tačkama (eng. *outliers*) mogu dovesti do grešaka. Ako su određeni samo intervali koji pripadaju klasi 0, kandidati iz skupa D_r se inicijalno identifikuju kao S1. Nakon klasifikacije, ostatak kandidata iz skupa D je identifikovan u postprocesiranju. Pomoću (6.3) u koraku simulacije dobijeno je 90.98% za tačnost (*recall*) i 96.06% za preciznost.



Slika 8.5. (a) - (d) Klasifikacija najdominantnijih NF komponenata za četiri različita PCG zapisa.

Dodatnih 35 signala je snimljeno na 35 pacijenata, koji nisu učestvovali u simulaciji. Predloženim algoritmom oni su označeni u koraku validacije. Zapisi su nezavisno manuelno označeni bez ikakvog znanja o automatskoj anotaciji. Za dva pomenuta skupa anotacija je obavljena validacija, gde je dobijeno $R_{exc} = 1.01$, $P^{(a)} = 92.04\%$. Na slici 8.6(a) rezultati inicijalne klasifikacije prikazani su pomoću ROC (eng. *Receiver Operating Characteristic*) krive u slučaju simulacije i validacije. ROC analiza je pokazala zadovoljavajuće AUC (eng. *Area Under the Curve*) vrednosti (83.41% i 87.64% za simulaciju i validaciju, respektivno). Validacija je pokazala, takođe, i visoke vrednosti tačnosti (*recall-a*) i preciznosti ($R = 88.94\%$, $P = 97.28\%$).

S obzirom da su PCG zapisi podeljeni u dva skupa po postavljanju dijagnoze (*Zdravi* i *Dijagnostikovani*), rezultati su sumirani na osnovu pripadnosti jednom od ta dva skupa. U tabeli 8.1 nalaze se rezultati za PCG signale. Gotovo 10% dodatnih kandidata je detektovano u odnosu na manuelne anotacije. Dodatne automatske anotacije nastale su zahvaljujući dodatnim nalazima u signalu, a jedan deo zahvaljujući splitovima srčanih zvukova, odnosno višestrukoj detekciji jednog srčanog zvuka preko njegovih komponenti. Postoji oko 2% razlike u vrednosti R_{exc} između ova dva skupa, gde je za broj automatskih anotacija očekivana veća vrednost u skupu dijagnostikovanih u odnosu na zdrave signale.



Slika 8.6. ROC krive u slučaju: (a) simulacije i validacije i (b) sumirani rezultati za zdrave i pacijente sa dijagnozom.

Tabela 8.1. Rezultati testiranja grube detekcije dominantnih NF komponenti (PCG).

Klasa	<i>REF</i>	<i>AUT</i>	$TP^{(a)}$	<i>FP</i>	R_{exc}	<i>Preciznost</i>
<i>Zdravi</i>	1153	1262	1131	131	1.0945	89.62%
<i>Dijagnostikovani</i>	1714	1912	1646	266	1.1155	86.09%
Ukupno	2867	3174	2777	397	1.1071	87.49%

Potrebno je istaknuti da se za grubu detekciju intervala srčanih zvukova koristi isključivo detekcija intervala u niskofrekvencijskom domenu koji imaju dužinu u okviru unapred (grubo) definisanog intervala. Sastavni deo istraživanja bio je eksperiment na ECG signalima, gde se detekcija QRS kompleksa obavila pomoću istog algoritma. Iako nije korišćen pristup izdvajanja R pikova, sam QRS kompleks se može smatrati klinički relevantnim NF segmentom koji se u odnosu na okolinu, najčešće, energetski izdvaja, što predstavlja zajedničku osobinu sa fundamentalnim srčanim zvukovima. Pretpostavljeno je da će algoritam i u tom slučaju dati zadovoljavajuće rezultate. Iako je cilj predloženog algoritma bila detekcija srčanih zvukova, algoritam se pokazao dovoljno robusnim i za detekciju R pikova u okviru detekovanih intervala (tabela 8.2). Testirano je 48 ECG signala iz *Mitdb* baze (MIT-BIH *Arrhythmia Database*) i 12 ECG signala iz *Nstdb* baze (MIT-BIH *Noise Stress Test Database*) [GOL00]. Za svaki signal, 650000 odbiraka je procesirano (frekvencija odabiranja 360Hz). Rezultati su prikazani u tabeli 8.2. Robusnost u odnosu na šum je očekivana (*Nstdb* baza).

Tabela 8.2. Rezultati testiranja grube detekcije dominantnih NF komponenti (ECG).

Klasa	<i>REF</i>	<i>AUT</i>	$TP^{(a)}$	<i>FP</i>	R_{exc}	<i>Preciznost</i>
<i>Mitdb</i>	4829	4986	4723	263	1.0325	94.73%
<i>Nstdb</i>	1152	1157	1152	5	1.0043	99.57%
Ukupno	5981	6143	5875	268	1.0271	95.64%

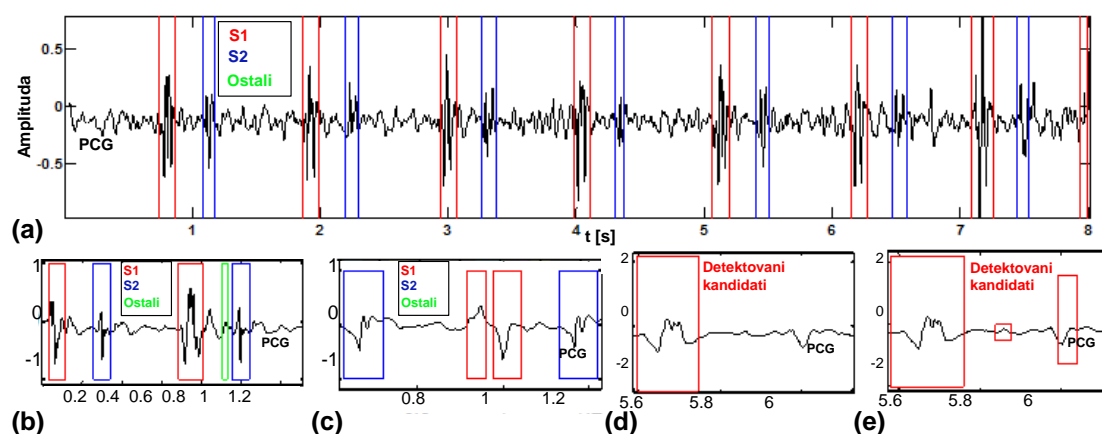
Na slici 8.6(b) je prikazana i ROC analiza zdravih i dijagnostikovanih pacijenata. Dobijene AUC vrednosti su 84.63% and 84.03% za zdrave i dijagnostikovane pacijente, respektivno, što prikazuje veoma dobru diskriminaciju u okviru inicijalne klasifikacije.

Konačni rezultati predloženog algoritma su prikazani u tabeli 8.3. Za tačnost i preciznost detekcije S1/S2 dobijene su vrednosti 90.41% i 96.39%, respektivno.

Tabela 8.3. Rezultati testiranja S1/S2 detekcije (PCG).

Klasa	<i>REF</i>	<i>TP</i>	<i>FP</i>	<i>FN</i>	Tačnost (<i>Recall</i>)	Preciznost
<i>Zdravi</i>	1153	1052	34	101	91.24%	96.87%
<i>Dijagnostikovani</i>	1714	1540	63	174	89.85%	96.07%
Ukupno	2867	2592	97	275	90.41%	96.39%

Na slici 8.7(a) su prikazani rezultati detekcije i identifikacije S1/S2 srčanih zvukova. Ovde nijedan kandidat koji pripada grupi *Ostali* nije detektovan. Jedan takav primer prikazan je na slici 8.7(b) (murmur). Na slici 8.7(c) dat je primer dvokomponentne detekcije srčanog zvuka, koje su retke zbog prednosti AWVD pristupa. U odnosu na standardnu upotrebu talasne transformacije u cilju detekcije osnovnih srčanih zvukova, predloženi pristup ima prednost da ne upotrebljava samo jedan deo intervala-kandidata (npr. kod splita srčanog zvuka) i ne odbacuje ga pri daljoj analizi [HUI97, HUI98a]. Prikazani su i primeri detekcije intervala za globalni JTF i JTF pristup na bazi nivoa, koji je odabran u cilju izdvajanja globalno nedominantnih srčanih zvukova. To su, uglavnom, S2 zvuci koji nisu bili dovoljno dominantni u odnosu na S1 pri detekciji (slika 8.7(d)-(e)).



Slika 8.7. (a) Rezultat detekcije i identifikacije dominantnih NF komponenti. (b) Primer detekcije elementa iz klase *Ostali*. (c) Primer dvokomponentne detekcije. Primeri detekcije intervala za (d) globalni pristup i (e) pristup na bazi nivoa.

8.3. Eksperimentalni rezultati detekcije egzistencije specifičnih singulariteta i klasifikacije fonokardiograma u opštoj praksi

Predloženim algoritmom za razlikovanje PCG signala koji pripadaju zdravim pacijentima i pacijentima sa klikom, u skupu od 97 PCG signala, dobijena je tačnost od čak 96.91% [GAV13a]. U tabeli 8.4 prikazani su dobijeni rezultati simulacije.

Tabela 8.4. Rezultati testiranja detekcije klik-sindroma.

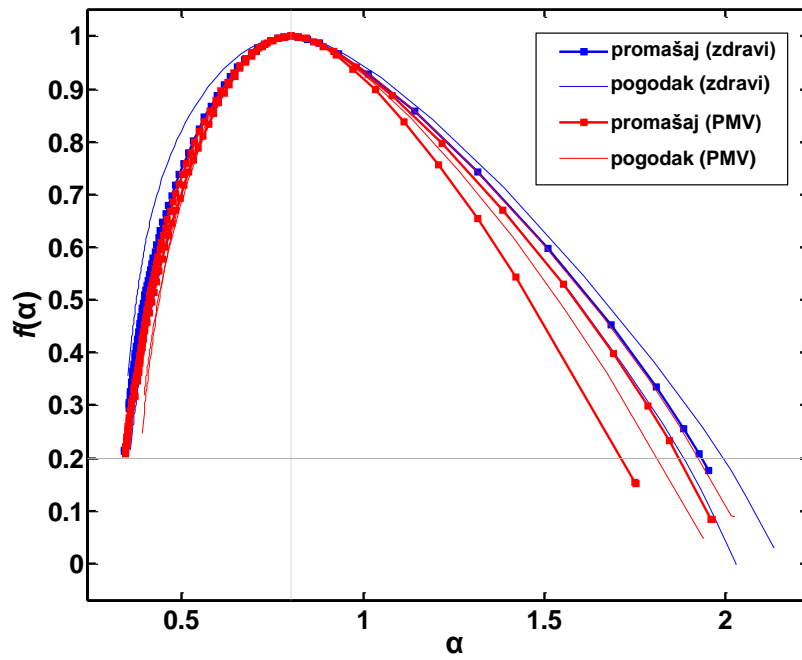
Klasa	Broj zapisa (potvrđeni ehokardiografijom)	Broj pogodaka (na osnovu predloženog algoritma)	Tačnost
<i>Zdravi</i>	49	48	97.96%
<i>PMV</i>	48	46	95.83%
Ukupno	97	94	96.91%

U ovoj studiji analizirano je još 20 PCG zapisa za potrebe validacije. Oni se nisu koristili za postavljanje praga ("naivan" skup podataka). Ukupno 20 pedijatrijskih pacijenata je doprinelo realizaciji ovog skupa podataka (jedan pacijent - jedan signal). Njihova pripadnost klasama nije bila poznata za vreme testiranja dodatnih 20 zapisa. Nakon ehokardiografskog pregleda svih 20 pacijenata, dobijeni su rezultati validacije prikazani u tabeli 8.5.

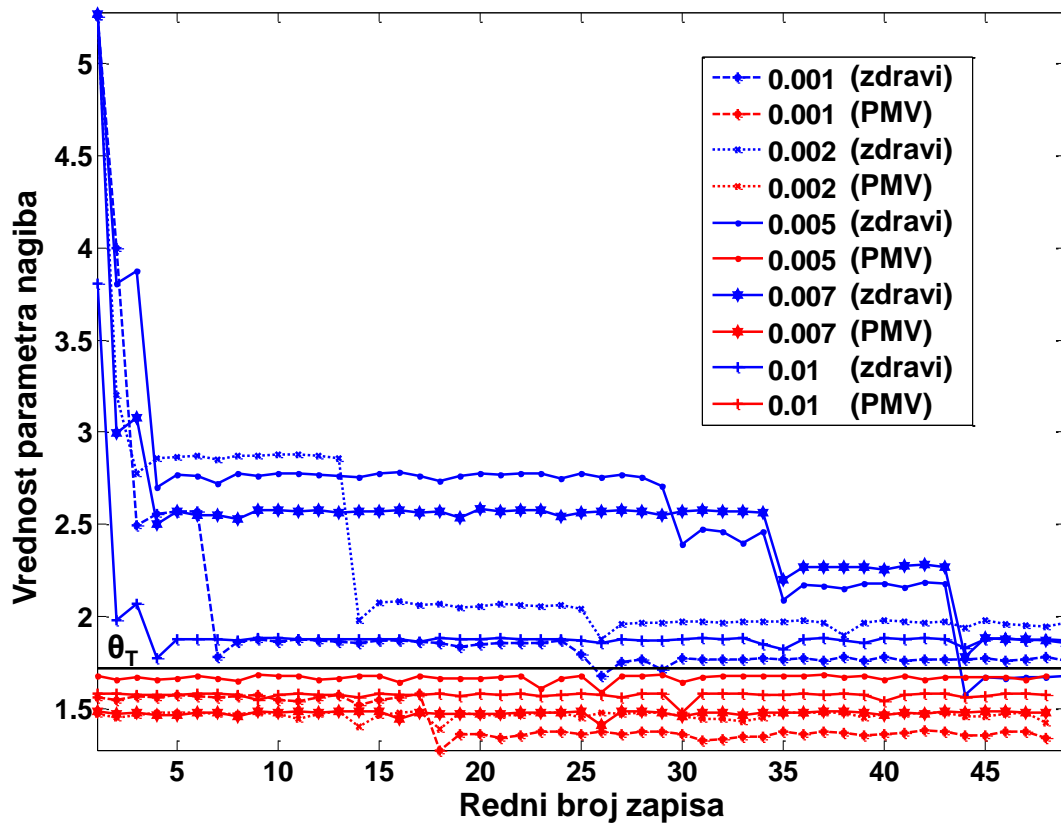
Tabela 8.5. Rezultati validacije detekcije klik-sindroma.

Klasa	Broj zapisa (potvrđeni ehokardiografijom)	Broj pogodaka (na osnovu predloženog algoritma)
<i>Zdravi</i>	10	8
<i>PMV</i>	10	10
Ukupno	20	18

U postupku validacije, za svaki dodatno snimljen PCG signal obavljen je dodatni ehokardiografski pregled u Univerzitetškoj dečijoj klinici u Beogradu. Od 10 PMV zapisa, svi su tačno ocenjeni kao PMV. Greška je nastala kod dva od 10 zapisa koji pripadaju zdravim pacijentima (slika 8.8).



Slika 8.8. Primeri tačno i netačno klasifikovanih spektara.



Slika 8.9. Prepoznavanje signala sa nalazom klika u slučaju Gausovog šuma.

Predloženi algoritam daje zadovoljavajuće rezultate pri izdvajanju signala pacijenata sa PMV u odnosu na signale zdravih pacijenata u pedijatriji. Pristup je jednostavan i pokazao se efikasnim. Ne koristi lokalizaciju osnovnih srčanih zvukova, niti karakterizaciju klika pomoću dominantnih amplituda klikova u odnosu na ostale srčane događaje u fonokardiogramu. Klik-sindrom se može detektovati na osnovu desne strane multifraktalnog spektra u odnosu na zapise zdravih pacijenata.

Ova tehnika nije robusna na šum i javlja se promena vrednosti nagiba spektralnih krivih. Promenu nivoa je moguće regulisati adekvatnim preprocesiranjem. Da jasna klasifikacija i u ovom slučaju postoji, to je prikazano na slici 8.9. Izbor sym8 talasića značajno utiče na vrednosti singulariteta, tako da je za potrebe otklanjanja šuma korišćen sym4 talasić. Algoritam je pokazao zadovoljavajuće rezultate u izdvajanju normalnih zapisa. Pri testiranju različitog nivoa šuma, u analiziranom skupu signala predloženi algoritam nije pogrešio ni kod jednog PCG zapisa sa klik-sindromom (slika 8.9.).

8.4. Analiza rezultata predloženog modela baziranog na drugoj generaciji talasića

Model za analizu fonokardiograma je predstavljen na slici 7.2. Detekcija osnovnih srčanih zvukova i detekcija klik-sindroma u analiziranom fonokardiogramu mogu doprineti boljoj analizi ovakvog kardiosignala i verifikaciji potencijalne abnormalnosti.

Nakon akvizicije fonokardiograma, za ulaz u predloženi model obavlja se inicijalna analiza u vidu detekcije osnovnih srčanih zvukova i provere da li postoji indikacija za klik-sindrom. Nakon detekcije dominantnih srčanih događaja, njihove raspoložive automatske anotacije se koriste za dalju analizu. Slično važi i za proveru egzistencije klik-sindroma. Ako nagib spektra ima manju od predefinisane vrednosti, indikacija o potencijalnoj VF abnormalnosti postoji. U suprotnom, indikacija ne postoji i pretpostavlja se da je reč o zapisu zdravog pacijenta. Kao sledeći korak obavlja se vizuelna verifikacija, odnosno provera da li zapis zaista pripada zdravom pacijentu ili pacijentu sa prolapsom mitralne valvule u skladu sa pomoćnim indikacijama i anotacijama. Ako MAD ocena sugeriše otklanjanje šuma, obavlja se filtriranje signala u

skladu sa raspoloživim informacijama. S obzirom da dominantni srčani zvukovi imaju izražene pikove, njihovo procesiranje se obavlja na osnovu izbora adekvatnog reda predikcije. Ako postoji indikacija o klik-sindromu, procesiranje sistole se obavlja na analogan način.

Na prethodno opisani način, korisnik na izlazu iz predloženog modela ima na raspolaganju:

- mašinski određene osnovne anotacije PCG signala,
- automatsku indikaciju abnormalnosti, kao što je klik-sindrom i
- mogućnost vizuelne verifikacije potencijalnog nalaza.

Ovakav izlaz omogućava samostalnu analizu PCG signala, što podrazumeva da se pri mašinskom procesiranju nije koristio nikakav pomoćni signal kao što je ECG, niti interaktivni unos informacija, kao što je upoznatost lekara sa postojanjem PMV dijagnoze. Predloženi model za analizu fonokardiograma prikazan je na slici 8.10.

Na osnovu izlaza predloženog modela i verifikacije potencijalnog nalaza klik-sindroma lekar može doneti konačnu odluku o analiziranom zapisu i daljem tretmanu pacijenta. Dobijeni rezultati mogu predstavljati značajnu ispomoć lekaru i/ili medicinskom licu pri odlučivanju. Uloga lekara je neophodna pri donošenju zaključaka o analiziranom zapisu pacijenta usled mogućeg nepreciznog mašinskog odlučivanja.

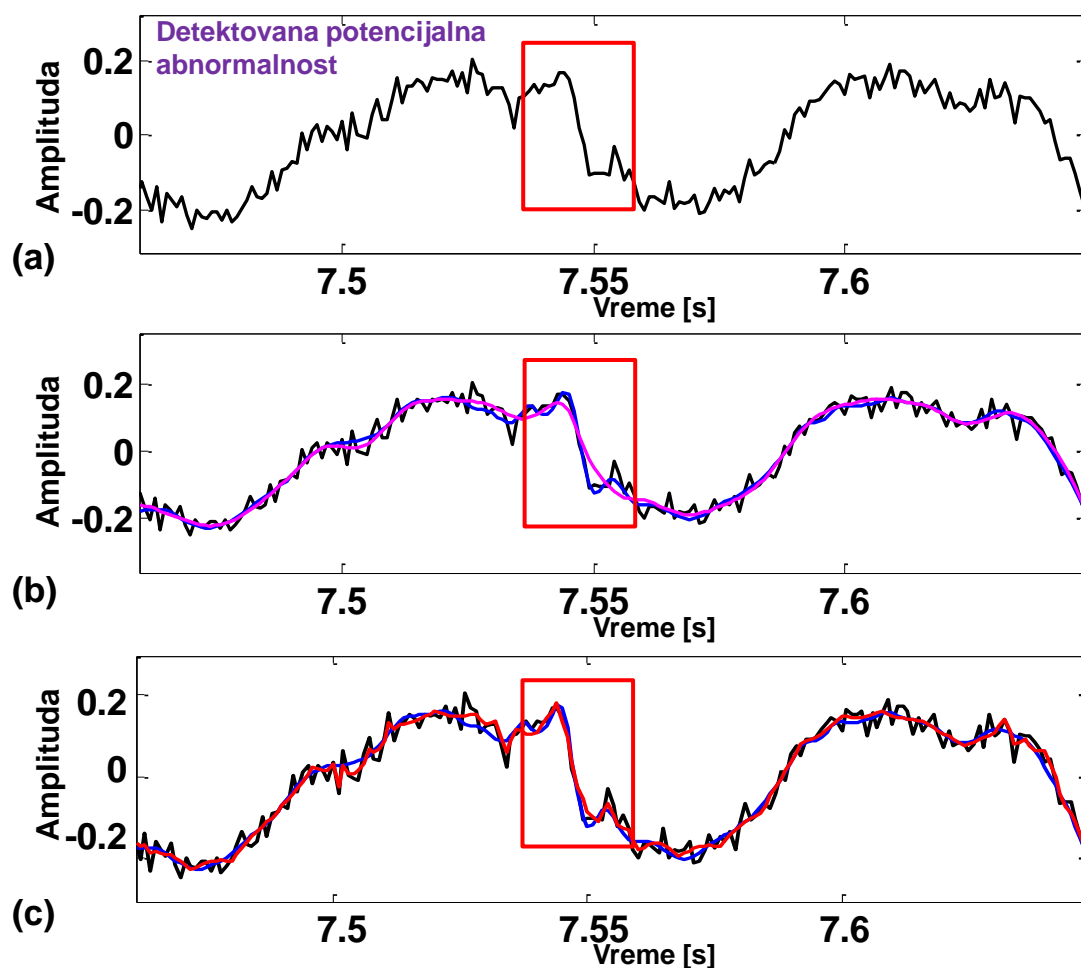
PCG signal predstavlja ulaz u predloženi model, pa samim tim vreme njegove akvizicije nije pretpostavljeno. Naime, akvizicija signala može biti obavljena pre nego što se pristupi njegovoj analizi. U tom slučaju se predloženi model može koristiti putem "skladišti-pa-prosledi" pristupa. Slično se može zaključiti i o mestu akvizicije, odnosno analize signala. Za predloženi model klinički uslovi nisu pretpostavljeni, iako je akvizicija fonokardiograma za potrebe istraživanja obavljena u medicinskoj ustanovi. Oprema kojom se obavlja akvizicija, ali i analiza uglavnom jeste mobilna (elektronski stetoskop, laptop). Međutim, za predloženi model je pretpostavljena kontrolisana akvizicija kardiosignala. Ovakav preduslov kontrolisane analize je poželjan pri merenju i kvantifikaciji elektrofizioloških signala. Pod njim se podrazumeva da je medicinsko lice (lekar) pravilno utvrdilo okolnosti i obezbedilo osnovne preduslove pre snimanja kardiološkog zapisa (položaj senzora, položaj i psihofizičko stanje pacijenta, nizak nivo ambijentalnog šuma, i slično). Model je prilagođen analizi zapisa pacijenata u pedijatriji.

Za potrebe testiranja modela, snimljeni su signali za koje se može smatrati da poseduju zanemarljiv nivo šuma i kojima je dodavan Gausov šum različite standardne devijacije. Nije razmatran šum drugačije prirode, kao ni šum usled nepredviđenih okolnosti koje mogu nastati u okviru jednog telemedicinskog sistema (npr. spadanje senzora, govor i slično).

Prilikom testiranja sistema za detekciju osnovnih srčanih zvukova (S1/S2), uočeno je da VF šum nema značajan uticaj na rezultat detekcije, s obzirom da je ona orijentisana ka intervalima dominantnih srčanih događaja u domenu niskih frekvencija. Sistem za detekciju S1/S2 zvukova pokazao je zadovoljavajuću tačnost (*recall*) i preciznost iznad 90% u poređenju sa postojećim metodama [HUI97, RAJ06] ($R = 90.41\%$, $P = 96.39\%$). Ako su ispunjeni odgovarajući uslovi akvizicije PCG signala, sinhrono snimljen ECG signal se ne mora smatrati neizbežnim za detekciju srčanih zvukova, za razliku od dužine srčanog otkucaja. Upotrebom AWVD spektrograma, koji se bazira na korelaciji kontinualne talasne transformacije (CWT), i korišćenjem odgovarajućih karakteristika potencijalnih kandidata za osnovne srčane zvukove, moguće je obaviti ovakvu detekciju. Predloženi pristup je pokazao zadovoljavajuće rezultate pri detekciji osnovnih srčanih zvukova kod kardioloških zapisa koji odgovaraju zdravim pacijentima i pacijentima sa utvrđenom dijagnozom (uključujući PMV). Za očekivati je da PCG signali koji odgovaraju pacijentima sa utvrđenom dijagnozom unose dodatne poteškoće pri detekciji osnovnih srčanih zvukova, ali su i u tom slučaju dobijeni zadovoljavajući rezultati prikazani u poglavlju 8.2.

Istraživanje je bilo usmereno ka detekciji primera VF klinički relevantne anomalije, kao što je klik-sindrom. Posebno je od interesa bilo definisanje kriterijuma za dobijanje jasne razlike između PCG signala pacijenata sa dijagnostikovanom PMV i zdravih pacijenata u pedijatriji. Pri testiranju 97 PCG signala dužine 8 sekundi koji pripadaju različitim pacijentima, predloženi algoritam postiže tačnost veću od 95% (96,91%). U koraku evaluacije predloženog pristupa, od 20 signala koji pripadaju različitim pacijentima koji nisu učestvovali prilikom testiranja samo dva signala su pogrešno klasifikovana prema rezultatima ehokardiografskog ispitivanja. Može se zaključiti da predloženi algoritam predstavlja značajan doprinos u davanju automatske indikacije za vreme analize fonokardiografskom metodom, pre upotrebe kompleksnih pristupa analizi, kao što je ehokardiografija. U slučaju Gausovog šuma, predloženi

pristup je dao odlične rezultate za detekciju klik-sindroma. Predloženom tehnikom filtriranja, klasifikacija se pokazala uspešnom i za šum veće standardne devijacije (0.01). Dobijeni rezultati pokazuju da su se greške javile isključivo kod signala zdravih pacijenata za neke nivoe šuma, dok su svi signali sa šumom pacijenata sa PMV-om tačno klasifikovani (za šum devijacije do ~ 0.01 , slika 8.9). Uprkos činjenici da VF abnormalnost ne mora biti velikog amplitudskog nivoa, kao što je to ovde slučaj, pokazalo se na razmatranom skupu signala da se ona može detektovati (do određenog nivoa šuma). Veoma važno je skrenuti pažnju korisniku na mogućnost postojanja ovakvih kardioloških događaja.



Slika 8.11. (a) Suptilna manifestacija klik-sindroma. Filtriranje upotrebom (b) sym8 i (c) adaptivnog pristupa ($\sigma_n = 0.025$).

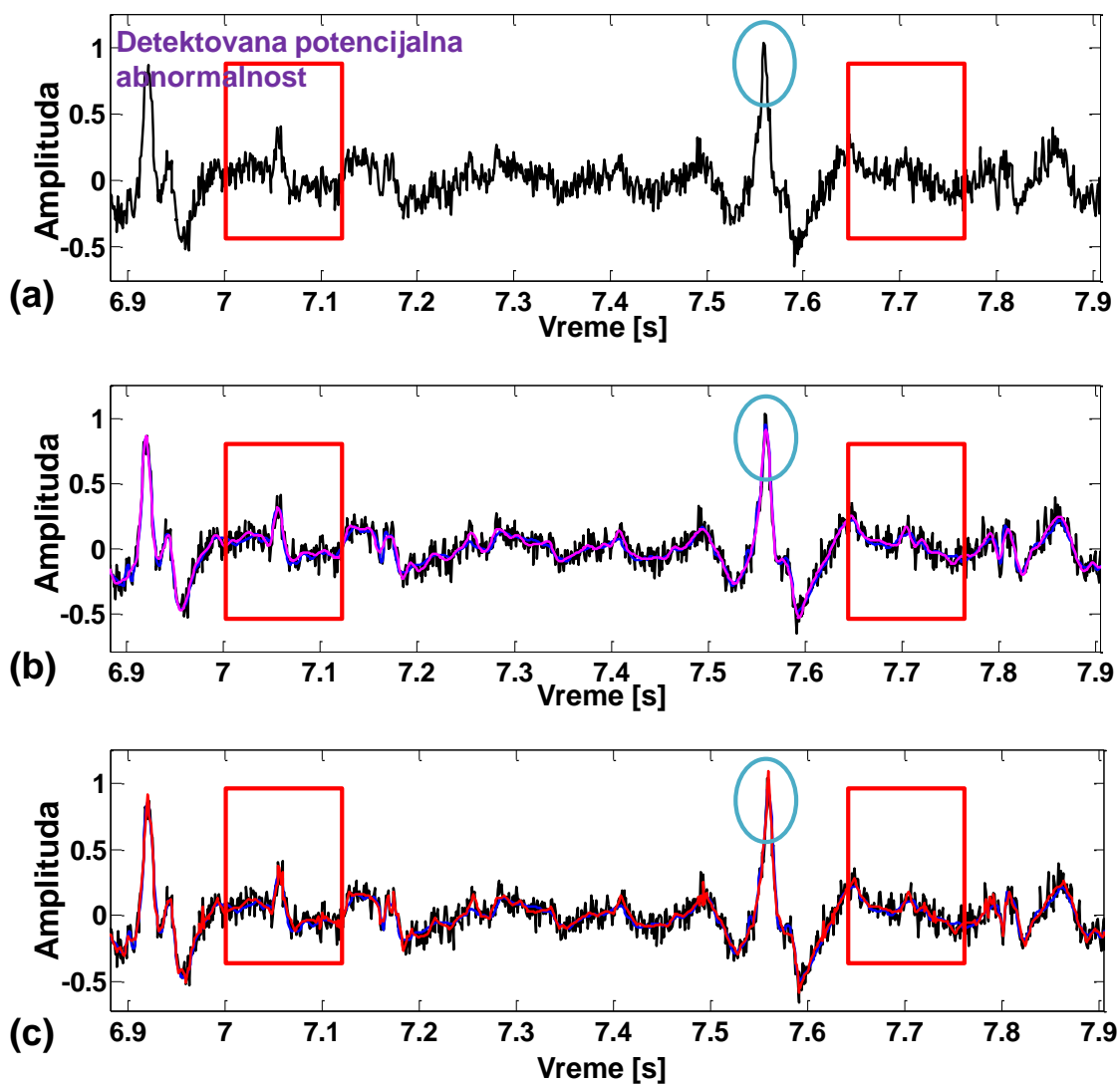
Procesiranje signala za potrebe vizuelne inspekcije anomalije u kliničkoj praksi se može smatrati odvojenim zadatkom u odnosu na upotrebljena preprocesiranja u sistemu za detekciju S1/S2 zvukova i klik-sindroma. Predložen model osim dodatnih indikacija i anotacija omogućava i verifikaciju potencijalnog nalaza. Preliminarna saznanja o kardiosignalu mogu biti važna za njegovu kvalitetnu analizu. Redukcija šuma može se obaviti na kontrolisan način u zavisnosti od detektovanih osnovnih srčanih zvukova i informacije o postojanju indikacija o klik-sindromu. Izbor optimalnog talasića, odnosno filtra, ovde nije razmatran što važi i za tip talasića. Razmatrana je upotreba samopodešavanja u filtriranju u cilju adekvatnijeg procesiranja klika kao VF komponente u odnosu na standardne implementacije diskretne talasne transformacije.

Na slici 8.11 prikazan je slučaj manifestacije klika koji nije dominantnog amplitudskog nivoa. U odnosu na ciljni signal (plava linija, slika 8.11) prikazan je poboljšani rezultat filtriranja (slika 8.11(c)) kako bi klik bio uočljiviji, a njegova distorzija smanjena u odnosu na primenu talasića većeg reda kao što je sym8 (slika 8.11(b)). Ovo je primer manifestacije klika koji nije dominantan i jednostavno uočljiv, pa je potrebno adekvatno filtriranje manjim redom filtra za njegovu vizuelnu verifikaciju.

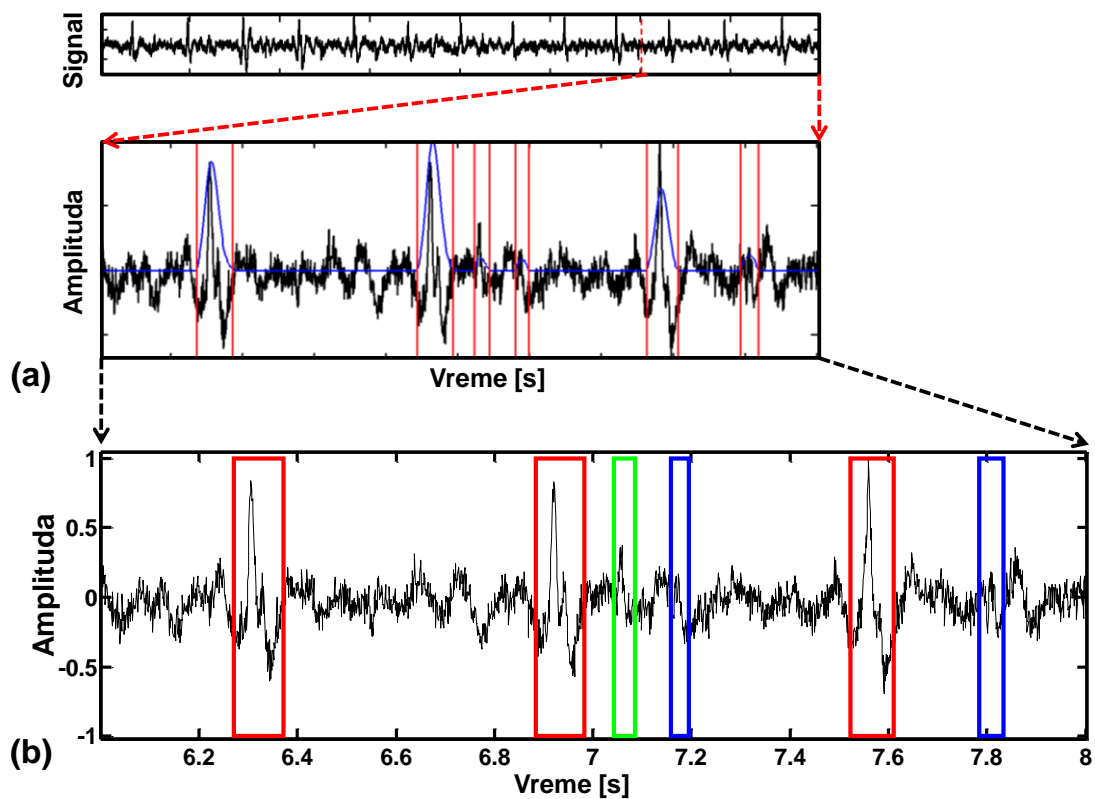
Pri upotrebi standardne implementacije DWT za redukciju šuma utiče se i na klik koji se manifestuje u sistoli. Distorzija se javlja kod pika klika u PCG-u, kao što je to slučaj kod R pika u ECG signalu (slika 8.12). Isto se može primetiti i pri filtriranju osnovnih srčanih zvukova, odnosno njihovih dominantnih pikova. U prisustvu šuma u signalu sa slike 8.12, detektovana je potencijalna abnormalnost ($1.48 < \theta_T$), kao i osnovni srčani zvukovi. Dobijeni rezultat je pri aproksimaciji klika bolji u odnosu na rezultat primene sym8. Na slici 8.12 obeleženi su potencijalni nalazi u ovom slučaju (pomoću crvenih pravougaonika).

Kod primera koji su do sada razmatrani sistola je pravilno određena, odnosno osnovni srčani zvukovi u otkucaju su pravilno detektovani i identifikovani. Jedan deo postupka detekcije S1/S2 je prikazan na slici 8.13 (za signal sa slike 8.12). Kao što se može uočiti na slici 8.13, predloženim postupkom za detekciju dominantnih NF komponenti moguće je ponekad detektovati i dominantne klik-manifestacije. Ipak, lokalizacija klikova ovde nije razmatrana, iako se može pretpostaviti da njihova lokalizacija može dalje unaprediti predloženi model. Pristup za filtriranje je adekvatno

primenjen na slici 8.14(a) s obzirom da su u razmatranom intervalu detektovani svi osnovni zvukovi. U slučaju koji je prikazan na slici 8.13(b), u jednom otkucaju je uspešno detektovan srčani zvuk S1 za razliku od S2. Tada se red predikcije bira na nivou cele periode, što je rezultovalo signalom prikazanim na slici 8.14(b). U ovakvom slučaju manifestacija klik-sindroma nije dominantna, ali zahvaljujući zavisnosti pristupa od lokalnih karakteristika signala može se reći da je dobijen zadovoljavajući rezultat.



Slika 8.12. (a) Dominantna manifestacija klik-sindroma. Filtriranje upotrebom (b) sym8 i (c) adaptivnog pristupa ($\sigma_n = 0.075$).

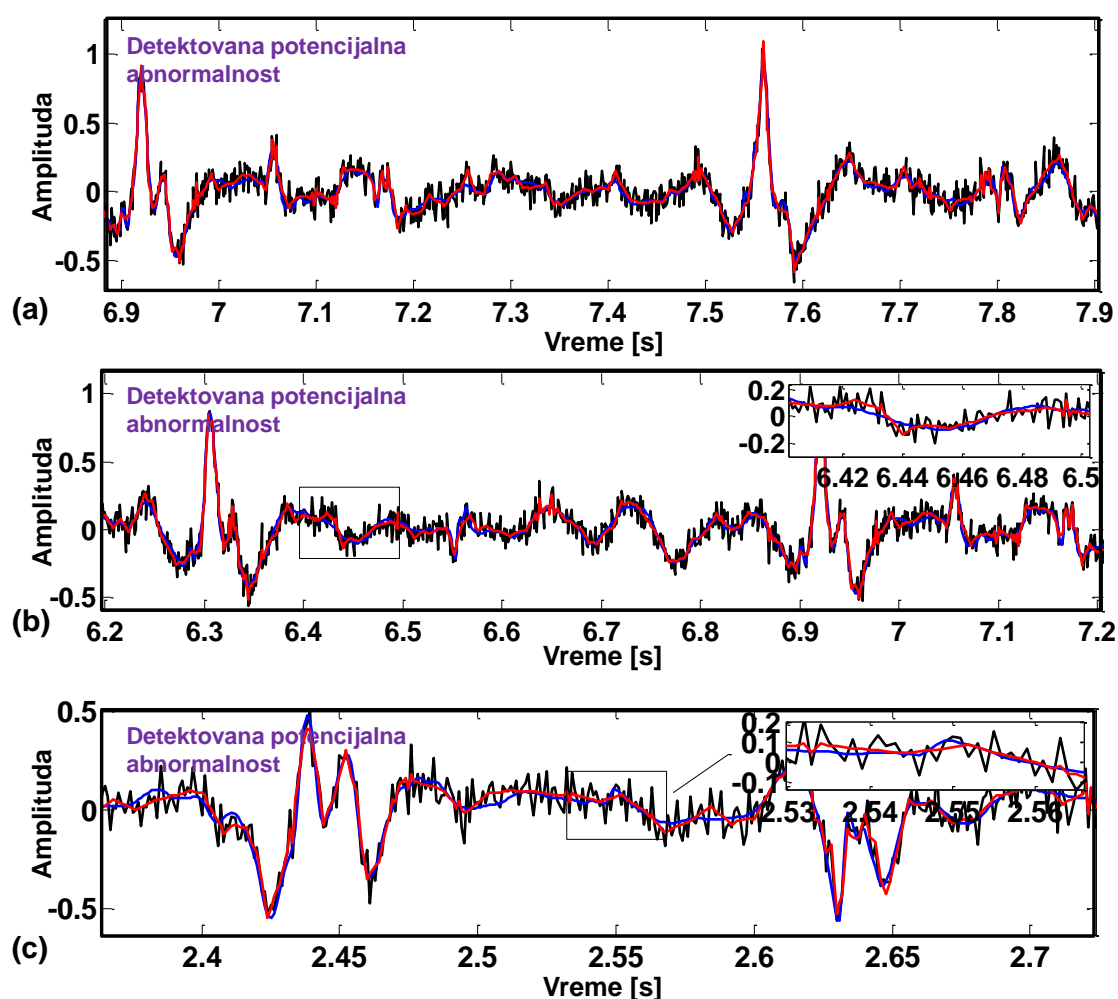


Slika 8.13. (a) Gruba detekcija dominantnih intervala i (b) rezultat njihove identifikacije.

Ako je došlo do zamene srčanih zvukova S1 i S2, red predikcije se bira na nivou dijastole, a ne sistole, pa se za klik neće odabrati manji red predikcije. S obzirom da je pri postprocesiranju u detekciji osnovnih srčanih zvukova obezbeđeno da dužina sistole nije veća od dijastole, ovakvi slučajevi su retki. Jedan takav primer je prikazan na slici 8.14(c). Čak i u ovakvom "najgorem" slučaju, klik se vizuelno nazire zbog simetričnosti upotrebljenih *Neville*-ovih filtara. Ako indikacija klik-sindroma postoji za zapis koji odgovara zdravom pacijentu, izbor reda predikcije se obavlja za period sistole i manji red predikcije može biti odabran za delove koji ne odgovaraju kliku, što nema velikog uticaja na rezultat sa kliničkog aspekta.

Kada se analizira zapis koji odgovara pacijentu sa PMV, a da ne postoji indikacija o klik sindromu, primenjuje se veći red predikcije za otklanjanje šuma u periodu sistole što može imati za posledicu distorziju klika. Međutim, predloženi algoritam za detekciju klika u prisustvu šuma nije pokazao nijedan primer koji odgovara takvom slučaju.

Može se zaključiti da se analizi kardiosignala u vremenskom domenu može pristupiti na osnovu znanja o signalu, umesto "slepe" upotrebe DWT. Na osnovu ovakvog pristupa moguće je uvesti kontrolabilnost pri analizi, što dalje može doprineti adekvatnijoj dijagnostici. Ovde je analiziran slučaj PMV dijagnoze u odnosu na zdrave zapise u pedijatrijskoj fonokardiografiji. Pretpostavlja se da je moguće realizovati sličan i/ili unapređen model upotrebom navedenih ili sličnih alata obrade signala i u slučaju da je u pitanju drugačija dijagnoza. Analizirani slučaj (PMV) je bio interesantan zbog svoje specifičnosti i činjenice da se klik-sindrom u fonokardiografiji može prevideti, a ujedno može prouzrokovati i značajne komplikacije kod pacijenta.



Slika 8.14. Filtriranje zapisa pacijenta sa PMV. (a) Oba srčana zvuka su detektovana u otkucaju; (b) S2 nije detektovan za razliku od S1 i (c) period sistole je zamenjen sa dijastolom ($\sigma_n = 0.075$).

9. Zaključak

U ovom poglavlju je dat pregled postignutih rezultata i izvedenih zaključaka. Navedeni su doprinosi disertacije. Date su smernice za buduća istraživanja u cilju daljeg unapređivanja kvaliteta analize kardiosignala.

Smatra se da upotreba diskretne talasne transformacije daje dobre rezultate pri redukciji šuma [KUM12]. Ipak, pri njenoj upotrebi kod kardiosignala malo se vodi računa o sadržaju signala važnom za dijagnostiku. Odabir načina preprocesiranja se svodi na upotrebu predefinisano talasića i praga radi dobijanja što manje srednje kvadratne greške ili što većeg odnosa signal-šum [ERC04, GAV08b, GAV11a]. U takvim slučajevima poznata je distorzija kardiosignala [CHO05]. Diskretnu talasnu transformaciju je moguće interpretirati u vremenskom domenu pomoću druge generacije talasića i lifting šeme [SWE95, DAU98], što daje mogućnost da se za potrebe kardiosignala implementira pažljivije i na kontrolisan način [GAV12b, GAV13b].

Da bi se procesiranje drugom generacijom talasića adekvatno sprovelo i kontrolisalo, kao u slučaju redukcije šuma, potrebno je poznavati značaj detalja signala. Naime, kako su u pitanju kardiosignali, osnovni značaj detalja je potrebno sagledati kroz značenje koje oni imaju za postavljenje inicijalne dijagnoze u primarnoj kliničkoj nezi. Ovo podrazumeva da je neophodno poznavanje osnovnih VF karakteristika koje se analiziraju, a na koje se može uticati odabranom tehnikom baziranom na DWT.

U nastavku teksta biće navedeni osnovni doprinosi teze i mogućnosti za dalja istraživanja.

Doprinos 1 - Pregled i analiza standardnih tehnika za uklanjanje šuma kod primarnih kardiosignala. Pregled najčešćih parametara korišćenih pri standardnom uklanjanju šuma upotrebom talasne transformacije.

U raspoloživoj literaturi i eksperimentima sprovedenim u okviru istraživanja [GAV08b, GAV09b, GAV11a], nijedna funkcija iz familija talasića, koje se obično koriste u procesiranju signala, nije dala konzistentno bolji rezultat od drugih izbora, kao što je to konstatovano u [MES01]. Pregled osnovnih izbora talasića za redukciju primarnih kardiosignala dat je u poglavlju 4.3.1. U skladu sa konstatacijom iz [MES01], može se napraviti generalna preporuka. Preporučuje se upotreba talasića većeg reda u cilju redukcije šuma (kao što je sym8 [CHO05]) i smanjenje reda u cilju očuvanja VF komponenti kardiosignala [MES01, KAN07]. DWT se smatra tehnikom koja se ističe po svojim rezultatima u poređenju sa velikim brojem tehnika koje se upotrebljavaju za eliminaciju šuma kod primarnih kardiosignala [KUM12], među kojima su različiti FIR filtri, kao što su filtri usrednjavanja [GAV08c, ERC04, AWA11, HAR05]. Druga generacija talasića i lifting šema je istaknuta u [ERC04], jer ima niz prednosti koje mogu biti značajne za analizu kardiosignala. U disertaciji je razmatrana mogućnost implementacije samopodešavajućeg procesiranja upotrebom lifting strukture [GAV13b, CLA98, JAN05] i interpolacione predikcije [KOV00, OON03, JAN13].

Doprinos 2 - Pregled i analiza važnih svojstava raspoloživih tehnika filtriranja zasnovanih na drugoj generaciji talasića i lifting šemi. Pregled raspoloživih struktura i samopodešavajućih pristupa kod lifting šeme.

Analiza osnovnih svojstava lifting šeme, među kojima su načini za odabir lifting koraka, data je u poglavlju 5.2.1. Prednosti druge generacije talasića i liftinga sumirane su u poglavlju 5.3. Iščezavajući momenti i odabir okoline odbiraka, koji učestvuju u koraku predikcije, pokazali su se kao važne karakteristike lifting strukture u [CLA98]. Imajući u vidu da je adaptacija reda upotrebljenog filtra (talasića) značajna pri redukciji šuma kod kardiosignala, pregled raspoloživih struktura i samopodešavajućih pristupa je dat u poglavlju 6.1. Postojeća literatura za adaptaciju lifting šeme [CLA98, JAN05] sugerise da je moguće definisati mapu odlučivanja u odnosu na koju se mogu birati

parametri za filtriranje, kao što je moment talasića ili vrednost praga. Odlučivanje je potrebno obaviti u skladu sa lokalnim, ali i globalnim karakteristikama kardiosignala. Oba aspekta su razmatrana na primeru fonokardiograma [GAV13b]. Izabrana je U-P (*update-prediction*) struktura i neredundantan pristup za realizaciju modela, jer omogućavaju izbor lifting koraka predikcije nezavisan od koraka ažuriranja [CLA98] i jasno sagledavanje koeficijenata detalja u mestu [JAN05]. Buduća istraživanja biće orijentisana ka upotrebi različitih lifting koraka i struktura (broj lifting koraka, redundantnost, itd.) u cilju pronalaženja optimalnog okruženja i izbora talasića. Predloženi model je orijentisan ka analizi VF komponentata u odnosu na koje se formira adaptivnost lifting strukture [GAV13a, GAV13b].

Doprinos 3 - Pregled tehnika za potrebe analize i segmentacije relevantnih intervala kod primarnih kardiosignala upotrebom združenih vremensko-frekvencijskih reprezentacija.

Kako bi primarni kardiosignal, kao što je fonokardiogram, bio adekvatno analiziran potrebno je koristiti transformacije koje omogućavaju jasan uvid u sadržaj signala. Pregled tehnika za potrebe analize dat je u poglavlju 4. U tom poglavlju istaknut je značaj spektralnih i spektrogramskih pristupa. Uobičajeni pristupi pri analizi kardiosignala, kao što je fonokardiogram, jesu upotreba: anvelope [GAV09a, GAV10d, HUI97], spektrograma [GAV10a, GAV10b, GAV10c, GAV12a, KUD07] i spektara [GAV13a, MAL09, RUD07, REL00]. U poglavlju 3.2 dat je pregled raspoložive literature za segmentaciju fonokardiograma, pre svega za detekciju osnovnih srčanih zvukova koji sadrže dominantne VF komponente. U predloženoj metodologiji, izvršena je detekcija NF komponenti (osnovnih srčanih zvukova S1/S2) i detekcija VF komponenti koje nisu regularne prirode, a kod kojih postoji ponovljivost (manifestacija klik-sindroma). U detekciji NF komponenti korišćena je združena vremensko-frekvencijska reprezentacija bazirana na kontinualnoj talasnoj transformaciji [GAV12a], dok je za realizaciju anvelope upotrebljena normalizovana usrednjena Šenonova energija [HUI97]. Za utvrđivanje egzistencije karakterističnih singulariteta, koji mogu ukazivati na potencijalnu anomaliju, može se koristiti multifraktalni spektar [GAV13a].

Doprinos 4 - Definisavanje i predlog novog algoritma za potrebe segmentacije vibroakustičnih signala, sa osvrtom na elektrokardiograme.

U cilju segmentacije fonokardiograma, predložen je pristup detekcije osnovnih srčanih zvukova S1/S2 baziran na združeno vremensko-frekvencijskoj reprezentaciji (AWVD) i NASE anvelopi. Predloženi pristup, zasnovan na analizi koja je prethodila, opisan je u poglavlju 7.2. Spektrogramski pristup je iskorišćen za potrebe grube detekcije, odnosno prikupljanja NF intervala koji mogu biti od značaja. U slučaju PCG-a, ti intervali predstavljaju kandidate za S1/S2 zvukove. Da je ovaj pristup robustan, pokazuje i dodatan eksperiment sproveden na ECG-u (poglavljje 8.2). S obzirom da je orijentisan ka niskim frekvencijama zadovoljavajuće rezultate je pokazao i u prisustvu šuma [GAV12a]. Fina detekcija upotrebom anvelope i identifikacija osnovnih srčanih zvukova prilagođeni su analizi fonokardiograma. Predloženi pristup za detekciju S1/S2 zvukova pokazao je tačnost (*recall*) i preciznost veću od 90%, iako su analizirani zapisi i zdravih i pacijenata sa potvrđenom dijagnozom.

Doprinos 5 - Definisanje i predlog novog algoritma za detekciju klik-nalaza kod fonokardiograma.

Prilikom eksperimentalnog istraživanja uočeno je da pojedini singulariteti koji nemaju dominantan amplitudski nivo mogu biti značajni sa kliničkog aspekta. Njihov značaj se ogleda i u tome što detekcija njihove egzistencije može biti ugrožena primenom odabrane tehnike filtriranja [GAV13b, CHO05]. Iz tog razloga, posedovanje informacije o egzistenciji takvih singulariteta može biti veoma korisno. Za potrebe testiranja odabran je klik-sindrom u fonokardiografiji kao nalaz karakterističan za pacijente sa prolapsom mitralne valvule (PMV). Za detekciju ovakvih VF komponenata korišćen je multifraktani spektar [GAV13a]. Predlog novog algoritma za detekciju klik-sindroma opisan je poglavlju 7.3. Eksperimentalni rezultati priloženi su u poglavlju 8.3, gde je algoritam pokazao tačnost veću od 95%. Dodatna testiranja su pokazala da je, i pored postojanja određenog nivoa Gausovog šuma (do standardne devijacije ~ 0.01), moguće precizno obaviti detekciju. Za potrebe preprocesiranja korišćena je DWT sa talasićem reda koji "manje ugrožava" klik-nalaz [GAV13b]. Prilikom dodatnih testiranja, pokazano je da u prisustvu Gausovog šuma nijedan signal pacijenta sa PMV nije pogrešno detektovan kao normalan PCG zapis zdravog pacijenta u analiziranom skupu podataka.

Doprinos 6 - Definisiranje i predlog novog modela za samopodešavajuće filtriranje primarnih kardiosignala, upotrebom druge generacije talasića i segmentacione tehnike.

Model za analizu primarnih kardiosignala opisan je u poglavlju 7.1. U disertaciji je predloženi model orijentisan ka upotrebi u fonokardiografiji. Na osnovu ocene standardne devijacije šuma procenjuje se potreba za filtriranjem PCG signala. Ako postoji takva potreba, primenjuje se samopodešavajuće filtriranje zasnovano na predloženim pristupima za detekciju S1/S2 zvukova i klik-sindroma [GAV12a, GAV12b, GAV13a, GAV13b, OON03], poglavlje 7.4. Zadatak filtriranja je orijentisan ka verifikaciji potencijalnog klik-nalaza. Eksperimentalni rezultati predloženog modela prikazani su u poglavlju 8.4.

Doprinos 7 - Komparativna analiza predloženog modela sa postojećim tehnikama filtriranja i primer studije sa utvrđenom dijagnozom.

Predloženi model za analizu fonokardiograma koji služi za verifikaciju potencijalne abnormalnosti u vidu klik-sindroma, poreden je sa nekoliko tehnika filtriranja koje su uobičajene kod primarnih kardiosignala. To se, pre svega, odnosi na fiksni izbor talasića (kao što su sym4 i sym8), ali i drugih FIR filtara (poglavlje 8.1). Dodatna testiranja se mogu naći u [GAV08b, GAV08c]. Adaptivan pristup je zasnovan na polinomijalnoj aproksimaciji, pa su za poređenje poslužili i filtri ovog tipa [GAV08c, ERC04, AWA11]. Na primeru prolapsa mitralne valvule pokazana je uspešnost predloženog modela čak i kod suptilnih karakteristika (poglavlje 8.4).

Doprinos 8 - Primena metodologije za potrebe samostalne analize primarnih kardiosignala, pre svega fonokardiograma, izvan kliničkih uslova.

S obzirom da se upotreba stetoskopa često obavlja bez dodatne sinhronizacije sa ECG-om, predloženi model je prilagođen samostalnoj analizi PCG-a, bez upotrebe ECG signala kao reference [MAL03]. Metodologija se može razmatrati i za samostalnu analizu ECG signala u skladu sa detektovanim singularitetima. Ovde je to učinjeno kod fonokardiograma [GAV12a, GAV12b, GAV13a, GAV13b]. Razlog za to je što kod PCG signala nije jednostavno naći istaknute singularitete kao što je R pik kod ECG-a. Takođe, ono što se želi istaći je da je upotrebljena oprema za akviziciju mobilna. Može se pretpostaviti da, ako je procedura akvizicije ispunjena, kvalitetna analiza

kardiosignala može biti sprovedena i u kućnom okruženju. Buduća istraživanja mogu biti usmerena ka ispitivanju dodatnih uticaja na kvalitet signala u takvom okruženju.

Ova disertacija predstavlja korak ka automatskoj i unapređenoj analizi u primarnoj nezi upotrebom fonokardiografije. Istraživanja sprovedena u ovoj disertaciji pokazuju da razvijeni model daje obećavajuće rezultate, ali i da ima klinički potencijal za otkrivanje ranih znakova abnormalnosti, što je pogodno pri proceni rizika njihovog nastanka. Predloženim modelom korisniku se omogućava poboljšana vizuelna reprezentacija u skladu sa sadržajem fonokardiograma, skreće pažnja na mogućnost postojanja abnormalnosti, ali i daju na raspolaganje potencijalna inicijalna referentna obeležja. Iako je moguće analizirati potencijalne patološke funkcionalnosti posmatranjem PCG-a i auskultacijom, veruje se da je automatsko ukazivanje na moguće abnormalnosti od velike važnosti. Direktne indikacije potencijalnih abnormalnosti i anotacije kardiosignala imaju veliki značaj s obzirom na okolnosti koje mogu nastati u kliničkoj praksi (nedostatak pažnje usled umora; neadekvatna istreniranost za vizuelnu inspekciju i/ili auskultaciju fonokardiograma; nepredviđene ambijentalne okolnosti u vidu dodatnih naglih zvukova i slično).

U ovom trenutku, istraživanje o automatizaciji pragova i optimizaciji modela nije završeno. Ipak, postoje jasne indikacije o pravcu budućeg istraživanja, posebno u pogledu robusnosti s obzirom na šum. Broj analiziranih signala nije zanemarljiv, a dobijeni rezultati se mogu pripisati predloženim pristupima, jer svi signali odgovaraju različitim pacijentima. Signali koji odgovaraju različitim pacijentima predstavljaju realne reprezentacije različitih "mašina", odnosno "pumpi" (kardioloških sistema), sa inženjerske tačke gledišta. Dakle, karakteristike, pragovi, i sami predloženi pristupi se mogu smatrati dovoljno robusnim. Proširenje skupa signala i njihove karakterizacije mogu dodatno poboljšati predloženi model. Neophodno je imati skupove velikog broja fonokardiograma sa adekvatnim propratnim podacima u vidu obeleženog sadržaja (obeleženih srčanih događaja) i potvrđenim dijagnozama. Tom prilikom može se pretpostaviti da će se pogrešna interpretacija medicinskih signala i medicinske slike [GAV13b, GAV13c, REL13] smanjiti primenom efikasnih alata obrade signala, kao što su talasići druge generacije. Dalja istraživanja potrebno je orijentisati ka korišćenju dodatnih PCG signala (signala koji ne pripadaju ni zdravim ni pacijentima sa PMV).

Budući rad u vezi sa razvijenim pristupima treba biti usmeren ka njihovom daljem razvijanju i širenju istraživanja na veću populaciju. Osim toga, potrebno je kvantitativno porediti zavisnost upotrebe modela od korisnika, ali i raditi na povećanju tačnosti, preciznosti i jednostavnosti upotrebe ovakvih pristupa.

Ovde je pokazano da analiza u slučaju PCG signala može biti automatizovana, a sam klik adekvatno procesiran. Predloženi pristup se pokazao efikasnim u cilju izdvajanja signala sa anomalijom i ukazuje na potencijal da se može smanjiti upotreba složenih oprema za skrining, još pri inicijalnoj analizi u okviru pružanja osnovne zdravstvene nege, a da se pri tome vodi računa o sadržaju signala kod pacijenata koji poseduju srčanu anomaliju klik-sindroma.

Filtriranje pomoću druge generacije talasića u vremenskom domenu pokazalo se kao adekvatno. U takvom okruženju je moguće obaviti kontrolu primene DWT, kao i samopodešavanje analize PCG signala i verifikaciju klik-sindroma. Obavljena su i dodatna testiranja pojedinih delova modela, koji pokazuju da se ovi i slični pristupi mogu razmotriti i za drugačije primene, kao što je ECG analiza. I ECG i PCG signal se smatraju važnim metodama za analizu u primarnoj zdravstvenoj nezi. Ovde se ne tvrdi da je jedna metoda u pružanju klinički relevantnih informacija za dijagnostiku bolja od druge i obrnuto. Naprotiv, različite metode omogućavaju drugačiji uvid u stanje kardiološkog sistema. Može se pretpostaviti da i drugačiji načini akvizicije (npr. mehanički kardiosignali) mogu poslužiti kao predmet budućih analiza. Ovo potvrđuje činjenica da će lekar verovatno pre koristiti fonokardiografiju kao metodu nego ECG zapis pri detekciji određenih anomalija, kao što je klik sindrom [GAV13a].

Predloženi model, iako testiran, prilagođen i primenljiv za PCG signal i posebnu vrstu dijagnostike, može se smatrati univerzalnim predlogom za analizu kardiosignala. Može se razumeti kao osnova za realizaciju modela koji omogućava adekvatnu analizu i verifikaciju različitih nalaza, ukoliko se proširi dodatnim znanjem koje može biti od značaja za dijagnostiku. Na ovakav način se može doprineti ukazivanju na nepravilnosti signala korisnicima elektronskih stetoscopa koji nemaju veliko iskustvo ili ne poseduju adekvatne veštine u auskultaciji.

Literatura

- [ALF08] M. Alfaouri, K. Daqrouq, "ECG signal denoising by wavelet transform thresholding," *American Journal of Applied Sciences*, Vol. 5, No. 3, pp. 276-281, 2008.
- [AMI05] G. Amit, N. Gavriely, J. Lessick, N. Intrator, "Automatic Extraction of Physiological Features from Vibro-Acoustic Heart Signals: Correlation with Echo-Doppler", *Computers in Cardiology* 2005;32:299-302
- [AMI06] G. Amit, N. Gavriely, N. Intrator, "Automatic Segmentation of Heart Signals", *Proceedings of the 18th EURASIP Conference BIOSIGNAL* 2006:6-8.
- [AUG12] F. Auger, P. Flandrin, P. Goncalves, O. Lemoine, *Time-Frequency Toolbox - For Use with Matlab*, CNRS (France) and Rice University (USA), 1996. <http://tftb.nongnu.org/> (accessed in August 2012.)
- [AWA11] A. Awal, S.S. Mostafa, M. Ahmad , "Performance analysis of Savitzky-Golay amoothing filter using ECG signal," *International Journal of Computer and Information Technology (IJCIT)*, Vol. 01, No. 02, pp. 24-29, January 2011.
- [BAL99] E.A. Balas, I. Lakovidis, "Distance technologies for patient monitoring", *British Medical Journal* 319(7220): 1309-1311, 13 November 1999, PMC1129085.
- [BAR95] D. Barschdor, U. Femmer, E. Trowitzsch, "Automatic phonocardiogram signal analysis in infants based on wavelet transforms and artificial neural networks", *IEEE Computers in Cardiology*, Vienna, Austria, (1995) 753-756.

- [BAR08] O. Barriere and J. Levy-Vehel, “Local holder regularity-based modeling of RR intervals”, in *Proceedings of the IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS’08)*, Jyvaskyla, Finland, June 2008.
- [BIR97] L. Birge, P. Massart, “From model selection to adaptive estimation,” In *Festschrift for Lucien Le Cam: Research Papers in Probability and Statistics* (D. Pollard, E. Torgersen and G.L. Yang, eds.), pp. 55-87, Springer-Verlag, New York. 1997.
- [CAM13] J. D. Cameron, R. Asmar, H. Struijker-Boudier, K. Shirai, Y. Sirenko, Y. Kotovskaya, J. Topouchian, “Current and future initiatives for vascular health management in clinical practice,” *Vasc Health Risk Manag.* 2013; 9: 255–264.
- [CHA00] S. G. Chang, B. Yu, M. Vetterli, “Spatially adaptive wavelet thresholding with context modeling for image denoising,” *IEEE Trans. Img. Proc.*, Vol. 9, No. 9, pp. 1522–1531, September 2000.
- [CHI08] M. A. Chizner, “Cardiac auscultation: Rediscovering the lost art,” *Current Problems in Cardiology*, Vol. 33, No. 7, pp. 326–408, July 2008.
- [CHO05] S.A. Chouakri, F. Bereksi-Reguig, S. Ahmaidi, O. Fokapu, “Wavelet Denoising of the Electrocardiogram Signal Based on the Corrupted Noise Estimation”, *Computers in Cardiology* 2005; 32: 1021-1024.
- [CLA98] R. Claypoole, R. Baraniuk, R. Nowak, “Adaptive wavelet transforms via lifting”, *Proc. of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*, Vol. 3, pp. 1513-1516, Seattle, WA , USA, 12-15 May 1998.
- [CRI66] J. M. Criley, K. B. Lewis, J. O. Humphries, and R. S. Ross, “Prolapse of the mitral valve: clinical and cine-angiocardiographic findings,” *British Heart Journal*, Vol. 28, No. 4, pp. 488–496, 1966.
- [DAU98] I. Daubechies, W. Sweldens, “Factoring Wavelet Transforms into Lifting Steps”, *J. Fourier Anal. Appl.*, Vol. 4, Nr. 3, pp. 247-269, 1998.
- [DEG01] C.G. DeGroff, S. Bhatikar, J. Hertzberg, R. Shandas, L. Valdes-Cruz, R.L. Mahajan, “Artificial neural network-based method of screening heart murmurs in children”, American Heart Association, Inc. *Circulation* June 2001;103:2711–2716.
- [DEV86] R. B. Devereux, R. Kramer-Fox, and W. T. Brown, “Relation between clinical features of the mitral prolapse syndrome and echocardiographically documented mitral valve prolapse,” *Journal of the American College of Cardiology*, Vol. 8, No. 4, pp. 763–772, 1986.
- [DEZ02] de Zeeuw P.M., "A Toolbox for the Lifting Scheme on Quincunx Grids (LISQ)", CWI Report PNA-R0224, *Centrum voor Wiskunde en Informatica*, Amsterdam, 2002. (accessed in December 2011.)
- [DIL71] J. C. Dillon, C. L. Haine, S. Chang, and H. Feigenbaum, “Use of echocardiography in patients with prolapsed mitral valve,” *Circulation*,

Vol. 43, No. 4, pp. 503–507, 1971.

- [DIO07] A. M. Diosdado, H. R. Cruz, D. B. Hernandez, and G. G. Coyt, “Analysis of correlations in heart dynamics in wake and sleep phases,” in *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cit'e Internationale*, pp. 23–26, Lyon, France, August 2007.
- [DON89] E. Mc Donnell, J.H. Dripps, P. Grant, “Processing and analysis of fetal phonocardiograms”, in: *Proc. 11th Annual International Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 11 (1989) 61–62.
- [DON95] D.L. Donoho, “De-noising by soft-thresholding”, *IEEE Transactions on Information Theory* 41(May(3)) (1995) 613-621.
- [ERC04] E. Ercelebi, “Electrocardiogram signals de-noising using lifting-based discrete wavelet transform”, *Computers in Biology and Medicine* 34, pp. 479-493, 2004.
- [ECH12] A. Echelard and J. L. V'ehel, “Self-regulating processes-based modeling for arrhythmia characterization,” in *Proceedings of the 2nd IASTED International Symposia on Imaging and Signal Processing in Health Care and Technology (ISPHT '12)*, Baltimore, Md, USA, May 2012.
- [FED88] J. Feder, *Fractals*, Plenum Press, New York, NY, USA, 1988.
- [FON11] B. Fong, A.C.M. Fong, C.K. Li, *Telemedicine technologies : information technologies in medicine and telehealth*, John Wiley & Sons, Ltd 2011.
- [FRA12] FRACLAB: A fractal analysis toolbox for signal and image processing, <http://fraclab.saclay.inria.fr/>, 2012. (accessed in October 2012.)
- [FRE99] L. A. Freed, D. Levy, R. A. Levine et al., “Prevalence and clinical outcome of mitral-valve prolapse,” *The New England Journal of Medicine*, Vol. 341, No. 1, pp. 1–7, 1999.
- [GAV08a] A. Gavrovska, D. Jevtić, “PVC scalogram detection using neural network”, in *Proc. 9th Conference NEUREL 2008*, pp.161-164, Serbia, Belgrade, September 25-27, 2008.
- [GAV08b] A. Gavrovska, D. Jevtić, “Predobrada kardiosignala pomoću talasnih transformacija”, *Zbornik radova 52. Konferencije za ETRAN*, EK2.5-1-4, Srbija, Palić, 8-12. juna, 2008.
- [GAV08c] A. Gavrovska, D. Jevtić, “Prednosti upotrebe diskretnog i neosetljivog Kalmanovog filtra kod kardiosignala”, *16. Telekomunikacioni forum TELFOR*, str. 376-379, Srbija, Beograd, novembar 25-27, 2008.
- [GAV09a] A. Gavrovska, D. Jevtić, “Detekcija oblika murmura u fonokardiogramu u vremenskom domenu”, *Zbornik radova 53. Konferencije za ETRAN*, EK2.2-1-4, Srbija, Vrnjačka Banja, 15-18. juna, 2009.
- [GAV09b] A. Gavrovska, D. Jevtić, B. Reljin, “Selection of Wavelet Decomposition Levels in ECG Filtering”, in *Proc. of 9th International Conference on Telecommunications in Modern Satellite, Cable and Broadcasting Services - TELSISKS, Volume 2, SP II.3*, pp. 221-224, Serbia, Nis, October 7-9, 2009.

- [GAV10a] A.M. Gavrovska, M.P. Paskaš, I.S. Reljin, "Determination of morphologically characteristic PCG segments from spectrogram image", *TELFOR Journal*, Vol.2, No.2, pp. 74-77, 2010.
- [GAV10b] A. Gavrovska, M. Paskaš, I. Reljin, „Direktna primena slike skalograma u određivanju morfološki karakterističnih PCG segmenata”, *Naučno-stručni Simpozijum INFOTEH*, Jahorina, E1-14, 17 - 19. mart, 2010.
- [GAV10c] A.M. Gavrovska, M.P. Paskaš, D.M. Dujković, I.S. Reljin, "Region-based Phonocardiogram Event Segmentation in Spectrogram Image", in *Proc. 10th Conference NEUREL 2010*, pp.69-72, Serbia, Belgrade, September 23-25, 2010.
- [GAV10d] A.M. Gavrovska, M.P. Paskaš, D.M. Dujković, I.S. Reljin, "Whole Fundamental Heart Sound ANN-based Detection using Simple Features", *18. Telekomunikacioni forum TELFOR*, SP 5.1, str. 571-574, Srbija, Beograd, novembar 23-25, 2010.
- [GAV11a] A. Gavrovska, M. Paskaš, I. Reljin, D. Jevtić, D. Dujković, B. Reljin, "Review of Selected Techniques for Cardiosignal Analysis", *MD medical review*, Supplement, Selected papers Maj 2009 - Mart 2011, Vol.2, No. 4, pp. 341-347, April 2011.
- [GAV12a] A.M. Gavrovska, M.S. Slavković, M.P. Paskaš, D.M. Dujković, I.S. Reljin, "Joint time-frequency analysis of phonocardiograms", in *Proc. 11th Conference NEUREL*, Belgrade, Serbia, September 20-22, 2012, pp. 177-180.
- [GAV12b] A. M. Gavrovska, M. P. Paskaš, and I. S. Reljin, "Wavelet Denoising within the Lifting Scheme Framework," *Telfor Journal*, Vol. 4, No. 2, pp. 101-106, 2012.
- [GAV13a] A. Gavrovska, G. Zajić, I. Reljin, and B. Reljin, "Classification of Prolapsed Mitral Valve versus Healthy Heart from Phonocardiograms by Multifractal Analysis," *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, Vol. 2013, Article ID 376152, 10 pages, 2013.
- [GAV13b] A. Gavrovska, G. Zajić, I. Reljin, V. Bogdanović, B. Reljin, "Second Generation Wavelets: Advantages in Cardiosignal Processing", in *Proc. of 11th International Conference on Telecommunications in Modern Satellite, Cable and Broadcasting Services - TELSISKS*, Serbia, Nis, October 16-19, 2013.
- [GAV13c] A. Gavrovska, M. Paskaš, V. Kovačević, I. Reljin, "Renal DMSA Scan Morphology Analysis using Undecimated Wavelet Transform and Isocontours," *International Journal of Reasoning-based Intelligent Systems (IJRIS scientific journal)* Vol. 5, No. 1, 2013.
- [GHA11] A. Gharehbaghi, T. Dutoit, A. Sepehri, P. Hult, P. Ask, "An Automatic Tool for Pediatric Heart Sounds Segmentation", *Computing in Cardiology* 38 (2011) 37-40.
- [GIL05] D. Gill, N. Gavrieli, N. Intrator, Detection and Identification of Heart Sounds Using Homomorphic Envelopogram and Self-Organizing

- Probabilistic Model, *IEEE, Computers in Cardiology* 32 (2005) 957–960.
- [GOL00] A.L. Goldberger, L.A.N. Amaral, L. Glass, J.M. Hausdorff, P.Ch. Ivanov, R.G. Mark, J.E. Mietus, G.B. Moody, C-K. Peng, H.E. Stanley, PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23) (2000) e215-e220.
- [GON98] P. Goncalves, R.G. Baraniuk, “Pseudo Affine Wigner Distributions: Definition and Kernel Formulation”, *IEEE Transactions on Signal Processing* Vol. 46, No. 6, pp. 1505–1517, June 1998.
- [GON04] R.C.Gonzalez, R.E.Woods and S.L.Eddins, *Digital Image Processing Using MatLab*, Prentice Hall, 2004.
- [GON08] R.C. Gonzalez, and R:E. Woods, *Digital Image Processing*, 3d ed., Pearson Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, USA, 2008.
- [GRO92] M.W. Groch, J.R. Domnanovich, W.D. Erwin, “A New Heart-Sounds Gating Device for Medical Imaging”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.39, No.3., March (1992).
- [GUI09] R.C. Guido; P.S. Addison; J. Walker, “Introducing Wavelets and Time–Frequency Analysis, Wavelet-Related Technologies in Biomedical Signal Processing,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 2009, Vol. 28, No. 5, pp.13-13, 2009.
- [GUP07] C.N. Gupta, R. Palaniappan, S. Swaminathan, S.M. Krishnan, “Neural network classification of homomorphic segmented heart sounds”, *Applied Soft Computing* 7 (1) (2007) 286–297.
- [GUY85] A. Guyon, *Medicinska fiziologija*, Medicinska knjiga, Beograd-Zagreb 1985.
- [GUZ03] L. Guzman-Vargas, E. Calleja-Quevedo, and F. Angulo-Brown, “On fractal analysis of cardiac interbeat time series,” *AIP Conference Proceedings*, Vol. 682, pp. 226–231, 2003, The 7th Mexican Symposium on Medical Physics.
- [HAL00] L.T. Hall, J.L. Maple, J. Agzarian, D. Abbott, “Sensor system for heart sound biomonitor”, *Microelectronics Journal* 31, pp. 583-592, 2000.
- [HAR05] S. Hargittai, “Savitzky-Golay least-squares polynomial filters in ECG signal processing,” *Computers in Cardiology*, Vol. 32:pp. 763–766, 2005.
- [HAY05] E. Hayek, C. N. Gring, and B. P. Griffin, “Mitral valve prolapse,” *The Lancet*, Vol. 365, No. 9458, pp. 507–518, 2005.
- [HED07] F.L. Hedayioglu, S.S. Mattos, L. Moser, M.E. de Lima, “Development of a tele-stethoscope and its application in pediatric cardiology”, *Indian J Experimental Biology* 45 (1) (2007) 86-92.
- [HER11] R. Hernandez-Perez, L. Guzman-Vargas, I. Reyes-Ramirez, and F. Angulo-Brown, “Differences in the stability of the heart interbeat rate

- during wake and sleep periods,” *Fluctuation and Noise Letters*, Vol. 10, pp. 405–416, 2011.
- [HUI97] L. Huiying, L. Sakari, H. Iiro, “Heart Sound Segmentation Algorithm Based on Heart Sound Envelopogram”, *Computers in Cardiology* 24 (1997) 105-108.
- [HUI98a] L. Huiying, H. Iiro, “A heart sound feature extraction algorithm based on wavelet decomposition and reconstruction”, *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS*, 20 (3) (1998) 1539- 1542.
- [HUI98b] L. Huiying, L. Sakari, H. Iiro, “A Boundary Modification Method For Heart Sound Segmentation Algorithm”, *Computers in Cardiology* 25 (1998) 593-595.
- [HUM07] A. Humeau, F. Chapeau-Blondeau, D. Rousseau, M. Tartas, B. Fromy, and P. Abraham, “Multifractality in the peripheral cardiovascular system from pointwise Hölder exponents of laser Doppler flowmetry signals,” *Biophysical Journal*, Vol. 93, No. 12, pp. L59–L61, 2007.
- [HUM08] A. Humeau, F. Chapeau-Blondeau, D. Rousseau, P. Rousseau, W. Trzepizur, and P. Abraham, “Multifractality, sample entropy, and wavelet analyses for age-related changes in the peripheral cardiovascular system: preliminary results,” *Medical Physics*, Vol. 35, No. 2, pp. 717–723, 2008.
- [IVA98] P. C. Ivanov, A. L. Goldberger, S. Havlin, C. K. Peng, M. G. Rosenblum, and H. E. Stanley, “Wavelets in medicine and physiology,” in *Wavelets in Physics*, H. van der Berg, Ed., Cambridge University Press, Cambridge, UK, 1998.
- [IVA99] P. C. Ivanov, L. A. Nunes Amaral, A. L. Goldberger et al., “Multifractality in human heartbeat dynamics,” *Nature*, Vol. 399, No. 6735, pp. 461–465, 1999.
- [IVA01] P.C. Ivanov, L. A. Nunes Amaral, A. L. Goldberger et al., “From 1/f noise to multifractal cascades in heartbeat dynamics,” *Chaos*, Vol. 11, No. 3, pp. 641–652, 2001.
- [IWA80] A. Iwata, N. Ishii, N. Suzumura, “Algorithm for detecting the first and the second heart sounds by spectral tracking”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, January (1980) 18: 19-26.
- [JAN05] M. Jansen and P. Oonincx, *Second Generation Wavelets and Applications*, Springer -Verlag, 2005.
- [JAN13] M. Jansen, “Multiscale local polynomial smoothing in a lifted pyramid for non-equispaced data”, *IEEE Transactions on Signal Processing* Vol. 61 No. 3, pp. 545-555, February 1, 2013. (ThreshLab: <http://homepages.ulb.ac.be/~majansen/software/threshlab.html>, accessed in June 2013)
- [JAV06] F. Javed, P.A. Venkatachalam, A. Fadzil, “A Signal Processing Module for the Analysis of Heart Sounds and Heart Murmurs”, *Journal of*

Physics, International MEMS Conference, Series 34 (2006) 1098-1105.

- [JEV09] D. Jevtić, A. Gavrovska, “Predobrada kardiosignala pomoću double-density wavelet transformacije”, *Zbornik radova 53. Konferencije za ETRAN 2009*, EK1.6-1-4, Srbija, Vrnjačka Banja, 15-18. juna, 2009.
- [JOH97] I.M. Johnstone, B.W. Silverman, “Wavelet threshold estimators for data with stationary correlated noise,” *Journal of the Royal Statistical Society. series B*, Vol. 59, No. 2, pp. 319-351, 1997.
- [KAI04] E. Kail, S. Khor, B. Kail, K. Fugedi, F. Balazs, “Internet digital phonocardiography in clinical settings and in population screening”, *Computers in Cardiology* 31 (2004) 501-504.
- [KAN07] M. Kania, M. Fereniec, R. Maniewski, “Wavelet denoising for multi-lead high resolution ECG Signals,” *Measurement Science Review*, Vol. 7, Section 2, No. 4, 2007.
- [KOS08] E. Kosa, C. Horvath, N. Kersner, K. Kadar, F. Kovacs, M. Torok, G. Hosszu, “Experiences with fetal phonocardiographic telemonitoring and future possibilities,” in: *Proceedings of the 30th IEEE EMBS Conference*, Vancouver, British Columbia, Canada, 2008, pp. 5859-5862.
- [KOT05] K. Kotani, Z. R. Struzik, K. Takamasu, H. E. Stanley, and Y. Yamamoto, “Model for complex heart rate dynamics in health and diseases,” *Physical Review E*, Vol. 72, No. 4, Article ID 041904, 8 pages, 2005.
- [KOV00] Kovačević J., Sweldens W., “Wavelet Families of Increasing Order in Arbitrary Dimensions”, *IEEE Transactions on Image Processing*, Vol. 9, No. 3, pp. 480-496, 2000.
- [KUD07] V. Kudriavtsev, V. Polyshchuk, D.L. Roy, “Heart energy signature spectrogram for cardiovascular diagnosis”, *Biomedical Engineering OnLine* 2007, 6:16.
- [KUM12] P. B. Kumar, S. Balambigai, “A Survey on ECG De-Noising Techniques”, *Bonfring International Journal of Advances in Image Processing*, Vol.2, Special Issue 1, Part 1, February 2012.
- [KUZ03] K. Kuzume, K. Nijima, S. Takano, “Signal detection based on lifting wavelet and its application to ECG signal processing,” *Proc. of MIC-Modelling, Identification, and Control*, February, 2003.
- [LEH87] R.J. Lehner, R.M. Rangayyan, “A Three-Channel Microcomputer System for Segmentation and Characterization of the Phonocardiogram”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-34 (June (6)) (1987) 485-489.
- [LEP07] R. Le Page, J.M. Goujon, M. Billon, P. Guyader, “A simple and efficient algorithm with a coarse to fine approach for arterial beat pulse detection”, in *Proc. of the 29th Ann.Inter.Conf. of the IEEE EMBS*, Lyon, France, August 23-26 (2007).
- [LEU00] T.S. Leung, P.R. White, W.B. Collis, E. Brown, A.P. Salmon,

- “Classification of heart sounds using time-frequency method and artificial neural networks”, in *Proc. of the 22nd Annual EMBS International Conference*, July 23-28 (2000).
- [LIM07] C.S. Lima, M.J. Cardoso, “Phonocardiogram Segmentation by using Hidden Markov Models”, *Biomedical Engineering, Medical Imaging and Image Processing*, 555-053, Innsbruck, Austria, February 14–16, (2007).
- [LIN10] D. C. Lin and A. Sharif, “Common multifractality in the heart rate variability and brainactivityof healthyhumans,” *Chaos*, Vol. 20, No. 2, pp. 1–7, 2010.
- [LIN11] D. C. Lin and A. Sharif, “Integrated central-autonomic multifractal complexity in the heart rate variability of healthy humans,” *Frontiers in Physiology*, Vol. 2, article 123, 2011.
- [LOI12] P. Loiseaua, C.Medigueb, P. Goncalves, et al., “Large deviations estimates for the multiscale analysis of heart rate variability,” *Physica A*, Vol. 391, pp. 5658–5671, 2012.
- [LOP09] R. Lopes and N. Betrouni, “Fractal and multifractal analysis: a review,” *Medical ImageAnalysis*, Vol. 13, No. 4, pp.634–649,2009.
- [LUI49] A.A. Luisada, F. Mendoza, M.M. Alimurung, “The duration of normal heart sounds”, *British Heart Journal* 11: 41-47, 1949.
- [MAL03] M.B. Malarvili, I. Kamarulafizam, S. Hussain, D. Helmi, “Heart Sound Segmentation Algorithm Based on Instantaneous Energy of Electrocardiogram”, *Computers in Cardiology* 30 (2003) 327-330.
- [MAL09] S. Mallat, *A Wavelet Tour of Signal Processing, The Sparse Way*, Third edition, Academic Press, Elsevier Inc. 2009
- [MAN82] B.Mandelbrot, *The Fractal Geometry of Nature*, W. H. Freeman, New York, NY, USA, 1982.
- [MAR05] J. Martinez-Alajarin, R. Ruiz-Merino, “Efficient method for events detection in phonocardiographic signals”, *Proceedings of Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers- SPIE* (2005).
- [MEI10] G. A. Meininger, “Grand challenges in vascular physiology,” *Frontiers in Physiology*, Vol. 1, article 18, 2010.
- [MES01] R.S. Messer, J. Agzarian, and D. Abbott, “Optimal wavelet denoising for phonocardiograms”, *Microelectronics Journal* 32, pp. 931-941, 2001.
- [MEY03] M.Meyer and O. Stiedl, “Self-affine fractal variability of human heartbeat interval dynamics in health and disease,” *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 90, No. 3-4, pp. 305–316, 2003.
- [MIL13] M. Milivojević, A. Gavrovska, M. Paskaš, I. Reljin, “Korisnički grafički interfejs za analizu fonokardiogramu”, EK2.5, 57. konferencija ETRAN 2013, Zlatibor 3 – 6. juna 2013.
- [MOU12] A. Moukadem, A. Dieterlen, C. Brandt, *Phonocardiogram Signal Processing Module for Auto-Diagnosis and Telemedicine Applications*,

Chapter 7, eHealth and Remote Monitoring, INTECH (2012) 117-136.

- [NAS95] G. Nason, "Choice of the threshold parameter in wavelet function estimation," *Wavelets and statistics*, Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1995.
- [NIG04] V. Nigam, R. Priemer, "Cardiac Sound Separation", *Computers In Cardiology* 31 (2004) 497-500.
- [NIK77] B. Nikolić, *Osnovi fiziologije čoveka*, Medicinska knjiga, Beograd-Zagreb, 1977.
- [NIN09] J. Ning, N. Atanasov, T. Ning, "Quantitative Analysis of Heart Sounds and Systolic Heart Murmurs Using Wavelet Transform and AR Modeling", *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Minneapolis, Minnesota, USA, September (2009) 958- 961.
- [NOP07] A.L. Noponen, S. Lukkarinen, A. Angerla, R. Sepponen, "Phono-spectrographic analysis of heart murmur in children", *BMC Pediatrics*, 7 (23) (2007).
- [OMR03] S. Omran, M. Tayel, "A heart sound segmentation and feature extraction algorithm using wavelets", *46th IEEE International Midwest Symposium on Circuits and Systems*, 1 (2003) 392-395.
- [OON03] P.J. Oonincx, P.M. de Zeeuw, "Adaptive lifting for shape-based image retrieval", *Pattern Recognition* 36 (2003) pp. 2663–2672, 2003.
- [PAS11] M. Paskaš, A. Gavrovska, D. Jevtić, M. Slavković, B. Reljin, "Edge Examination using Holder Exponent and Image Statistics", in *Proc. of 10th International Conference on Telecommunications in Modern Satellite, Cable and Broadcasting Services - TELSIS*, Volume 1, IP.3, pp. 329-332, Serbia, Nis, October 5-8, 2011.
- [PAT12] S. Patel, H. Park, P. Bonato, L. Chan, M. Rodgers, "A Review of Wearable Sensors and Systems with Application in Rehabilitation", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2012,9:21.
- [PIE01] Piella G., Heijmans J.A.M.H., "An Adaptive Update Lifting Scheme with Perfect Reconstruction", In *Proc. 2001 International Conference on Image Processing*, Thessaloniki, Grece, 2001.
- [PIE02] Piella G., Heijmans J.A.M.H., "Adaptive Lifting Schemes With Perfect Reconstruction", *IEEE Transactions on Signal Processing*, Vol. 50, No. 7, pp. 1620 – 1630, 2002.
- [PLA06] K. N. Plataniotis, D. Hatzinakos, and J. K. M. Lee, "ECG biometric recognition without fiducial detection", in *Proceedings of Biometrics Symposiums (BSYM '06)*, Baltimore, Md, USA, 19:1–6, August 2006.
- [QUI08] A.F. Quiceno, E. Delgado, M. Vallverd, A.M. Matijasevic, G. Castellanos-Dominguez, "Effective Phonocardiogram Segmentation using Nonlinear Dynamic Analysis and High Frequency Decomposition", *Computers in Cardiology* 35 (2008) 161–164.
- [RAD09] D. P. Radunović, *Wavelets from Math to Practice*, Academic Mind,

Belgrade, Serbia, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, Germany, 2009.

- [RAJ06] S. Rajan, E. Budd, M. Stevenson, R. Doraiswami, “Unsupervised and Uncued Segmentation of the Fundamental Heart Sounds in Phonocardiograms Using a Time-Scale Representation”, *Proceedings of the 28th IEEE/EMBS Annual International Conference*, New York City, USA, Aug 30-Sept 3 (2006) 3732-3735.
- [RAN13] P. Rani, A.N. Cheeran, V.D. Awandekar, R.S. Mane, “Remote monitoring of heart sounds in real-time”, *International Journal of Engineering Research and Applications (IJERA)* 13 (March - April (2)) (2013) 311-316.
- [REE04] T. R. Reed, N. E. Reed, and P.Fritzson, “Heart soundanalysis for symptom detection and computer-aided diagnosis,” *Simulation Modelling Practice andTheory*, Vol. 12, No. 2, pp. 129–146, 2004.
- [REL00] I. Reljin, B. Reljin, I. Pavlović, I. Rakočević, “Multifractal analysis of gray-scale images”, in *Proc. IEEE 10th Mediterranean Electrotechnical Conference, MELECON-2000*, Vol. II, pp. 490-493, Lemesos, Cyprus, May 29-31, 2000.
- [REL02] I. S. Reljin and B. D. Reljin, “Fractal geometry and multifractals in analyzing and processing medical data and images,” *Archive of Oncology*, Vol. 10, No. 4, pp. 283–293, 2002.
- [REL13] I. Reljin, A. Gavrovska. *Telemedicina*, Prvo izdanje, Akademska misao, Beograd 2013.
- [RES71] L. Resnekov, “Automation in cardiology”, *British Heart Journal*, 33, Supplement (1971) 194-202.
- [ROI01] R. Roine, A. Ohinmaa, D. Hailey, “Assessing telemedicine: a systematic review of the literature”, *Can. Med. Assoc. J.* 2001, 165 (6): 765—771.
- [ROL07] J.C. Rolon, P. Salembier, “Generalized lifting for sparse image representation and coding”, *Picture Coding Symposium, PCS 2007*, pp. 1-4, 7-9 November 2007, Lisbon, Portugal.
- [RUD07] M. Rudinac, M. Ušćumlić, S. Rudinac, B.Milovanović, I. Reljin, and B. Reljin, “Fractal and multifractal analysis of heart rate variability,” in *Proceedings of the 8th International Conference on Telecommunications inModern Satellite, Cable and Broadcasting Services (TELSIKS '07)*, pp. 325–328, Nis, Serbia, September 2007.
- [SAM10] J. G. Samaniego, L. R. Juarez, J.M. V. Arcos, et al., “Phonocardiograph signals acquisition and analysis system,” in *Proceedings of the 1st International Congress on Instrumentation and Applied Sciences*, Cancun, Mexico, October 2010.
- [SAN01] M.A.R. Santos, M.N. Souza, “Detection of First and Second Cardiac Sounds Based on Time Frequency Analysis”, *Proc. of 23rd Ann.Inter.Conf. of the IEEE Eng. in Medicine and Biology Society* (2001).
- [SAR11] R.R. Sarbandi, J.D. Doyle, M. Navidbakhsh, K. Hassani, H. Torabiyani,

- “A color spectrographic phonocardiography (CSP) applied to the detection and characterization of heart murmurs”, *Biomedical Engineering OnLine* 10 (42) (2011).
- [SIN06] N. Singh, A.K. Tiwari, “Optimal selection of wavelet basis function applied to ECG signal denoising,” *Digital Signal Processing*, Vol. 16, No. 3, pp 275-287, 2006.
- [SRI09] J. Sriram, M. Shin, T. Choudhury, D. Kotz, “Activity-aware ECG-based patient authentication for remote health monitoring”, in *Proceedings of the 11th International Conference on Multimodal Interfaces and Workshop on Machine Learning for Multi-modal Interaction (ICMI-MLMI)*, Cambridge, MA, USA, (2009) 297–304.
- [STA10] J-L. Starck, F. Murtagh, J. M. Fadili, *Sparse Image and Signal Processing, Wavelets, Curvelets, Morphological Diversity*, Cambridge University Press, 2010.
- [STR01] Z. R. Struzik, “Revealing local variability properties of human heartbeat intervals with the local effective H²-order exponent,” *Fractals*, Vol. 9, No. 1, pp. 77–93, 2001.
- [STR07] S.L. Strunic, F. Rios-Gutierrez, R. Alba-Flores, G. Nordehn, S. Burns, “Detection and Classification of Cardiac Murmurs using Segmentation Techniques and Artificial Neural Networks”, in *Proc. of the 20th International Florida Artificial Intelligence Research Society Conference, FLAIRS-20*, pp. 128-133, May 7-9, 2007, Key West, Florida, USA.
- [SUK03] B. Suki, A. M. Alencar, U. Frey et al., “Fluctuations, noise and scaling in the cardio-pulmonary system,” *Fluctuations and Noise Letters*, Vol. 3, No. 1, pp. R1–R25, 2003.
- [SWE95] W. Sweldens, “The Lifting Scheme: A new philosophy in biorthogonal wavelet constructions”, *Wavelet Applications in Signal and Image Processing III*, pp. 68-79, Proc.SPIE 2569, 1995.
- [SWE96a] Sweldens, W. Wavelets and the lifting scheme: A 5 minute tour. *Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik* 1996, Vol. 76 (Suppl. 2), pp. 41-44.
- [SWE96b] Sweldens, W. The Lifting Scheme: A Custom-Design Construction of Biorthogonal Wavelets. *Applied and Computational Harmonic Analysis* 1996, 3, pp. 186-200.
- [TAV72] M.E. Tavel, *Clinical Phonocardiography and External Pulse Recording*, Year Book Medical Publishers, Inc. 1972.
- [TAV96] M.E. Tavel, “Cardiac Auscultation: A Glorious Past- But Does It Have a Future? ”, *Circulation* 93 (1996) 1250-1253.
- [TAS10] H. Tasmaz, E. Ercelebi, "Image enhancement via space-adaptive lifting scheme exploiting subband dependency", *Digital Signal Processing* 20: 1645–1655, 2010.
- [VAR01] P. Varady, “Wavelet-based adaptive denoising of phonocardiographic

- records,” *Proc–23rd Annual Conference IEEE EMBS-Engineering in Medicine and Biology Society*, October 25-28, 2001, Istanbul, Turkey.
- [VEP08] J. Vepa, P. Tolay, A. Jain, “Segmentation of heart sounds using simplicity features and timing information”, *IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing ICASSP*, March 31-April 4, (2008) 469-472.
- [VEH98] J.L. Veהל, “Introduction to the multifractal analysis of images”, *Fractal image encoding and analysis*, Vol. 159, pp. 299-341, 1998.
- [VET92] M. Vetterli, C. Herley, “Wavelets and Filter Banks: Theory and Design”. *IEEE Transactions on Signal Processing* 1992, Vol. 40, No. 9, pp.2207-2232 (26).
- [VET07] M. Vetterli, J. Kovačević, *Wavelets and Subband Coding*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, pp.97-209, 2007.
- [VLA12] А.В. Владзимирський, Г.А. Ігнатенко, А.С. Воробьов, *Телекардіологія (навчальний посібник)*, Видавництво "Ноулідж", Донецьке відділення, 2012.
- [VRA10] Vrankić M., Seršić D., Sučić V., “Adaptive 2-D Wavelet Transform Based on the Lifting Scheme With Preserved Vanishing Moments”, *IEEE Transactions on Image Processing*, Vol. 19, No. 8, 2010.
- [WAN05] P. Wang, Y. Kim, L.H. Ling, C.B. Soh, “First Heart Sound Detection for Phonocardiogram Segmentation”, *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, Shanghai, China, September 1-4, (2005) 5519-5522.
- [WEI75] A. N. Weiss, J. W. Mimbs, P. A. Ludbrook, and B. E. Sobel, “Echocardiographic detection of mitral valve prolapse. Exclusion of false positive diagnosis and determination of inheritance,” *Circulation*, Vol. 52, No. 6, pp. 1091–1096, 1975.
- [WES04] B. J. West, N. Scafetta, W. H. Cooke, and R. Balocchi, “Influence of progressive central hypovolemia on h^α-order exponent distributions of cardiac interbeat intervals,” *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 8, pp. 1077–1087, 2004.
- [WES05] E. Wesfreid, V. L. Billat, and Y. Meyer, “Multifractal analysis of heartbeat time series in human races”, *Applied and Computational Harmonic Analysis*, Vol. 18, No. 3, pp. 329–335, 2005.
- [WOY04] A. Woywodt, A. Herrmann, J.T. Kielstein, H. Haller, M. Haubitz, H. Purnhagen, “A novel multimedia tool to improve bedside teaching of cardiac auscultation”, *Postgrad Med J* 80 (2004) 355–357.
- [XIA11] H. Xiao-Juan, Z. Jia-Wei, C. Gui-Tao, Z. Hong-Hai, L. Hao, “Feature extraction and choice in PCG based on Hilbert Transfer”, *4th International Congress on Image and Signal Processing*, IEEE (2011) 2159- 2163.

Biografija autora

Osnovni podaci

Ana Gavrovska je rođena u Beogradu 1983. godine, gde se i školovala. Završila je Osnovnu školu “Starina Novak” 1998. godine i Matematičku gimnaziju u Beogradu 2002. godine, kao nosilac Vukovih diploma. Diplomirala je 2007. godine na Elektrotehničkom fakultetu, Univerzitet u Beogradu, na odseku Elektronika, telekomunikacije i automatika, smer Telekomunikacije, sa prosečnom ocenom u toku studija 9.33 (ocena na diplomskom 10). Upisala je 2008. godine doktorske studije na Elektrotehničkom fakultetu, Univerzitet u Beogradu, smer Telekomunikacije i informacione tehnologije, na kojima je položila sve, planom studija predviđene, ispite sa ocenom 10. Od 2012. godine istraživač-saradnik na projektima Inovacionog centra Elektrotehničkog fakulteta, Univerzitet u Beogradu.

Projekti

Angažovana na realizaciji i programu istraživanja na domaćim projektima:

- “Automatska detekcija mikrokalcifikacija u digitalizovanom mamogramu u cilju rane dijagnoze karcinoma dojke” (evid.br. 145096), od 2008-2010.
- “Razvoj visokokvalitetnih uređaja posebne namene na bazi novih tehnologija kristalnih jedinki” (evid.br. TR32048), od 2011.

- “Razvoj digitalnih tehnologija i umreženih servisa u sistemima sa ugrađenim elektronskim komponentama” (evid.br. III44009), od 2011.

Angažovana na realizaciji i programu istraživanja na sledećim međunarodnim projektima:

- evropski projekat COST 292 “Semantic multimodal analysis of digital media”, volonterski rad,
- evropski projekat COST IC0604 “Anatomic Telepathology Network (EURO-TELEPATH)”, volonterski rad,
- međunarodni projekat analize kardiosignala “ECG, PCG, MCG analysis of heart activity”, EMRC - *European Medical Research Centre Ltd.*, Mađarska za UVA Corp. Canada, *Project leader*: Michael Domijan, 2007-2010.
- međunarodni projekat INTELLI-CHAIR (inteligentna kolica za hendikepirane osobe, 2496) za PF-FOUNDATION iz Hong Konga, 2009-2011.
- planirana za rad na evropskom projektu COST IC1005 “HDRI- High Dynamic Range Images” i COST IC1002 “MUMIA - Multilingual and multifaceted interactive information access”.

Dodatna usavršavanja i angažovanja:

Usavršavala se kroz brojne kurseve za oblasti i projekte na kojima je radila. Neke od škola su:

- internacionalna *MUMIA Training School*, Olimpijada, Halkidiki, Grčka, u oblasti pretraživanja i indeksiranja tekstualnih, audio i video informacija, 2012. (projekat COST Action IC1002 “Multilingual and multifaceted interactive information access (MUMIA)”),
- *HDRi Training School*, Ren, Bretanja, Francuska, u oblasti poboljšanja dinamičkog opsega u obradi slike, 2012 (projekat COST Action IC1005 “HDRi: High Dinamic Range Imaging (Digital capture, storage, transmission and display of real-world lighting)”),
- *IEEE International Measurement University* 2011 u Trentu, Italija, u organizaciji *IEEE Instrumentation & Measurement Society*,

- *Huawei* letnja škola 2010. (Shenzhen, Shanghai, Hangzhou, Hong Kong) obilazak Huawei izložbenih prostora i upoznavanje sa radom logističkih centara *Huawei* kompanije.

Recenzent radova (TELFOR, NEUREL, EUSIPCO) i predsedavajući na nekoliko sesija za multimedijalne sisteme (TELFOR). Član organizacionog odbora konferencije NEUREL. Član IEEE od 2006. godine. Član IPTM grupe za digitalnu obradu slike, telemedicinu i multimediju na Elektrotehničkom fakultetu u Beogradu. Učestvovala u pripremi i realizaciji laboratorijskih vežbi iz oblasti video tehnologija i telemedicine. U okviru predmeta Video sistemi i Televizija pomagala pri upoznavanju studenata sa tehnologijom rada TV centra. Angažovana kao član komisije na veštačenju autentičnosti video zapisa u krivičnim postupcima od strane Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu.

Objavljeni radovi

Autor je i koautor preko četrdeset naučnih radova izlaganih i objavljenih na domaćim i međunarodnim konferencijama, kao i u domaćim i međunarodnim časopisima (bez i sa impakt faktorom), nekoliko tehničkih rešenja i jedne knjige. Dobitnik je nekoliko istaknutih priznanja (nagrada "Ilija Stojanović", "Mirko Milić" i dr.).