



UNIVERZITET U PRIŠTINI
FAKULTET TEHNIČKIH NAUKA

Ilić Siniša

**Vremensko-frekvencijska
analiza nestacionarnih signala**

Doktorska disertacija

Kosovska Mitrovica

2007. godine

Mentor

prof.dr. Vidosav Stojanović

Ovaj rad ne bi bio ovakav da u njegovom stvaranju nisu doprinele osobe kojima ovom prilikom želim da se zahvalim.

Zahvaljujem se mom mentoru prof. dr. Vidosavu Stojanoviću što me je podržao u izboru teme, pratio u svim fazama izrade rada i pomogao korisnim savetima da ova disertacija bude završena. Prateći moje aktivnosti i dobijene rezultate imao je osećaj za trenutak kada i gde ih objaviti.

Zahvaljujem se mojim kolegama prof. dr. Ranku Babiću i prof. dr. Aleksandru Žoriću, na sugestijama prilikom pisanja rada. Nekako se uvek dešavalo da su se konsultacije odvijale u kasnim satima, pa im se ovom prilikom izvinjavam ukoliko se tih noći nisu dobro naspavali.

Dr Mila Jančev, kardiolog iz Gradskog zavoda za hitnu medicinsku pomoć grada Beograda je sakupila uzorke EKG signala koji su analizirani u ovom radu, dala pojašnjenja i dijagnozu za svaki od njih. Zahvaljujući njoj uspeo sam da razumem niz medicinskih činjenica neophodnih za izradu ovog rada, pa čak i da svojim prijateljima snimam i “dijagnostifikujem“ elektrokardiogramе.

Zahvaljujem se i porodici koja me je podržavala tokom rada na izradi disertacije. Probaću u narednom periodu da im barem delimično nadoknadim vreme koje im tada nisam posvetio.

Autor

Sadržaj

1	Uvod	5
2	Pregled analiza nestacionarnih signala	9
2.1	Analiza nestacionarnih signala u vremenskom domenu	15
2.2	Analiza nestacionarnih signala u vremensko - frekvencijskom domenu	22
3	Primena STFT u analizi nestacionarnih signala	39
3.1	Furijeova i kratkotrajna Furijeova transformacija	39
3.2	Filtriranje signala	44
3.3	Upoređivanje STFT spektara	48
3.3.1	STFT spektri EKG signala zdravog pacijenta	49
3.3.2	STFT spektri EKG signala pacijenata sa AIM	54
3.3.3	STFT spektri EKG signala pacijenata sa absolutom	57
3.3.4	STFT spektri EKG signala pacijenata sa BLG	61
3.4	Zaključak	67
4	Primena Wavelet transformacije u analizi nestacionarnih signala	69
4.1	Kontinualna Wavelet transformacija	69
4.2	Upoređivanje CWT spektara	74
4.2.1	Upoređivanje CWT spektara EKG signala zdravog i pacijenta sa AIM	74

4.2.2	Upoređivanje CWT spektara EKG signala zdravog i pacijenta sa absolutom	81
4.2.3	Upoređivanje CWT spektara EKG signala zdravog i pacijenta sa BLG	85
5	Kompresija EKG signala	91
5.1	Kompresija EKG signala pomoću DWT	91
5.2	Kompresija EKG signala pomoću Wavelet paketa	103
5.3	Kompresija EKG signala pomoću modifikovane kosinusne transformacije	114
5.4	Zaključak	121
6	Realizacija EKG uređaja	123
6.1	Funkcionalni zahtevi	124
6.2	Akvizicioni modul	125
6.2.1	Program mikrokontrolera	129
6.3	Softver EKG uređaja	131
6.3.1	Grafički korisnički interfejs	131
6.3.2	Strukturalizacija softvera	139
6.4	Zaključak	145
7	Zaključak	147
8	Dodatak	151
	Literatura	179
	Index	189

Glava 1

Uvod

Analiza signala u frekvencijskom domenu informacija nudi potpuniji uvid u karakteristike signala jer prikazuje spektralne komponente od kojih je signal sastavljen. Ovakav pristup, međutim, ne nudi uvid kako se spektralne komponente menjaju u vremenu što je od izuzetne važnosti za uočavanje i izdvajanje karakterističnih segmenata u, kako sporo, tako i brzo promenljivim signalima.

Neki od alata za dobijanje pomenutih promena spektralnih komponenta u vremenu su: kratkotrajna Fourier-ova, (Short Time Fourier Transformation), kosinusna, Wigner-Wille-ova, Wavelet transformacija itd. Izbor odgovarajuće transformacije zavisi od prirode signala koji se posmatra.

Za obradu digitalnih signala koriste se digitalni filtri koji se mogu projektovati kako u vremenskom, tako i u frekvencijskom domenu. Projektovanje digitalnih filtara u vremenskom domenu primenom prozorskih funkcija je veoma često korišćeni metod.

Za dobijanje preglednih vremenski promenljivih spektara, potrebno je izvršiti optimizaciju velikog broja parametara kao što su širina prozorske funkcije, izbor i red filtra, preklapanje prozora, dužinu digitalne reči, itd.

U nestacionarne signale spadaju oni signali čije se karakteristike menjaju u vremenu. Kod stacionarnih signala funkcija gustine raspodele verovatnoća (stacionarnost u strogom - užem smislu) i autokorelaciona funkcija (stacionarnost u širem smislu) ne zavise od vremena [1], [2]. Proučavanje vremen-

sko-frekvencijskih transformacija nestacionarnih signala omogućava prepoznavanje karakterističnih oblika ovih transformacija u pojedinim segmentima trajanja signala. To su, na primer, prepoznavanja: formantata vokala ili govornika u govoru, spektra podrhtavanja tla usled prolaska teretnih vozila u seizmičkom signalu, promene frekvencije osnovne periode evociranih potencijala u biomedicinskim signalima itd.

Pomenuti alati za analizu nestacionarnih signala se mogu primeniti na svaki nestacionarni signal, ali uz izbor odgovarajućih parametara za analizu svake grupe signala. Vrlo je čest i slučaj da izbor skupa parametara za analizu jedne grupe nestacionarnih signala daje dobar rezultat samo za prepoznavanje jedne osobine signala, dok je za prepoznavanje druge osobine istog signala potrebno izmeniti većinu parametara.

Vremensko-frekvencijska analiza se takođe, vrlo uspešno, može primeniti i na sporopromenljive nestacionarne signale kakav je **Elektrokardiogram** (EKG signal) [3]. To je signal u kojem se menja osnovna perioda, položaj osnovne linije i oblik signala u vremenu u zavisnosti od zdravstvenog stanja i opterećenosti srčanog mišića.

U dosadašnjoj stručnoj i naučnoj literaturi učinjeni su pokušaji da se uvođenjem vremensko-frekvencijskog domena u analizi EKG signala dobije kvalitetniji prikaz sa više detalja od značaja za dijagnosticiranje. U objavljenim rezultatima nije pokazano kako i u kojoj meri primena iste transformacije sa određenim parametrima za izvođenje dijagnostike jedne osobine EKG signala može biti od značaja za dijagnostiku druge osobine ili za signale sa preostalih odvoda. Do sada nije utvrđen optimalni skup parametara transformacija koji bi se mogao primeniti nad definisanim (normalni i specifični abnormalni) skupom EKG signala.

Za sve odvođe EKG signala zdravog pacijenta definisani su tipični talasni oblici. EKG signal se u svim odvodima sastoji iz nekoliko karakterističnih segmenata koji kod zdravog pacijenta imaju propisane opsege trajanja i karakteristične oblike. Upravo u zavisnosti od trajanja i oblika signala u odgovarajućim odvodima, kardiolog uspostavlja dijagnozu zdravstvenog stanja srca pacijenta.

U disertaciji su pokazani rezultati vremensko-frekvencijskih analiza nestacionarnih signala uz upotrebu kratkotrajne Furijeove transformacije (STFT-Short Time Fourier Transform) i kontinualne wavelet transformacije (CWT - Continuous Wavelet Transform) i ostvarene kompresije uz pomoć modifikovane kosinusne transformacije (Modified DCT), diskretne wavelet transformacije (DWT) i wavelet paketa (Wavelet Packets) na primeru EKG signala.

Međutim, u dosta slučajeva, odstupanja od oblika segmenata koji ukazuju na zdrav EKG signal ne znače da je pacijent bolestan. Mnogi zdravi pacijenti imaju talasni oblik EKG signala koji odstupa od tipičnog za zdravog pacijenta. Nekada se samo na osnovu analize EKG signala ne može doneti tačna dijagnoza. Tada se od pacijenta traži snimak prethodnog EKG-a, pacijent se pita da kaže šta oseća, upućuje na laboratorijske, ultrazvučne i druge analize. S obzirom da je dijagnostifikovanje bolesti srca na osnovu EKG signala složeno, zadatak ovog rada je da pokaže kako se određene opisane nepravilnosti mogu uočiti i u vremensko-frekvencijskom domenu i pomoći lekaru da lakše uspostavi dijagnozu.

Ovaj rad je organizovan na sledeći način:

- **Glava 1** predstavlja Uvod,
- u **glavi 2** opisani su alati (transformacije) za analizu nestacionarnih signala i kao primer za analizu izabran je EKG signal. Opisani su karakteristični segmenti ovog signala i dat je pregled dosadašnjih istraživanja vezanih za vremensku i vremensko-frekvencijsku obradu, otklanjanje šumova i kompresiju EKG signala. Ovde je dat pregled objavljenih radova:
 1. u vremenskom domenu - detekcija karakterističnih segmenata, prepoznavanje srčanog ritma i kompresija EKG signala,
 2. u vremensko-frekvencijskom domenu - detekcija karakterističnih segmenata, detekcija srčanog ritma, kompresija i otklanjanje šumova u EKG signalu. Pomenute obrade nad EKG signalom su navedene najpre korišćenjem kratkotrajne Furijeove transformacije, zatim uz upotrebu wavelet transformacije i na kraju uz pomoć modifikovane kosinusne transformacije.

- u **glavi 3** je opisana primena i optimizacija parametara kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala uz promenu širine prozora i prozorskih funkcija nad EKG signalima zdravih i pacijenata sa akutnim infarktom miokarda, absolutom i blokom leve grane. U analizi signala upotrebljene su: Hamming-ova, Kaiser-ova, Gauss-ova, Blackman-ova i Chebyshev-ljeva prozorska funkcija,
- u **glavi 4** je opisana primena i optimizacija parametara kontinualne wavelet transformacije EKG signala uz upotrebu Morlet, Daubechies, Meyer i Gauss wavelet funkcija nad istim EKG signalima kao u prethodnoj glavi u cilju uporedne analize kvaliteta upotrebljene transformacije,
- u **glavi 5** su navedeni rezultati kompresije EKG signala korišćenjem: diskretne wavelet transformacije, wavelet paketa i modifikovane diskretne kosinusne transformacije nad skupom od 120 talasnih oblika EKG signala dobijenih od 10 pacijenata koji pripadaju grupama sa sledećim oštećenjima srčanog mišića: akutnim infarktom miokarda, absolutom i blokom leve grane,
- u **glavi 6** je detaljno opisana hardverska i softverska realizacija virtuelnog EKG uređaja pomoću koga je izvršeno sakupljanje EKG uzoraka i izvršena vremensko-frekvencijska analiza,
- u **zaključku** su sumirani rezultati navedeni u disertaciji i dat je predlog za dalji nastavak istraživanja i usavršavanja u ovoj oblasti.
- u **odatku** na kraju disertacije, dat je pregled algoritama i izvornog (source) koda kojim je realizovan grafički korisnički interfejs (GUI) za virtuelni EKG uređaj.

Glava 2

Pregled analiza nestacionarnih signala

Signal je stacionaran ako se njegove statističke karakteristike ne menjaju u vremenu. Nestacionarni signali se mogu podeliti u dve grupe: trenutno promenljivi i perzistentni. Trenutno promenljivi su oni koji traju kratko, a perzistentni su oni koji dugo traju i čije se karakteristike stalno menjaju u vremenu [4].

Tako, na primer, beli šum je stacionarni signal, jer se njegova srednja vrednost i varijansa ne menjaju u toku vremena. Isto tako, njegov frekvencijski opseg je konstantan u vremenu. Zvuk okidanja žica na akustičnoj gitari nije stacionaran, jer amplitude frekvencijskih komponenti opadaju nejednako u vremenu, a opada i energija zvučnog signala.

U nestacionarne signale spadaju i: govor, muzika, pokretna slika, biomedicinski signali (EEG, EMG, EKG), buka, seizmički signali, promena temperature vazduha, mora, okeana itd.

Nad nestacionarnim signalima se obično primenjuje vremensko-frekvencijska analiza, jer je kod njih, obično, trenutni opseg frekvencija uži od opsega koji ima signal u celom svom trajanju.

Za analizu nestacionarnih signala se najčešće koriste sledeće vremensko-frekvencijske transformacije: Kratkotrajna Furijeova (STFT), Wigner-Willeova (WD), Wavelet (WVT), Multiwavelet (MWVT) i druge transformacije.

Upotrebom bilo koje vremensko-frekvencijske transformacije dobijaju se koeficijenti u “t–f” ravni. Na taj način se može izvršiti analiza koje su frekvencije prisutne u signalu u određenim vremenskim trenucima.

Kratkotrajna Furijeova transformacija kontinualnog ulaznog signala $x(t)$ data je jednačinom:

$$X(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t - \tau)e^{-j\omega t} dt \quad (2.1)$$

gde je $w(t)$ prozorska funkcija i ω kružna frekvencija. U zavisnosti od odabrane prozorske funkcije i širine prozora primenjene na određenu klasu nestacionarnih signala dobijaju se različiti rezultati analize. Ova transformacija biće detaljnije opisana u narednom poglavlju.

Vremensko-frekvencijski koeficijenti ulaznog signala $x(t)$ se mogu dobiti i pomoću Wigner-Wille-ove transformacije koja se dobija preko formule [5]:

$$W_x(t, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (2.2)$$

Isti koeficijenti se pomoću iste transformacije mogu dobiti i uz pomoć spektra signala $X(\omega)$ jednačinom:

$$W_x(\omega, t) = \int_{-\infty}^{\infty} X\left(\omega + \frac{\Omega}{2}\right) X^*\left(\omega - \frac{\Omega}{2}\right) e^{j\Omega t} d\Omega \quad (2.3)$$

WD diskretizovanog signala (diskretna pseudo WVT) se dobija preko formule:

$$PWD(n, \omega) = 2 \sum_{k=-L+1}^{L-1} e^{-j2k\omega} p(k)g(n, k) \quad (2.4)$$

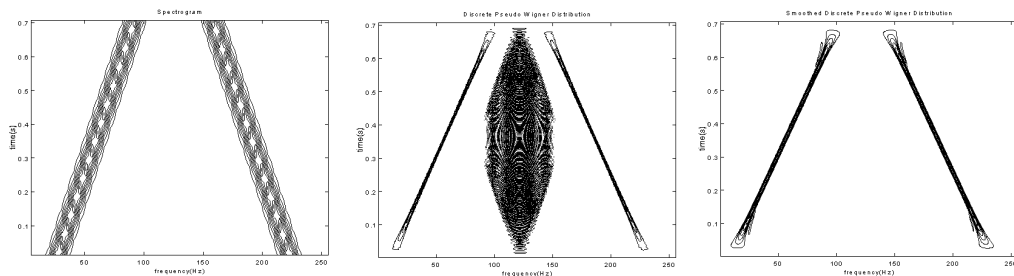
gde je $p(k) = w(k)w^*(-k)$ korelaciona funkcija prozora, a $g(n, k) = x(n+k)x^*(n-k)$ korelaciona funkcija signala.

Dok se pomoću STFT bolja vremenska rezolucija dobija na račun pogoršavanja rezolucije u frekvencijskom domenu i obrnuto, Wigner-Wille-ovom transformacijom se dobijaju komponente koje imaju visoku rezoluciju i u vremenskom i u frekvencijskom domenu [6]. Jedini nedostatak ove transformacije

je u postojanju tzv. ukrštenih proizvoda (eng. cross-products) što se može primetiti na srednjem dijagramu na Sl. 2.1, gde je analiziran signal “double chirp” (signal u kojem u prvom delu frekvencija linearno raste, a zatim linearno opada) u vremensko-frekvencijskom domenu. Ovaj nedostatak se može ublažiti modifikovanom pseudo Wignerovom raspodelom (eng. Smoothed discrete Pseudo Wigner Distribution - SPWD) koja se dobija preko jednačine:

$$SPWD(n, \omega) = 2 \sum_{k=-L+1}^{L-1} e^{-j2k\omega} p(k) \sum_{l=-m+1}^{m-1} z(l)g(n, k) \quad (2.5)$$

kojom se uz pomoć prozorske funkcije $z(l)$, sa kraćim trajanjem u odnosu na prozor $w(k)$ ($m < L$) ublažava uticaj interferencije u samom signalu. Optimalna prozorska funkcija $z(l)$ je Gausova prozorska funkcija.



Sl. 2.1: Vremensko-frekvencijska analiza “double chirp” signala pomoću a)STFT b)PWD i c)SPWD transformacije

Pod wavelet transformacijom se podrazumeva nekoliko tipova ove transformacije i to: kontinualna wavelet transformacija (CWT), koja se kod nas često naziva i talasnom transformacijom, diskretna wavelet transformacija (DWT) i wavelet paketi (WP).

CWT se najčešće koristi za analizu signala u vremensko-frekvencijskom domenu, posmatranjem i uočavanjem karakterističnih segmenata prisutnim u signalu. DWT i WP se najčešće koriste za otklanjanje šumova i kompresiju signala. Sve ove transformacije biće detaljnije objašnjene u narednim poglavljima.

Analiza nestacionarnih signala pomenutim transformacijama podrazumeva: prepoznavanje karakterističnih segmenata i oblika u signalu, određiva-

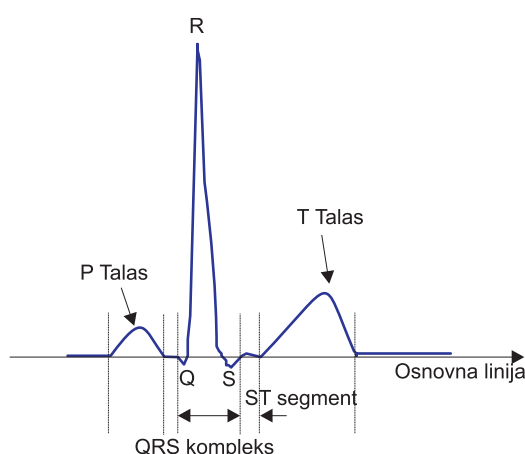
nje osnovne frekvencije signala (ako je kvaziperiodičan), otklanjanje šumova, kompresiju signala, sintezu signala i drugo.

Tako, na primer, u analizi govora se vrši prepoznavanje govora, karakterističnih reči, govornika, određenih fonema, ploziva. U analizi slike se vrši prepoznavanje štampanog teksta, rukopisa, otisaka prstiju, zenice oka, pooštavanje ivica, otklanjanje različitih vrsta šumova itd.

S obzirom da je broj različitih vrsta nestacionarnih signala veliki, nemoguće je izvršiti sveobuhvatnu analizu svih signala. U disertaciji je za analizu izabran EKG signal koji pripada klasi biomedicinskih signala.

EKG signal

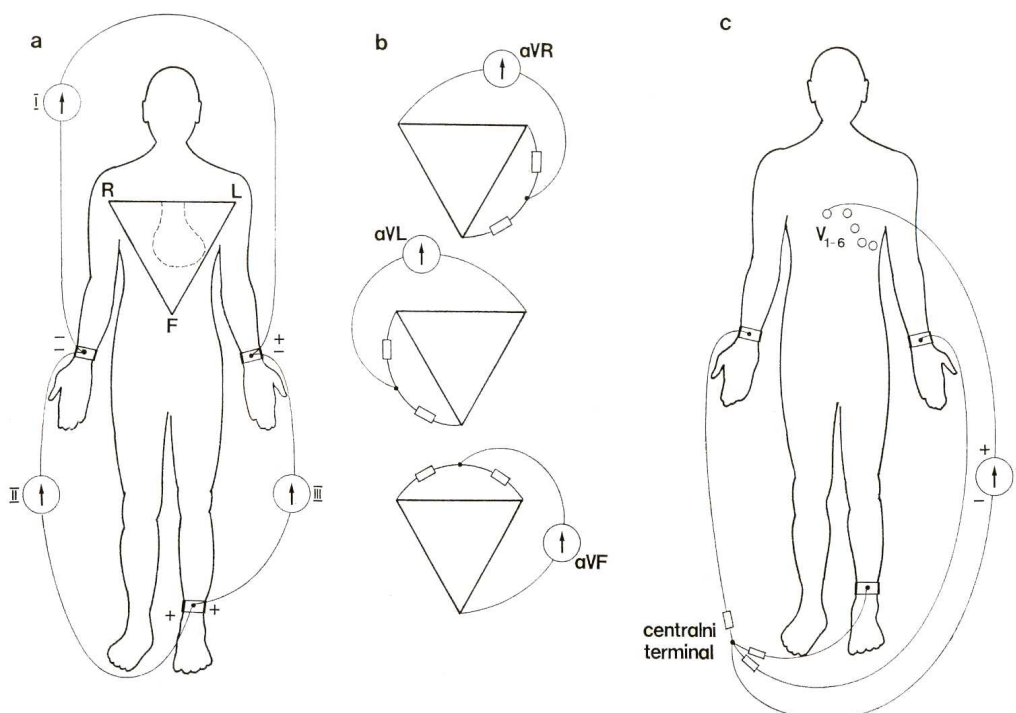
EKG signal je električni signal koga generiše srčani mišić, i meri na telu čoveka. On je vrlo važan za uspostavljanje dijagnoze i praćenje (monitoring) zdravstvenog stanja srca. Signal se može meriti kao višekanalni ili jednokanalni signal, u zavisnosti od potrebe. Ukoliko je potreban standardni, klinički EKG, tada treba analizirati signale sa 12 EKG kanala (odvoda) pacijenta koji se nalazi u ležećem položaju. Međutim, kada je potrebno analizirati aritmiju, periode otkucaja srca i slično, tada je dovoljno posmatrati signal jednog ili najviše dva odvoda. Karakteristični delovi EKG signala su prikazani na Sl. 2.2.



Sl. 2.2: EKG signal sa karakterističnim tačkama i segmentima

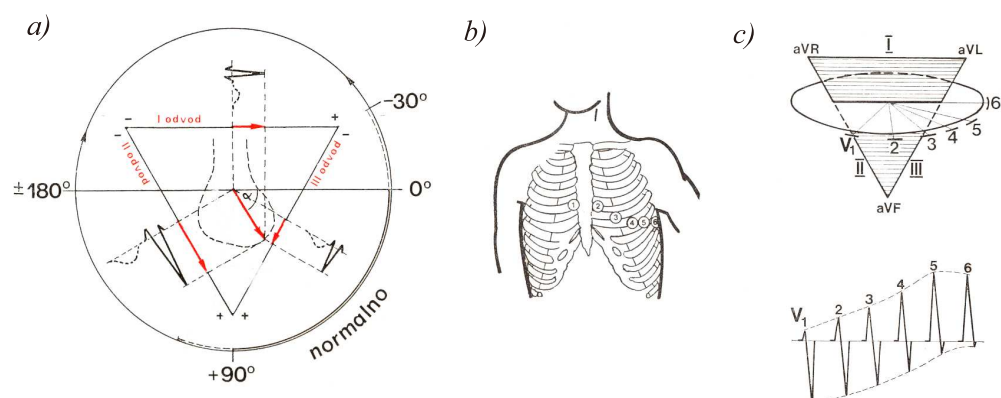
Postoje standardna pravila, sa kojih tačka na telu se dobijaju standardni EKG odvodi i to je prikazano na Sl. 2.3. Standardni odvodi su:

- sa ekstremiteta
 - bipolarni: I (prvi), II (drugi) i III(treći),
 - unipolarni: aVL, aVR i aVF,
- prekordijalni
 - unipolarni: V1, V2, V3, V4, V5 i V6.



Sl. 2.3: Standardni EKG odvodi: **a)** direktno sa ekstremiteta (I, II i III), **b)** unipolarni aVL, aVR i aVF i **c)** prekordijalni (unipolarni) odvodi

Svi standardni odvodi pokazuju električnu aktivnost srca sa nekoliko različitih strana (pravaca prostiranja električnog signala). Među signalima sa različitih odvoda postoji zavisnost koja je ilustrovana na Sl. 2.4. Pošto je poznato kako se električni impulsi srca projektuju na pojedine odvode,



Sl. 2.4: Višedimenzionalni prikaz električne aktivnosti srca: **a)** položaj glavnog vektora i njegove projekcije na tri standardna odvoda, **b)** postavljanje prekordijalnih odvoda i **c)** rezultat položaja glavnog vektora na prekordijalne odvode

kardiolozi mogu da prate aktivnost delova srca (prednji, zadnji, vrh, gornji) i ustanove u kom delu srca postoji problem.

Kada se električna struja, koja nastaje depolarizacijom i repolarizacijom pretkomora i komora detektuje na elektrodama, ona se pojačava, pokazuje na osciloskopu, štampa na EKG traci ili se zapamti u memoriji.

Tipičan talasni oblik jedne periode EKG signala zdravog pacijenta u odvodima: D1, D2, D3, aVL, aVF, V4, V5 i V6 sastoji se od malog pozitivnog P talasa, visokog i uskog R zupca, malog i uskog negativnog S zupca i pozitivnog T talasa, čija je amplituda dosta manja od R zupca u QRS kompleksu. Talasni oblik odvoda aVR bi trebalo da predstavlja lik u horizontalnom ogledalu talasnih oblika prethodnih odvoda - mali i negativni P talas, niski i uski S zubac i negativni T talas. Pozitivni P i T talasi bi trebalo da postoje i u V1, V2 i V3 odvodima. Razlika između talasnih oblika u ovim odvodima se sastoji u niskom negativnom S zupcu u odvodu V1, malom pozitivnom R i srednjem negativnom S zupcu u odvodu V2 i srednjem pozitivnom R zupcu i malom S zupcu u odvodu V3. Između P talasa, QRS kompleksa i T talasa, talasni oblik zdravog EKG signala bi trebalo da ima amplitudu blisku nuli i tada se on nalazi na tzv. "osnovnoj liniji" (eng. base-line).

Ako je amplituda EKG signala iza QRS kompleksa iznad osnovne linije, tada se kaže da signal ima elevaciju, a ako je ispod osnovne linije tada ima depresiju. QRS kompleks zdravog pacijenta ima jedan R zubac i u pojedinim odvodima jedan S zubac. Kod bolesnih pacijenata se mogu javiti sledeći talasni oblici: značajan negativni Q zubac, dva R zupca, dva S zupca, široki R ili S zubac, nekoliko P talasa, obrnuta polarizacija P talasa, odsustvo P talasa, elevacija ili depresija, obrnuta polarizacija T talasa, velika amplituda T talasa i drugo.

2.1 Pregled analiza nestacionarnih signala u vremenskom domenu

U dosadašnjoj stručnoj i naučnoj literaturi objavljeno je dosta radova vezanih za analizu i procesiranje nestacionarnih signala u vremenskom domenu.

Bez obzira o kom nestacionarnom signalu je reč, uglavnom se u vremenskom domenu vrši prepoznavanje (detekcija) karakterističnih segmenata u signalu, otklanjanje šumova i vrši se kompresija signala.

Za izabrani EKG signal, u vremenskom domenu se najveći broj radova odnosi na detekciju karakterističnih segmenata u signalu (P, QRS i T talas), kompresiju talasnog oblika elektrokardiograma uz uklanjanje redundanse koja postoji u signalu i prepoznavanje srčanog ritma, koji može biti: normalan, ventrikularna tahikardija (ubrzan) i ventrikularna fibrilacija (skoro sinusoidalna). Na osnovu postavljanja vremenskih granica u procesu automatske segmentacije, moguće je izračunati vremena trajanja segmenata, kao i karakterističnih amplituda u tim segmentima, što predstavlja parametre za dijagnosticiranje određenih grupa srčanih oboljenja.

Za detekciju karakterističnih segmenata EKG periode, autori koriste uglavnom prvi izvod funkcije talasnog oblika koji se izračunava kao razlika amplituda dva uzastopna odmerka. Za referentni signal se obično uzima signal dobijen usrednjavanjem perioda talasnog oblika EKG.

Jedna od metoda za detekciju P talasa, QRS kompleksa i ST-T intervala navedena je u [7] i datira od 1976. godine. Na osnovu EKG sig-

nala iz 3 odvoda u trajanju od 10 sekundi formiraju se prvi izvodi za svaki odvod i formira se vektor signala kao kvadratni koren zbira kvadrata ovih izvoda. Dobijeni vektor, koji se menja u vremenu, se zatim poredi sa vektorom izračunatim na osnovu usrednjenog – referentnog signala, u kojem su iskusni kardiolozi već manuelno odredili granice za tražene segmente. Vrednosti izdvojenih granica se nisu razlikovale od vizuelno određenih granica za više od oko 1% u odnosu na dužinu jedne periode aktivnosti srčanog mišića.

U radu [8] autori prvo izdvajaju QRS kompleks pomoću Multiplication Of Backward Difference (MOBD) algoritma. Po tom algoritmu, je potrebno izračunati N razlika između dva uzastopna ulazna odmerka po standardnoj formuli $x(n) = u(n) - u(n - 1), n = 1, \dots, N$ i formirati njihov proizvod, odnosno MOBD funkciju – \mathbf{y} . Algoritam ne daje zadovoljavajuće rezultate u prisustvu šuma i ukoliko se ne detektuje QRS kompleks na očekivanom mestu za period veći od 0.2 sekunde postupak se prekida. U toku jedne periode EKG signala, navedena funkcija y ima dve maksimalne vrednosti, pa je u cilju prepoznavanja QRS kompleksa potrebno postaviti dva praga: visok i nizak. QRS kompleks se prepoznaje ukoliko je bar jedan maksimum veći od prvog praga, a drugi veći od drugog praga. Amplitude pragova se menjaju u vremenu zavisno od već detektovanih RR rastojanja. Početak QRS kompleksa se detektuje kada funkcija y pređe po prvi put niski prag, a QRS završetak kada se detektuje drugi maksimum i kada funkcija y ne seče niski prag u periodu od 47ms. Segmentacija ostalih delova signala se izvodi na osnovu unapred definisanih vremenskih rastojanja ispred i iza QRS kompleksa. Predloženi algoritam radi pouzdano (99.87%) ukoliko odnos signal/šum ne prelazi 12dB.

Detekcija QRS kompleksa je napravljena i za DSP procesore u mobilnim EKG uređajima za automatsku analizu i monitoring EKG signala. U radu [9] prepoznavanje QRS kompleksa se dobija izračunavanjem funkcije $U(i)$ koja predstavlja trenutni nagib diskretizovanog signala i menja se u vremenu. Pomenuta funkcija je dobijena jednostavnom primenom Pitagorine teoreme:

$$U(i) = \sum_{i=0}^{n-1} \sqrt{\Delta y_i^2 + \Delta T^2}$$

gde je Δy_i razlika amplituda dva uzastopna odmerka, a ΔT je perioda odmeravanja. S obzirom da je perioda odmeravanja konstantna, može se napraviti

alternativna funkcija funkciji $U(i)$ koja zavisi samo od Δy_i i od $U(i-1)$ kako bi se lakše implementirala na DSP procesoru. Analizom promene funkcije $U(i)$ u vremenu, vidi se da je jedan fiksni prag dovoljan za detekciju QRS kompleksa. Autori, međutim, koriste dva praga: 1) fiksni čija je normalizovana vrednost 0.5 - 0.6 i 2) promenljivi, koga kontroliše systemska logika i služi za detekciju ST i T segmenta, kao i QRS kompleksa koji nije detektovan prvim pragom. Autori su u radu pokazali i alarmnu mrežu koja je povezana sa primarnim i sekundarnim pragom i koja u zavisnosti od postavljenih uslova alarmira lekara.

Pokušaji detekcije P talasa, QRS kompleksa, R zupca, T i U talasa navedeni su i u radovima: [10] pomoću "matched" filtara i [11] pomoću adaptivnog praga za detekciju kompleksnog odvoda (koji se sastoji od sume apsolutnih vrednosti odmeraka svih odvoda),

Koristeći algoritme za automatsku detekciju QRS kompleksa, merenjem amplitude QRS signala i filtriranjem signala usrednjavajućim filtrom (median filtering), autori su radu [12] izvršili automatsku detekciju obstruktivne apnoee tokom spavanja pacijenta. To je pojava koja se dešava tokom spavanja, u određenom intervalu vremena kada se usled pomeranja jezika ili zadnjeg nepca zatvaraju disajni putevi pacijenta, čime se smanjuje količina kiseonika u krvi, što naravno, utiče i na EKG signal pacijenta.

Metoda kojom se vrši automatska selekcija između normalnog - **sinusnog** EKG (sin), ventrikularne tahikardije (VT) i ventrikularne fibrilacije (VF) je data u radu [13]. Autori su pokušali da ustanove sa kojim se od analiziranih parametara u signalu dobija najveća selektivnost (prepoznavanje) vezana za navedena tri tipa EKG signala. Ti parametri su:

- perioda QRS kompleksa,
- amplitude pobudne povorke impulsnih signala na ulazu u prediktivni koder i
- autoregresivni parametri signala a_k

Periodu EKG signala autori su odredili pomoću autokorelacione funkcije. U prediktivnom koderu se odmerci originalnog signala upoređuju sa odmercima generisanim na izlazu predikcionog koderu, čija je prenosna funkcija

$1/A(z)$, gde je $A(z) = 1 - \sum a_k z^{-k}$. Odmerci greške se, zatim, prosleđuju na ulaz generatora povorke impulsa, gde se određuju amplitude povorke impulsa, koje pobuđuju predikcioni koder. Minimiziranjem greške određuju se parametri predikcionog kodera a_k .

Autori su uporedili dobijene rezultate za sva 3 ritma EKG-a, kako bi ustanovili koji od analiziranih parametara dovodi do veće selektivnosti kojoj grupi signala analizirani EKG pripada.

Najbolja selektivnost (najmanje grešaka u prepoznavanju) dobijena je upotrebom parametara autoregresije i to 97% za sin i po 91% za VT i VF.

Osim prepoznavanja segmenata u EKG signalu, u vremenskom domenu su u dostupnoj literaturi opisane i različite metode kompresije signala, koje se generalno mogu podeliti u dve grupe: kompresija bez gubitaka (tzv. lossless) i kompresija sa gubicima (lossy). Rekonstrukcijom signala, nad kojim je izvršena kompresija pomoću prve metode dobija se originalni signal. Međutim, rekonstrukcijom signala nad kojim je izvršena kompresija drugom metodom dobija se signal koji je sličan originalnom, ali ne i jednak.

Za poređenje razlike između originalnog ($x(n)$) i rekonstruisanog signala nakon kompresije ($\tilde{x}(n)$), najčešće se koristi veličina Percentage Root mean square (rms) Difference (PRD). Ova mera rastojanja između dva pomenuta signala se izračunava po formuli:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x(n) - \tilde{x}(n))^2}{\sum_{n=1}^N x^2(n)}} \times 100 \quad (2.6)$$

Međutim, kako signal može da ima i jednosmernu vrednost koja nije jednaka nuli, prethodno navedena formula ne daje korektne rezultate, pa je zato definisana alternativna mera PRD' koja je predstavljena jednačinom:

$$PRD' = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x(n) - \tilde{x}(n))^2}{\sum_{n=1}^N (x(n) - \bar{x}(n))^2}} \times 100 \quad (2.7)$$

gde $\bar{x}(n)$ predstavlja jednosmernu - srednju vrednost signala.

Obe mere sličnosti rekonstruisanog i originalnog signala predstavljaju matematički izračunata odstupanja, koja ne pokazuju koliko se zaista signal izobličio. Kod EKG signala je najvažnije sačuvati karakteristične delove i parametre signala, koji će omogućiti lekaru specijalisti da na isti način dijagnosticira talasni oblik pre i posle kompresije. U radu [14] autori predlažu novu meru sličnosti originalnog i kompresovanog materijala koju su nazvali Weighted Diagnostic Distortion (WDD). Metoda se zasniva na merenju razlike u 18 parametara, koje su autori definisali u jednoj periodi EKG signala, među kojima spadaju: dužine P, QRS, T segmenata, amplitude R, S zupca, oblik P i T talasa, elevacija i depresija ST segmenta itd. Neki od ovih parametara se mogu meriti, pa se tako, za njih, mogu izračunati razlike između originalnog i kompresovanog signala. Za parametre koji nisu merljivi, kreiraju se tzv. težinske matrice, koje pokazuju udaljenost kompresovanog parametra u odnosu na originalni. WDD mera greške se izražava u procentima i ima formulu koja zavisi od svih predloženih 18 parametara. Tačnost WDD mere u odnosu na kvalitet rekonstruisanog signala proverena je na osnovu mišljenja lekara specijalista objektivnom metodom (tzv. Blind Test).

U radu [15] polazi se od pretpostavke da su susedni odmerci u EKG signalu po amplitudama vrlo slični, pa je lakše izvršiti kompresiju greške predikcije jer su tu amplitude manje nego kod realnog signala. Teoretski je analizirano nekoliko različitih prediktivnih koda i to: AR, ARMA, ARX, ARMAX i ARARX. Upoređivanjem dobijenih rezultata, pokazalo se da je ARX koder sa linearnom regresijom najbolje rešenje kao kompromis odnosa kompleksnosti i ostvarene kompresije. Pokazana metoda spada u grupu kompresija bez gubitaka.

EKG signalu se može ukloniti postojeća redundansa tako što se talasni oblik u određenom intervalu može predstaviti preko skupa karakterističnih tačaka koje se linearno povezuju. Broj karakterističnih tačaka mora da bude manji od broja odmeraka u tom intervalu i definisana je mera za izračunavanje rastojanja između originalnog i signala sastavljenog od ovih tačaka. U radu [16] je pokazan i algoritam kako se vrši izbor karakterističnih tačaka. Uvodeći Blok Sorting Algoritam nad karakterističnim tačkama, autori povećavaju stepen kompresije. Ovaj algoritam koristi reverzibilnu permutaciju originalnih podataka kojom se kreiraju koncentracije istih tipova podataka (amplituda). To omogućava lakše izvođenje entropijskog kodovanja. Autori su pokazali da se zamenom EKG signala od 1000 odmeraka sa 71 karakterističnom tačkom dobija PRD od 7.18% i kompresija od 7:1, a primenom Blok Sorting Algoritma nad dobijenim karakterističnim tačkama PRD od 7.90% i kompresija od 11:1.

Sličan pristup kompresiji je dat i u radu [17], sa tim što su za svaki odmerak ustanovljene maksimalna i minimalna granica odstupanja kompresovanog signala u odnosu na originalni, uz minimizaciju odstupanja po nekoliko kriterijuma, kao što su: PRD, maksimalna greška i suma kvadrata grešaka. Autori su svoju metodu predstavili preko iterativnog algoritma za minimizovanje navedenih kriterijuma. Kompresovani signal je dobijen upotrebom diferencijalnog PCM uz korišćenje koda sa promenljivom dužinom reči i to tako da je dužina reči inverzno povezana sa frekvencijom simbola na izlazu DPCM. Dobijeni rezultati su pokazali veliku nadmoć predstavljenog algoritma u odnosu na bilo koju drugu kompresionu tehniku u vremenskom domenu.

Metoda Analysis By Synthesis Coding (ASEC) predstavljena je 2000. god u radu [18]. Perioda EKG je podeljena na 3 oblasti i to P, QRS i T sekciju. Sistem primene ove metode se sastoji iz 3 podsistema i to:

- preprocesiranje se sastoji u segmentiranju signala na 3 dela (pomoću Band Pass FIR filtara i to 0.01-50Hz za P i T i 0.1-100Hz FIR za QRS) i ispravljanjsinu osnovne linije,
- u bazi talasnih oblika sistema se čuva 8 tipičnih oblika perioda, koje se upoređuju sa signalom na ulazu i nad njima se vrši tzv. dugotra-

jna predikcija sa 5-dimenzionalnim vektorom \mathbf{a} . Koeficijenti predikcije se kvantizuju, i na osnovu njih se kreira signal $\hat{x}(n)$ a zatim i $r(n) = x(n) - \hat{x}(n)$ gde je $x(n)$ originalni signal. Nad signalom razlike $r(n)$ se vrši decimacija sa faktorom 2 samo za P i T sekciju i vrši se adaptivno kvantovanje signala razlike različitim brojem bitova po odmerku (N1, N2 i N3) u zavisnosti u kojoj sekciji pripada deo signala koji se kvantuje. Na osnovu signala kodovanog signala razlike vrši se rekonstrukcija ulaznog signala i računa PRD ili WDD. Ukoliko je PRD iznad dozvoljenog, povećava se broj bitova po odmerku i na taj način se smanjuje PRD.

- dekodovanje se vrši na osnovu parametara koji su zapisani u kompresovanoj datoteci i kvantovanom signalu razlike.

Pokazana metoda spada u grupu kompresija sa gubicima i to sa vrlo malim PRD i WDD procentom.

LZ kompresija je pokazana u [19]. Polazeći od pretpostavke da su periode EKG signala vrlo slične jedna drugoj, ako se jedna perioda EKG signala postavi u prozor, a zatim se taj prozor translira po vremenskoj osi do sledeće periode, uočiće se minimalne razlike koje postoje u amplitudama odmeraka oba prozora. Kada je apsolutna razlika odmeraka u dve periode ispod definisanog praga tolerancije, tada nije potrebno prenositi odmerke obe periode, već samo odmerke jedne periode. U softveru koji su autori konstruisali, ovaj postupak se izvodi na sledeći način. U ulaznom nizu odmeraka signala traži se niz od K uzastopnih odmeraka koji je sličan sa bilo kojom kombinacijom od K uzastopnih odmeraka u baferu prethodnih perioda. Ukoliko se nađe takav niz, obeleži se početna pozicija tog niza u baferu (P) i dužina niza (K). Za takav niz ulaznih odmeraka, prenose se samo dva podatka - (P, K). Ukoliko se ne nađe takav niz (unutar periode signala), tada se prenose svi odmerci te periode ulaznog niza.

Kratak pregled većine opisanih tehnika kompresije, kako u vremenskom, tako i u vremensko - frekvencijskom domenu dat je u [20]. Autori ističu da se kompresione tehnike mogu upoređivati jedino ako se one upotrebljavaju nad istim EKG signalima uz unapred definisane kriterijume za merenje greške usled kompresije i izračunavanje stepena kompresije.

2.2 Pregled analiza nestacionarnih signala u vremensko - frekvencijskom domenu

U dostupnoj naučnoj i stručnoj literaturi, analize nestacionarnih signala u vremensko - frekvencijskom domenu se zasnivaju na transformisanju originalnog signala, putem vremensko - frekvencijske transformacije (STFT, WVT, WD) u drugi domen, gde se vrši odgovarajuća obrada.

Pomoću koeficijenata dobijenih u vremensko-frekvencijskom domenu, može se izvršiti prepoznavanje karakterističnih segmenata u signalu, odrediti osnovna frekvencija signala (naročito na vremensko-frekvencijskom dijagramu), izvršiti kompresija signala i otklanjanje šumova ili frekvencijskih komponenti koje su superponirane nad korisnim signalom..

Kako standardna Furijeova transformacija pokazuje iz kojih se frekvencijskih komponenti posmatrani signal sastoji, ali ne pokazuje u kojim vremenskim trenucima one nastaju ili nestaju, predložena je Kratkotrajna Furijeova Transformacija (STFT). Uz pomoć prozorskih funkcija, koje ograničavaju signal u vremenu i frekvenciji, signal se deli na prozore nad kojima se izvršava Furijeova transformacija. Odmerci signala se prvo množe odgovarajućim koeficijentima izabrane prozorske funkcije. Nakon izračunavanja koeficijenata Furijeove transformacije, prozor se pomera (translira) po vremenskoj osi i postupak se ponavlja. Prozori su uvek iste širine, a mogu se izabrati tako da budu sa ili bez preklapanja.

Jedan od primera koji opisuje upotrebu kratkotrajne Furijeove transformacije nad izabranim nestacionarnim - EKG signalom je dat u radu [21]. Kada se vrši reanimacija pacijenta za vreme trajanja ventrikularne fibrilacije, EKG signal je superponiran artifaktima koji nastaju usled masaže srca, što daje krivu sliku o autonomnoj aktivnosti srčanog mišića. Kada se na EKG signalu primeni kratkotrajna Furijeova transformacija, uz upotrebu Gausove prozorske funkcije, jasno se uočavaju koherentni signali, tj. signali sa osnovnom frekvencijom (koja se sporo menja duž trajanja signala) i njenim višim harmonicima. Podelom signala na vremenske segmente, nalaze se lokalne osnovne frekvencije i njihovi harmonici. Izračunavanjem težinskih faktora učešća koherentnog signala u ukupnom signalu moguće je ukloniti

ovaj artefakt iz vremensko frekvencijskog spektra signala. Inverznom kratkotrajnom Furijeovom transformacijom dobija se EKG signal sa uklonjenim pomenutim artefaktom.

Modifikovana kratkotrajna Furijeova transformacija se koristi i u otklanjanju šumova prisutnim u EKG signalu. Ako se počde od pretpostavke da za svaku periodu EKG signala koji je superponiran sa šumom važi $x_i(t) = s(t) + n_i(t)$, $i = 1 \dots N$, gde je N broj perioda koji se analizira, tada se usrednjavanjem perioda dobija $\bar{x}(t) = s(t) + \bar{n}(t)$.

Usrednjavanje odmeraka u periodama kvazi periodičnog signala predstavlja sledeći postupak. Prvo se iz signala izdvoji N perioda ($i = 1, \dots, N$) koje se podese tako da svaka perioda ima jednaki broj odmeraka M ($j = 1, \dots, M$). Tada se amplituda j -tog usrednjenog odmerka izračunava po izrazu $s_j = 1/N \sum_{i=1}^N s_{ij}$.

Ako se nad usrednjenim signalom $\bar{x}(t)$ primeni STFT dobiće se $S_{\bar{x}}(t, f; \gamma)$ gde je γ primenjena prozorska funkcija u STFT. Ako se dobijeni vremensko-frekvencijski koeficijenti pomnože sada sa težinskom funkcijom $W(t, f)$ koja zavisi od korelacione funkcije za merenje snage šuma i uradi se inverzna STFT [22], dobiće se signal očišćen od šumova.

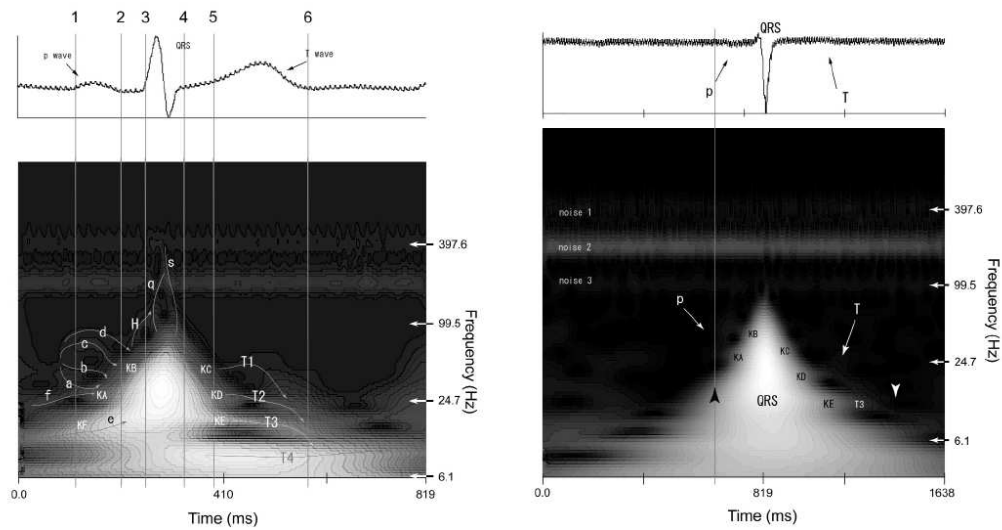
U radu [23] autori upoređuju upotrebu čak 4 vremensko-frekvencijske transformacije nad EKG signalom u ritmu ventrikularne fibrilacije i to: kratkotrajnu Furijeovu, Wigner-ovu (WD), Smooth Wigner-ovu (SW) i Choi - Williams transformaciju (CWT). Poslednje dve predstavljaju modifikacije Wignerove transformacije, koje umanjuju loše osobine Wignerove Transformacije. Generalizovani rezultati pokazuju da sa istim širinama prozora, STFT ima jako dobru spektralnu, ali slabu vremensku karakteristiku. Dobre karakteristike su pokazale i SWT i CWT.

U skorije vreme (2005.) bilo je pokušaja da se teorijski dođe do izbora takvog waveleta koji bi dao najbolje rezultate u obradi EKG signala [24]. Autori su usrednjili periodu EKG signala na osnovu talasnih oblika MIT-BIH baze (javna baza EKG signala - <http://ecg.mit.edu>) i na osnovu teoreme o minimizaciji varijanse i maksimizaciji energije koncentrisane u najmanjem broju wavelet koeficijenata dobili optimalne wavelete sa filtrima 8 reda: L1 (sa minimalnom varijansom apsolutne vrednosti koeficijenata) i L4 (sa maksi-

malnom varijansom energije wavelet koeficijenata). U prepoznavanju perioda (detekcija cele periode) se najboljim pokazao L4 wavelet.

Najviše radova vezanih za segmentaciju i prepoznavanje elemenata EKG signala objavljeno je uz primenu kontinualne wavelet transformacije (CWT). Waveleti su talasići čija je srednja vrednost jednaka nuli i koji zadovoljavaju dodatna pravila, koja će biti posebno opisana u sledećim poglavljima. Wavelet spektar se dobija tako što se izračunavaju korelacije signala sa wavelet signalom u dve dimenzije: kada se wavelet translira po vremenskoj osi i kada se wavelet izdužuje (skalira) u vremenu. Ako se sa $\Psi(t)$ označi talasni oblik waveleta u vremenu, tada je $\Psi(\frac{t-b}{s})$ wavelet transliran po vremenskoj osi za interval b i izdužen (skaliran) s puta. S' obzirom da širina prozora u wavelet transformaciji nije konstantna, već se menja sa menjanjem skale, wavelet transformacija omogućuje vrlo finu frekvencijsku rezoluciju na nižim frekvencijama i vrlo finu vremensku rezoluciju za visoke frekvencije.

Ako se EKG signal odabira na visokim frekvencijama u opsegu od 5 do 20kHz (obično je za digitalizovanje EKG signala dovoljna frekvencija odmeravanja ispod 1kHz), wavelet analiza pruža mogućnost detaljnije analize trenutaka nastanka P, QRS i T talasa, kao i njihovih delova, koji nisu vidljivi na talasnom obliku. U radu [25] autori upoređuju zdrav i EKG pacijenta koji se žali na bol u grudima (II odvod). Za detekciju tačnih momenata nastanka P, QRS i T sekcije korišćen je Mexican Hat wavelet (dobijen kao drugi izvod Gausove funkcije), koji ima dobru rezoluciju u vremenu, a za detaljnu frekvencijsku analizu u vremenu korišćen je Gabor-8-Power wavelet. Pomoću detaljne frekvencijske analize autori nalaze 3 provodne niti, koje po njima, predstavljaju inicijalizaciju iz sinusnog čvora i nalaze potencijal Hisovog snopa. QRS sekcija se jasno vidi, a za T talas autori nalaze T1, T2, T3 i T4 komponente. Kod bolesnog pacijenta, koji ima oštećenje miokarda, iako se P i T talas ne vide na EKG talasnom obliku, vide se na dijagramu kontinualne wavelet transformacije (CWT). Ranije pomenute 3 provodne niti se ne vide na dijagramu CWT kod bolesnog pacijenta, a ne vide se ni T1, T2 i T4 komponenta T talasa. Na Sl. 2.5 pokazani su talasni oblici i CWT dijagrami za zdravog pacijenta (levi deo) i bolesnog pacijenta (desni deo).



Sl. 2.5: *Talasnici EKG signala sa CWT dijagramima za zdravog pacijenta (slika levo) i pacijenta sa oštećenjem srčanog mišića (slika desno)*

Kontinualna wavelet transformacija se pokazala dobrom i u jasnom prikazivanju visokofrekvencijskih komponenti u EKG signalu, odakle se mogu pratiti oštećenja miokarda, kao što je fokalna nekroza (odumiranje tkiva srčanog mišića) [26]. Ove komponente se ne mogu izdvojiti pomoću STFT. U radu je upotrebljen Morlet wavelet sa 40 skala za opseg učestanosti do 400 Hz. U skalogramu (analogno spektrogramu kod STFT koji pokazuje vremensko-frekvencijsku raspodelu energije signala) je pokazano da je energija komponenti za frekvencije manje od 100 Hz manja kod pacijenata sa infarktom miokarda u odnosu na istu kod zdravog pacijenta.

Isti wavelet i pristup korišćen je i u radovima [27] i [28]. U prvom je prikazan vremensko-frekvencijski dijagram energije EKG signala pacijenta koji je imao ventrikularnu fibrilaciju u trajanju od 5 minuta, nakon koje je započet proces reanimacije i trajao 2,5 minuta, a u drugom pacijenta koji je imao ugrađen pejsmejker (pacemaker).

U radu [29] upotrebom CWT, autori pokazuju kako se može prepoznati EKG ploda u stomaku majke, na osnovu EKG-a snimljenog na stomaku majke. Za izdvajanje fetalnog EKG-a autori koriste CWT sa db20 waveletom. Za uklanjanje šumova korišćen je coif14 wavelet, sa DWT dekompozicijom do 12. nivoa i korišćena je tzv. soft thresholding metoda. Na CWT dijagramu

se jasno pokazuju dve grupe QRS kompleksa EKG signala - majčin i fetalni, jer je fetalni na višim frekvencijama. Uveličanjem dijagrama, jasno se mogu videti i P, QRS i T sekcija EKG-a ploda.

Ako se u prepoznavanju signala koristi wavelet koji najviše liči analiziranom delu signala i ako je istovremeno ortogonalan na većinu njegovih izobličenja, tada bi wavelet koeficijenti u tom delu imali velike amplitude u odnosu na ostale koeficijente što bi olakšalo prepoznavanje. U tu svrhu u radu [30] je izabran Klauder kompleksni wavelet. Autori su izračunali pragove neodređenosti ovog waveleta u vremenskom i u frekvencijskom domenu i na taj način definisali šablon (funkciju) koji se sastoji od amplitude 4 susedna koeficijenta pomoću koga se vrši detekcija QRS kompleksa. Šablon se pomera kroz vremensko-frekvencijski dijagram i za svaku poziciju se izračunava mera sličnosti koeficijenata u šablonu sa očekivanim koeficijentima. Maksimalna vrednost u šablonu pokazuje poziciju QRS kompleksa. Autori su ovu metodu testirali na MIT-BIH bazi i dobili srednju grešku pogrešno prepoznatih QRS kompleksa od 0.32%.

Ukoliko je apsolutna vrednost wavelet koeficijenta na određenoj skali veća od apsolutne vrednosti ostalih koeficijenata u neposrednoj okolini, tada se pozicija tog koeficijenta naziva modulus maxima. Ako se modulus maxima pozicije na svim skalama povežu, tada se dobija maxima linija. Koristeći modulus maxima wavelet koeficijenata na skali 10 EKG signala uz upotrebu prvog izvoda Gausove funkcije kao waveleta, autori rada [31] nalaze vrh T talasa u preseku linije koja spaja pozitivni modulus maximum sa negativnim iza QRS kompleksa. Međutim, kada je u EKG signalu prisutan značajan šum i/ili kada osnovna linija osciluje, ova metoda ne daje tačne rezultate.

Detekcija P, QRS i T talasa pomoću CWT, ali na tačno određenim skalama: 2^1 , 2^2 , 2^3 , 2^4 i 2^5 (tzv. dyadic Analiza) uz pomoć quadratic spline wavelet funkcije je opisana u radu [32]. Autori koriste local maxima i local minima na svakoj od odabranih skala, kako bi izvršili detekciju početka i kraja segmenata. Za svaki segment uz različite kombinacije talasnih oblika segmenata (pozitivan, negativan ili bifazičan P ili T talas, QRS, QRRS, QS, R talas) definisana su pravila postavljanja pragova na određenim skalama, kao na primer: maksimum QRS kompleksa (R talas) se nalazi na mestu preseka pozitivnog i negativnog modulus maxima u skalama 2^1 i 2^2 sa vremenskom

osom, T talas se detektuje ako iza prepoznatog QRS kompleksa u skali 2^4 najmanje 2 lokalna maksimuma imaju amplitude veće od zadanog praga itd. Upoređujući svoje rezultate sa ostalim metodama za talasne oblike u javno dostupnim bazama EKG signala, autori pokazuju da imaju najveći procenat uspešno prepoznatih segmenata, u odnosu na već markirane vremenske trenutke koje su uradili kardiolozi.

Po autorima rada [33] talasni oblici P i T segmenata liče na sinusni odnosno kosinusni signal, QRS kompleks liči na dignuti kosinus i ST segment predstavlja jednosmernu komponentu. Kako po njima Malvar wavelet najviše liči na kosinus funkciju, upotrebili su ovaj wavelet za segmentaciju EKG signala i dobili jako dobre rezultate.

Prepoznavanje ishemije (nedovoljne ishrane) srca, koja je jedan od uzroka akutnog infarkta miokarda uz pomoć Cohen-Daubechies-Feauveau (CDF) biortogonalnih spline waveleta i DWT, navedeno je u radu [34]. Autori su definisali funkciju “Wavelet Time Entropy” preko jednačine:

$$WTE_s = \sum_k \frac{|w_{s,k}|}{\sum_i |w_{s,i}|} \times \ln \left(\frac{|w_{s,k}|}{\sum_l |w_{s,l}|} \right) \quad (2.8)$$

nad svim koeficijentim $w_{s,k}$ po skalama s za odmerke u intervalu $R_{off} - T_{off}$, odnosno za interval od automatski detektovanog završetka R zupca do završetka T talasa. Detekcija R_{off} i T_{off} momenata je izvršena uz pomoć usrednjavajućeg filtra. Za svaku periodu EKG signala, gde je na x osi naveden redni broj periode, izračunata je WTE vrednost na y osi i tako je formiran grafikon na kome se može videti da ishemija raste kako raste funkcija WTE . Interesantno je da se ova zavisnost vidi nejednako na različitim skalama.

Segmentacija EKG signala uz pomoć waveleta i modifikovanih skrivenih Markovljevih modela data je u radovima [35] i [36]. Kako se svaki od segmenata u EKG signalu pojavljuje u tačno određenom redosledu i kako su poznate granice trajanja tih segmenata, definišu se stanja i verovatnoće prelaska između stanja. Uz pomoć Viterbijevog algoritma i definisanim merama rastojanja za tzv. pravilo maksimalne verodostojnosti (Maximum Likelihood), koristeći Coiflet2 wavelet na skalama 2^k , $k = 1, \dots, 8$ dobijen je mali procenat pogrešno prepoznatih segmenata.

Perioda EKG signala nije konstantna. Ako se na x osu nanese redni broj periode, a na y osu njeno trajanje, dobiće se Heart Rate Variability (HRV) funkcija. Ako se nad takvim signalom, sa pretpostavkom da je frekvencija odabiranja 1 sec, primeni wavelet transformacija [37], na vremensko frekvencijskom dijagramu se mogu uočiti komponente između 0.04 i 0.18 Hz i 0.18 - 0.8 Hz. Prva komponenta predstavlja "Low Frequency Peak" odnosno dejstvo nerva simpatikusa, a druga "High Frequency Peak" odnosno dejstvo nerva parasimpatikusa. Promene amplituda u jednoj, odnosno drugoj frekventnoj zoni u vremenu ukazuju na promene aktivnosti ova dva nerva, što može da ukaže na određena oštećenja srčanog mišića.

Prepoznavanje ishemije srčanog mišića, na osnovu HRV funkcije EKG signala, navedeno je u radu [38]. Autori navode da elevacija i depresija ST segmenta ne mora da uvek dijagnostikuje ishemiju, već da je ona povezana sa aktivnošću parasimpatikusa i simpatikusa. Uz pomoć diskretne wavelet transformacije uz upotrebu Daubechies 12 waveleta nad HRV EKG signala, dobijene su 3 frekventne oblasti i to: VLF - (DC-0.0625Hz), LF - (0.0625-0.125Hz) i HF(0.125 - 0.5Hz). Analiziran je EKG signal u kome je tokom vremena prisutan period normalne EKG aktivnosti i vremenske zone u kojoj je primećena ishemija. Statističkom analizom navedenih frekventnih oblasti za normalan i deo EKG signala u kome je prisutna ishemija, pomoću Friedmanovog testa pokazano je da se energija u sva tri opsega značajno povećava 2 min. pre nego što će započeti period ishemije i u samom periodu ishemije.

Najviše radova vezanih za obradu EKG signala u vremensko-frekvencijskom domenu vezano je za kompresiju. Najčešće se koristi Diskretna Wavelet Transformacija, Wavelet Paketi, Multiple Waveleti i Modifikovana Kosinusna Transformacija.

Tutorial u kome su opisana osnovna pravila za kompresiju EKG signala dat je u radu [39]. Koeficijenti koji se dobijaju kao rezultat Diskretne Wavelet Transformacije (DWT) izračunavaju se kao konvolucija signala $f(t)$ sa wavelet funkcijom $\psi_{\nu k}(t) = 2^{\nu/2}\psi(2^{\nu}t - k)$. Međutim, postoji ekvivalentan i efikasniji način da se dobiju isti koeficijenti uz upotrebu adekvatno kreiranih filtara sa karakteristikom lika u ogledalu (Quadrature Mirror Filters - QMF) [40]. Par filtara se sastoje iz NF filtra (H) i VF filtra (G), koji dele spektar signala na dva dela (half band filtri). Nad dobijenim koeficijentima se,

zatim, izvrši decimacija sa faktorom 2, kako bi se smanjila redundansa. Impulsni odzivi dekompozicionih (\tilde{H}, \tilde{G}) i rekonstruktivnih (H, G) QMF filtara su vezani relacijama: $g_n = (-1)^{1-n} h_{1-n}$, $g_n = \tilde{g}_{-n}$ i $h_n = \tilde{h}_{-n}$.

Koeficijenti dobijeni na izlazu NF filtra se nazivaju Aproksimacijom, a oni na izlazu VF filtra Detaljima [41]. Proces dekompozicije se može ponavljati nad koeficijentima aproksimacija i broj ponavljanja definiše nivo dekompozicije. Opisani postupak predstavlja DWT ulaznog signala. Rekonstrukcija signala se sastoji u dodavanju nultih odmeraka između svaka dva koeficijenta i propuštanjem tako dobijenih signala kroz odgovarajuće rekonstrukcione filtre (NF filtar za koeficijente aproksimacije i VF za koeficijente detalja) i sabiranjem koeficijenata na izlazu ovih filtara. Ovako definisana rekonstrukcija predstavlja inverznu DWT.

Za razliku od DWT gde se dekompozicija vrši nad ulaznim signalom i koeficijentima aproksimacija, kod Wavelet Paketa se dekompozicija vrši i nad koeficijentima detalja. Svaka grupa koeficijenata u procesu dekompozicije predstavlja čvor stabla dekompozicije. Stablo se grana tako da je na vrhu stabla originalni signal a na dnu 2^l čvorova, gde je l nivo dekompozicije.

Za svaki čvor stabla izračunava se entropija i u zavisnosti od nje bira se optimalno, odnosno, najbolje stablo (best basis tree). Ako je entropija u određenom čvoru manja od sume entropija u čvorovima na koje se prethodni čvor grana, onda se dekompozicija ne vrši nad tim čvorom. Na ovaj način se dobija najbolje stablo koje ima najmanju kumulativnu entropiju [42].

Kompresija signala se izvodi tako što se za koeficijente detalja izabere prag ili pragovi (za svaki nivo dekompozicije različiti) i svaki koeficijent čija je apsolutna vrednost manja od vrednosti praga se izjednačava sa nulom, a ostali koeficijenti zadržavaju svoje vrednosti. Ovaj postupak se u literaturi zove "thresholding", a u ovom radu će se koristiti izraz eliminacija najmanjeg. Uglavnom će veliki broj koeficijenata ovim postupkom dobiti vrednost jednaku nuli, pa se kompresija postiže upotrebom entropijskog kodera [39].

Entropijsko kodovanje u radu [43] se sastoji od načina "pakovanja" koeficijenata nakon eliminacije najmanjeg u datoteku. Kako u opsegu vrednosti koje koeficijenti mogu da imaju neće biti onih koji su eliminisani, te vrednosti

se mogu iskoristiti da pokažu broj uzastopnih koeficijenata sa vrednostima jednakim nuli.

Prag odluke, kojim se eliminišu koeficijenti čija je apsolutna vrednost manja od njega, ne mora da bude konstantan da bi se dobila zadovoljavajuća kompresija. To je pokazano u radu [44]. Tu je definisana metoda OZWC (Optimal Zonal Wavelet-based Compression) kojom se kompresija vrši sa pragom koji je promenljiv u vremenu. Maksimumi ove krive linije predstavljaju "zone" kroz koje se propuštaju koeficijenti wavelet transformacije. Optimalne zone ne zavise direktno od ulaznog signala, već samo od maksimalne razlike amplituda između dva susedna odmerka u bloku zadane dužine i od izabranog waveleta. Kako je algoritam određivanja optimalnih zona isti u kompresoru i dekompresoru, ne postoji potreba da se prenose pozicije koeficijenata koji pripadaju zonama. Koeficijenti koji ne pripadaju zonama, zamenjuju se nultim vrednostima prilikom rekonstrukcije. Na ovaj način autor dobija stepen kompresije od 18:1 pri $PRD = 0.6\%$.

Kompresija EKG signala se može ostvariti i kombinovanjem DWT i prediktivnog kodovanja [45]. Ovde se nakon eliminisanja DWT koeficijenata sa vrednostima ispod određenih pragova (za svaki nivo se definiše po jedan prag) uz upotrebu Sym4 i Coif4 waveleta, preostali koeficijenti prenose kao vrednosti razlike (reziduali) između stvarnih vrednosti koeficijenata i njihovih predikcija.

Kod DWT broj koeficijenata se smanjuje idući od prvog nivoa ka višim nivoima dekompozicije. Uglavnom svaki od koeficijenata na višem nivou kompozicije, je po vrednosti (izuzimajući znak) sličan sa odgovarajućim parom koeficijenata na prethodnom nivou dekompozicije. Ako se nacрта dijagram sastavljen od koeficijenata DWT, tako da su koeficijenti koji pripadaju najvišem nivou na vrhu dijagrama (njih ima najmanje), a koeficijenti na najnižem nivou na dnu dijagrama i ako se povuku strelice koje pokazuju kako je svaki koeficijent na višem nivou po amplitudi sličan sa 2 koeficijenta na nižem nivou, dobija se privremeno orijentisano stablo (temporal orientation tree). U stablu su definisani direktni naslednici (skup od dva koeficijenata na koje strelica pokazuje), kao i skup naslednika (skup svih koeficijenata na koje se polazni grana).

Za podskup T sastavljen od koeficijenata c_i dobijenih upotrebom DWT se kaže da je značajan na dubini n ako je $\max_{i \in T} |c_i| \geq 2^n$, u suprotnom se kaže da nije značajan na toj dubini. U stvari, bar jedan koeficijent iz podskupa mora da ima vrednost koja je veća ili jednaka 2^n , tj. da ima bit na n -toj ili većoj poziciji u bajtu jednak jedinici. Ako podskup nije značajan koderu se šalje nula. Međutim, ako je podskup značajan koderu se šalje jedinica i postupak se nastavlja deljenjem podskupa na manje podskupove prema privremeno orijentisanom stablu, sve dok se ne dobije podskup sastavljen od jednog koeficijenta.

Opisani postupak kodovanja se naziva Set Partitioning in Hierarchical Trees (SPIHT) algoritam [46], [47]. Pomoću navedenog algoritma, signal, odnosno njegovi koeficijenti se koduju tako da se na početku povorke bitova nalaze najvažniji bitovi (gruba predstava originalnog signala), a kasnije se dodaju detalji u koracima - od grubljih ka finijim. Ovaj način kodovanja je vrlo pogodan kod prenosa informacija kroz mali propusni opseg kanala, jer su u početnim bitovima smeštene najvažnije informacije potrebne za rekonstrukciju, a kasnije se dodaju detalji. Ako se iz bilo kog razloga komunikacija prekine, na prijemnoj strani će se signal rekonstruisati u onoj meri koliko je informacija do tog trenutka preneseno. Ukoliko se unapred definiše nivo detalja potrebnih za rekonstrukciju originalnog signala, kodovanje se prekida kada se dostigne taj nivo. Na ovaj način se ostvaruje kompresija.

Još jedna metoda se dosta često koristi u kompresiji EKG signala. To je kompresija uz pomoć multiwaveleta. Osim jedne funkcije skaliranja ϕ i jedne wavelet funkcije ψ kod multiwaveleta se koristi skup od L funkcija i to: ϕ_1, \dots, ϕ_L i ψ_1, \dots, ψ_L . Najčešće je $L = 2$.

Ako je $\Phi(x) = (\phi_1(x), \phi_2(x))^T$ vektor kolona funkcija skaliranja, $\Psi(x) = (\psi_1(x), \psi_2(x))^T$ vektor kolona wavelet funkcija, $\mathbf{C}_{j,k} = (c_{j,k,1}, c_{j,k,2})$ vektor kolona koeficijenata aproksimacije na nivou j i na poziciji k i $\mathbf{D}_{j,k} = (d_{j,k,1}, d_{j,k,2})$ vektor kolona koeficijenata detalja na nivou j i na poziciji k , tada važi sledeća jednačina multirezolucione dekompozicije uz pomoć multiwaveleta

$$f(x) \approx \sum_{k \in \mathbb{Z}} \mathbf{C}_{J,k}^T 2^{-J/2} \Phi(2^{-J}x - k) + \sum_{j=1}^J \sum_{k \in \mathbb{Z}} \mathbf{D}_{j,k}^T 2^{-j/2} \Psi(2^{-j}x - k) \quad (2.9)$$

Wavelet funkcije u vektoru koloni su međusobno ortonormalne, a i funkcije skaliranja su ortonormalne na sve wavelet funkcije. Sve relacije koje važe kod diskretnih waveleta, važe i kod multiwaveleta samo što se umesto skalarnih funkcija upotrebljavaju matrice kolona sastavljene od skalarnih funkcija i umesto skalara se upotrebljavaju matrice dimenzija $L \times L$ (2×2). Nadalje u tekstu će se koristiti $L = 2$.

Jedna od velikih razlika u upotrebi multiwavelet-a u odnosu na klasične wavelete je u tome da ulazni signal mora da se predprocesira pre nego što počne dekompozicija, jer je ulazni signal jednodimenzionalni, a na ulazu u multiwavelet transformaciju treba da budu vektori [48]. Isto tako, nakon što se izvrši rekonstrukcija, mora da se izvrši i postprocesiranje.

Preprocesiranje se u multiwavelet analizi može izvesti na dva načina: prefiltriranjem i tzv. ponavljanjem signala. Prefilter razdvaja ulazni signal u sekvencu od 2 vektora. Filtar je definisan sekvencom matrica $\mathbf{Q} = \{Q_n\}$ dimenzija 2×2 tako da je:

$$\mathbf{C}_{0,k} = \sum_n Q_n \begin{bmatrix} f_{2(n+k)} \\ f_{2(n+k)+1} \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

gde je f_n povorka odmeraka ulaznog signala.

Prilikom rekonstrukcije signala, potrebno je imati filtara $\mathbf{P} = \{P_n\}$ takav da je $\mathbf{PQ} = \mathbf{I}$, gde je \mathbf{I} jedinična matrica.

Preprocesiranje u smislu ponavljanja signala podrazumeva konvoluciju sekvenci od 2 vektora sa skalarnim vrednostima, što je ekvivalentno odmeravanju ulaznog signala 2 puta sa različitim težinskim faktorima. Ako je dat filter $\mathbf{\Gamma} = \{\gamma_n\}$ tada je:

$$\mathbf{C}_{0,k} = \sum_n f_{n+k} \gamma_n \quad (2.11)$$

Upotrebom ponavljanja signala, ukupan broj koeficijenata će biti dva puta veći u odnosu kada se upotrebi prefiltrar.

Jasno je da dekompozicija signala uz pomoć multiwaveleta sada zavisi i od prefiltra, jer on bitno menja frekvencijsku karakteristiku NF filtra, koji predstavlja funkciju skaliranja multiwaveleta. Isto tako, koeficijenti multiple wavelet transformacije su korelisani i potrebno je eliminisati redundansu.

Međutim, prednost multiple waveleta, u odnosu na standardnu DWT, je u tome da je energija signala skoncentrisana u malom broju koeficijenata, ukoliko se izaberu odgovarajući multiwaveleti. Pragovi za eliminaciju najmanjeg, se određuju uz pomoć multivariabilne normalne distribucije, tako da minimizuju kvadratnu grešku. Ovi pragovi omogućuju da na kraju postupka eliminacije nevažnih koeficijenata ostanu samo oni koeficijenti kod kojih je skoncentrisana energija signala.

Ako ulazni signal ima oblik polinomijalne funkcije (recimo $y(t) = x^2(t) + 2x + 1$), tada se upotrebom DWT koristeći odgovarajuću wavelet funkciju, dobijaju detalji čije su vrednosti koeficijenata bliske nuli. Ako polinom ima stepen p , tada se za odabrani wavelet kaže da ima najmanje p stepena slobode, odnosno - " **p vanishing moments**". To znači da u tim slučajevima aproksimacija u visokom procentu liči na originalni signal, te se koeficijenti detalja ne moraju pamtit (sačuvati). U radu [49] autori koriste mogućnost uspostavljanja novog broja stepena slobode (vanishing moments) multiwaveleta koji su različiti od stepena slobode waveleta koji čine multiwavelet. Još neke korisne osobine, koje ne važe za obične wavelete se mogu dobiti u multiwaveletima ukoliko se konstruišu na odgovarajući način. Tako se mogu konstruisati multiwaveleti koji su u isto vreme ortogonalni, simetrični i FIR [50].

U radu [48] autori su upoređivali rezultate kompresije uz pomoć multiwaveleta koristeći različite prefiltre i različite multiwavelete. Pokazalo se da se najbolji rezultati dobijaju uz upotrebu Geronimo multiwaveleta i pomoću preprocesiranja sa ponovljenim signalom. Autori takođe navode da se upotrebom identity prefiltra dobijaju loši rezultati i ne preporučuju njegovu upotrebu. Međutim, slično upoređivanje je izvršeno u radu [51] gde su najbolji rezultati dobijeni upotrebom cardbal2 multiwaveleta uz upotrebu identity prefiltra.

Jednodimenzionalni EKG signal je u radovima [52, 53] kompresovan uz pomoć SPIHT algoritma i multiwaveleta kao dvodimenzionalan. Prvo je nad signalom izvršena normalizacija trajanja periode (128 odmeraka) i amplitude (maks. ampl. = 1), pa je takav signal podeljen na parni i neparni podskup. Ova dva vektora su propuštena kroz aproksimacioni prefilter, (matricu) i dobijeni odmerci su produženi simetrično, filtrirani i down semplovani. Ovako je dobijena matrica, praktično 2D slika, sastavljena od 128 perioda od po 128

koeficijenata. Nad slikom je primenjen Multiple Wavelet transformacija i nad dobijenim koeficijentima primenjen je SPIHT algoritam. Dobijeni rezultati su za isti stepen kompresije u poređenju sa najboljim dosadašnjim metodama nad MIT-BIH bazom EKG signala pokazali najmanju PRD vrednost.

Pomoću DWT može se izvršiti otklanjanje šumova iz EKG signala. Postoji nekoliko metoda za otklanjanje šumova, a najčešće su uz pomoć Wiener filtra i pomoću "wavelet shrinkage" metode.

Postupak "wavelet shrinkage" je opisan teorijski u radovima [54], [55], a praktično je pokazan u [56]. Kada se izvrši DWT nad signalom, za svaki nivo dekompozicije se odrede pragovi za eliminaciju najmanjeg. Međutim, za razliku od dosad navedenog postupka gde koeficijenti čije su apsolutne vrednosti iznad praga zadržavaju svoje originalne vrednosti (hard thresholding), kod otklanjanja šumova neeliminirani koeficijenti smanjuju svoje vrednosti za vrednost postavljenih pragova (soft thresholding, odnosno wavelet shrinkage). Inverznom DWT dobija se signal očišćen od šumova.

Jedan od glavnih zadataka u otklanjanju šumova u EKG signalu je da se pragovi za eliminaciju najmanjeg, postavljaju tako da novodobijeni signal maksimalno liči na originalni signal, a da u isto vreme što više otkloni šum. U radu [57] predstavljen je metod za izračunavanje pragova za svaki nivo wavelet dekompozicije uz pomoć modifikovanog SURE (Stein's Unbiased Risk Estimator) algoritma. Tu se prag odluke λ_j za svaki nivo j određuje tako da se minimizuje funkcija

$$SURE(\lambda_j, d) = \sigma^2 \left[n - 2 \sum_{k=1}^n I(|d_k| \leq \lambda_j) \right] + \sum_{k=1}^n \min^2(|d_k|, \lambda_j) \quad (2.12)$$

gde su $d_k; k = 1, \dots, n$ wavelet koeficijenti detalja na j nivou dekompozicije, a $\sum_{k=1}^n I(|d_k| \leq \lambda_j)$ broj eliminisanih koeficijenata.

Otklanjanje šumova uz pomoć waveleta i Wiener filtra opisano je u radu [58]. Postupak se sastoji iz nekoliko koraka:

- nad signalom $x = s + n$ se izvrši DWT uz izbor waveleta W_1 . Nad dobijenim koeficijentima se izvrši filtriranje (shrinkage) u wavelet domenu H_{SH} , inverzna DWT (W_1^{-1}) i nad tim signalom se ponovo uradi DWT

sa waveletom W_2 , pa su dobijeni koeficijenti dati izrazom

$$\hat{y}_{21} = W_2 W_1^{-1} H_{SH} W_1 x$$

- dobijeni koeficijenti iz prethodnog koraka se koriste za izračunavanje Wiener filtra $H_{WF}(j, k) = \frac{\hat{y}_{21}(j, k)^2}{\hat{y}_{21}(j, k)^2 + \sigma^2}$, gde k predstavlja skalu, a j poziciju koeficijenata. Signal očišćen od šumova se dobija inverznom DWT $\hat{s} = W_2^{-1} H_{WF} W_2 x$.

Opisani postupak je opšti, pa treba izabrati wavelete W_1 i W_2 . Oni se biraju tako da wavelet W_1 omogući izdvajanje velikih koeficijenata na nižim skalama (većim frekvencijama) za detekciju QRS kompleksa, a wavelet W_2 za dobijanje velikih koeficijenata na višim skalama (nižim frekvencijama) za izdvajanje PQ i ST segmenata. U konkretnom radu najbolji izbor je bio db2 za W_1 i Spline23 za W_2 .

Kompresija EKG signala u vremensko-frekvencijskom domenu je rađena i upotrebom Diskretne Kosinusne Transformacije (DCT). Kosinusna transformacija ima osobinu da za realne ulazne signale generiše realne koeficijente, i da energiju signala koncentriše u malom broju koeficijenata.

U radu [59] kompresija EKG signala je izvršena u 4 koraka:

- signal je podeljen u blokove od po 64 odmeraka,
- nad blokovima je primenjena DCT tipa 2,
- izvršena je eliminacija pojedinih koeficijenata, tako što su vrednosti dobijenih koeficijenata $B_i[n]$ izjednačavani sa nulom, ukoliko je vrednost $|B_i[n]| < t[n]$ za unapred određeni vektor pragova $t[n]$,
- izvršena je kvantizacija vektorom $q[n]$ na taj način da su koeficijenti $B_i[n]$ deljeni sa odgovarajućim članom vektora $q[n]$ i dobijeni rezultat je zaokružen na najbližu celobrojnu vrednost.

Vektori $q[n]$ i $t[n]$ određeni su tako da se minimizuje entropija DCT koeficijenata i izobličenje nastalo kvantizacijom. Autori su dobili jako dobre rezultate kompresije sa malom vrednošću PRD.

Upotrebom DWT transformacije, vrši se u stvari filtriranje signala half band filtrima. Za svaki sledeći nivo dekompozicije, propusni opseg filtra je

dva puta manji. Zahvaljujući toj osobini, primenom DWT eliminiše se redukcija među wavelet koeficijentima, pa je tako moguća i kompresija. Sličan pristup veliki broj autora pokušava da odradi na taj način što će konstruisati QMF filtre upotrebom kosinusne transformacije. Ti filtri pripadaju grupi kosinusno moduliranih pseudo-QMF banaka. Za razliku od DWT, gde dekompozicija i rekonstrukcija imaju tzv. perfektnu rekonstrukciju (iz nekompresovanih DWT koeficijenata se rekonstrukcijom dobija originalni signal), kosinusno modulirani QMF nemaju tu osobinu. Srećom, razlika između originalnog i rekonstruisanog signala je vrlo mala. Kosinusno modulirana pseudo-QMF banka se dobija tako što se prvo projektuje tzv. prototip filtar niskih frekvencija koji se kosinusno moduliše u cilju kreiranja propusnih opsega na višim frekvencijama.

Jedan pristup kreiranju prototip filtra dat je u radu [60]. Prototip FIR filtar neparnog reda ima impulsni odziv $h[n] = h_i[n]w[n]$ gde je $w[n]$ prozorska funkcija, a $h_i[n]$ impulsni odziv idealnog NF filtra pomeren u vremenu na polovinu prozora. Ono što prototip filtar treba da zadovolji je da $H(e^{j\omega})$ ima slabljenje od 3 dB na frekvenciji $\omega = \pi/2M$. Autori su predložili jednostavan iterativni postupak za dobijanje takvog filtra. QMF par $(H_k(e^{j\omega})$ i $F_k(e^{j\omega}))$ se dobija kosinusnom modulacijom prototip filtra $H(e^{j\omega})$. Nešto složeniji metod za projektovanje filtara za dekompoziciju (analizu) i rekonstrukciju (sintezu) pseudo-QMF banke dat je u radu [61].

Metoda za kompresiju EKG signala korišćenjem M kanalne kosinusno modulirane QMF banke (CM-QMF) prikazana je u radovima [62, 63, 64]. Odmerci EKG signala se propuste kroz M filtara CM-QMF banke, a na njihovom izlazu se vrši decimacija sa faktorom M . Autori su uporedili količinu operacija, kao i stepen kompresije koji se dobija primenom wavelet paketa (WP) i CM-QMF banke. Da bi upoređivanje bilo korektno za obe transformacije je EKG signal podeljen na prozore iste širine. Dekompozicija wavelet paketima do 4. nivoa sa filtrom reda 14 je ekvivalentna upotrebom CM-QMF banke reda 192. U oba slučaja je izvršeno entropijsko kodovanje tzv. run-length koderom. Blackman-ova prozorska funkcija je uzeta kao osnov za konstrukciju prototip filtra za CM-QMF banku. Dobijeni rezultati su pokazali da je broj upotrebljenih operacija manji za CM-QMF, da se kvalitet kompre-

sije kod CM-QMF ne menja u zavisnosti od širine prozora (što je slučaj uz upotrebu WP) i da je stepen kompresije veći uz upotrebu CM-QMF banke.

Iterativni postupak kojim se određuje prag za eliminaciju koeficijenata kako bi se dobila kompresija sa unapred zadatim PRD pokazan je u radovima [65, 66]. Prag se u promenljivim koracima povećava odnosno smanjuje i izračunava se PRD. Ako je izračunata vrednost van zadatih granica ($0.95PRD_t \leq PRD \leq 1.05PRD_t$, PRD_t - zadati PRD) iterativni postupak se nastavlja, a ako je unutar granica postupak se prekida i usvaja se izračunati prag.

Glava 3

Primena Kratkotrajne Furijeove transformacije u analizi nestacionarnih signala

3.1 Furijeova i kratkotrajna Furijeova transformacija

Furijeova transformacija omogućava da se izvrši analiza signala u frekvencijskom domenu, tj. da se sagleda iz kojih se frekventnih komponenti analizirani signal sastoji. Furijeov transformacioni par za kontinualni signal $x(t)$ je dat sledećim formulama:

$$\begin{aligned} X(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \\ x(t) &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega)e^{j\omega t} d\omega \end{aligned} \tag{3.1}$$

Furijeova transformacija diskretnih signala definiše se na sličan način kao i Furijeova transformacija kontinualnih signala. Kako ovde signal nije kontinualan ($x(t)$), već diskretan ($x(n)$), umesto integrala se sada izračunava suma. Inverzna Furijeova transformacija se dobija pomoću integrala nad

jednom periodom u frekvencijskom domenu, jer je spektar diskretnog signala periodičan [67], [68]:

$$\begin{aligned} X(e^{j\theta}) &= \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)e^{-j\theta n} \\ x(n) &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} X(e^{j\theta})e^{jn\theta} d\theta \end{aligned} \quad (3.2)$$

Iz jednačine 3.2 se jasno vidi da je spektar diskretnog signala kontinualan i periodičan. Da bi se dobila diskretna Furijeova transformacija (DFT), odnosno da bi se dobio i diskretan spektar, polazi se od pretpostavke da je niz $x(n)$ diskretna periodična funkcija sa periodom N . Tada, diskretni spektar $X(e^{j\theta n})$ ima konačan broj spektralnih Furijeovih komponenti koje se nalaze na diskretnim kružnim frekvencijama $\theta_k = \frac{2\pi k}{N}$. Furijeova transformacija periodičnog diskretnog signala sa periodom N tada postaje [69]:

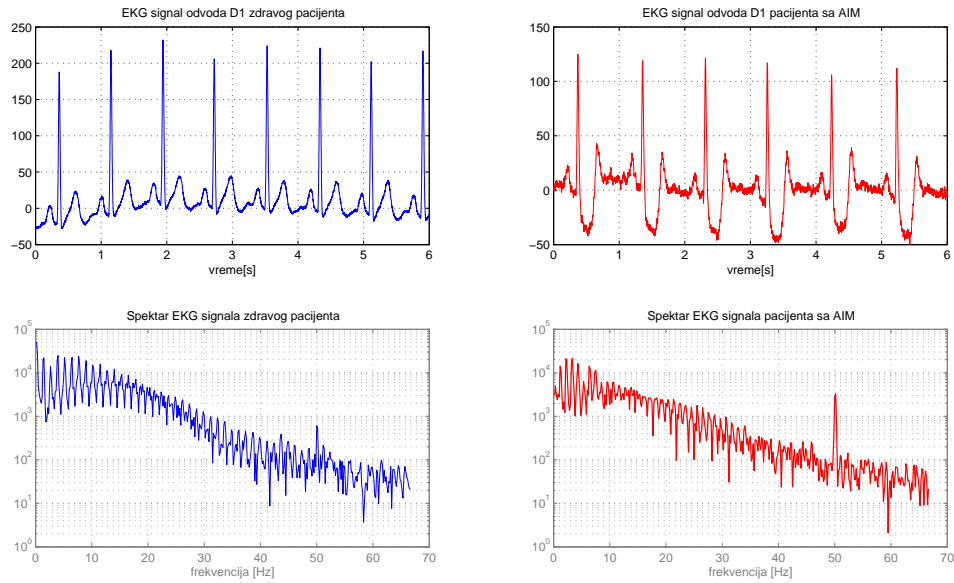
$$\begin{aligned} X(k) &= \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j\frac{2\pi}{N}kn} \\ x(n) &= \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k)e^{j\frac{2\pi}{N}kn} \end{aligned} \quad (3.3)$$

gde je k frekvencijski a n vremenski indeks.

U disertaciji je, kao što je to ranije napisano, izvršena analiza EKG signala kao jedne klase nestacionarnih biomedicinskih signala.

Ako se EKG signal posmatra kao kvaziperiodičan signal čiji se parametri sporo menjaju u vremenu, tada se može izračunati njegov spektar. Talasni oblici i spektri EKG signala zdravog i pacijenta sa Akutnim Infarktom Miokarda (AIM) pokazani su na Sl. 3.1. Na njima se mogu uočiti razlike u talasnim oblicima i spektrima ova dva signala.

Analiza zavisnosti spektra od talasnog oblika EKG signala data je u radovima [70, 71]. Međutim, ovako dobijeni spektri ne pokazuju kako se menjaju frekvencijske komponente u vremenu. Da bi se izvršila analiza signala u frekvencijskom i u vremenskom domenu istovremeno, potrebno je da se pomoću funkcije prozora koji klizi duž vremenske ose signala, izdvoji deo



Sl. 3.1: Talasni oblici i spektri EKG signala zdravog i pacijenta sa AIM

signala a zatim izračuna diskretizovana Furijeova transformacija diskretnog niza za svaki prozor.

Ako se sa $w(n)$ označi realna prozorska funkcija, tada se diskretizovana kratkotrajna Furijeova transformacija (Short Time Fourier Transform - STFT) dobija preko formule [72]:

$$X(n, k) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} x(m)w(n - m)e^{-j\frac{2\pi}{N}km} \quad (3.4)$$

Pokazana funkcija zavisi od dve promenljive: diskretnog vremena (nT) i diskretne frekvencije ($\theta = 2\pi k/N, 0 \leq k \leq N - 1$).

U zavisnosti od širine prozora, dobija se različita vremensko-frekvencijska rezolucija. Primenom DFT nad skupom od N odmeraka signala dobija se N kompleksnih koeficijenata. Svaki od dobijenih N koeficijenata predstavlja frekvencijsku komponentu širine opsega f_s/N . Ako je širina prozora N veća tada je širina opsega koji predstavlja koeficijent DFT manja tj. frekvencijska rezolucija je veća, odnosno spektar je finiji. Istovremeno, veća širina prozora onemogućava da se preciznije odrede trenuci promena u vremenu, pa je vremenska rezolucija manja. U suprotnom, manja širina prozora omogućava pre-

ciznije sagledavanje promena u vremenu, ali je zato širina opsega u frekvencijskom domenu veća, odnosno rezolucija manja.

Prozorska funkcija, takođe, ima veliki uticaj na tačnost određivanja vremenskih trenutaka dešavanja promena, odnosno na tačnost određivanja frekvencijskih komponenti prisutnim u signalu.

Ako je energija signala $x(t)$ konačna, tj. ako je:

$$E_x = \int_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 dt < \infty \quad (3.5)$$

tada postoji način da se izvrši karakterizacija signala istovremeno i u vremenskom i u frekvencijskom domenu preko svojih srednjih vrednosti i disperzija u svakom domenu [73]. Ako se $|x(t)|^2$ i $|X(f)|^2$ posmatraju formalno kao gustine raspodele verovatnoća sa srednjim vrednostima u vremenu i frekvenciji:

$$t_m = \frac{1}{E_x} \int_{-\infty}^{\infty} t |x(t)|^2 dt \quad (3.6)$$

i

$$f_m = \frac{1}{E_x} \int_{-\infty}^{\infty} f |X(f)|^2 df \quad (3.7)$$

tada se mogu izračunati njihove standardne devijacije:

$$T^2 = \frac{4\pi}{E_x} \int_{-\infty}^{\infty} (t - t_m)^2 |x(t)|^2 dt \quad (3.8)$$

i

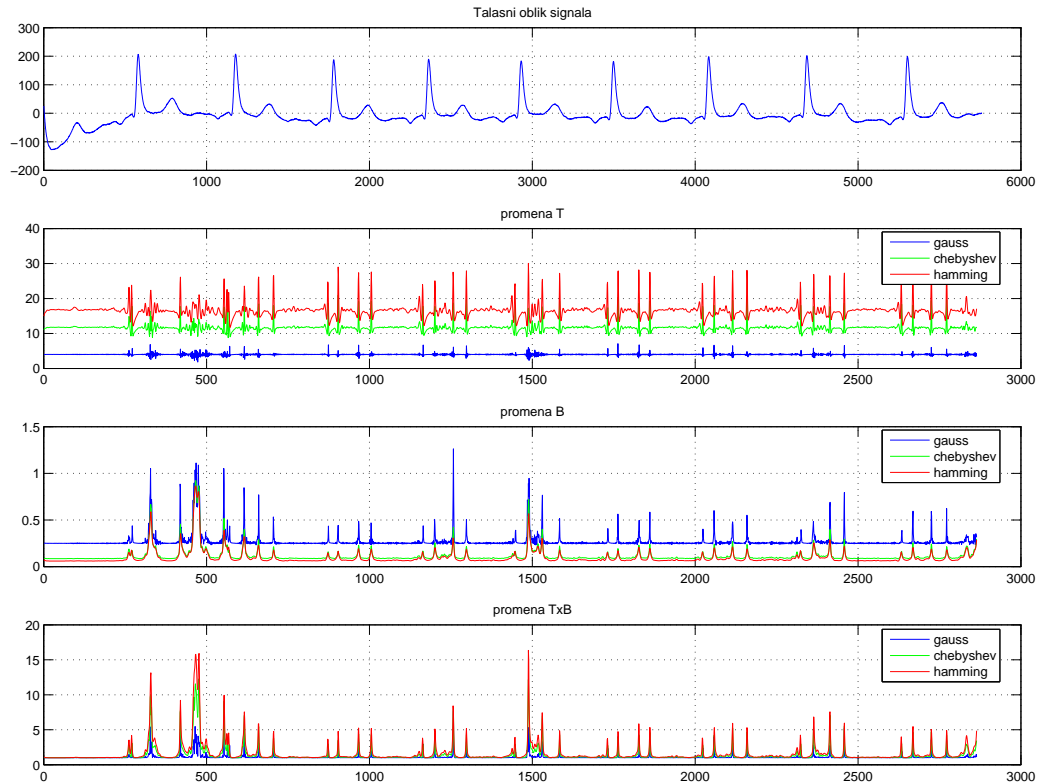
$$B^2 = \frac{4\pi}{E_x} \int_{-\infty}^{\infty} (f - f_m)^2 |X(f)|^2 df \quad (3.9)$$

Ako se za signal $x(t)$ odabere Gausova kompleksna funkcija:

$$x(t) = C e^{-\alpha(t-t_m)^2 + j2\pi f_m(t-t_m)} \quad (3.10)$$

gde su C i α realni koeficijenti, tada je proizvod $T \times B = 1$. Isti rezultat važi i ako se za signal $x(t)$ izabere bilo realni ili imaginarni deo jednačine 3.10. U ostalim slučajevima je navedeni proizvod veći od jedinice.

Međutim, praktično, rezolucija signala u oba domena zavisi od izabrane prozorske funkcije, od izabrane širine prozora ali i od samog signala. Preliminarna diskusija vezana za uticaj prozorske funkcije na vremensko-frekvencijsku karakterizaciju EKG signala data je u radu [74].



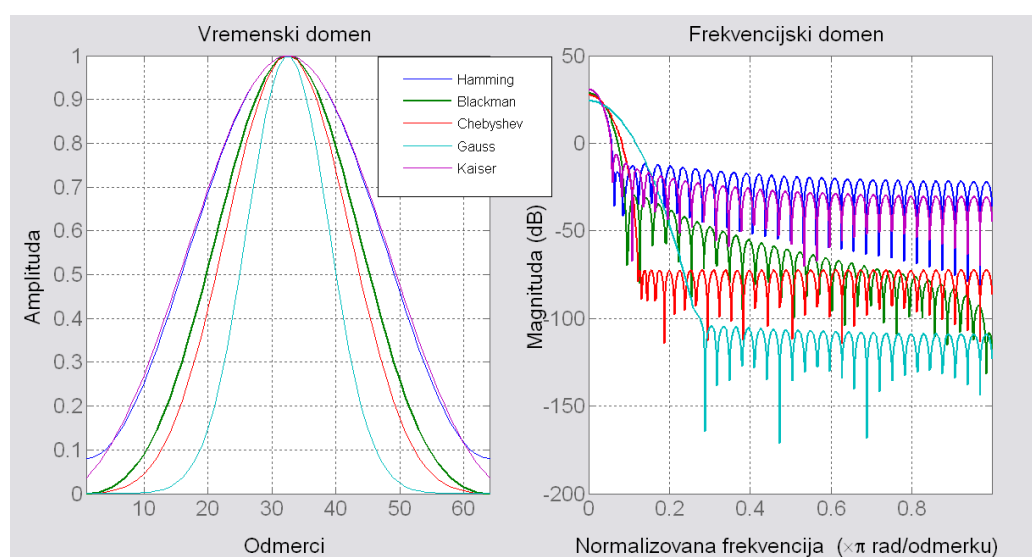
Sl. 3.2: *Funkcija proizvoda vremenske i frekvencijske rezolucije za EKG signal uz upotrebu tri prozorske funkcije*

Navedena ograničenja su poznata kao Heisenberg - Gaborov princip neodređenosti. Na Sl. 3.2 pokazane su 4 funkcije: talasni oblik EKG signala u vremenu, funkcija T za pokazani EKG signal za širinu prozora od 64 odmeraka za 3 različite prozorske funkcije (Gauss-ove, Hamming-ove i Blackman-ove), funkcija B za isti signal i navedene prozorske funkcije i proizvod funkcija $T \times B$.

Na istoj slici (Sl. 3.2) se vidi da funkcija T za Gausov prozor ima najnižu vrednost, dok funkcija B ima maksimalnu vrednost u odnosu na

ostale prozorske funkcije. Proizvod $T \times B$ na kraju ima najmanju vrednost koristeći upravo Gausovu prozorsku funkciju.

Analiza kvaliteta prikaza kratkotrajne Furijeove transformacije, u smislu izdvajanja detalja koji ukazuju na abnormalnost u odnosu na EKG signal zdravog pacijenta, u ovom radu je izvršena korišćenjem 5 različitih prozorskih funkcija i to: Hamming, Blackman, Keiser, Gauss i Chebyshev. Njihov oblik u vremenskom i frekvencijskom domenu je dat na Sl. 3.3.



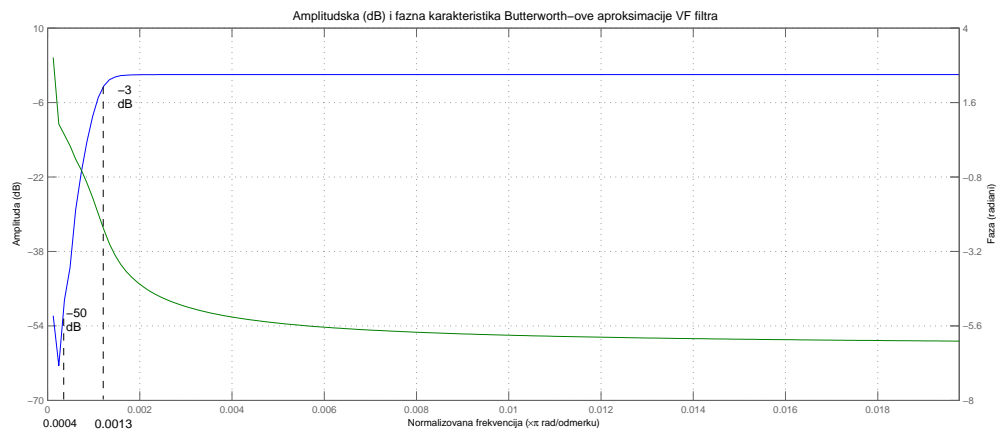
Sl. 3.3: Prikaz prozorskih funkcija u vremenskom i frekvencijskom domenu

3.2 Filtriranje signala

EKG signal koji se dobija na ulazu EKG uređaja je pojačani i AD konvertovan signal sa elektroda postavljenih na koži pacijenta. U zavisnosti od kvaliteta kontakta između kože pacijenta i elektroda, pojaviće se promenljiva parazitna otpornost, kao i superponirani niskofrekvencijski (NF) signal u ritmu disanja pacijenta. Promenljiva parazitna otpornost se manifestuje u signalu kao šum, a superponirani niskofrekvencijski signal kao sporopromenljivo oscilovanje osnovne linije EKG signala oko vremenske ose.

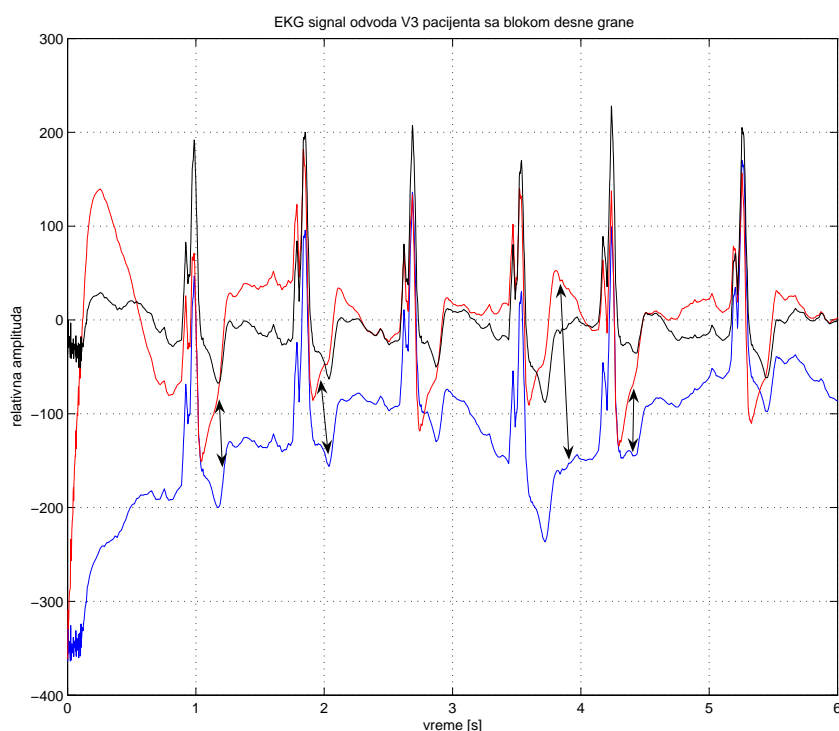
Oscilovanje osnovne linije EKG signala oko x ose se eliminiše visokofrekvencijskim (VF) filtrom, čija je granična frekvencija 0.2Hz. U ovom radu je upotrebljen VF filtar sa Butterworth-ovom aproksimacijom 5. reda sa sledećim parametrima: slabljenje na 0.18 Hz je 50dB, a na 0.6Hz je 3dB. Promenom parametara u cilju snižavanja frekvencije od 0.6Hz rezultiralo je ne samo u povećanju reda filtra, već i u njegovoj nestabilnosti. Amplitudska i fazna karakteristika pomenutog filtra su pokazane na Sl. 3.4. Na slici je pokazana normalizovana frekvencija gde su frekvencije 0.18Hz i 0.6Hz normalizovane i iznose 0.000375 i 0.00125. Prenosna funkcija $H(z)$ ima oblik:

$$H(z) = \frac{0.994 - 4.97z^{-1} + 9.399z^{-2} - 9.9399z^{-3} + 4.97z^{-4} - 0.994z^{-5}}{1 + 4.9879z^{-1} - 9.9518z^{-2} + 9.9279z^{-3} - 4.952z^{-4} + 0.988z^{-5}}$$



Sl. 3.4: Amplitudska i fazna karakteristika VF filtra sa Butterworth-ovom aproksimacijom

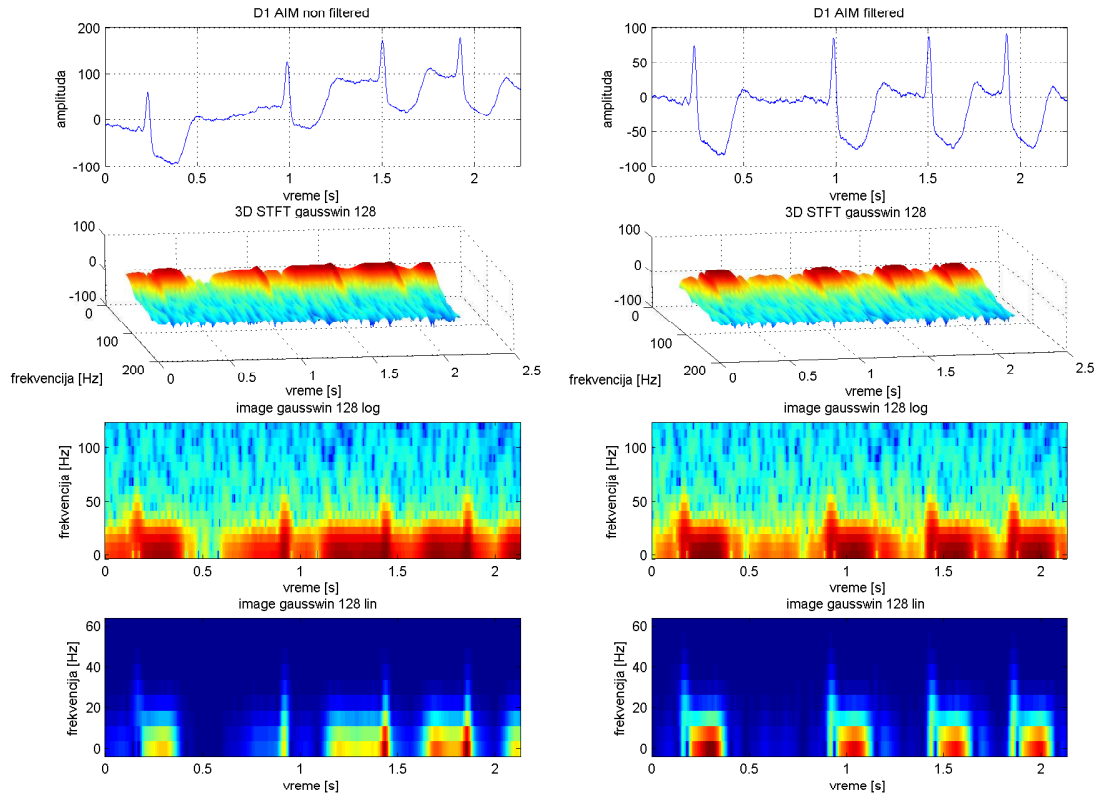
Sa slike se može videti da je fazna karakteristika nelinearna, što je rezultiralo u izobličenjima talasnog oblika filtriranog signala, pa je filtriranje vršeno dva puta: u smeru pozitivne vremenske ose i u obrnutom smeru. Na ovaj način je rezultatna fazna karakteristika linearna, što ne dovodi do izobličenja talasnog oblika signala. Na slici 3.5 plavom bojom je pokazan nefiltrirani signal, crvenom filtriran IIR filtrom sa nelinearnom faznom karakteristikom i crnom bojom signal koji je filtriran dva puta na malopre objašnjen način. Strelicama su posebno pokazani delovi talasnog oblika koji su izobličeni upotrebom filtra sa nelinearnom fazom.



Sl. 3.5: *Eliminisanje talasanja osnovne linije EKG signala upotrebom IIR VF filtra, plava boja pokazuje nefiltrirani signal, crvena boja pokazuje filtrirani signal IIR filtrom u jednom smeru, crna boja pokazuje filtrirani signal IIR filtrom u oba smeru*

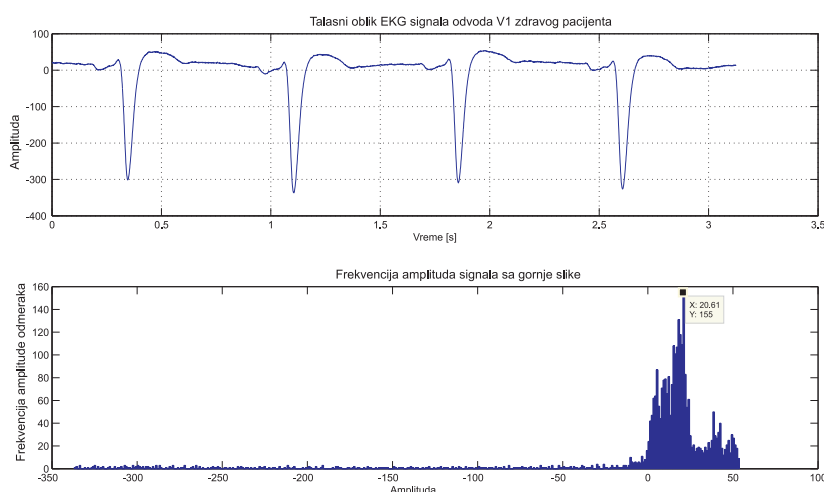
Filtriranje EKG signala pomenutim VF filtrom je veoma važno u vremensko-frekvencijskoj analizi signala uz pomoć kratkotrajne Furijeove transformacije, jer se nefiltriranjem dobija netačna promena spektra u vremenu što se može uočiti na Sl. 3.6. Upotreba VF filtra sa navedenom graničnom frekvencijom, koja je jako mala, teorijski ne bi trebala da utiče na amplitude spektralnih komponentata na višim frekvencijama. Međutim, sa slike se jasno vidi kako sporopromenljiva komponenta utiče na amplitudu frekvencijskih komponenti na višim frekvencijama.

Signal koji se dobija nakon filtriranja pomenutim VF filtrom ima srednju vrednost jednaku nuli. Međutim, to ne znači da se osnovna linija EKG signala podudara sa x osom, već ona može biti iznad ili ispod x ose. Kako



Sl. 3.6: *Promene spektrara EKG signala bez (levo) i sa upotrebom VF filtra (desno)*

je najčešća amplituda EKG signala na osnovnoj liniji, to je dovoljno uraditi raspodelu amplituda (histogram) u analiziranom signalu i izabrati onu koja ima najveći broj ponavljanja (Sl. 3.7). Poklapanje osnovne linije EKG signala sa x osom se dobija kada se od filtriranog signala oduzme vrednost za koju je dobijen maksimum funkcije gustine raspodele. Nekada se dešava da je frekvencija sporopromenljivog signala viša od donje granične frekvencije VF filtra, pa osnovna linija EKG signala nije ravna. Tada se upotrebom kratkotrajne Furijeove transformacije ne dobija realan spektar promenljiv u vremenu.



Sl. 3.7: *Određivanje amplitude osnovne linije EKG signala nakon VF filtriranja*

3.3 Upoređivanje STFT spektara

Postupak dobijanja STFT spektara u disertaciji je izveden na sledeći način. Prvo je određena širina prozora prozorske funkcije N , kojom su pomnoženi odmerci nestacionarnog signala. Zatim je izračunata Furijeova transformacija ovako dobijenog niza pomoću FFT algoritma i dobijeno je N spektralnih komponenti od kojih je zadržano prvih $N/2$. Apsolutne vrednosti dobijenih koeficijenata predstavljaju amplitude spektralnih komponenti od kojih svaka pokriva opseg frekvencija širine f_s/N i odgovaraju vremenskom intervalu koji pokriva širina prozora. Zatim je prozorska funkcija pomerenjena za 4 odmeraka (za vremenski interval $4/f_s$) i izračunavanje spektralnih koeficijenata je ponovljeno kao u prethodnom koraku. Opisani postupak je ponavljan pomeranjem prozora za po 4 odmeraka sve dok prozor nije obuhvatio poslednjih N odmeraka signala.

Vremensko promenljivi spektar nestacionarnog signala ima tri dimenzije: vreme, frekvenciju i amplitudu koeficijenata. Vremenska i frekvencijska osa se standardno prikazuju na x i y osi koordinantnog sistema, a amplituda koeficijenata se može prikazati na z osi koordinantnog sistema, ako se radi o trodimenzionalnom prikazu u perspektivi, ili preko određene palete boja u

dvodimenzionalnom prikazu. Ako je prikaz spektra takav da se treća dimenzija - amplituda koeficijenata prikazuje odgovarajućom bojom iz palete boja, potrebno je konstruisati takvu paletu gde se jasno mogu uočiti nijanse boja koje predstavljaju susedne vrednosti amplituda. Na Sl. 3.6 prikazan je vremenski promenljivi spektar u tri dimenzije, u dve dimenzije sa logaritamskim amplitudama i u dve dimenzije sa linearnim amplitudama.

Kako amplitude spektralnih koeficijenata uglavnom brzo opadaju sa porastom frekvencije, to se određene zakonomernosti ne mogu pratiti na višim frekvencijama, jer se promena malih amplituda koeficijenata tada utapa u jednu nijansu u paleti boja. Da bi se ta zakonomernost pratila i na višim frekvencijama prikazuje se i logaritamska vrednost koeficijenata.

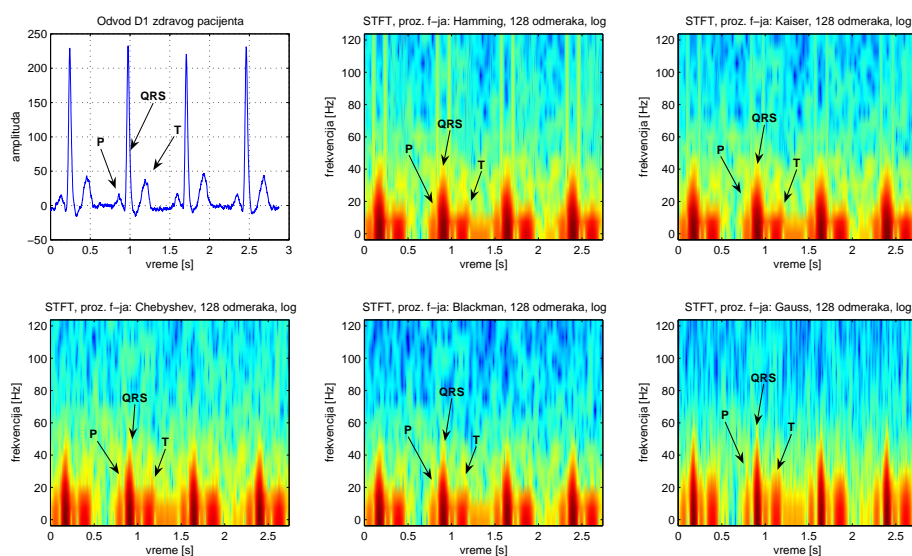
Da bi se lakše uočile razlike u narednim slikama u kojima se vrši upoređivanje 2-D i 3-D, linearnih i logaritamskih spektara, karakteristični detalji su označeni strelicama i opisom.

Njihov prikaz na papiru je ograničen kvalitetom štampe i papira, dok se ti detalji na ekranu monitora jasnije uočavaju.

3.3.1 STFT spektri EKG signala zdravog pacijenta

Talasni oblici EKG signala zdravog pacijenta su slični u pojedinim odvodima. Tako, na primer, signal u odvodima: D1, D2, D3, aVL, aVF, V4, V5 i V6 zdravog pacijenta se sastoji od malog pozitivnog P talasa, izraženog pozitivnog R zubca u QRS kompleksu i pozitivnog T talasa. Signal u odvodu aVR najčešće predstavlja lik u horizontalnom ogledalu u odnosu na odvod aVL. U odvodu V1 EKG signal ima jedva primetni R zubac i dubok S zubac, dok P i T talas mogu biti negativni. U odvodima V2 i V3 se postepeno povećava R i smanjuje S zubac, dok su P i T talas pozitivni. Ponekad se postojanje malog S zubca nastavlja i do odvoda V4.

Na slikama 3.8, 3.9 i 3.10 su prikazane kratkotrajne Furijeove transformacije tipičnih signala sa odvoda D1, V1 i V3 zdravog pacijenta uz upotrebu svih ranije navedenih prozorskih funkcija širine 128 odmeraka (133ms).



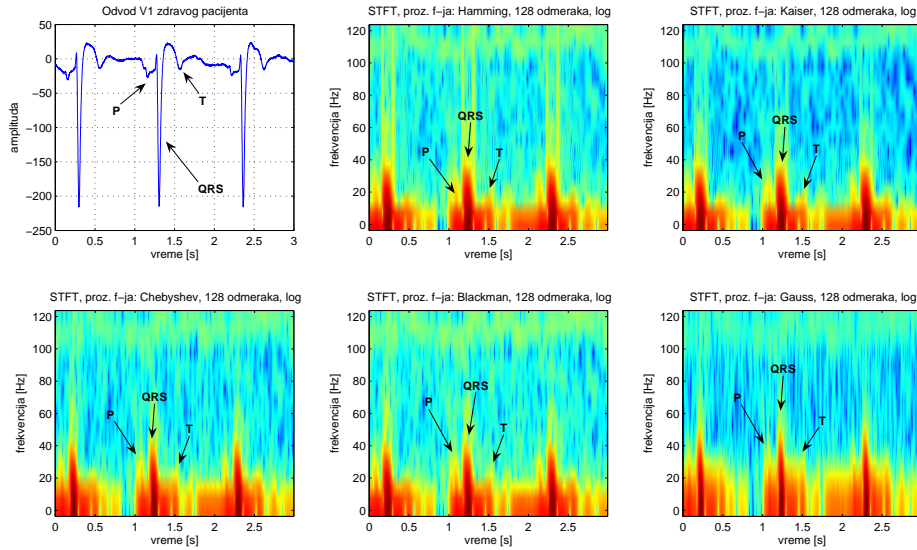
Sl. 3.8: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda D1 zdravog pacijenta ($w=128$) dobijene korišćenjem različitih prozorskih funkcija*

Na y osi su prikazane frekvencije od 0 - 120Hz, iako je signal odmeravan na frekvenciji od 960Hz, jer na frekvencijama od 120Hz do 480Hz ne postoje značajne komponente.

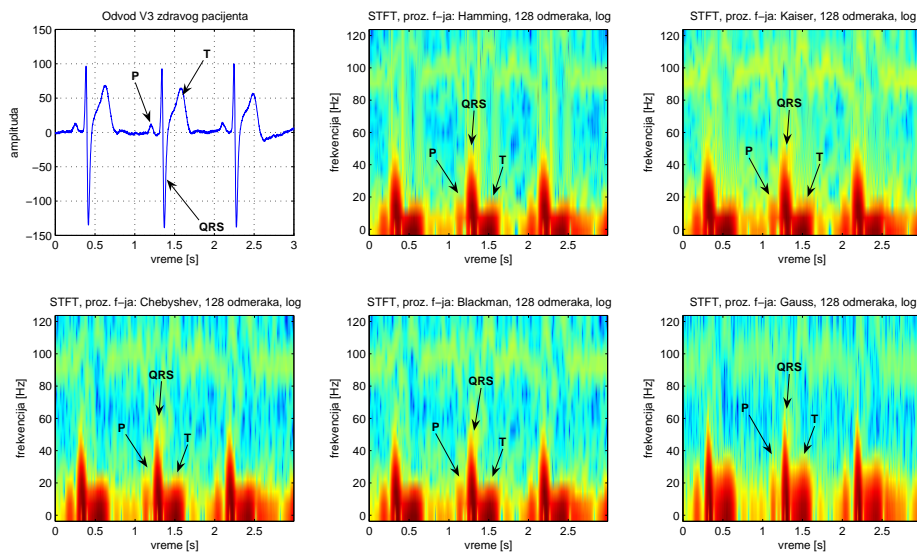
Isto tako, na slici 3.11 su prikazane i kratkotrajne Furijeove transformacije sa širinom prozora od 256 odmeraka (266ms).

Na Sl. 3.8 se može uočiti sledeće: 1) na STFT sa Hamming-ovom i Kaiser-ovom prozorskom funkcijom jasno se uočavaju P i T talasi sa frekvencijama ispod 20Hz i QRS kompleks sa frekvencijama do 40Hz, 2) na STFT sa Chebysh-evljevom i Blackman-ovom prozorskom funkcijom je vremenska rezolucija bolja, P i T talas se jasno vide na frekvencijama do 20Hz, kao i QRS kompleks sa frekvencijom preko 40Hz i 3) na STFT sa Gauss-ovom prozorskom funkcijom P i T talas se lako prepoznaju jer se nalaze uzdignuti do frekvencije od 30Hz a QRS kompleks ima i frekvencije i preko 50Hz. Vremenska rezolucija je najbolja kod Gausove funkcije.

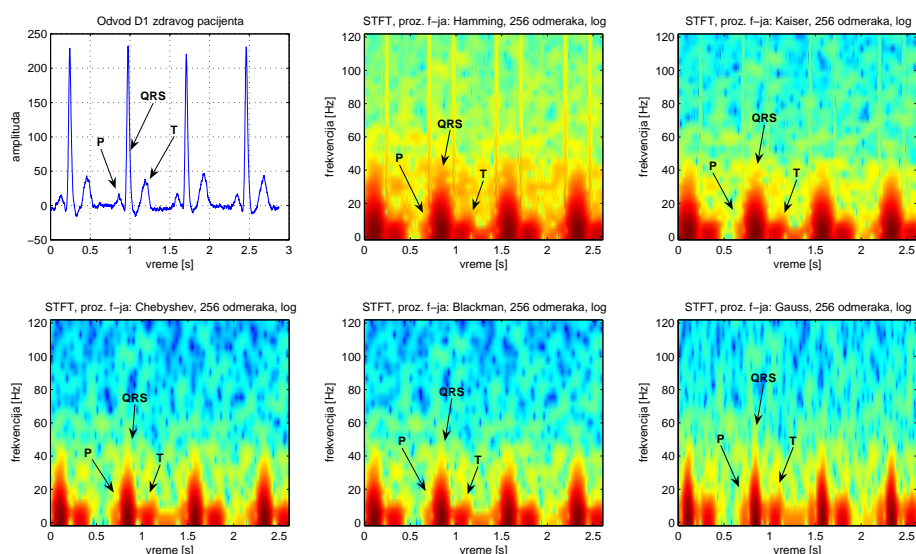
Na Sl. 3.9 se na talasnom obliku EKG signala može primetiti elevacija ST segmenta iza S zupca, a ispred T talasa, pa se na STFT dijagramima



Sl. 3.9: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda V1 zdravog pacijenta ($w=128$) dobijene korišćenjem različitih prozorskih funkcija*



Sl. 3.10: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda V3 zdravog pacijenta ($w=128$) dobijene korišćenjem različitih prozorskih funkcija*



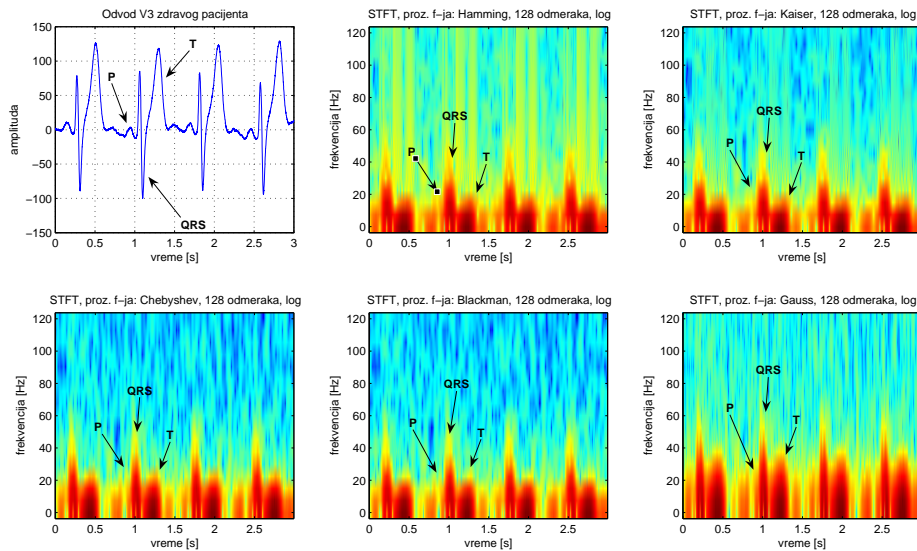
Sl. 3.11: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda D1 zdravog pacijenta ($w=256$) dobijene korišćenjem različitih prozorskih funkcija*

pomenuta elevacija može pogrešno protumačiti kao T talas. T talas je po trajanju kraći od elevacije ST segmenta, pa bi trebalo da ima i veće frekvencije. Na STFT dijagramu sa Hamming-ovom i Kaiser-ovom prozorskom funkcijom se P i T talas mogu prepoznati tako što imaju frekvencije do 20Hz (narandžaste i žute linije). Slično se kod STFT dijagrama sa Chebyshev-ljevom i Blackman-ovom prozorskom funkcijom P i T talas mogu prepoznati tako što imaju frekvencije do 30Hz. Međutim, na STFT dijagramu sa Gausov-om prozorskom funkcijom je vrlo teško odrediti gde je T talas. Ako se pogleda talasni oblik signala i uoči da je T talas odmah nakon što signal preseca x osu u okolini 1.5s, tada se na dijagramu T talas nalazi odmah iza žute linije na 1.5s.

Na Sl. 3.10 se T talas prepoznaje po velikoj energiji (na svim dijagramima je T talas obojen crvenom bojom), mada je na dijagramu sa Gauss-ovom prozorskom funkcijom vremenska rezolucija najbolja - najbolje se spoznaju vremenski trenuci početka i kraja karakterističnih segmenata EKG signala.

Na spektrogramima EKG signala sa širinom prozora od 256 odmeraka (0.267s) se vidi da je bitno pogoršana vremenska rezolucija, dok se frekvenzijska nije značajno poboljšala (Sl. 3.11). Vrlo je teško uočiti trenutke nastajanja i iščezavanja segmenata EKG signala. Primetno je da su dijagrami sa širinom prozora od 128 odmeraka pregledniji od dijagrama sa širinom od 256 odmeraka.

Kao što je već napomenuto, osnovna linija talasnog oblika EKG signala ne mora da bude prava linija i nakon VF filtriranja. Tada se može desiti da P i T talas pojedinih perioda EKG signala nisu iznad ili ispod x ose, već se može desiti da ih x osa preseca. Takav primer je pokazan na Sl. 3.12.



Sl. 3.12: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda V3 zdravog pacijenta ($w=128$) kod koga osnovna linija nije prava linija*

Sa slike se jasno vidi da vrh P talasa jedva prelazi x osu. Opadanje amplitude signala nakon P talasa ka osnovnoj liniji ispred QRS kompleksa u odnosu na x osu izgleda kao negativni P talas, pa je zato vrlo lako na spektrogramima protumačiti ovaj deo signala kao P talas. Pravi, jedva pozitivni deo P talasa ima malu amplitudu pa je na dijagramima pokazan svetlijim bojama i teško je na bilo kom dijagramu sa sigurnošću utvrditi gde je.

U disertaciji je izvršena spektralna analiza EKG signala pacijenata sa Akutnim Infarktom Miokarda (AIM), sa absolutom i sa blokom leve i desne grane.

3.3.2 STFT spektri EKG signala pacijenata sa AIM

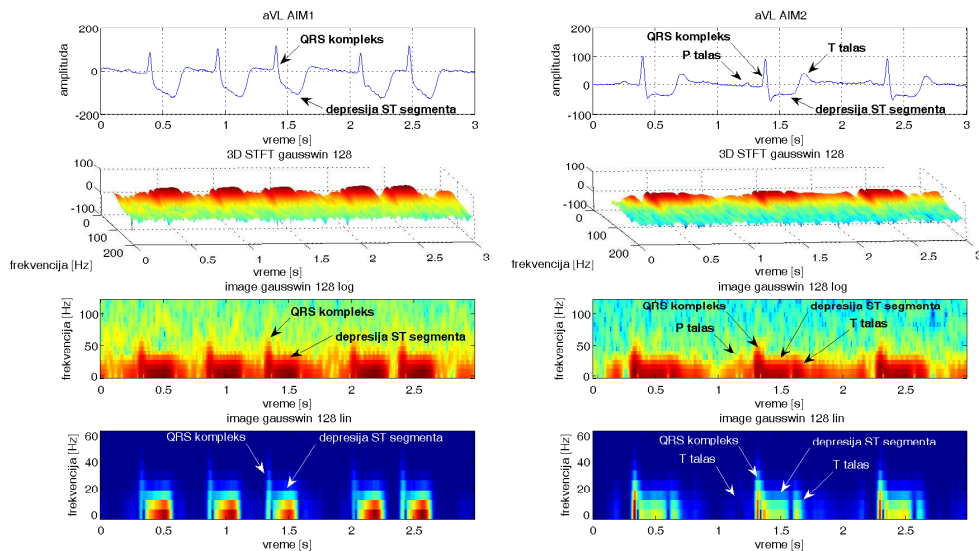
Akutni Infarkt Miokarda (AIM) nastaje kada dođe do prestanka ishrane ćelija srca, odnosno kada se zapuše krvni sudovi koji dovode krv do tih ćelija. Tada dolazi do izumiranja tkiva u tom predelu i oštećene ćelije ne provode električni signal na isti način kao i zdrave ćelije. U zavisnosti od toga koji je deo srca ostao bez dovoljno krvi, javljaju se anomalije talasnog oblika EKG signala u različitim odvodima.

Od ukupno 146 različitih EKG signala koji su analizirani u pripremi ovog rada, za njih 5 je dijagnostifikovan AIM.

Na Sl. 3.13 pokazani su EKG signali odvoda aVL dva različita pacijenta kojima je uspostavljena ista dijagnoza - AIM, kao i kratkotrajni spektri dobijeni upotrebom Gausove prozorske funkcije. Iako se talasni oblici međusobno razlikuju, kratkotrajni spektri su veoma slični. Karakteristični delovi spektra su vrhovi, koji predstavljaju QRS kompleks do frekvencija oko 50Hz, kao i prilično dugi, ravni delovi sa frekvencijama oko 30Hz, koji predstavljaju depresiju ili elevaciju ST segmenta. U talasnom obliku prvog pacijenta primećuje se odsustvo P i T talasa, što se ogleda i u kratkotrajnom spektru. Postojanje P i T talasa se primećuje u talasnom obliku drugog pacijenta - P talas se prepoznaje po frekvencijama od oko 40Hz ispred QRS kompleksa, a T talas po velikoj amplitudi i nešto višim frekvencijama iza depresije ST segmenta.

Na Sl. 3.14 pokazan je EKG signal odvoda aVL jednog od pacijenata sa AIM, sa prethodne slike, kao i njegovi kratkotrajni spektri uz upotrebu Blackman-ove i Hamming-ove prozorske funkcije. Upoređivanjem kratkotrajnih spektara istog EKG signala odvoda aVL sa različitim prozorskim funkcijama može se zaključiti sledeće:

- Kratkotrajni spektar sa Gauss-ovom prozorskom funkcijom ima bolju rezoluciju u vremenu i ima više spektralne komponente (QRS do 50Hz,

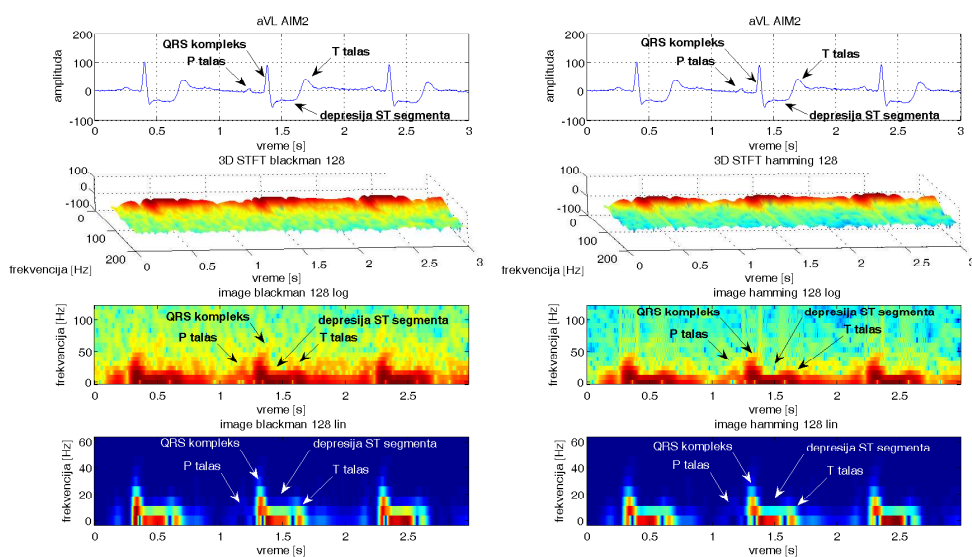


Sl. 3.13: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda aVL pacijenta sa AIM uz upotrebu Gauss-ove prozorske funkcije ($w=128$)*

depresija do 30Hz), može se razlikovati R i S zubac, T talas se na dijagramu sa logaritamskim amplitudama ne može sa sigurnošću izdvojiti, dok se isti lako uočava na dijagramu sa linearnim amplitudama spektralnih koeficijenta,

- Kratkotrajni spektar sa Blackman-ovom prozorskom funkcijom ima nešto lošiju vremensku rezoluciju, niže frekvencijske komponente od spektra sa Gauss-ovom prozorskom funkcijom (QRS do 45Hz, depresija do 20Hz i T talas do 25Hz), P i T talas se mogu odrediti sa većom sigurnošću na dijagramu sa logaritamskim amplitudama u odnosu na isti sa Gauss-ovom funkcijom, dok se na dijagramu sa linearnim amplitudama slabije uočavaju, postojanje R i S zubca se manifestuje u "iskrivljenom" vrhu QRS kompleksa na dijagramu sa logaritamskim amplitudama ka desnoj strani,
- Kratkotrajni spektar sa Hammingovom prozorskom funkcijom ima prilično lošu vremensku rezoluciju i niske frekvencijske komponente (QRS kompleks do 40Hz, depresija do 15Hz), T talas se jasno uočava u odnosu

na depresiju ST segmenta na dijagramu sa logaritamskim amplitudama, dok je izdvajanje T talasa na dijagramu sa linearnim amplitudama slično kao i kod istog dijagrama sa Blackman-ovom prozorskom funkcijom.

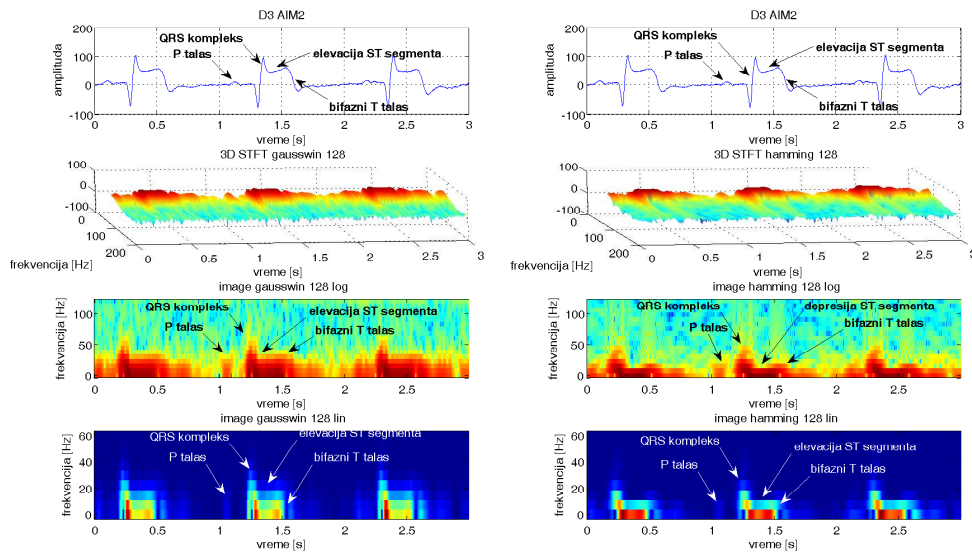


Sl. 3.14: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda aVL pacijenta sa AIM, uz upotrebu Blackman-ove i Hamming-ove prozorske funkcije ($w=128$)*

Na Sl. 3.15 prikazan je i talasni oblik EKG signala odvoda D3 pacijenta sa AIM, kao i njegovi kratkotrajni spektri dobijeni uz upotrebu Gauss-ove i Hamming-ove prozorske funkcije. Karakterističan oblik kratkotrajnog spektra je prisutan i ovde - QRS kompleks na višim frekvencijama praćen dužim, nižim ravnim delom spektra koji prikazuje ST elevaciju/depresiju.

Kratkotrajni spektri odvoda D3 imaju vrlo slične karakteristike kao odgovarajući za odvod aVL. Upotrebom Gauss-ove prozorske funkcije se jasno vide Q i R zubac QRS kompleksa, frekvencije segmenata su više, ali je teško uočiti T talas na dijagramu sa logaritamskim amplitudama, dok je na dijagramu sa linearnim amplitudama T talas uočljiviji. Kod spektra odvoda D3 frekvencije su niže, vremenska rezolucija je dosta lošija, Q i R zubac se manifestuju u "iskrivljenom" vrhu QRS kompleksa na dijagramu sa

logaritamskim amplitudama ka desnoj strani. Međutim T talas je uočljiviji na dijagramu sa logaritamskim amplitudama nego kod dijagrama sa Gauss-ovom prozorskom funkcijom.



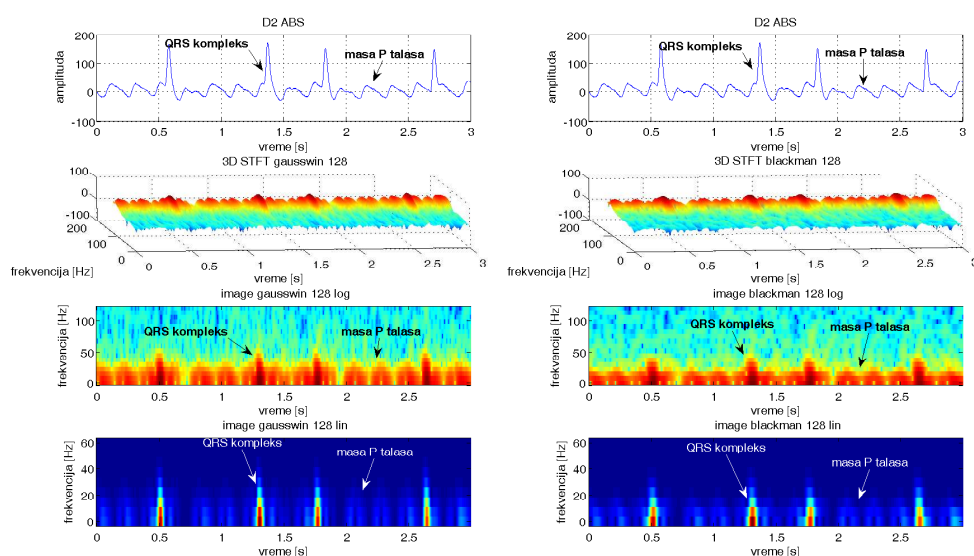
Sl. 3.15: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda D3 pacijenta sa AIM, uz upotrebu Gauss-ove i Hamming-ove prozorske funkcije ($w=128$)*

3.3.3 STFT spektri EKG signala pacijenata sa absolutom

Absoluta je anomalija električne aktivnosti srca koja se ogleda u postojanju više uzastopnih P talasa i različitih dužina perioda EKG signala. Ova anomalija se ne vidi u svim, već u po nekim odvodima, što zavisi od pacijenta do pacijenta. Dešava se da je absoluta kombinovana i sa nekom drugom anomalijom.

Od ukupno 146 različitih EKG signala koji su analizirani u pripremi ovog rada, za njih 7 je dijagnostifikovana absoluta.

Jedan primer absolute je pokazan na Sl. 3.16.

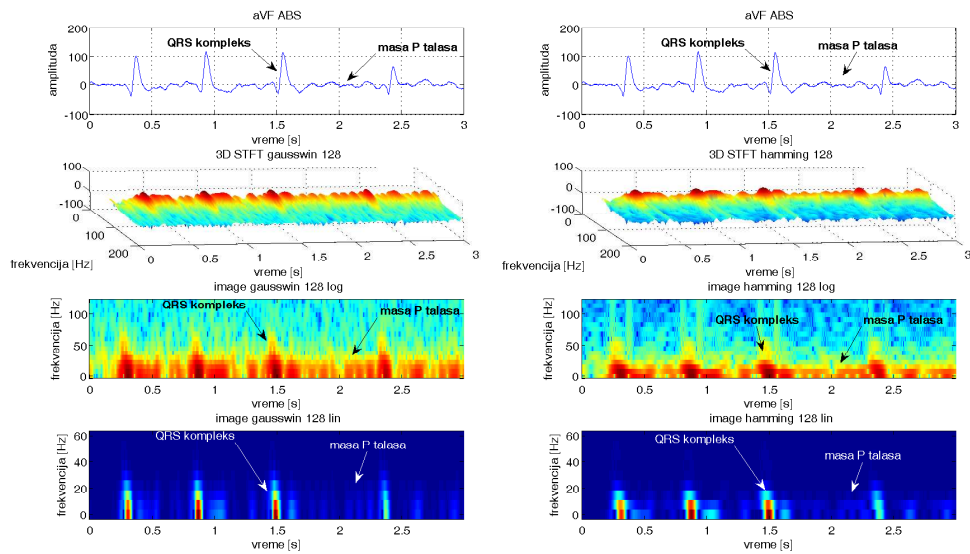


Sl. 3.16: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda D2 pacijenta sa absolutom, uz upotrebu Gauss-ove i Blackman-ove prozorske funkcije ($w=128$)*

Na ovom primeru absoluta se javlja u kombinaciji sa ishemijom (nedovoljnom ishranom) srca, pa je prisutna i depresija ST segmenta. Na slici se jasno mogu videti različita vremena trajanja perioda EKG signala. Postojanje više P talasa (P1, P2, P3) se najjasnije vidi na kratkotrajnom spektru uz korišćenje Gauss-ove prozorske funkcije gde je amplituda predstavljena na logaritamskoj osi. 3D dijagram je jasniji od "image" spektra, jer se amplitude spektralnih koeficijenata "brdašca" kod pojavljivanja višestrukih P talasa jasnije uočavaju. Na kratkotrajnom spektru, koji je predstavljen "image" dijagramom uz korišćenje Blackman-ove prozorske funkcije, ne vide se najjasnije višestruki P talasi, već se oni naslućuju, dok se na 3D dijagramu oni jasnije uočavaju.

Još jedan primer dijagnostifikovanja absolute pokazan je na Sl. 3.17, gde je ona uočena na odvodu aVF.

Kao i u prethodnom primeru, jasno se uočava pojava višestrukih P talasa i nejednakog trajanja EKG perioda. 3D spektar uz korišćenje Gauss-ove prozorske funkcije vrlo jasno prikazuje postojanje velikog broja oscilacija ta-



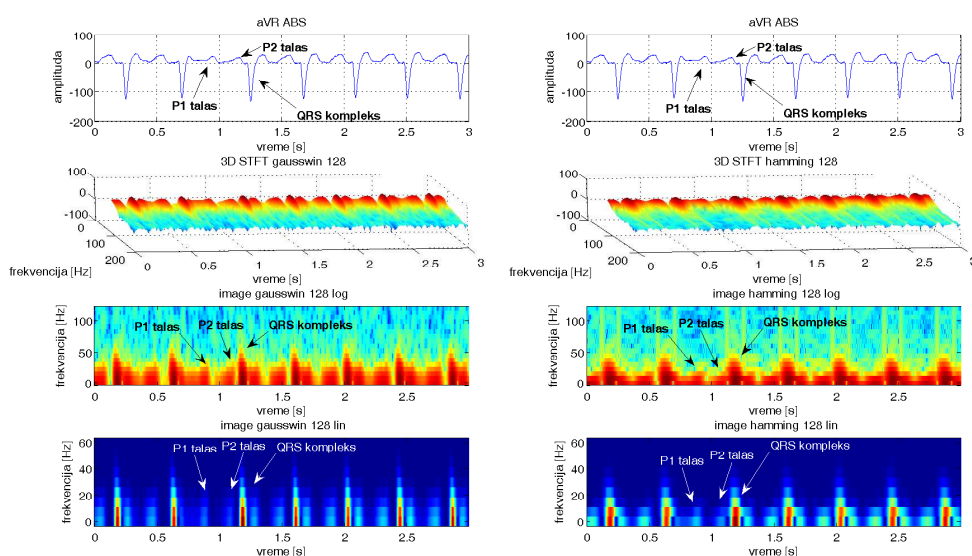
Sl. 3.17: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda aVF pacijenta sa absolutom, uz upotrebu Gauss-ove i Hamming-ove prozorske funkcije ($w=128$)*

lasnog oblika oko osnovne linije između 2 uzastopna QRS kompleksa. Na "image" dijagramu kratkotrajnog spektra uz upotrebu Hamming-ove prozorske funkcije, ne može se sa sigurnošću utvrditi postojanje nekoliko P talasa.

Međutim, negde je vrlo teško razlikovati kratkotrajni spektar zdravog EKG signala i onog sa absolutom. Jedan takav primer je dat na Sl. 3.18, gde je absoluta dijagnostifikovana u odvodu aVR.

Na ovom primeru se dvostruki P talas pojavljuje upravo u onoj periodi EKG signala koja je duža od ostalih perioda. S obzirom da se T talas u ostalim periodama pojavljuje tik uz QRS kompleks, u označenim delovima dijagrama se "višak" P talasa može uočiti samo pažljivim posmatranjem. I ovde se pojava višestrukih P talasa najjasnije uočava na 3D dijagramu uz korišćenje Gauss-ove prozorske funkcije.

Na Sl. 3.18 možemo uočiti da između dva uzastopna QRS kompleksa postoji 6-7 oscilacija u sekundi, što znači da bi trebalo da se u kratkotrajnom spektru pojavi jača amplituda na frekvenciji 6-7 Hz. Sa širinom prozora od

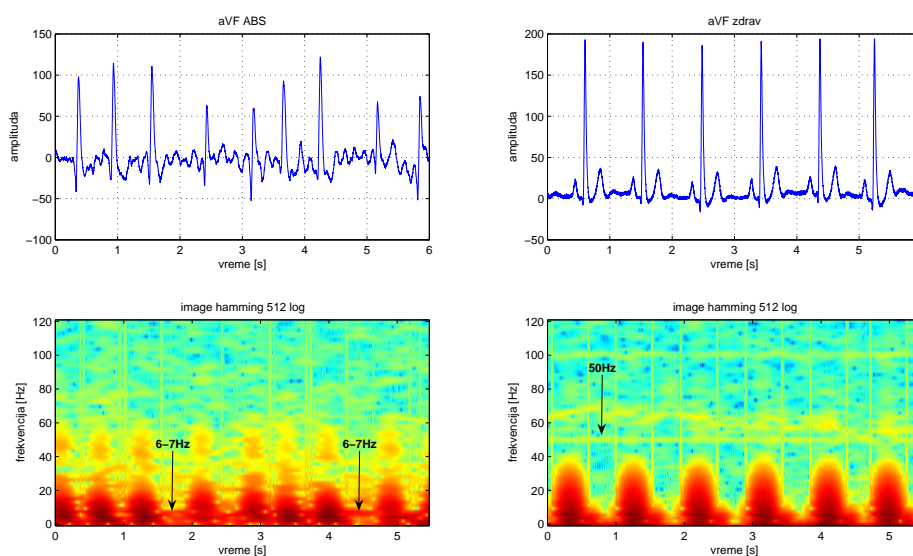


Sl. 3.18: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda aVR pacijenta sa absolutom, uz upotrebu Gauss-ove i Hamming-ove prozorske funkcije ($w=128$)*

128 odmeraka i frekvencijom odmeravanja od 960Hz, frekvencijska rezolucija je 7.5 Hz. Međutim, širina prozora od 512 odmeraka rezultuje u frekvencijskoj rezoluciji od 1.875Hz, što bi bilo dovoljno da se primete jake amplitude na frekvencijama od 6-7Hz između 2 uzastopna QRS kompleksa. Upotreba veće širine prozora bi dovela do još bolje frekvencijske rezolucije u kratkotrajnom spektru, ali bi tada dijagram bio "razmazan" po vremenskoj osi i bilo bi teško napraviti paralelu između talasnog oblika i njegovog spektra.

Uz upotrebu Hamming-ove prozorske funkcije sa širinom prozora od 512 odmeraka dobijena je Sl. 3.19 na kojoj su upoređeni kratkotrajni spektri EKG signala odvoda aVF zdravog i pacijenta sa absolutom.

Na "image" dijagramu, kod pacijenta sa absolutom se može primetiti istaknuta frekvencijska komponenta na 6-7Hz, dok kod zdravog pacijenta to ne postoji. Kako je nad EKG signalom zdravog pacijenta superponirana frekvencija javne mreže, na dijagramu se jasno mogu uočiti komponente na frekvencijama od 50Hz i 100Hz.



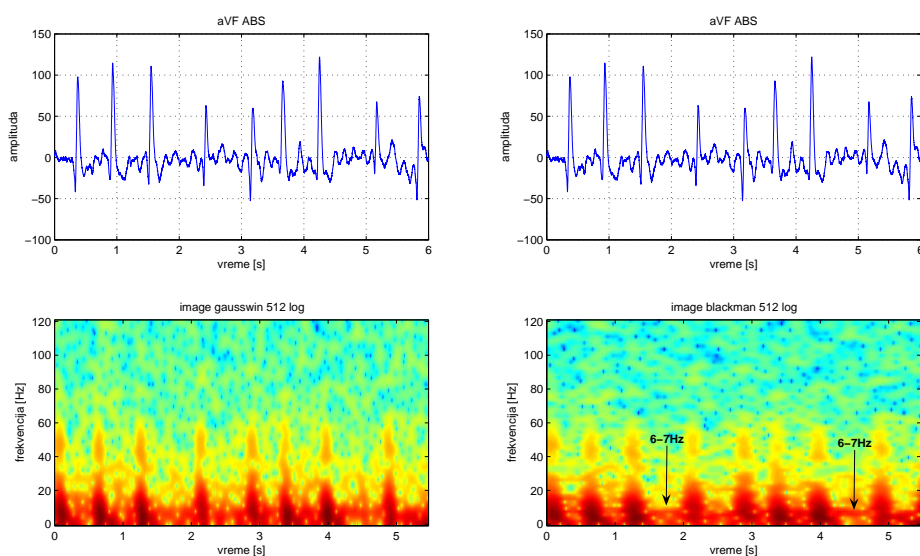
Sl. 3.19: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda aVR pacijenta sa absolutom i zdravog pacijenta uz upotrebu Hamming-ove prozorske funkcije ($w=512$)*

Na slici 3.20 pokazani su i kratkotrajni spektri dobijeni uz upotrebu Gauss-ove i Blackman-ove prozorske funkcije sa širinom prozora od 512 odmeraka nad EKG signalom pacijenta sa absolutom.

Na dijagramu sa kratkotrajnim spektrom uz upotrebu Gauss-ove prozorske funkcije ne uočavaju se komponente na frekvencijama od 6-7Hz. One se primećuju na dijagramu sa Blackman-ovom prozorskom funkcijom, čini se jasnije u odnosu na dijagram uz upotrebu Hamming-ove prozorske funkcije.

3.3.4 STFT spektri EKG signala pacijenata sa BLG

U disertaciji su analizirani i kratkotrajni spektri EKG signala sa dijagnozom "Blok leve grane" (BLG). Bilo je ukupno 14 pacijenata sa ovom dijagnozom. Ovo oštećenje srčanog mišića se javlja kada se impulsni signal koji polazi iz sinusnog čvora ne prenosi ravnomerno kroz obe komore, jer je provođenje signala prekinuto u levoj grani. Tu se prvo aktivira desna komora, a zatim, sa zakašnjenjem leva. To se manifestuje u izduženom QRS kompleksu (nekom-



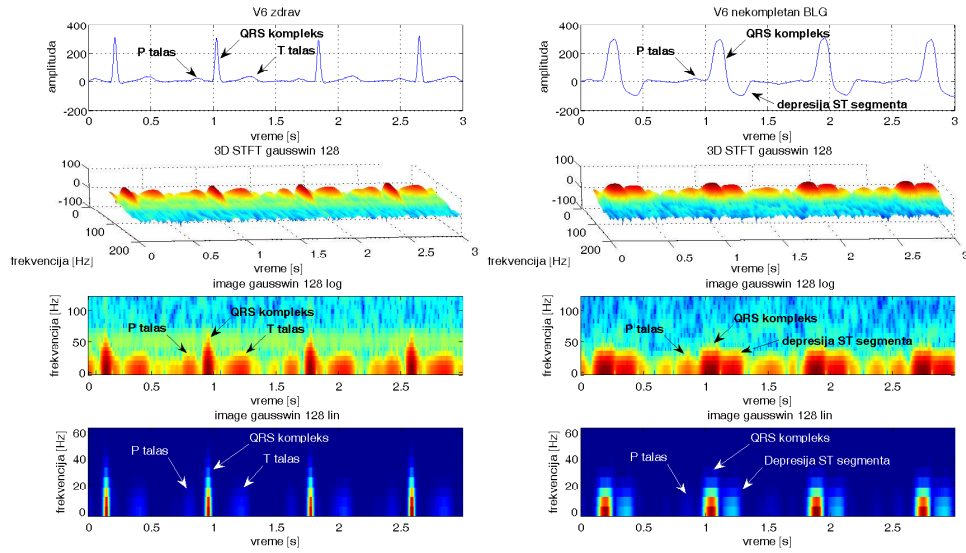
Sl. 3.20: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda aVR pacijenta sa absolutom uz upotrebu Gauss-ove i Blackman-ove prozorske funkcije ($w=512$)*

pletni blok), odnosno QRS kompleksu sa dva R zupca (kompletan blok) u odvodima V5 i V6.

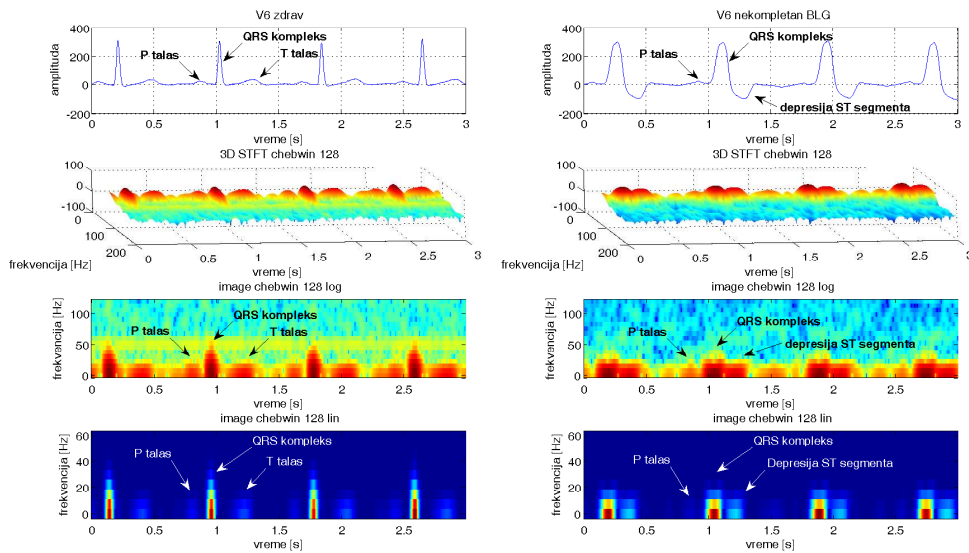
Na dijagramu na Sl. 3.21 su pokazani talasni oblici EKG signala odvoda V6 zdravog i pacijenta sa nekompletnim blokom leve grane.

Kratkotrajni spektri signala zdravog i pacijenta sa nekompletnim blokom leve grane se jasno razlikuju uz upotrebu Gauss-ove prozorske funkcije, prvenstveno po maksimalnim frekvencijama koje su prisutne u QRS kompleksima. Kod zdravog pacijenta QRS kompleks, na dijagramu sa logaritamskim amplitudama, ima frekvencije do 60Hz, a kod pacijenta sa blokom grane značajne frekvencijske komponente postoje do 40Hz. Slično se može uočiti i na dijagramima kratkotrajnog spektra sa linearnim amplitudama, sa tim što se ovde najviše frekvencijske komponenta zapažaju na oko 40Hz za zdravog, odnosno na 20Hz za pacijenta sa blokom leve grane.

Upoređivanje kratkotrajnih spektara EKG signala zdravog i pacijenta sa blokom leve grane izvršeno je i upotrebom Chebyshev-ljeve prozorske funkcije, što je prikazano na Sl. 3.22.



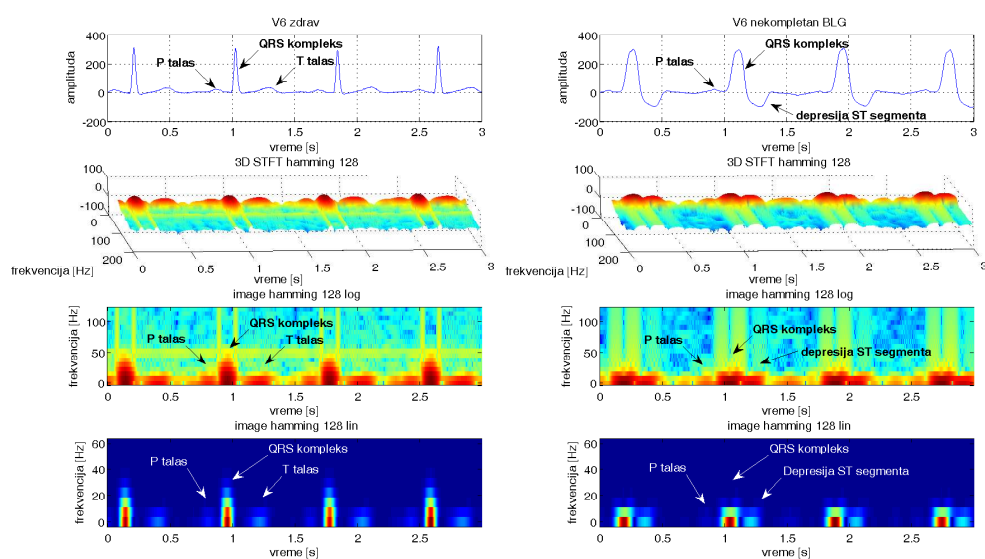
Sl. 3.21: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda V6 zdravog i pacijenta sa nekompletnim blokom leve grane uz upotrebu Gauss-ove prozorske funkcije ($w=128$)*



Sl. 3.22: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda V6 zdravog i pacijenta sa nekompletnim blokom leve grane uz upotrebu Chebyshev-ljeve prozorske funkcije ($w=128$)*

Dijagrami kratkotrajnih spektara na Sl. 3.22 su vrlo slični odgovarajućima sa Sl. 3.21, razlike se sastoje u vremenskoj širini QRS spektra - QRS kompleks je širi u spektru sa Chebyshev-ljevom prozorskom funkcijom i u maksimalnim frekvencijama na kojima su prisutne značajnije komponente - QRS kompleks ima spektralne komponente na višim frekvencijama uz upotrebu Gauss-ove prozorske funkcije. Na dijagramu sa logaritamskim amplitudama QRS kompleks zdravog pacijenta ima komponente i do 50Hz, a sa linearnim amplitudama do 35Hz. Kod pacijenta sa nekompletnim blokom leve grane postoje komponente na frekvencijama do 30Hz sa logaritamskim amplitudama, odnosno do 15Hz sa linearnim amplitudama.

Kratkotrajni spektri signala zdravog i pacijenta sa nekompletnim blokom leve grane uz upotrebu Hamming-ove prozorske funkcije dati su na Sl. 3.23.

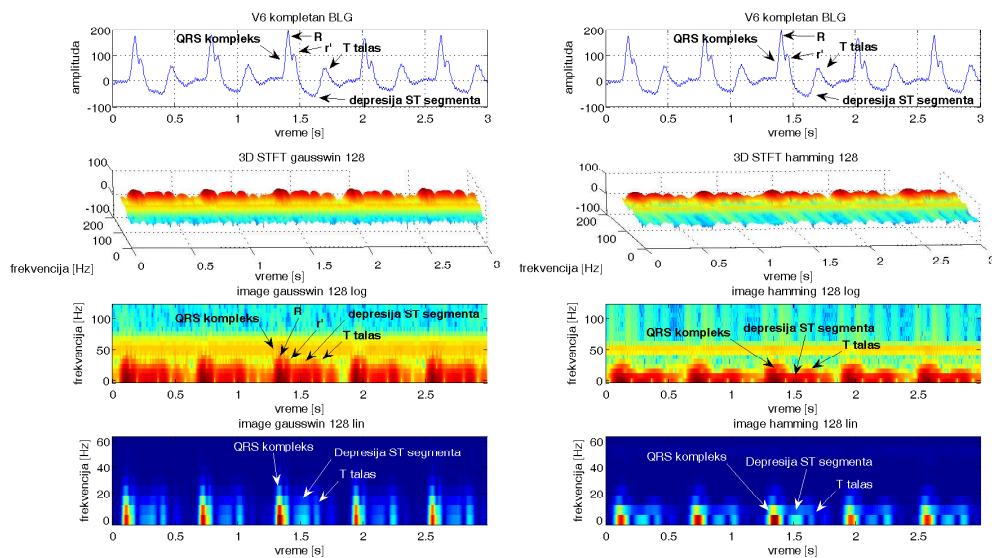


Sl. 3.23: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda V6 zdravog i pacijenta sa nekompletnim blokom leve grane uz upotrebu Hamming-ove prozorske funkcije ($w=128$)*

Širine QRS kompleksa na vremenskoj osi na dijagramu kratkotrajnog spektra uz upotrebu Hamming-ove prozorske funkcije su najveće, dok su najviše frekvencijske komponente manje u poređenju sa ostalim prozorskim funkcijama. Na dijagramima sa logaritamskim amplitudama, kod zdravog

pacijenta su maksimalne frekvencije prisutne do 45Hz, a u spektru signala pacijenta sa nekompletnim blokom leve grane do 25Hz.

Kratkotrajni spektri EKG signala sa kompletnim blokom leve grane odvoda V6 uz upotrebu Gauss-ove i Hamming-ove prozorske funkcije prikazani su na Sl. 3.24.

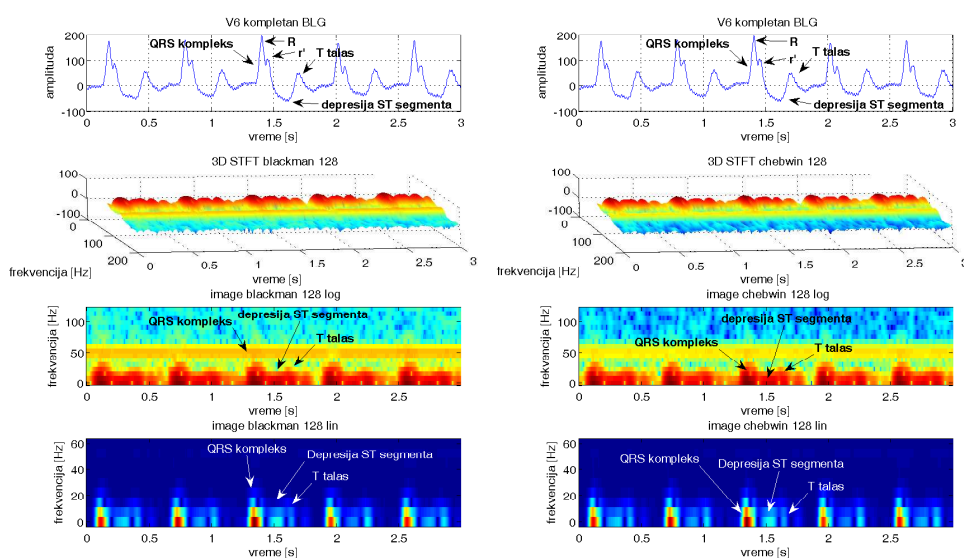


Sl. 3.24: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda V6 pacijenta sa kompletnim blokom leve grane uz upotrebu Gauss-ove i Hamming-ove prozorske funkcije ($w=128$)*

Upoređivanjem kratkotrajnih spektara dobijenih korišćenjem Gauss-ove i Hamming-ove prozorske funkcije uočava se postojanje R i r' zupca u spektru sa Gauss-ovom funkcijom, dok se ova dva zupca ne razlikuju, već se stapaju u široki QRS kompleks sa dosta nižim maksimalnim frekvencijama u spektru sa Hamming-ovom prozorskom funkcijom. Ako se najviše frekvencije u kratkotrajnom spektru QRS kompleksa signala uz upotrebu Hamming-ove prozorske funkcije pacijenta sa kompletnim blokom leve grane sa Sl. 3.24 uporede sa spektrom istog segmenta uz upotrebu iste prozorske funkcije zdravog pacijenta sa Sl. 3.23, može se primetiti jasna razlika jer su kod zdravog pacijenta prisutne komponente na frekvencijama do 45Hz a kod pacijenta sa kompletnim blokom leve grane na frekvencijama do 25Hz. Međutim, kratkotrajni spektri zdravog i pacijenta sa kompletnim blokom leve grane uz upotrebu

Gauss-ove prozorske funkcije ne pokazuju tako jasnu razliku u maksimalnim frekvencijama prisutnim u oblasti QRS kompleksa. Zbog postojanja dva R zupca koja se mogu uočiti u spektru pažljivijim posmatranjem i zbog bolje vremenske rezolucije usled korišćenja Gauss-ove prozorske funkcije, ovde su maksimalne frekvencije u QRS kompleksima zdravog i pacijenta sa potpunim blokom leve grane bliske - oko 60Hz za zdravog i oko 50Hz za pacijenta sa blokom.

Na Sl. 3.25 prikazani su i kratkotrajni spektri EKG signala odvoda V6 zdravog i pacijenta sa potpunim blokom leve grane uz upotrebu Chebyshevljeve i Blackman-ove prozorske funkcije.



Sl. 3.25: *Kratkotrajne Furijeove transformacije EKG signala odvoda V6 pacijenta sa potpunim blokom leve grane uz upotrebu Blackman-ove i Chebyshev-ljeve prozorske funkcije ($w=128$)*

Može se zaključiti da se u spektrima EKG signala pacijenta sa potpunim blokom leve grane, dva R zupca mogu primetiti jedino pažljivim posmatranjem u spektru uz korišćenje Gauss-ove prozorske funkcije. U ostalim spektrima nije moguće identifikovati postojanje ova dva zupca.

3.4 Zaključak

Na osnovu uporedne analize rezultata primene kratkotrajne Furijeove analize korišćenjem različitih prozorskih funkcija nad EKG signalima zdravog, pacijenta sa AIM, absolutom i BLG, sakupljenih pomoću PC-EKG uređaja, može se zaključiti:

- da je optimalna širina prozora 128 odmeraka za sve analizirane signale. Posebno, kod utvrđivanja pojave absolute, može se koristiti i prozor širine 512 odmeraka uz upotrebu Hamming-ove i Blackman-ove prozorske funkcije;
- kod brzih promena u EKG signalu, gde je bitno utvrditi trenutke nastanka i nestanka pojedinih segmenata (detekcija višestrukih P talasa, QRS kompleks) optimalna je Gauss-ova prozorska funkcija;
- kod sporih promena u EKG signalu, gde su širine segmenata različite, npr. kod T talasa nakon elevacije ili depresije, poželjno je koristiti prozorske funkcije sa Hamming-ovim, Kaiser-ovim ili Blackman-ovim prozorom koje daju jasnije rezultate jer tada dolazi do izražaja njihova bolja frekvencijska rezolucija, pa se širi segmenti uočavaju na nižim a uži na nešto višim frekvencijama i
- da je kod utvrđivanja kompletnog bloka leve grane bolje koristiti Blackman-ovu prozorsku funkciju, jer se tada dobijaju niže frekvencije u QRS kompleksu u odnosu na spektar zdravog pacijenta. Korišćenje Gauss-ove prozorske funkcije nije poželjno iako se pomoću nje uočavaju Rr' zupci u spektru, ali na višim frekvencijama koje su slične frekvencijama kod zdravog pacijenta, pa je onda teško ustanoviti razliku između spektra zdravog i pacijenta sa kompletnim BLG.

Potrebno je, takođe, istaknuti da kratkotrajna Furijeova transformacija ima nedostatak, da ne pokazuje tačno relativne amplitude frekvencijskih komponenti EKG signala kada je on u pojedinim delovima superponiran sa jednosmernom vrednošću.

Glava 4

Primena Wavelet transformacije u analizi nestacionarnih signala

4.1 Kontinualna Wavelet transformacija

Wavelet transformacija kontinualnog signala $x(t)$ je definisana jednačinom [75]:

$$T(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^* \left(\frac{t - \tau}{s} \right) dt \quad (4.1)$$

gde s predstavlja stepen skaliranja (izduženja) matičnog waveleta (talasića) $\Psi(t)$, τ predstavlja poziciju waveleta na vremenskoj osi, a Ψ^* je konjugovano kompleksna funkcija waveleta. Kontinualna wavelet transformacija se, teorijski, dobija tako što se za navedene parametre s i τ uzimaju vrednosti iz beskonačnog skupa. Međutim, praktično se za parametar s uzimaju diskretne vrednosti iz konačnog skupa prirodnih brojeva, dok se za parametar τ uzimaju vrednosti $n \times \Delta t$ gde Δt predstavlja periodu odmeravanja digitalizovanog signala.

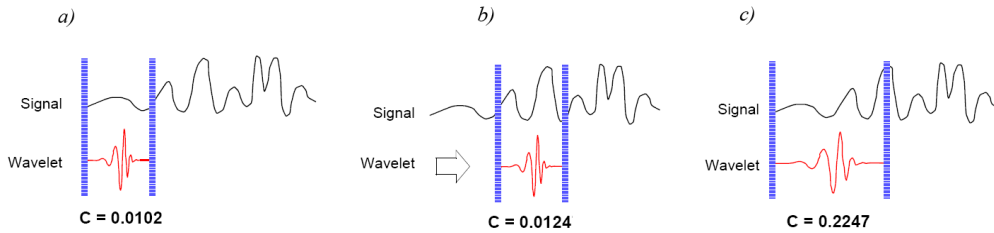
U tom smislu kontinualna wavelet transformacija diskretnog niza x_n je definisana kao konvolucija niza x_n sa skaliranom i u vremenu pomerenom

diskretizovanom funkcijom $\Psi_0(n\Delta t)$:

$$W_n(s) = \sum_{n'=0}^{N-1} x_{n'} \Psi^* \left[\frac{(n' - n)\Delta t}{s} \right] \quad (4.2)$$

Koeficijenti kontinualne wavelet transformacija (CWT) za zadatu skalu s i zadati pomeraj τ predstavljaju korelisanost dela signala $x(t)$ u definisanom vremenskom prozoru širine wavelet funkcije sa skalom s i pomerenom u vremenu za iznos τ sa wavelet funkcijom, koja je "izdužena" s puta. Ako je širina prozora mala, (male vrednosti parametra s), CWT pokazuje lokalne osobine signala (detalje) dok velike širine prozora (velike vrednosti parametra s) omogućavaju izdvajanje globalnih osobina signala.

Koeficijenti kontinualne wavelet transformacije se praktično izračunavaju na sledeći način. Prvo se izračuna integral u jednačini 4.1 za parametre $s = 1$ i $\tau = 0$ (slika 4.1 a). Zatim se izvrši pomeranje prozora sa wavelet funkcijom za $\tau = \Delta t$ i ponovo izračuna integral u jednačini 4.1 (Sl. 4.1 b). Postupak se ponavlja na isti način pomeranjem prozora sa wavelet funkcijom po vremenskoj osi dok se ne dođe do kraja signala. Onda se parametar s poveća za određeni korak, npr. $s = 2$ (wavelet funkcija se izduži 2 puta), pa se prethodno opisani postupak ponavlja sa istim vremenskim pomerajima $\tau = n\Delta t$ (slika 4.1 c).



Sl. 4.1: Izračunavanje koeficijenata wavelet transformacije

Da bi neka funkcija u vremenu mogla da bude wavelet, ona mora da zadovolji nekoliko kriterijuma:

- da ima konačnu energiju: $E = \int_{-\infty}^{\infty} |\Psi(t)|^2 dt < \infty$,
- da ima srednju vrednost jednaku nuli: $\int_{-\infty}^{\infty} \Psi(t) dt = 0$

- da omogući rekonstrukciju signala iz CWT koja je dobijena upotrebom tog waveleta.

Poslednji kriterijum pokazuje da su signal u vremenskom domenu i njegova CWT različite prezentacije (oblici) istog signala.

Kako korelisanost dva signala predstavlja njihovu meru sličnosti, CWT se može iskoristiti i za prepoznavanje odgovarajućih segmenata u signalu [76]. Što je veća sličnost između prozoriranog signala $x(t)$ i wavelet funkcije $\Psi(t)$ to su veći i koeficijenti CWT. Ovo se posebno može iskoristiti ako signal sadrži segmente koji se ponavljaju u vremenu. Ako je wavelet funkcija slična segmentu koji se ponavlja, na tim lokacijama će se pojaviti visoke vrednosti CWT koeficijenata.

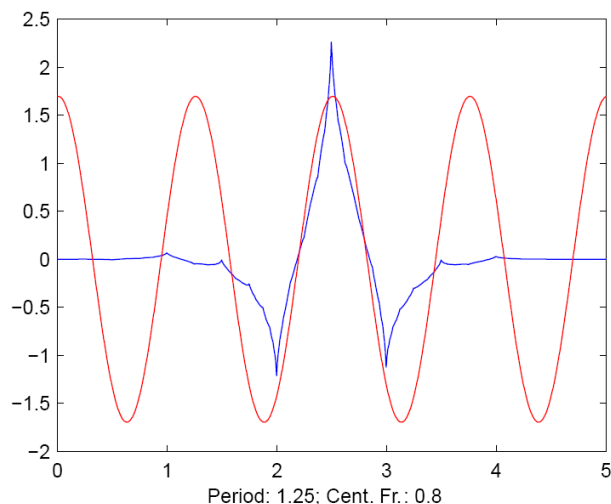
U opštem slučaju wavelet funkcije su kompleksne funkcije, pa su i wavelet koeficijenti kompleksni. Međutim, ako je wavelet funkcija realna i ako je ulazni signal realan, tada su i wavelet koeficijenti realni.

Prilikom izbora wavelet funkcije za analizu postavlja se pitanje da li upotrebiti kompleksnu ili realnu wavelet funkciju nad realnim signalom. Preporuka je sledeća [77]: kompleksna wavelet funkcija daje informaciju o amplitudi i fazi i prilagođenija je za analizu oscilatornih ponašanja, dok se realna wavelet funkcija više koristi za detekciju vrhova ili prekida u signalu i istovremeno pokazuje i znak promene (da li je promena pozitivna po amplitudi signala ili negativna).

Prednost upotrebe CWT u odnosu na kratkotrajnu Furijeovu transformaciju se sastoji u boljoj lokalizaciji visokih frekvencija u vremenu što se postiže izborom različitih širina prozora, koji su povezani sa skalom wavelet funkcije. Isto tako CWT nije ograničena na upotrebu sinusoidalnih funkcija, već postoji širok spektar wavelet funkcija koje se mogu upotrebiti u CWT analizi. Slično postojanju spektrograma kod kratkotrajne Furijeove transformacije, koji pokazuje raspodelu energije u vremensko-frekvencijskom domenu, kod kontinualne wavelet transformacije postoji skalogram, koji, takođe pokazuje raspodelu energije po pomeraj/skala koordinatama [78].

Prikazivanje CWT po pomeraj/skala osama se razlikuje od uobičajenog načina prikazivanja kratkotrajnog spektra u vremensko-frekvencijskom domenu. Iako se zna da veće vrednosti skale odgovaraju nižim frekvencijama i

obrnuto - da manje vrednosti skale odgovaraju višim frekvencijama, sa CWT dijagrama koji je prikazan u pomeraj/skala koordinatama se ne može očitati koje skale odgovaraju kojim frekvencijama.



Sl. 4.2: Primer načina određivanja centralne frekvencije wavelet funkcije

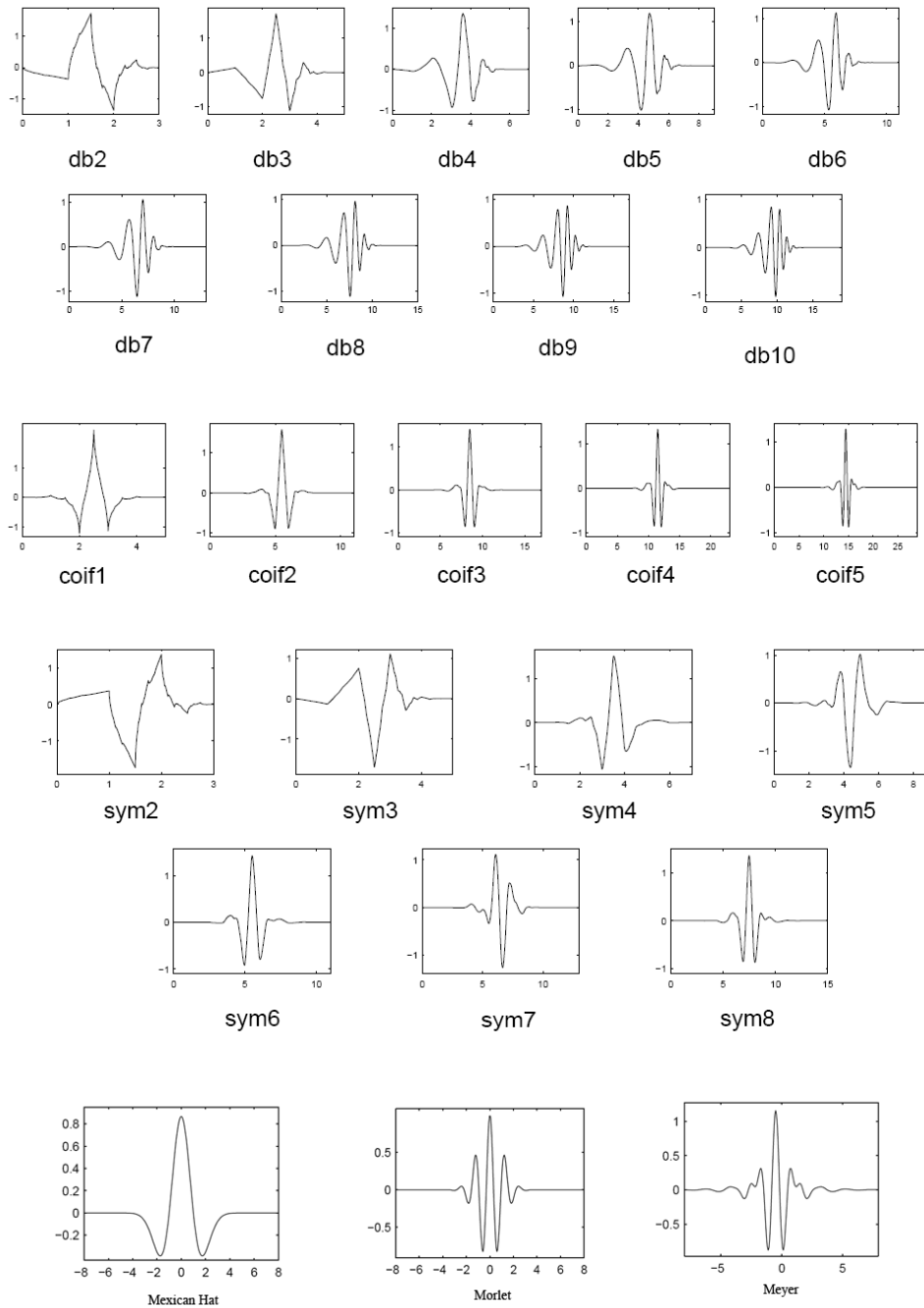
Odnos između skale i frekvencije (pseudo-frekvencije) se može izračunati po formuli [56]:

$$F_a = \frac{F_c}{a \cdot \Delta} \quad (4.3)$$

gde je a vrednost skale, Δ je perioda odmeravanja, F_c je "centralna frekvencija" wavelet funkcije u [Hz] a F_a je pseudo - frekvencija koja odgovara skali a u hercima [Hz].

Na Sl. 4.2 je ilustrovan primer kako se određuje centralna frekvencija wavelet funkcije. Konkretno, na pomenutoj slici je centralna frekvencija određena za Coiflet1 wavelet funkciju.

Neke od wavelet funkcija su prikazane na slici 4.3. Sa "db" su označeni Daubechies waveleti, "coif" je oznaka za Coiflet wavelete koje je, takođe konstruisala Ingrid Daubechies po zahtevima R.Coifmana, "sym" je oznaka za Symlet wavelete - modifikovane "db" wavelete. "Mexican hat" je wavelet dobijen kao drugi izvod Gausove funkcije raspodele verovatnoće. Meyer i Morlet wavelet funkcije su dobijene kombinacijom opadajućih eksponencijalnih i sinusnih/kosinusnih funkcija.



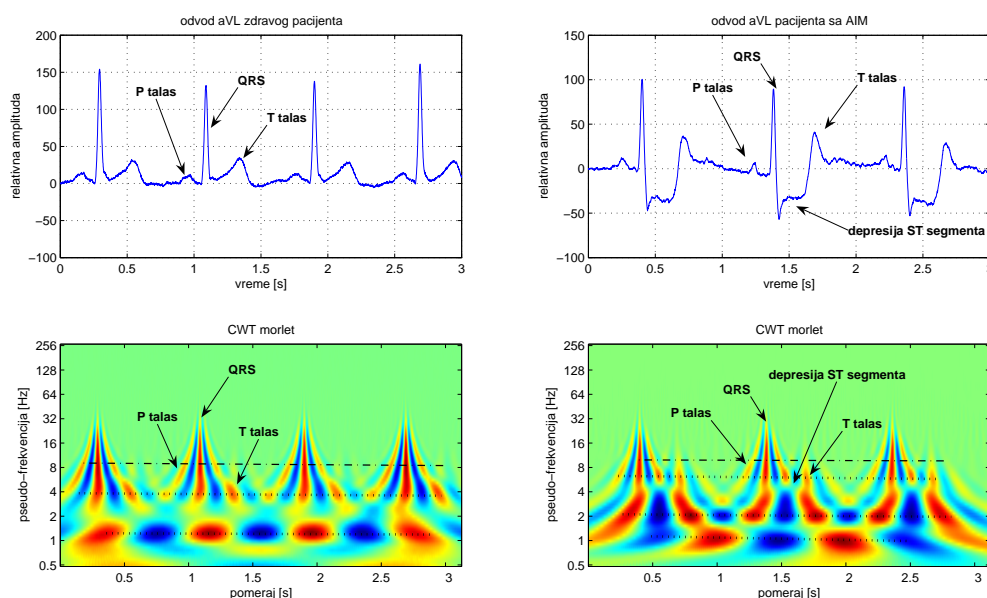
Sl. 4.3: Wavelet funkcije

4.2 Upoređivanje CWT spektara

Kontinualna wavelet transformacija izvršena je nad EKG signalima zdravih pacijenata, pacijenata sa Akutnim Infarktom Miokarda (AIM), sa absolutom i sa blokom leve grane. Upoređivanje je izvršeno upotrebom četiri wavelet funkcije koje su se najviše koristile u literaturi za analizu EKG signala i to su: Morlet, Meyer, Mexican Hat i Daubechies 4.

4.2.1 Upoređivanje CWT spektara EKG signala zdravog i pacijenta sa AIM

Na Sl. 4.4 su pokazani talasni oblici EKG signala odvoda aVL zdravog i pacijenta sa AIM uz pomoć Morlet wavelet funkcije.



Sl. 4.4: Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda aVL zdravog i pacijenta sa AIM korišćenjem Morlet wavelet funkcije

Na talasnom obliku EKG signala odvoda aVL sa Sl. 4.4 kod zdravog pacijenta se može uočiti jasan P i T talas i QRS kompleks u kome se nalazi visok R zubac. CWT EKG signala zdravog pacijenta ima pozitivne (crvene)

i negativne (tamno plave) polutalase na frekvenciji oko 1.2Hz što jasno predstavlja osnovnu periodu EKG signala. Zbog lakšeg uočavanja lokalni pozitivni i negativni maksimumi na ovoj frekvenciji su prikazani isprekidanom linijom. Isto tako, na EKG signalu zdravog pacijenta se mogu uočiti "talasanja" istog trajanja - konveksno ("U") odmah iza R zupca ka T talasu, konkavno ("∩") za vreme trajanja T talasa i konveksno nakon završetka T talasa. Ove oscilacije se primećuju na CWT dijagramu zdravog pacijenta u lokalnim maksimumima CWT koeficijenata u okolini 4 Hz. Crtkana linija na dijagramu obuhvata i lokalni maksimum T talasa. Navedeni lokalni maksimumi se nalaze u "podnožju" stabla QRS na CWT dijagramu, koji se sastoji od više grana koje su široke na dnu i sužavaju se pri vrhu gde se nalaze najviše frekvencije prisutne u QRS kompleksu.

U predstavljanju rezultata na CWT dijagramima usvojeno je sledeće pravilo:

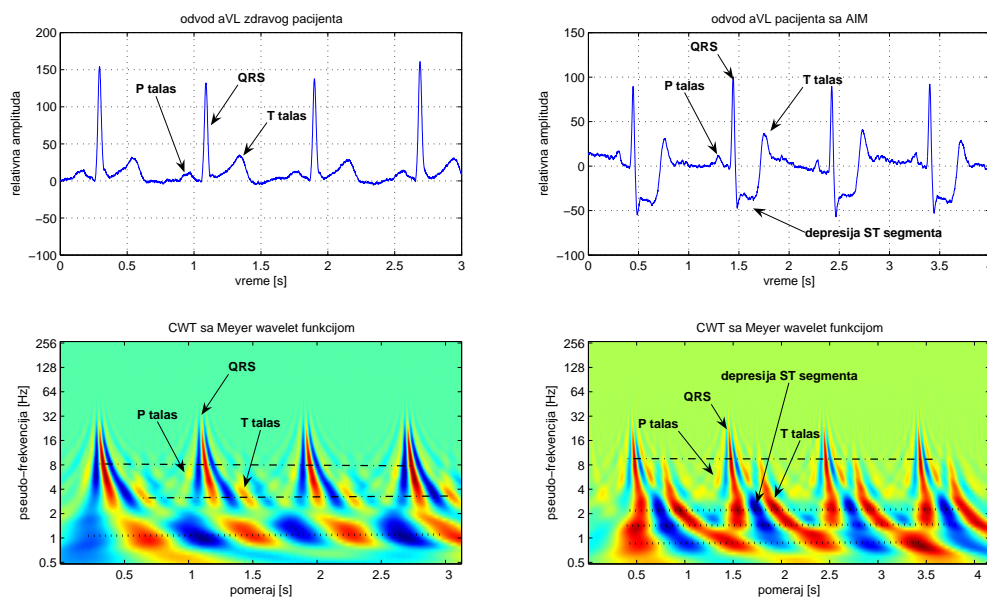
- ukoliko se u vremenu pojavljuju alternativno lokalni maksimumi suprotnog znaka tada je crtana isprekidana linija,
- ukoliko se lokalni maksimum bilo pozitivnog ili negativnog znaka ponavlja periodično sa osnovnom periodom EKG signala, tada je crtana linija formata "tačka crta".

Širina QRS kompleksa se može očitati na CWT dijagramu preko pseudo-frekvencije, tako što se odredi lokalni maksimum na stablu (primećuje se kao najcrvenija oblast u srednjoj grani stabla). Linijom "tačka crta" spojeni su maksimumi koji predstavljaju R zubce i oni se nalaze na frekvenciji od oko 9Hz, što pokazuje da je širina QRS kompleksa oko $1/(9 \times 2) = 55\text{ms}$ ($\times 2$ je uzeto u proračunu jer se izračunava trajanje samo pozitivne poluperiode).

Na talasnom obliku EKG signala odvoda aVL pacijenta sa AIM se mogu uočiti P talas, QRS kompleks sa visokim R i dubokim S zupcem, depresijom ST segmenta i pozitivnim T talasom. Na CWT dijagramu EKG signala odvoda aVL pacijenta sa AIM se vidi kombinacija lokalnih maksimuma alternativnog znaka u okolini 1Hz koja pokazuje osnovnu frekvenciju EKG signala. Međutim za razliku od CWT dijagrama zdravog pacijenta, primećuje se još jedna kombinacija vrlo intenzivnih lokalnih maksimuma alternativnog znaka

u okolini 2 Hz koja pokazuje pojavu depresije ST segmenta. Tamno plavom bojom je obeležen lokalni maksimum negativnog znaka (minimum) između QRS kompleksa i T talasa. Ovde se mogu zapaziti ponašanja lokalnih maksimuma slična stablu QRS kompleksa. Lokalni maksimumi u okolini 2Hz su delovi novog stabla koje ne pripada QRS stablu i koje se sastoji od grana širokih pri dnu i užih pri vrhu. Treća kombinacija lokalnih maksimuma se nalazi u okolini 6-7 Hz i pokazuje na oscilacije širine T talasa - iza S zupca QRS kompleksa postoji konkavno talasanje koje prelazi u konveksno i uzdiže se do vrha P talasa gde je ponovo konkavno. Širine QRS kompleksa su kod pacijenta sa AIM manje nego kod zdravog pacijenta, pa su lokalni maksimumi QRS kompleksa na višim frekvencijama (oko 10Hz).

Uporedni CWT dijagrami nad istim talasnim oblicima kao na prethodnoj slici, ali korišćenjem Meyer wavelet funkcije prikazani su na Sl. 4.5



Sl. 4.5: Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda aVL zdravog i pacijenta sa AIM korišćenjem Meyer wavelet funkcije

Na dijagramima sa CWT dobijenim uz pomoć Meyer wavelet funkcije primećuju se lokalni maksimumi alternativnog znaka na frekvenciji od oko 1Hz kao i kod Morlet wavelet funkcije. Međutim kod CWT zdravog pacijenta ne postoje lokalni maksimumi alternativnog znaka u okolini 4Hz (ne

postoje jarke boje). Na dnu QRS stabla postoje veliki CWT koeficijenti koji nisu lokalni maksimumi. Zbog ponavljanja lokalnog maksimuma T talasa nacrtana je linija formata "tačka crta". Linija istog formata nacrtana je i u okolini 8Hz koja pokazuje širinu QRS kompleksa.

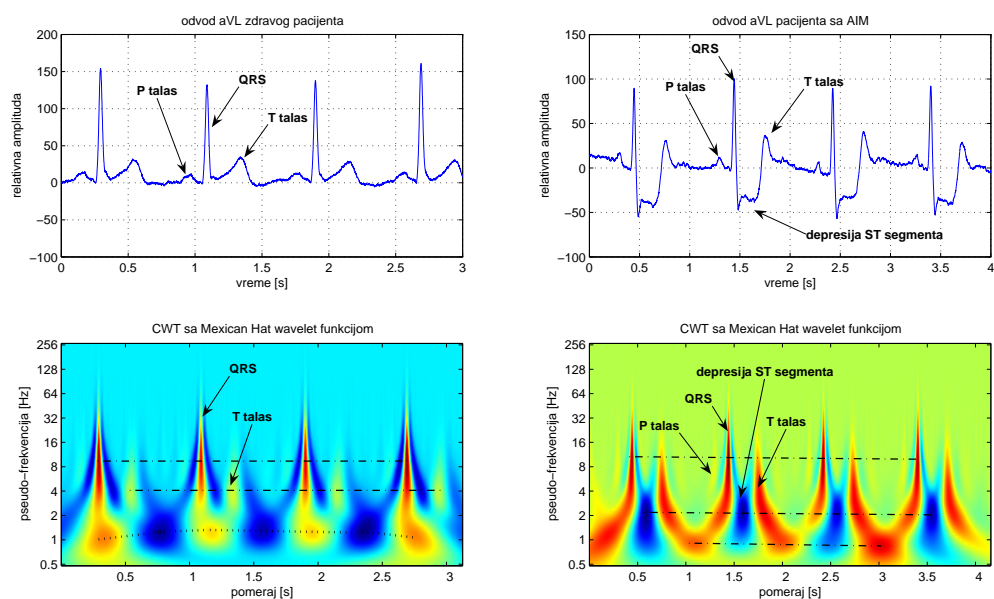
Kod CWT dijagrama EKG signala odvoda aVL pacijenta sa AIM, postoje oblasti sa velikim koeficijentima koje sadrže više lokalnih maksimuma. Za razliku od CWT koja je dobijena uz pomoć Morlet wavelet funkcije, gde su oblasti sa visokim koeficijentima uglavnom međusobno odvojene, ovde oblasti sa velikim koeficijentima zauzimaju veću površinu i sadrže više lokalnih maksimuma. Na CWT dijagramu pacijenta sa AIM uočavamo dve grupe lokalnih maksimuma u okolini 2Hz. Na nižoj liniji se nalaze oscilacije koje potiču od depresije ST segmenta (uočljiviji su negativni maksimumi na plavim oblastima), a na višoj se nalaze oscilacije koje potiču od T talasa. Lokalni pozitivni maksimumi koji odgovaraju R zubcu u QRS kompleksu se nalaze na liniji "tačka crta" u okolini 9Hz.

Uporedni CWT dijagrami nad istim talasnim oblicima kao na prethodnoj slici, ali korišćenjem Mexican Hat wavelet funkcije prikazani su na Sl. 4.6

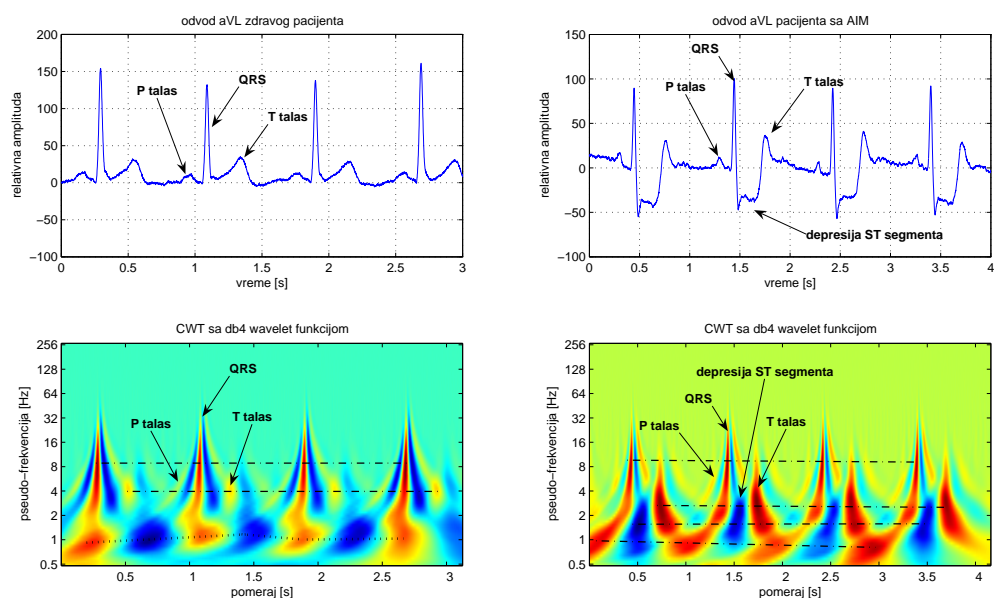
Na CWT dijagramu zdravog pacijenta se vidi kombinacija lokalnih maksimuma alternativnog znaka u okolini 1Hz. Lokalni maksimumi na frekvenciji koja odgovara širini T talasa se nalaze oko 4Hz i nisu veliki (označeni su žutom bojom). Lokalni maksimumi koji pokazuju širinu QRS kompleksa nalaze se na frekvenciji od 9Hz i imaju velike vrednosti (obojeni su jarko crvenom bojom). P talas se na dijagramu jedva uočava. Na CWT dijagramu pacijenta sa AIM vidi se kombinacija lokalnih maksimuma alternativnog znaka, zatim lokalni maksimumi negativnog znaka koji predstavljaju širinu depresije ST segmenta u okolini 2Hz, kao i lokalni maksimumi R zupca u QRS kompleksu u okolini 10Hz. Položaj T talasa na dijagramu se ne može tačno odrediti.

Uporedni CWT dijagrami nad istim talasnim oblicima urađeni su i korišćenjem Daubechies 4 wavelet funkcije i prikazani su na Sl. 4.7

Na CWT dijagramu zdravog pacijenta se vidi, kao i na prethodnoj slici, kombinacija lokalnih maksimuma alternativnog znaka u okolini 1Hz. Lokalni



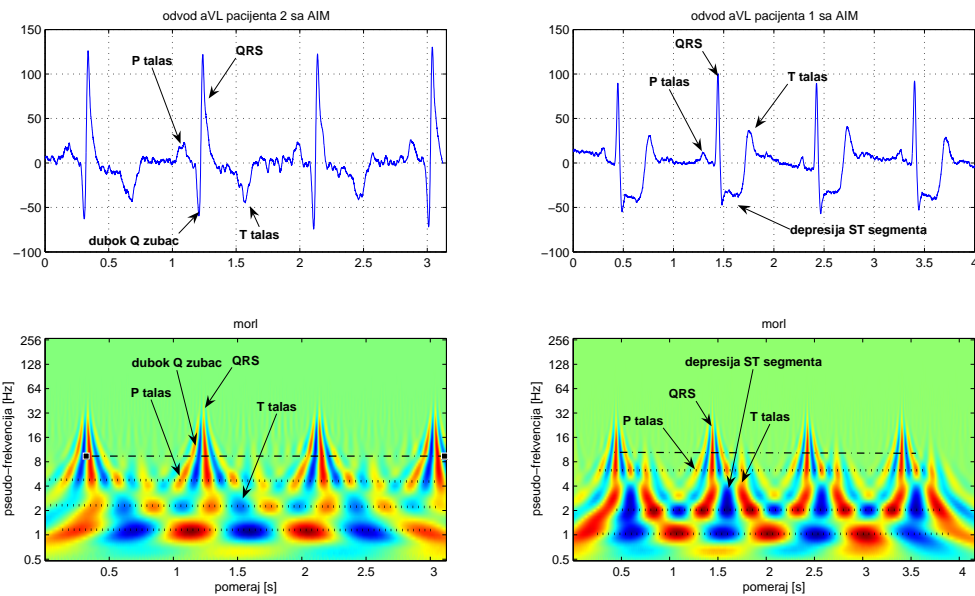
Sl. 4.6: Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda aVL zdravog i pacijenta sa AIM korišćenjem Mexican Hat wavelet funkcije



Sl. 4.7: Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda aVL zdravog i pacijenta sa AIM korišćenjem Daubechies 4 wavelet funkcije

maksimumi na frekvenciji koja odgovara širini T talasa se nalaze oko 4Hz i ne pripadaju kombinaciji maksimuma sa alternativnim znakom. Širina QRS kompleksa odgovara liniji "tačka crta" koja se nalazi na frekvenciji od oko 9Hz. Lokalni maksimumi nisu alternativno poređani oko osnovne frekvencije perioda EKG talasa na dijagramu kod pacijenta sa AIM. Kod negativnih vrednosti CWT koeficijenata postoje lokalni maksimumi samo na frekvenciji širine ST segmenta, dok su lokalni maksimumi koji predstavljaju T talas prilično visoki (obojeni su jarko crvenom bojom).

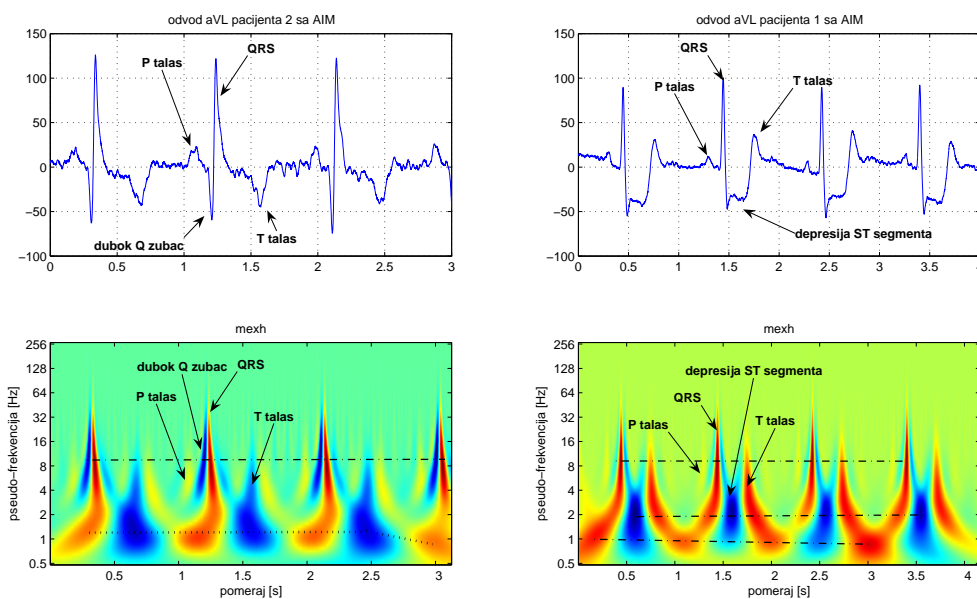
Na slikama Sl. 4.8 i Sl. 4.9 prikazani su talasni oblici i odgovarajući CWT dijagrami za EKG signale odvoda aVL pacijenata sa AIM, kako bi se uočila njihova sličnost. Na Sl. 4.8 je prikazan CWT dijagram uz korišćenje Morlet a na Sl. 4.9 uz korišćenje Mexican Hat wavelet funkcije.



Sl. 4.8: *Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda aVL pacijenata sa AIM korišćenjem Morlet wavelet funkcije*

Na Sl. 4.8 se jasno uočava sličnost u CWT dijagramima EKG signala pacijenata sa AIM iako talasni oblici nisu baš slični. Signal kod pacijenta 2 ima dubok Q i visok R zubac, dok kod pacijenta 1 postoji visok R i dubok S zubac. Kod pacijenta 2 postoji negativan T talas, a kod pacijenta 1 T talas je pozitivan. CWT dijagrami imaju slične grupe lokalnih maksimuma, s' tim

što su njihove frekvencije malo pomerene, a i vrednosti CWT koeficijenta su različite u lokalnim maksimumima. Oni su visoki u okolini 2 Hz kod pacijenta 1 (izrazito jarke boje), odnosno imaju srednje vrednosti (blage boje) kod pacijenta 2.

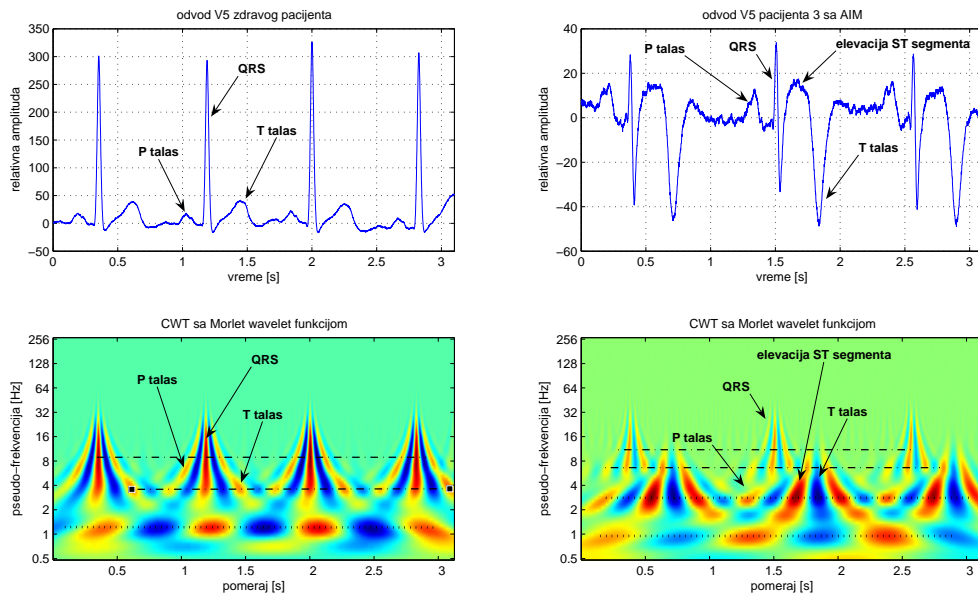


Sl. 4.9: Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda aVL pacijenata sa AIM korišćenjem Mexican Hat wavelet funkcije

Na Sl. 4.9 na CWT dijagramu pacijenta 2 ne može se jasno uočiti komponenta lokalnih maksimuma u okolini 2Hz.

Uporedni dijagrami CWT EKG signala zdravog i pacijenta sa AIM sa odvoda V5 uz korišćenje Morlet wavelet funkcije prikazani su na Sl. 4.10.

Na CWT dijagramu EKG signala odvoda V5 zdravog pacijenta može se uočiti kombinacija lokalnih maksimuma alternativnog znaka u okolini 1Hz koja pokazuje osnovnu frekvenciju EKG signala. Sa dijagrama se mogu očitati i frekvencije koje odgovaraju širini T talasa - 4Hz i QRS kompleksa - oko 9Hz. CWT dijagram EKG signala odvoda V5 pacijenta sa AIM osim kombinacije lokalnih maksimuma alternativnog znaka koja pokazuje osnovnu frekvenciju periode EKG signala pokazuje kombinaciju lokalnih maksimuma u okolini 3Hz u formatu stabla sa visokim vrednostima. Ova kombinacija



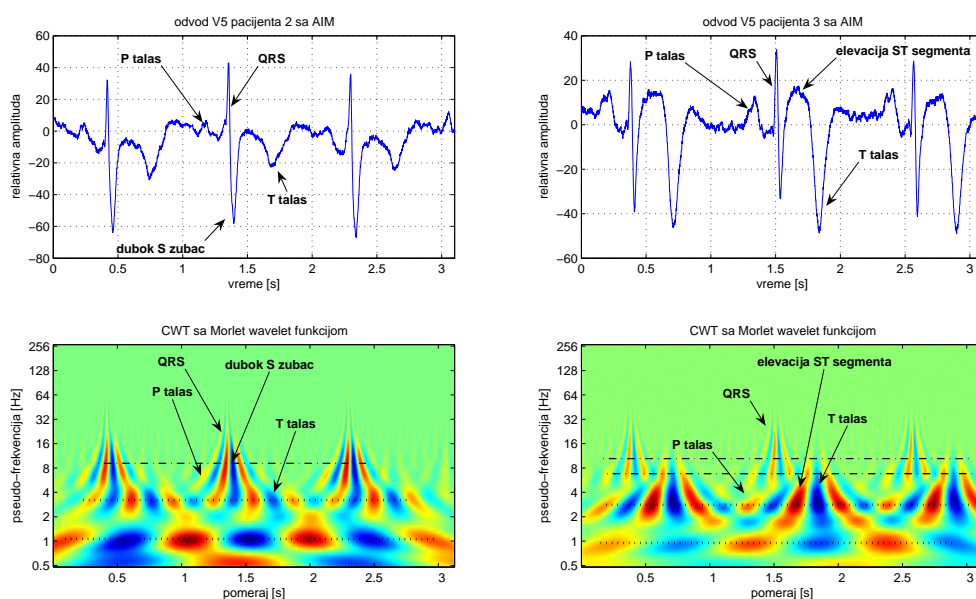
Sl. 4.10: *Talasnici i CWT EKG signala odvoda V5 zdravog i pacijenta sa AIM korišćenjem Morlet wavelet funkcije*

je uzrokovana dubokim - negativnim T talasom, elevacijom ST segmenta ispred T talasa kao i P talasom, čija je širina u vremenskom domenu skoro jednaka širini T talasa. Na dijagramu se uočavaju i lokalni maksimumi na frekvenciji od oko 10Hz, koji predstavljaju QRS kompleks i koji se nalaze u stablu QRS kompleksa, ali njihove vrednosti su male u odnosu na vrednosti lokalnih maksimuma u okolini 3Hz.

U radu je izvršeno i poređenje EKG signala odvoda V5 pacijenata sa AIM. Sličnost talasnih oblika i njihovih CWT dijagrama je moguće analizirati na Sl. 4.11.

4.2.2 Upoređivanje CWT spektara EKG signala zdravog i pacijenta sa absolutom

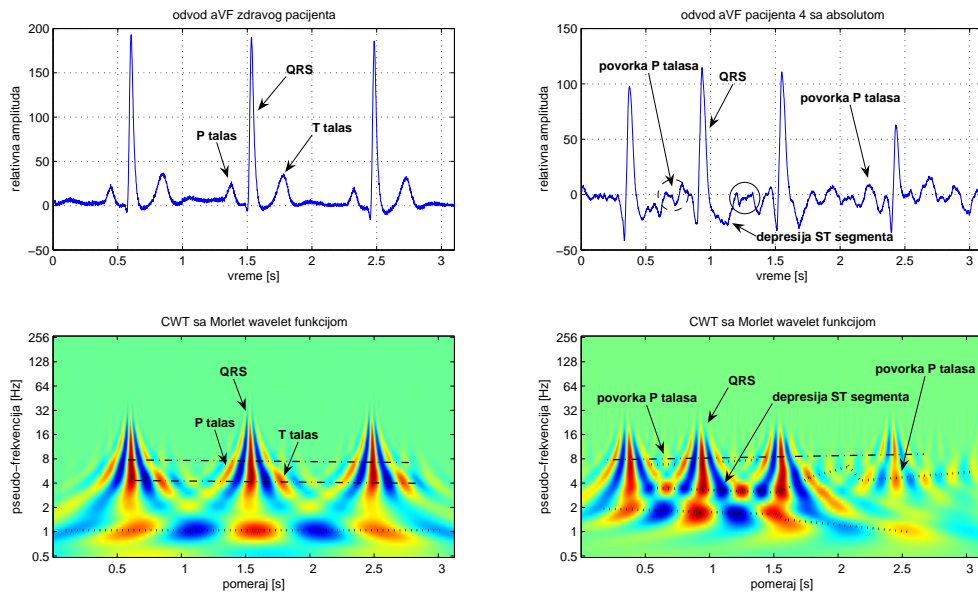
Pored EKG signala pacijenata sa AIM, analizirani su talasni oblici i njihovi CWT dijagrami pacijenata kod kojih je uspostavljena dijagnoza absoluta. Za njih je karakteristično da u pojedinim odvodima postoji više P talasa.



Sl. 4.11: *Taladni oblici i CWT EKG signala odvoda V5 pacijenata sa AIM korišćenjem Morlet wavelet funkcije*

Na Sl. 4.12 su pokazani taladni oblici i CWT dijagrami EKG signala odvoda aVF zdravog i pacijenta sa absolutom uz upotrebu Morlet wavelet funkcije.

Na CWT dijagramu zdravog pacijenta se može uočiti periodičnost EKG signala na frekvenciji od oko 1Hz, Iza QRS kompleksa se može zapaziti i blago oscilovanje (konveksno, T talas - konkavno i konveksno iza T talasa) što se može primetiti preko lokalnih maksimuma alternativnog znaka. Širina QRS kompleksa je predstavljena lokalnim pozitivnim maksimumima u okolini 8Hz. Na CWT dijagramu pacijenta sa absolutom, se na frekvenciji od oko 1 i ispod 1Hz primećuje promena osnovne frekvencije EKG signala. Na talasnom obliku pacijenta sa absolutom, mogu se primetiti dve vrste talasanja koja su superponirana. To se najbolje zapaža odmah iza obeležene depresije ST segmenta (koja na dijagramu ima veliki negativni maksimum), i taj deo talasnog oblika je obeležen kružnicom. Niža frekvencija koja odgovara pozitivnoj poluperiodi unutar kružnice se na dijagramu vidi na oko 3.5 Hz (jarko crvena oblast), a viša frekvencija na oko 7Hz. Na talasnom obliku EKG signala pacijenta sa absolutom se pored promene osnovne frekvencije



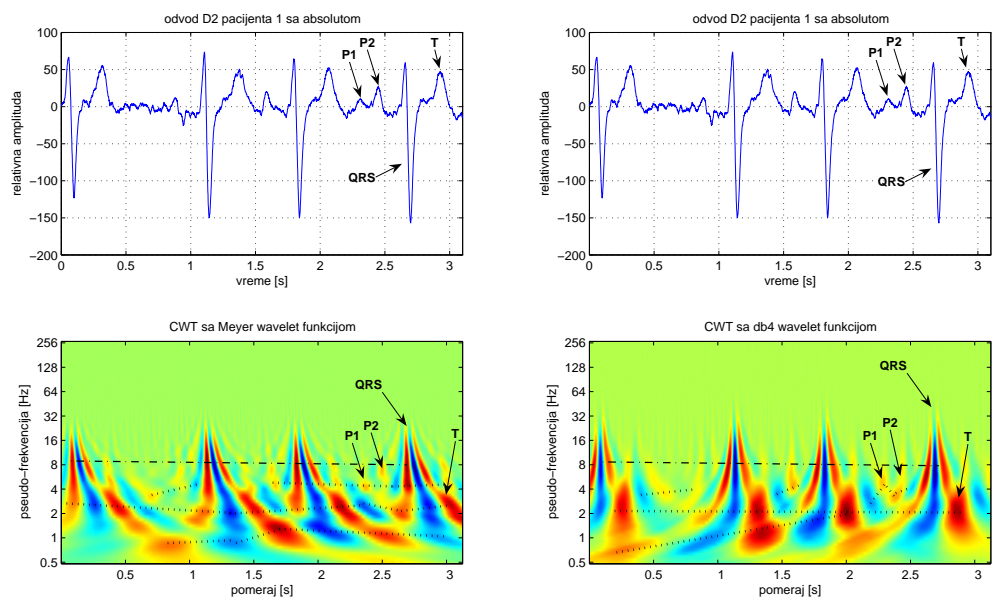
Sl. 4.12: *Taladni oblici i CWT EKG signala odvoda aVF zdravog i pacijenta sa absolutom korišćenjem Morlet wavelet funkcije*

EKG signala može zapaziti i promena periode talasanja povorke P talasa, što se primećuje na CWT dijagramu - sa više frekvencije od 7 Hz pada na 5.5 Hz, odnosno sa niže 3.5Hz se penje na 5.5Hz. Tipičan poremećaj u dijagnozi absolute se primećuje upravo u tom periodu aperiodičnosti pojavljivanja QRS kompleksa.

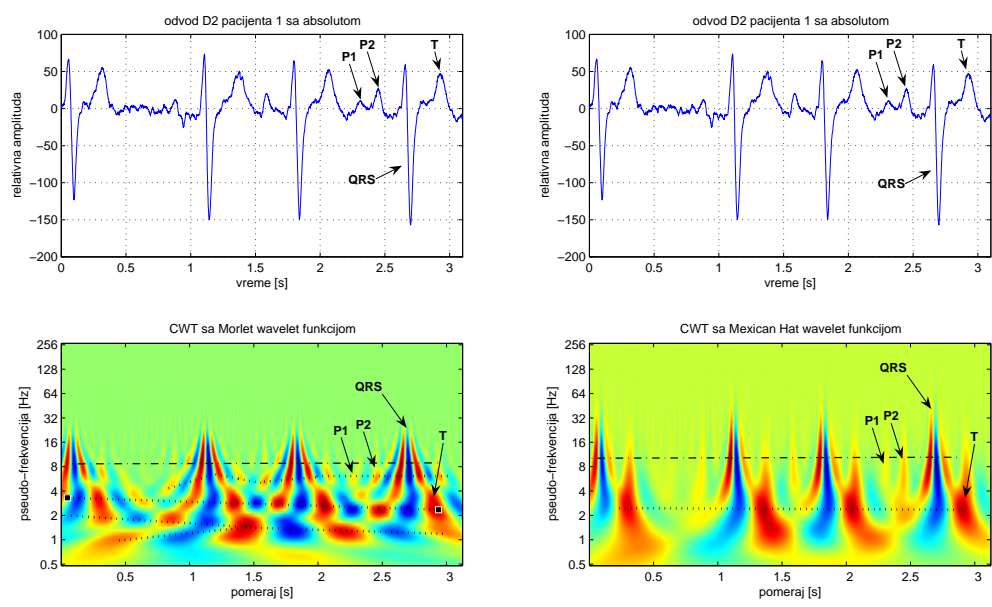
Primer analize CWT dijagrama EKG signala pacijenta sa absolutom, uz korišćenje Meyer i Daubechies 4 wavelet funkcije na odvodu D2 prikazan je na Sl. 4.13.

Isti taladni oblici kao na prethodnoj slici, ali sa CWT dijagramima dobijenim uz pomoć Morlet i Mexican Hat wavelet funkcije prikazani su na Sl. 4.14.

Na dijagramu koji je dobijen uz pomoć Mexican Hat wavelet funkcije treba primetiti odsustvo detalja koji postoje na dijagramima sa Morlet wavelet funkcijom. Međutim, na dijagramu sa Mexican Hat wavelet funkcijom se jasnije uočavaju lokalni maksimumi u okolini QRS kompleksa. Izraženi R i S zubac se na dijagramu sa Mexican Hat wavelet funkcijom jasno uočavaju



Sl. 4.13: Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda D2 pacijenta sa absolutom korišćenjem Meyer i Daubechies 4 wavelet funkcije



Sl. 4.14: Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda D2 pacijenta sa absolutom korišćenjem Morlet i Mexican Hat wavelet funkcije

jarko crvenom (R) i tamno plavom (S) bojom. Na dijagramu CWT sa Morlet wavelet funkcijom u QRS stablu postoji 6 grana, od kojih su srednje dve (jarko crvena i tamno plava) izraženije, ali ne tako jasno kao na CWT dijagramu sa Mexican Hat wavelet funkcijom.

4.2.3 Upoređivanje CWT spektara EKG signala zdravog i pacijenta sa BLG

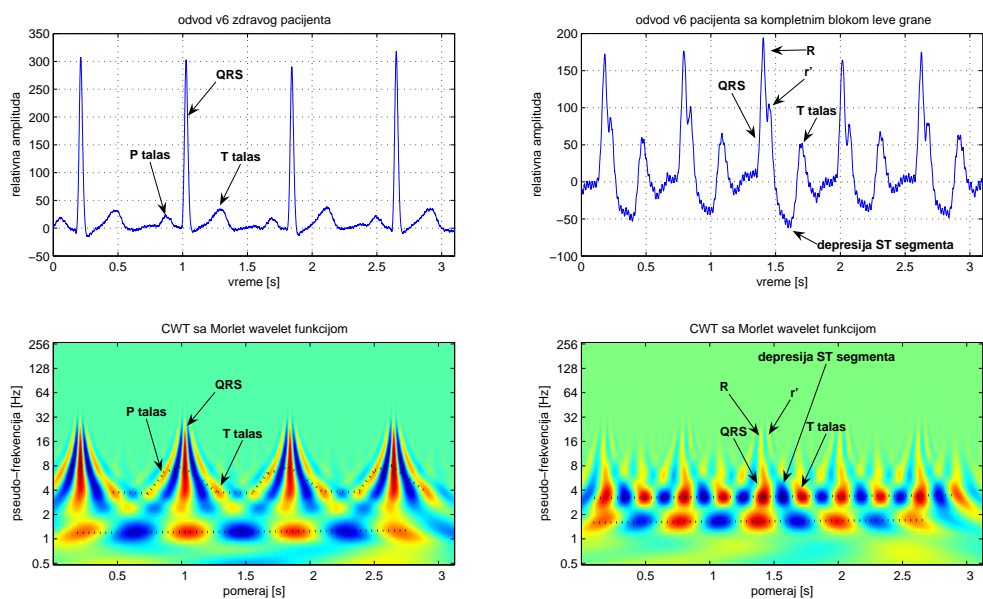
Koristeći dijagrame CWT EKG signala, moguće je sa visokom sigurnošću utvrditi dijagnozu bloka leve grane (BLG), što je kao rezultat ovog rada publikovano u [79]. U odvodima V5 i/ili V6 ova dijagnoza se uspostavlja ukoliko je širina QRS kompleksa veća od 100ms. To znači da je perioda celog talasa veća od 200 ms, odnosno frekvencija lokalnog maksimuma QRS stabla mora biti manja od 5Hz.

Na Sl. 4.15 su pokazani talasni oblici i CWT dijagrami odvoda V6 EKG signala zdravog i pacijenta sa kompletnim blokom leve grane uz korišćenje Morlet wavelet funkcije.

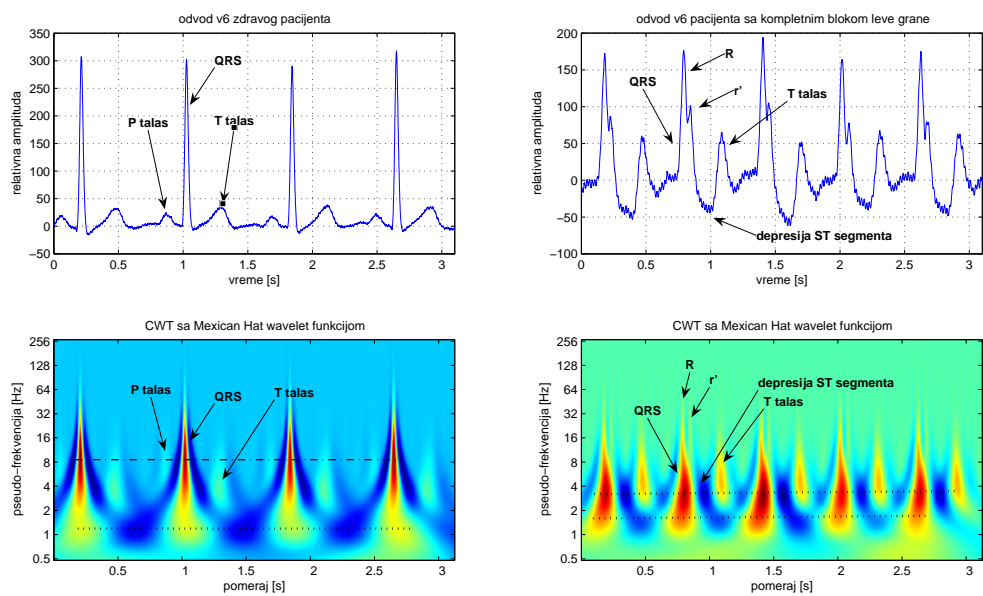
Na dijagramima CWT EKG signala je očigledno da su lokalni maksimumi u QRS kompleksima na različitim frekvencijama - oko 8Hz za QRS kompleks zdravog pacijenta i oko 3.5 Hz za QRS kompleks pacijenta sa kompletnim blokom leve grane. Više frekvencije su prisutne i na dijagramu bolesnog pacijenta, čak su i granične frekvencije koje se mogu uočiti slične (oko 32Hz), ali su vrednosti CWT koeficijenata za te frekvencije male u odnosu na one prisutne kod zdravog pacijenta. Širine QRS kompleksa, depresije ST segmenta i T talasa su slične, pa otud i kombinacija lokalnih maksimuma alternativnog znaka u okolini 3.5Hz na CWT dijagramu bolesnog pacijenta.

Lokalni maksimumi na QRS kompleksima EKG signala odvoda V6 zdravog i pacijenta sa kompletnim blokom leve grane se mogu jasno uočiti i na slikama 4.16 i 4.17 uz upotrebu Mexican Hat, Meyer i Daubechies 4 wavelet funkcija.

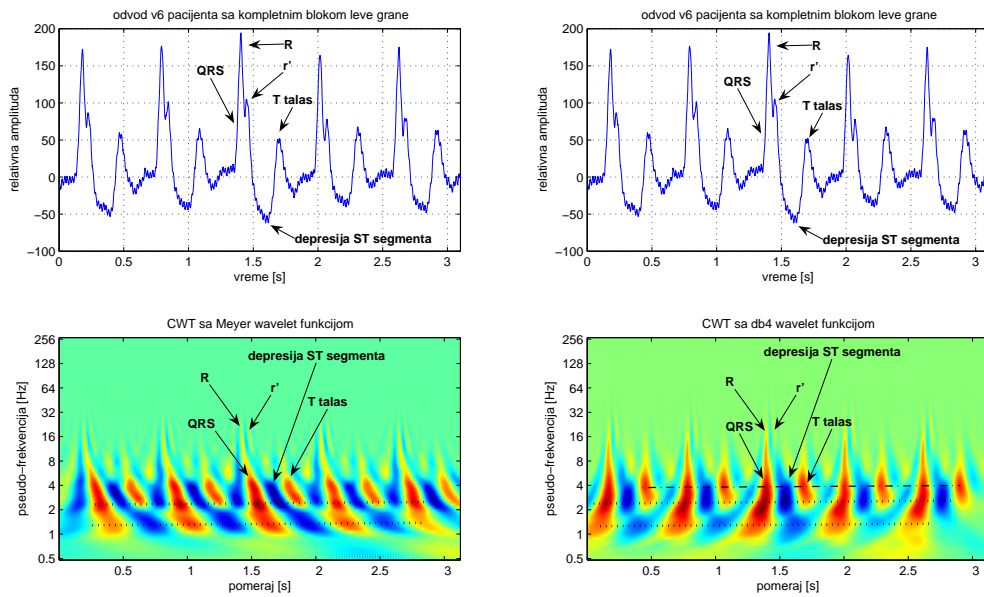
Za razliku od kompletnog bloka leve grane, gde postoje dva R zupca u QRS kompleksu, kod nekompletnog bloka leve grane postoji jedan širok



Sl. 4.15: Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda V6 zdravog i pacijenta sa kompletnim blokom leve grane korišćenjem Morlet wavelet funkcije



Sl. 4.16: Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda V6 zdravog i pacijenta sa kompletnim blokom leve grane korišćenjem Mexican Hat wavelet funkcije

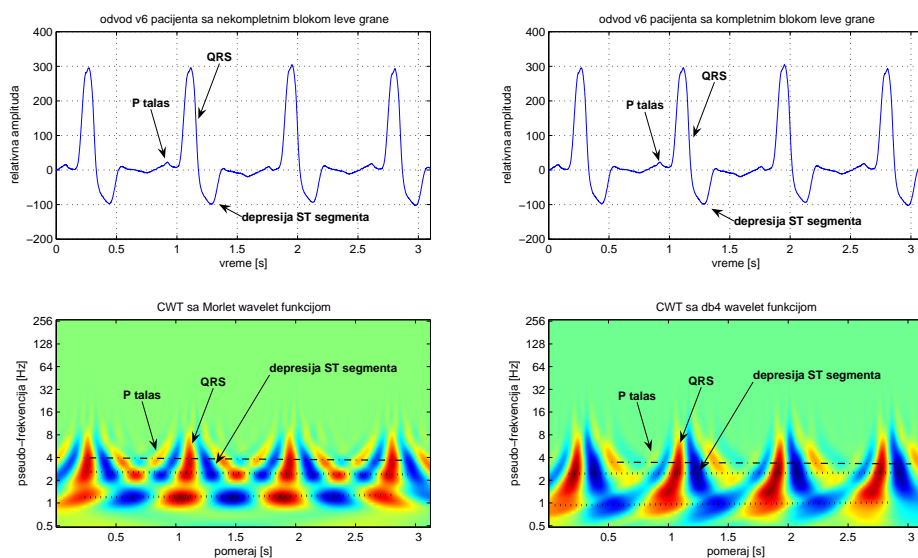


Sl. 4.17: *Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda V6 pacijenta sa potpunim blokom leve grane korišćenjem Meyer i Daubechies 4 wavelet funkcije*

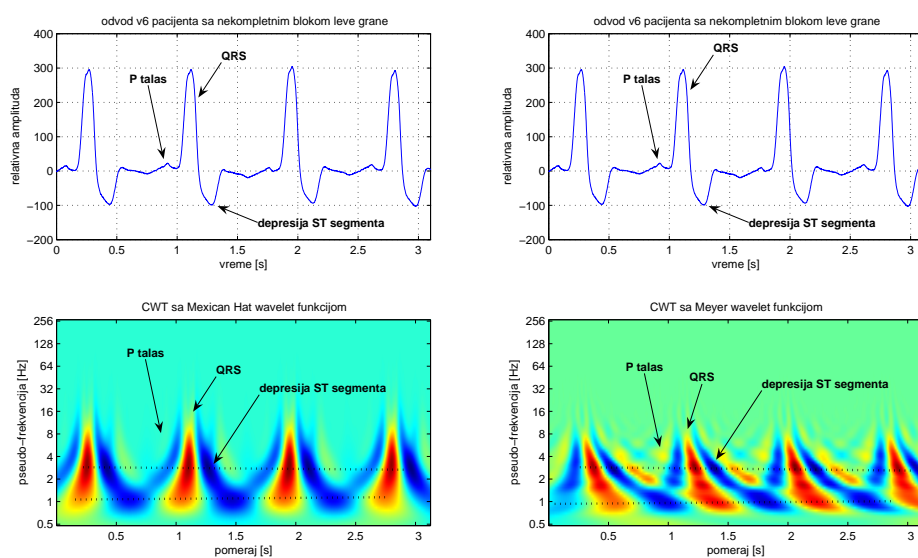
R zubac. Praktično je njegova širina bliska širini depresije ST segmenta, odnosno širini T talasa (ako ga ima).

Na slikama 4.18 i 4.19 se jasno mogu uočiti lokalni maksimumi u okolini 3-4Hz koji potiču od širine QRS kompleksa.

Sa CWT dijagrama se vidi da su najviše frekvencije niže od onih u potpunom bloku leve grane i njihova vrednost se kreće u okolini 16Hz. Na CWT dijagramu koji je dobijen uz pomoć Mexican Hat wavelet funkcije, primećuju se samo dva lokalna maksimuma za vreme trajanja periode EKG signala i to u okolini 3.5Hz: prvi uzrokovan širokim R zupcem u QRS kompleksu (jarko crvene boje) i drugi depresijom ST segmenta (tamno plave boje). Na CWT dijagramima koji su dobijeni korišćenjem Morlet i Meyer wavelet funkcijama prisutno je više detalja.



Sl. 4.18: Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda V6 pacijenta sa nekompletnim blokom leve grane korišćenjem Morlet i Daubechies 4 wavelet funkcije



Sl. 4.19: Talasni oblici i CWT EKG signala odvoda V6 pacijenta sa nekompletnim blokom leve grane korišćenjem Mexican Hat i Meyer wavelet funkcije

Na osnovu prikazanih rezultata analize EKG signala u različitim odvodima primenom kontinualne Wavelet transformacije za zdrave i pacijente sa AIM, absolutom i blokom leve grane može se zaključiti da se karakteristični segmenti EKG signala lakše uočavaju nego primenom kratkotrajne Furijeove transformacije. Trajanje pojedinih segmenata je direktno povezano sa osnovnim frekvencijama tih segmenata, koje se lako mogu očitati na CWT dijagramima tako što za njih postoje odgovarajuće oblasti sa visokim vrednostima CWT koeficijenata, odnosno, lokalni maksimumi.

Očitavanje pozicije lokalnih maksimuma u vremenu i frekvenciji na CWT dijagramima je najlakše upotrebom Morlet wavelet funkcije, jer se uglavnom sastoje od lokalnih maksimuma alternativnog znaka koji su međusobno jasno odvojeni. Na CWT dijagramima EKG signala sa Meyer i Daubechies 4 wavelet funkcija, lokalni maksimumi pripadaju oblastima sa relativno sličnim amplitudama, pa je nešto teže ustanoviti pozicije maksimalne vrednosti koeficijenata unutar tih oblasti. Upotrebom Mexican hat wavelet funkcije dobijaju se CWT dijagrami koji sadrže manje detalja nego CWT dijagrami dobijeni upotrebom ostalih analiziranih wavelet funkcija.

Poseban rezultat u analizi EKG signala upotrebom kontinualne Wavelet transformacije ostvaren je u detekciji dijagnoze bloka leve grane. Bez obzira na upotrebljenu wavelet funkciju na CWT dijagramima se lako uočavaju razlike između maksimalnih frekvencija lokalnih maksimuma QRS kompleksa kod zdravog (oko 8Hz) i kod pacijenta sa navedenom dijagnozom (oko 3.5Hz).

Glava 5

Kompresija EKG signala

5.1 Kompresija EKG signala pomoću DWT

Wavelet transformacijom se može izvršiti dekompozicija signala $f(t)$ na sumu osnovnih funkcija pomnoženih težinskim faktorima, gde su osnovne funkcije izdužene i translirane verzije funkcije ψ koju zovemo "mother wavelet". Opisana dekompozicija se može opisati jednačinom:

$$f(t) = \sum_{\nu} \sum_k c_{\nu k} \psi(s^{\nu}t - k) \quad (5.1)$$

gde su ν i k iz konačnog skupa. Promenljiva ν kontroliše stepen izduženja osnovnog waveleta - talasića, tako što veće ν omogućava analizu niskih frekvencija, a manje ν viših frekvencija odnosno detalja. Na ovaj način wavelet dekompozicija omogućuje pregled i analizu signala u različitim frekvencijskim opsezima. Ako promenljiva s ima fiksnu vrednost $s = 2$, wavelet dekompozicija se tada ponaša kao kaskadni filter propusnik opsega po oktavama [39].

Koeficijenti $c_{\nu k}$ se izračunavaju postupkom koji se zove "Forward Wavelet Transform", tako što se izvrši konvolucija signala $f(t)$ sa osnovnom funkcijom $\psi_{\nu k}(t)$ gde je:

$$\psi_{\nu k}(t) = 2^{\nu/2} \psi(s^{\nu}t - k) \quad (5.2)$$

Ekvivalentni način za dobijanje koeficijenata $c_{\nu k}$ nad diskretizovanim signalom $s(n)$ je da se on propusti kroz par odgovarajućih filtera sa međusobnim karakteristikama koje izgledaju kao lik u ogledalu (QMF - Quadrature

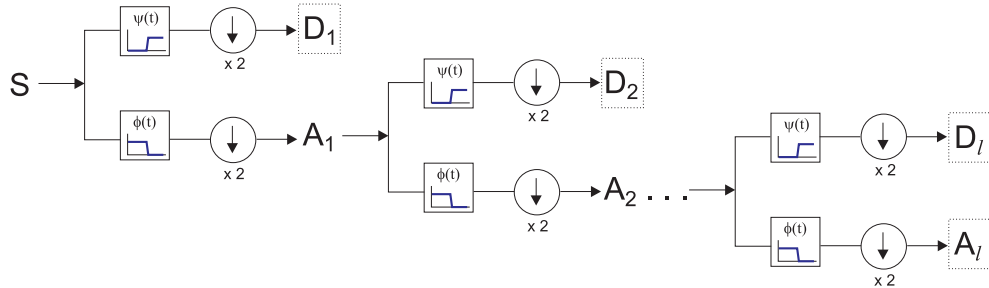
Mirror Filters) i da se izvrši decimacija sa faktorom 2. Na taj način se vrši dekompozicija signala $s(n)$, $n = 0, \dots, N - 1$ na dva signala - Aproksimaciju A i Detalje D . Aproksimacija sadrži niskofrekventne, a detalji visokofrekventne komponente signala. Detalji se dobijaju kada se signal propusti kroz "half band" filter visokih frekvencija, čiji impulsni odziv predstavlja wavelet funkciju $\psi(t)$ [41], a aproksimacija se dobija kada se signal propusti kroz "half band" filter niskih frekvencija koji predstavlja Quadrature Mirror Filter (QMF) pomenutog filtra visokih frekvencija. Impulsni odziv filtra niskih frekvencija se naziva funkcija skaliranja $\phi(t)$.

Za tačno izračunavanje koeficijenata aproksimacije i detalja potrebni su i odmerci ulaznog signala van opsega $n \in [0, N - 1]$. Obično se tada signal "produžava" na početku i na kraju tako što se: 1) dodaju odmerci konstantne vrednosti (tipično jednakim nuli), 2) periodično se produžava i 3) produžava odmercima koji predstavljaju lik u ogledalu signala na njegovim krajevima. Najčešće se koristi treća opcija [39].

Na izlazu QMF filtra dobijaju se aproksimacija i detalji koji imaju ukupno dva puta više odmeraka nego što ih ima ulazni signal. Zato se nad njima vrši decimacija sa faktorom 2 (tzv. downsampling), tako što se zadržava svaki drugi odmerak.

Dekompozicioni proces se može dalje nastaviti na taj način što se nad svakom sledećom aproksimacijom vrši dekompozicija na aproksimaciju i detalje nižeg nivoa. Broj iteracija predstavlja nivo (l) dekompozicije. U ovom procesu se ulazni signal transformiše u grupe koeficijenata koji pripadaju aproksimaciji najnižeg nivoa (A_l) i l detalja (D_1, \dots, D_l). Ukupan broj koeficijenata je jednak broju odmeraka ulaznog signala. Na Sl. 5.1 je pokazana dekompozicija do nivoa l . Grupe koeficijenata koji predstavljaju DWT ulaznog signala su oivičene kvadratima.

Originalni signal se može rekonstruisati iz pomenutih grupa koeficijenata pomoću inverzne DWT. Ona se dobija tako što se prvo izvrši interpolacija koeficijenata aproksimacije i detalja na najnižem nivou (A_l i D_l) sa faktorom 2 (tzv. upsampling) dodavanjem nultih odmeraka između svaka dva uzastopna koeficijenta, pa se tako dobijeni signali propuštaju kroz odgovarajuće modifikovane QMF filtre i sabiraju. Na ovaj način se dobija aproksimacija na višem nivou (A_{l-1}). Postupak se nastavlja dobijenom aproksimacijom i



Sl. 5.1: Dobijanje koeficijenata aproksimacija i detalja uz pomoć banke DWT filtara

zapamćenim detaljima na sledećem višem nivou (D_{l-1}) i nastavlja dalje dok se ne dobije aproksimacija na najvišem nivou (A_0) koja predstavlja rekonstruisan signal.

Ako se sa h_n obeleže odmerci impulsnog odziva nisko-frekventnog filtra (H) iz QMF para filtara za wavelet dekompoziciju, a sa g_n odmerci visoko-frekventnog filtra (G), tada važe sledeće relacije:

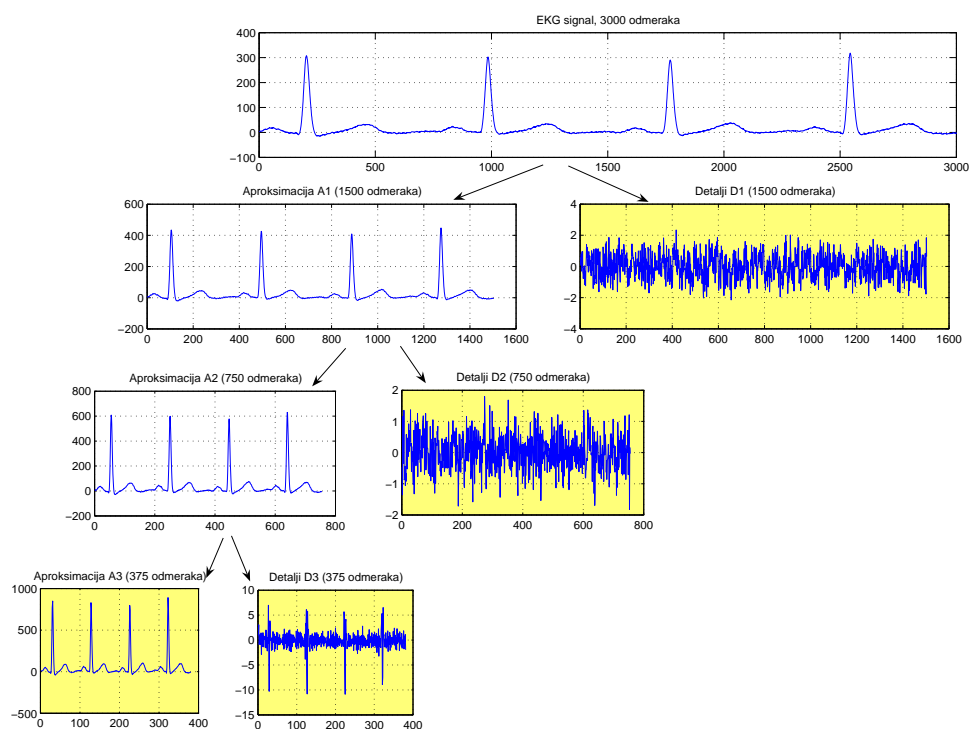
$$\begin{aligned} g_n &= (-1)^{1-n} h_{1-n} \\ \tilde{g}_{-n} &= g_n \\ \tilde{h}_{-n} &= h_n \end{aligned} \quad (5.3)$$

U jednačinama (5.3) \tilde{h}_n i \tilde{g}_n su odmerci impulsnog odziva modifikovanih QMF filtara za sintezu signala od DWT koeficijenata.

Dekompozicija EKG signala do trećeg nivoa upotrebom DWT je pokazana na Sl. 5.2. Žutom bojom su obeleženi odmerci iz kojih se može rekonstruisati originalni EKG signal.

Signali A_1 i D_1 se dobijaju tako što se originalni signal propusti kroz NF i VF QMF filtre sa propusnim opsezima: $(0, f_g/2)$ i $(f_g/2, f_g)$, signali A_2 i D_2 kroz filtre sa propusnim opsezima: $(0, f_g/4)$ i $(f_g/4, f_g/2)$ i signali A_3 i D_3 kroz filtre sa propusnim opsezima: $(0, f_g/8)$ i $(f_g/8, f_g/4)$. Na kraju, odmerci koji se čuvaju pripadaju opsezima: $(0, f_g/8)$ za aproksimaciju A_3 , $(f_g/8, f_g/4)$ za detalje D_3 , $(f_g/4, f_g/2)$ za detalje D_2 i $(f_g/2, f_g)$ za detalje D_1 .

Iz navedenog se vidi da originalni signal ima isti broj odmeraka koliko imaju zajedno detalji i aproksimacija na najnižem nivou zajedno. To znači

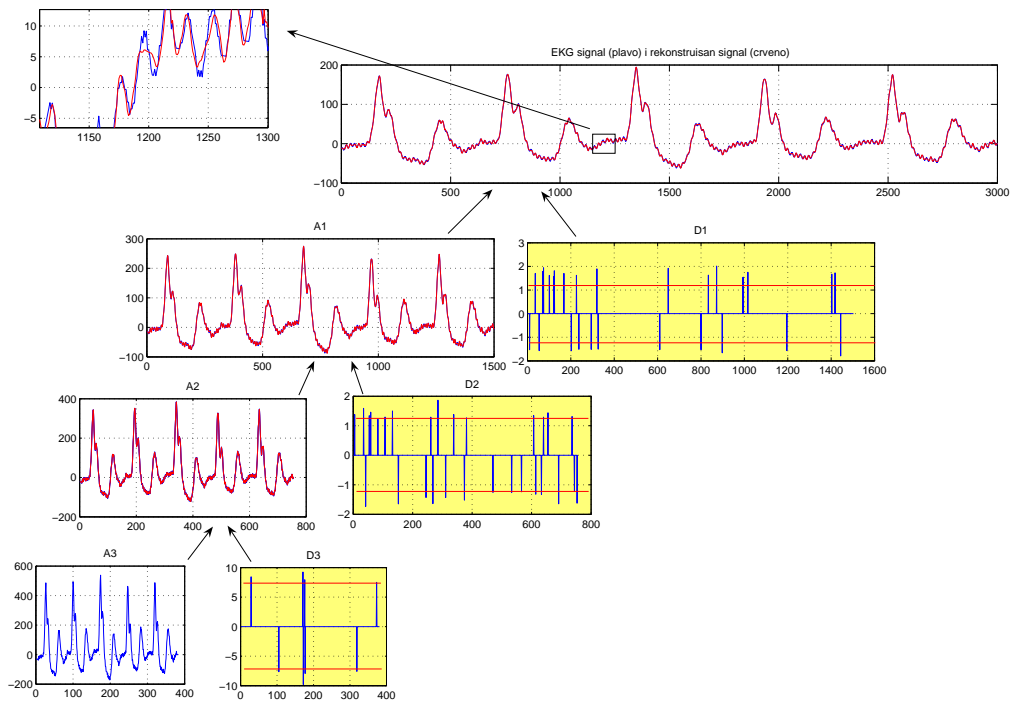


Sl. 5.2: Dekompozicija EKG signala na detalje: $D1$, $D2$ i $D3$ i na aproksimaciju 3. nivoa: $A3$

da je, što se tiče potrebnog prostora za čuvanje podataka, svejedno da li će se sačuvati originalni signal ili detalji sa aproksimacijom na najnižem nivou. Rekonstrukcijom signala iz koeficijenata detalja i aproksimacije se dobija nepromenjeni originalni signal.

Međutim, ukoliko se zanemare neki koeficijenti detalja, tj. ukoliko se nekim koeficijentima detalja vrednost izjednači sa nulom, pa se iz takvih - modifikovanih detalja izvrši rekonstrukcija, dobiće se signal koji je sličan originalnom signalu. Eliminisanje manje važnih koeficijenata iz detalja se izvodi postupkom koji se naziva "thresholding", odnosno eliminacija koeficijenata čija je apsolutna vrednost manja od zadatog praga (eliminacija najmanjeg). U opštem slučaju za svaki nivo dekompozicije se može definisati različiti prag za eliminaciju najmanjeg.

Na Sl. 5.3 je pokazan proces rekonstrukcije signala koji je sličan originalnom signalu. Razlika između originalnog i rekonstruisanog signala se dobija zbog eliminisanja određenog broja koeficijenata.



Sl. 5.3: Rekonstrukcija EKG signala iz koeficijenata detalja: $D1$, $D2$ i $D3$ kojima su eliminisani koeficijenti čija je apsolutna vrednost manja od zadanog praga i aproksimacije 3. nivoa: $A3$

Crvenom bojom su predstavljeni pragovi u detaljima ispod kojih su koeficijenti izjednačavani sa nulom i rekonstruisani signali u aproksimacijama $A2$, $A1$ i $A0$. Na uveličanom delu aproksimacije $A0$ se može videti razlika između originalnog i rekonstruisanog signala.

Postoje dva načina kako se eliminišu koeficijenti čija je apsolutna vrednost manja od zadanog praga i to su: "hard" i "soft" thresholding. Zajedničko za oba postupka je da se koeficijentima čija je apsolutna vrednost manja od zadanog praga dodeljuje vrednost jednaka nuli. U postupku "hard thresholding" koeficijenti koji nisu eliminisani zadržavaju svoju vrednost, dok se u postupku "soft thresholding" apsolutna vrednost neeliminiranih koeficijenata smanjuje za apsolutnu vrednost praga. Postupak "hard thresholding"

se uglavnom koristi kod kompresije, dok se "soft thresholding" koristi za otklanjanje šumova u signalu.

Pomoću dekompozicije originalnog signala, preko QMF wavelet filtara, na aproksimaciju i detalje i postupkom eliminacije koeficijenata čija je apsolutna vrednost manja od zadatog praga, broj koeficijenata koji treba sačuvati u memoriji je manji od broja odmeraka u originalnom signalu. Na taj način se ostvaruje ušteda u prostoru koji je potreban za čuvanje podataka, odnosno dobija kompresija. Ova kompresija je tzv. "lossy" kompresija, zato što se iz zapamćenih koeficijenata ne može rekonstruisati originalni signal, već samo signal koji je sličan originalnom.

Postoji više načina po kojima se meri sličnost originalnog signala sa rekonstruisanim. U literaturi je najčešće korišćena mera Percentage Root mean square (rms) Difference (PRD) koja je data formulom (2.6). Druga mera za merenje sličnosti je Retained energy - zadržana energija koja je data formulom (5.4) u [56]. To je odnos zbira kvadrata koeficijenata aproksimacije na najnižem nivou i detalja nakon eliminisanja koeficijenata čija je apsolutna vrednost manja od zadatih pragova i zbira kvadrata aproksimacije na najnižem nivou i detalja dobijenim postupkom dekompozicije originalnog signala.

$$RE(\%) = \frac{\sum_{n=1}^{N_L} A_{Lc}^2(n) + \sum_{l=1}^L \sum_{n=1}^{N_l} D_{lc}^2(n)}{\sum_{n=1}^{N_L} A_L^2(n) + \sum_{l=1}^L \sum_{n=1}^{N_l} D_l^2(n)} \times 100 \quad (5.4)$$

Može se desiti da je rekonstruisani signal uglavnom vrlo sličan originalnom, osim na par mesta gde je razlika u amplitudama velika. Tada je mera PRD vrlo mala (razlika između signala je mala), odnosno zadržana energija velika. Isto tako se može desiti da su originalni i rekonstruisani signal različiti ali tako da je amplituda razlike uglavnom mala, gde je PRD veća, odnosno zadržana energija manja u odnosu na prethodni slučaj. Obe navedene mere u sebi akumuliraju kvadratnu grešku, tako da se dešava da zbir kvadrata većeg broja manjih razlika bude veći u odnosu na zbir kvadrata manjeg broja većih razlika. Zato se često koristi i mera maksimalne apsolutne razlike (Maximal Absolute Difference) koja je data jednačinom (5.5).

$$MaxD(\%) = \max(abs(s_r(n) - s(n))), n \in (1, N) \quad (5.5)$$

Osim mere sličnosti potrebno je definisati i stepen kompresije. On se može definisati kao količina memorije koja je potrebna da se sačuva kompresovan signal u odnosu na količinu memorije koja je potrebna da se sačuva originalni signal. Isto tako, postoji još jedna veličina koja se zove "broj nula" (Number of Zeros - NZ). U postupku eliminacije najmanjeg, veliki broj koeficijenata se izjednačava sa nulom. Odnos "nultih" koeficijenata sa ukupnim brojem koeficijenata predstavlja pomenutu veličinu Number of Zeros u procentima.

U radu je izvršena analiza stepena kompresije i kvaliteta rekonstruisanog signala po tri različita parametra:

- izbor praga odluke (scarcehi, scarceme i scarcelo),
- nivo dekompozicije (5 i 6) i
- wavelet funkciji (db2, db4, db6, db8, db10 i bior4.4).

Prag odluke je određivan po Birge-Massart metodama [80]. Po navedenim metodama za svaki nivo dekompozicije određuje se prag, takav da nakon eliminacije najmanjeg, ostaje n_j koeficijenata koji nisu eliminisani. Vrednost za promenljivu n_j se određuje na osnovu sledeće jednačine (5.6):

$$n_j = \frac{M}{(J + 2 - j)^a} \quad (5.6)$$

gde je: J najveći nivo dekompozicije, j je nivo dekompozicije za koji se određuje prag, $M = L$ za scarcehi, $M = 1.5 \times L$ za scarceme i $M = 2 \times L$ za scarcelo metodu, L je broj odmeraka u aproksimaciji najnižeg nivoa dekompozicije, a ima vrednosti 5, 2 i 1.5 respektivno za scarcehi, scarceme i scarcelo metodu.

Za svaku od analiziranih bolesti (Akutni infarkt miokarda, absoluta i blok leve grane), izabrani su talasni oblici svih 12 odvoda od po tri pacijenata i izvršene su kompresije menjanjem svih pomenutih parametara. Za izabrani skup parametara formirane su tablice oblika kao na tabeli 5.1.

Tabela 5.1: Pregled procentualne srednje kvadratne greške (PRD), maksimalne absolutne razlike (MaxD), zadržane energije (RE) i broja nultih koeficijenata (NZ) za 12 odvoda EKG signala pacijenta sa AIM

Odvod	PRD	MaxD	RE	NZ
D1	1.55	5	99.98	91.61
D2	1.80	4	99.97	91.60
D3	1.74	6	99.99	91.60
aVR	3.64	3	99.90	91.62
aVL	2.25	5	99.96	91.60
aVF	1.65	4	99.98	91.60
V1	2.16	3	100.00	91.60
V2	1.31	6	100.00	91.61
V3	1.81	10	99.98	91.60
V4	3.37	8	99.89	91.61
V5	1.40	10	99.98	91.60
V6	2.78	6	99.91	91.60

Prilikom rekonstrukcije signala izvršeno je vizuelno upoređivanje rekonstruisanog signala sa originalnim. Ukoliko bi se talasni oblik rekonstruisanog signala razlikovao značajno od originalnog, tako da je sadržao segmente koji bi ukazivali na pogrešnu dijagnozu ili bi ti segmenti izgledali nemogući u EKG signalu, rezultat bi bio klasifikovan kao rezultat sa izobličenjem.

Na Sl. 5.4 je pokazan segment originalnog talasnog oblika EKG signala, ispravno rekonstruisan signal i rekonstruisan signal sa izobličenjem.

Za svaku tablicu oblika kao na tabeli (5.1) izračunate su maksimalne vrednosti za PRD, MaxD, kao i srednje vrednosti za RE, NZ i stepen kompresije. Step kompresije je izračunat kao odnos ukupnog broja koeficijenata originalnog signala i broja nenultih koeficijenata nakon postupka eliminisanja najmanjeg. Nakon eliminisanja rekonstruisanih talasnih oblika sa izobličenjem sastavljene su tablice 5.2, 5.3 i 5.4.

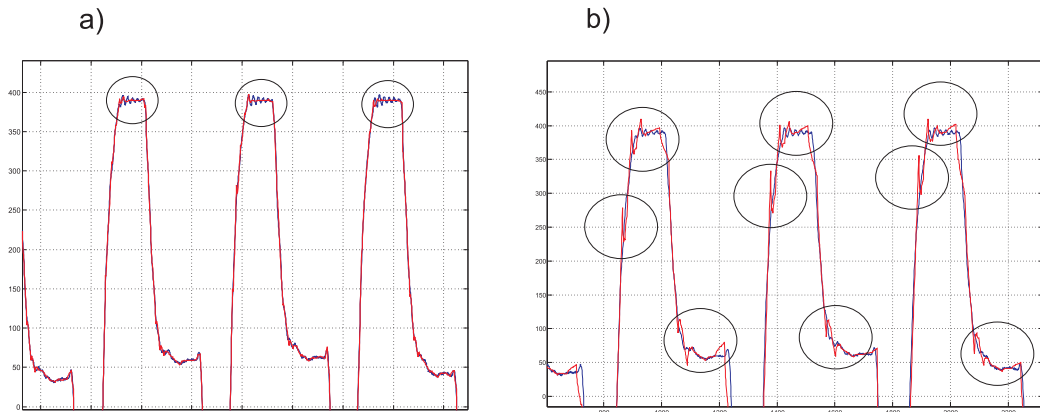
Iz prikazanih tablica može se zaključiti sledeće. Nad EKG signalima svih pacijenata se može izvršiti kompresija sa parametrima: nivo - 5, metoda - scarcelo, waveleti - db4, bior4.4, db6, db8 i db10. Najveća kompresija je dobijena izborom waveleta db4 i iznosi oko 91.5 %.

Tabela 5.2: Pregled nivoa dekompozicije, metode za određivanje praga, maksimalne procentualne srednje kvadratne greške (PRD), maksimalne absolutne razlike (MaxD), srednje zadržane energije (RE), srednjeg broja nultih koeficijenata (NZ), stepena kompresije (StKomp) i thresholding postupka za 12 odvoda EKG signala po izabranim parametrima za 4 pacijenta sa blokom leve grane (BLG)

Nivo	Metoda	Wavelet	PRD	MaxD	RE	NZ	StKomp	Thr	pacijent	
6	scarcelo	bior4.4	3.041	27	99.965	95.319	21.36	hard	060404001	
6	scarcelo	db6	3.159	27	99.971	95.243	21.02	hard		
6	scarcelo	db8	3.184	38	99.957	95.075	20.30	hard		
6	scarcelo	db10	3.079	34	99.959	94.907	19.63	hard		
5	scarceme	db4	2.530	22	99.976	94.435	17.97	hard		
5	scarceme	bior4.4	2.414	20	99.973	94.383	17.80	hard		
5	scarcelo	db2	2.417	16	99.972	91.606	11.91	hard		
5	scarcelo	db4	2.141	11	99.988	91.465	11.72	hard		
5	scarcelo	bior4.4	2.158	11	99.982	91.400	11.63	hard		
5	scarcelo	db6	2.155	12	99.990	91.318	11.52	hard		
5	scarcelo	db8	2.148	11	99.983	91.170	11.33	hard		
5	scarcelo	db10	2.151	13	99.986	91.021	11.14	hard		
5	scarcelo	db2	3.961	22	99.956	91.606	11.91	hard		050831001
5	scarcelo	db4	3.471	11	99.975	91.457	11.71	hard		
5	scarcelo	bior4.4	0.861	3	99.985	91.381	11.60	hard		
5	scarcelo	db10	3.449	12	99.976	91.312	11.51	hard		
5	scarcelo	db6	3.449	12	99.976	91.312	11.51	hard		
5	scarcelo	db8	3.449	12	99.976	91.312	11.51	hard		
6	scarcelo	bior4.4	5.457	11	99.868	95.319	21.36	hard	050926002	
6	scarcelo	db6	6.152	12	99.843	95.243	21.02	hard		
6	scarcelo	db8	5.917	14	99.853	95.077	20.31	hard		
5	scarceme	db4	5.240	10	99.887	94.428	17.95	hard		
5	scarceme	bior4.4	5.125	10	99.894	94.366	17.75	hard		
5	scarceme	db6	5.078	10	99.887	94.326	17.62	hard		
5	scarceme	db8	5.117	10	99.891	94.224	17.31	hard		
5	scarceme	db10	5.034	9	99.891	94.123	17.02	hard		
5	scarcelo	db4	4.467	9	99.931	91.458	11.71	hard		
5	scarcelo	bior4.4	4.390	9	99.932	91.384	11.61	hard		
5	scarcelo	db6	4.271	9	99.928	91.315	11.51	hard		
5	scarcelo	db8	4.218	9	99.933	91.155	11.31	hard		
5	scarcelo	db10	4.128	11	99.934	91.013	11.13	hard		
5	scarcelo	db2	5.125	7	99.963	91.609	11.92	hard		051022001
5	scarcelo	db4	4.613	5	99.975	91.458	11.71	hard		
5	scarcelo	bior4.4	4.067	5	99.982	91.385	11.61	hard		
5	scarcelo	db6	4.492	5	99.980	91.317	11.52	hard		
5	scarcelo	db8	4.254	5	99.982	91.158	11.31	hard		
5	scarcelo	db10	4.381	4	99.985	91.018	11.13	hard		

Tabela 5.3: Pregled nivoa dekompozicije, metode za određivanje praga, maksimalne procentualne srednje kvadratne greške (PRD), maksimalne absolutne razlike (MaxD), srednje zadržane energije (RE), srednjeg broja nultih koeficijenata (NZ), stepena kompresije (StKomp) i thresholding postupka za 12 odvoda EKG signala po izabranim parametrima za 3 pacijenta sa absolutom

Nivo	Metoda	Wavelet	PRD	MaxD	RE	NZ	StKomp	Thr	pacijent
5	scarcelo	bior4.4	9.701	8	99.548	93.290	14.90	soft	050923001
5	scarcelo	db6	9.740	7	99.524	93.261	14.84	soft	
5	scarcelo	db4	9.714	7	99.475	93.185	14.67	soft	
5	scarcelo	db8	9.698	7	99.486	93.012	14.31	soft	
5	scarcelo	db10	9.693	7	99.495	92.947	14.18	soft	
5	scarcelo	db2	9.901	10	99.345	92.774	13.84	soft	
5	scarcelo	db4	9.255	7	99.751	91.465	11.72	hard	
6	scarcelo	db6	6.485	31	99.865	95.242	21.02	hard	051001012
6	scarcelo	db8	6.112	27	99.861	95.075	20.30	hard	
5	scarcame	db4	5.010	11	99.924	94.429	17.95	hard	
5	scarcame	bior4.4	4.649	7	99.951	94.373	17.77	hard	
5	scarcame	db6	4.790	7	99.932	94.331	17.64	hard	
5	scarcame	db8	4.655	8	99.930	94.227	17.32	hard	
5	scarcame	db10	4.807	10	99.922	94.125	17.02	hard	
5	scarcelo	db2	4.442	10	99.945	91.602	11.91	hard	
5	scarcelo	db4	3.616	3	99.962	91.460	11.71	hard	
5	scarcelo	bior4.4	3.376	3	99.979	91.391	11.62	hard	
5	scarcelo	db6	3.438	3	99.967	91.320	11.52	hard	
5	scarcelo	db8	3.485	4	99.966	91.158	11.31	hard	
5	scarcelo	db10	3.402	3	99.961	91.015	11.13	hard	
6	scarcelo	db2	5.642	11	99.901	95.606	22.76	hard	
6	scarcelo	db4	5.074	6	99.925	95.429	21.88	hard	
6	scarcelo	bior4.4	4.837	5	99.938	95.321	21.37	hard	
6	scarcelo	db10	4.902	6	99.931	94.906	19.63	hard	
5	scarcame	db2	4.988	8	99.930	94.537	18.30	hard	
5	scarcame	db4	4.516	5	99.942	94.427	17.94	hard	
5	scarcame	bior4.4	4.339	5	99.953	94.369	17.76	hard	
5	scarcame	db6	4.384	4	99.953	94.328	17.63	hard	
5	scarcame	db8	4.432	5	99.948	94.223	17.31	hard	
5	scarcame	db10	4.234	5	99.951	94.132	17.04	hard	
5	scarcelo	db2	4.045	4	99.960	91.610	11.92	hard	
5	scarcelo	db4	3.626	4	99.966	91.460	11.71	hard	
5	scarcelo	bior4.4	3.498	4	99.973	91.388	11.61	hard	
5	scarcelo	db6	3.602	3	99.975	91.317	11.52	hard	
5	scarcelo	db8	3.522	4	99.970	91.154	11.30	hard	
5	scarcelo	db10	3.408	3	99.975	91.022	11.14	hard	



Sl. 5.4: *Rekonstrukcija EKG signala iz koeficijenata detalja kojima su eliminisani koeficijenti čija je apsolutna vrednost manja od zadatih pragova: a) ispravna rekonstrukcija i b) rekonstrukcija sa izobličenjem*

Isto tako, može se videti da je uglavnom veća kompresija ostvarena na račun izobličenja rekonstruisanog signala u odnosu na originalni signal, tj. sa povećanjem kompresije raste i greška (PRD). Treba istaknuti da je prilikom upoređivanja originalnog i rekonstruisanog EKG signala ustanovljeno da za dobijene vrednosti PRD koje su bile manje od 4.5% nije bilo potrebno vizuelno upoređivati rekonstruisani signal sa originalnim. To nije važno za dobijene vrednosti PRD koje su bile veće od 4.5%. Tada je odluka, da li je rekonstruisani signal izobličen ili ne, morala da se donese vizuelnim upoređivanjem.

U pojedinim EKG signalima su bili prisutni veliki šumovi, tako da je bilo nemoguće izvesti kompresiju korišćenjem "hard thresholding" metode eliminisanja koeficijenata, jer je rekonstruisan signal bio jako izobličen u odnosu na originalni. Tada su primenom "soft thresholding" metode dobijeni rekonstruisani signali tako da su ličili na originalni signal.

Rekonstruisani signal primenom "hard thresholding" metode vrlo liči na originalni signal i prati brze promene talasnog oblika. Rekonstrukcijom signala primenom "soft thresholding" metode dobija se talasni oblik koji predstavlja srednju pokretnu vrednost (moving average) originalnog signala. Na ovaj način se dobija signal u kojem su eliminisani visokofrekventni šumovi.

Tabela 5.4: Pregled nivoa dekompozicije, metode za određivanje praga, maksimalne procentualne srednje kvadratne greške (PRD), maksimalne absolutne razlike (MaxD), srednje zadržane energije (RE), srednjeg broja nultih koeficijenata (NZ), stepena kompresije (StKomp) i thresholding postupka za 12 odvoda EKG signala po izabranim parametrima za 3 pacijenta sa AIM

Nivo	Metoda	Wavelet	PRD	MaxD	RE	NZ	StKomp	Thr	pacijent
5	scarcelo	bior 4.4	9.483	15	99.799	93.432	15.23	soft	060320004
5	scarcelo	db4	9.404	15	99.783	93.295	14.91	soft	
5	scarcelo	db8	9.366	15	99.799	93.290	14.90	soft	
5	scarcelo	db10	9.389	16	99.797	93.131	14.56	soft	
5	scarcelo	db2	9.429	22	99.710	92.816	13.92	soft	
5	scarcelo	db4	7.810	12	99.888	91.455	11.70	hard	
6	scarcelo	bior4.4	7.759	7	99.847	95.324	21.39	hard	060508001
5	scarceme	db4	6.765	6	99.873	94.433	17.96	hard	
5	scarceme	bior4.4	6.335	6	99.894	94.376	17.78	hard	
5	scarceme	db6	6.412	6	99.889	94.333	17.65	hard	
5	scarceme	db8	6.231	6	99.884	94.232	17.34	hard	
5	scarceme	db10	6.468	6	99.872	94.129	17.03	hard	
5	scarcelo	db4	5.362	5	99.922	91.464	11.72	hard	
5	scarcelo	bior4.4	5.392	5	99.932	91.394	11.62	hard	
5	scarcelo	db6	5.402	5	99.935	91.322	11.52	hard	
5	scarcelo	db8	5.359	5	99.929	91.163	11.32	hard	
5	scarcelo	db10	5.407	5	99.921	91.019	11.13	hard	
6	scarcelo	bior4.4	4.708	14	99.935	95.321	21.37	hard	
5	scarceme	bior4.4	4.002	9	99.958	94.364	17.74	hard	
5	scarceme	db6	4.125	12	99.944	94.325	17.62	hard	
5	scarcelo	db2	3.642	10	99.962	91.602	11.91	hard	
5	scarcelo	db4	3.355	7	99.968	91.457	11.71	hard	
5	scarcelo	bior4.4	3.266	8	99.974	91.382	11.60	hard	
5	scarcelo	db6	3.279	7	99.965	91.314	11.51	hard	
5	scarcelo	db8	3.216	7	99.973	91.158	11.31	hard	
5	scarcelo	db10	3.252	7	99.971	91.016	11.13	hard	

5.2 Kompresija EKG signala pomoću Wavelet paketa

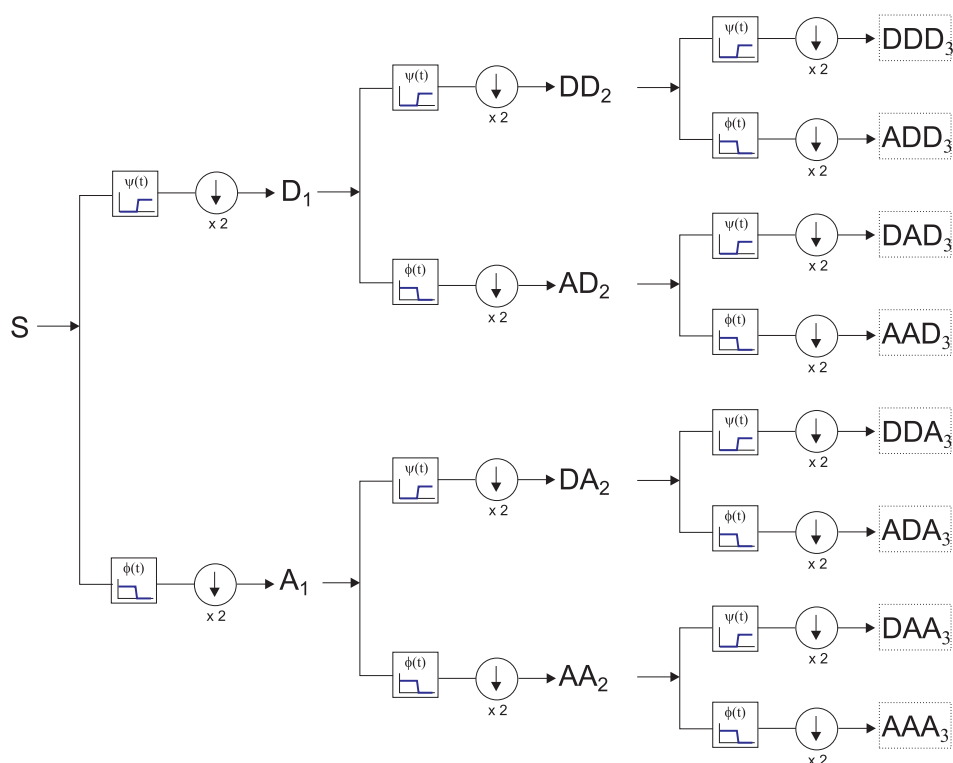
Slično pomenutom postupku dekompozicije signala korišćenjem DWT, moguće je izvršiti i dekompoziciju ulaznog signala koristeći wavelet pakete (WP) na aproksimacije A i detalje D . Kada se koristi DWT, vrši se dekompozicija samo ulaznog signala i aproksimacija na dva podskupa: aproksimaciju i detalje na nižem nivou. Nad detaljima se ne vrši dekompozicija.

Pomoću WP kreira se stablo tako da su odmerci ulaznog signala na vrhu stabla. Ulazni signal se postupkom wavelet dekompozicije deli na dva podskupa (čvora) koeficijenata: Aproksimaciju (A) i Detalje (D). Dalje, koeficijenti aproksimacije (A) se dele postupkom dekompozicije na dva podskupa (čvora) koeficijenata: AD i AA a koeficijenti detalja (D) se dele na sledeće podskupe koeficijenata: DA i DD . Postupak se nastavlja dok se ne izvrši dekompozicija do željenog nivoa kao što je to pokazano na Sl. 5.5 za treći nivo.

Kao rezultat diskretne wavelet transformacije dobijaju se koeficijenti jedne aproksimacije na najnižem nivou (A_J) i koeficijenti detalja (D_J, D_{J-1}, \dots, D_1). U svakom višem nivou detalja postoji dva puta više koeficijenata u dva puta većem i višem frekvencijskom opsegu. Ukupan broj različitih grupa koeficijenata je $J + 1$, gde je J najniži nivo dekompozicije.

Primenom postupka dekompozicije signala pomoću wavelet paketa nastaje stablo, koje u svakom nivou dekompozicije j ima 2^j čvorova sa po 2 puta manje koeficijenata u odnosu na broj koeficijenata na višem nivou dekompozicije. Na kraju se dobija 2^J "krajnjih" čvorova koji sadrže međusobno isti broj koeficijenata.

Postupak kompresije signala pomoću wavelet paketa se ne razlikuje mnogo od postupka kompresije uz pomoć DWT. Jedina razlika se sastoji u tome da kod wavelet paketa postupak eliminisanja koeficijenata ne mora da se izvrši nad koeficijentima "krajnjih" čvorova. U postupku dekompozicije signala, od vrha stabla ka krajnjim čvorovima, ne mora biti izvršena dekompozicija koeficijenata svakog čvora na aproksimaciju i detalje. Naime, za svaki čvor se izračunava entropija koja zavisi od vrednosti koeficijenata



Sl. 5.5: Dekompoziciono stablo WP do 3. nivoa

koji pripadaju tom čvoru. Na osnovu dobijenih entropija bira se “najbolje stablo”. Ako je entropija u određenom čvoru manja od sume entropija u čvorovima na koje se prethodni čvor grana, onda se dekompozicija ne vrši nad tim čvorom. Na ovaj način se dobija ”najbolje stablo“ koje ima najmanju kumulativnu entropiju [42].

Postoji nekoliko načina po kojima se izračunava entropija u čvorovima WP stabla. To su:

- Shannon-ova entropija,
- l^p norma ($E(s) = \sum_i |s_i|^p$),
- entropija logaritma ”energije” ($E(s) = -\sum_i \log(s_i^2)$) i
- ”threshold“ entropija ($E(s) = \#\{i \text{ takvih da } |s_i| > \epsilon\}$).

U radu [56] je navedena formula za izračunavanje “nenormalizovane” entropije e signala (skupa koeficijenata) $\mathbf{c} = \{c_i\}, i = 1 \dots N$, gde su c_i

koeficijenti dobijeni wavelet dekompozicijom:

$$e_1 = - \sum_i c_i^2 \cdot \ln(c_i^2) \quad (5.7)$$

U radu [42], na koji se prethodni rad poziva, “normalizovana” entropija se računa po formuli:

$$e_2 = - \sum_i p_i \cdot \ln(p_i) \quad (5.8)$$

gde je

$$p_i = \frac{|c_i|^2}{\sum_i |c_i|^2} = |c_i|^2 \cdot \|c\|^{-2} \quad (5.9)$$

Zamenom jednačine (5.9) u (5.8) dobija se:

$$\begin{aligned} e_2 &= - \sum_i \frac{|c_i|^2}{\|c\|^2} \cdot \ln \frac{|c_i|^2}{\|c\|^2} \\ &= - \frac{1}{\|c\|^2} \cdot \sum_i (|c_i|^2 \cdot (\ln |c_i|^2 - \ln \|c\|^2)) \\ &= - \frac{1}{\|c\|^2} \cdot \sum_i (|c_i|^2 \cdot \ln |c_i|^2) + \ln \|c\|^2 \\ &= \frac{1}{\|c\|^2} \cdot e_1 + \ln \|c\|^2 \end{aligned} \quad (5.10)$$

Može se videti da je vrednost entropije u jednačini (5.10) manja $\|c\|^2$ puta od entropije u jednačini (5.7), sa tim što se dodaje vrednost $\ln \|c\|^2$.

Formule u jednačinama (5.7) i (5.8) pokazuju da entropije zavise od c_i^2 i od $\ln(c_i^2)$, ali autor rada [39] daje sledeću formulu za izračunavanje Shannonove entropije:

$$e(\mathbf{c}) = \#\mathbf{c} \times \sum_{c_i \in \{\mathbf{c}\}} -P(c_i) \cdot \log_2 P(c_i) \quad (5.11)$$

gde je $P(c_i)$ verovatnoća pojavljivanja c_i u \mathbf{c} , a $\#\mathbf{c}$ broj koeficijenata za koje se računa entropija. Može se videti da $e(\mathbf{c})$ ne zavisi od vrednosti c_i već od verovatnoće njegovog pojavljivanja.

Nakon određivanja “najboljeg stabla”, potrebno je izabrati prag za kompresiju signala kojim će se izvršiti eliminisanje koeficijenata čija je apsolutna vrednost manja od apsolutne vrednosti zadatog praga, tj. ”thresholding“.

Postupak "thresholding" se može primeniti nad koeficijentima svih čvorova "najboljeg stabla" izuzev nad aproksimacijom na najnižem nivou (AAA_3 na Sl. 5.5). Kada se izvrši rekonstrukcija signala od koeficijenata nad kojima je primenjen postupak "thresholding" dobija se novi signal koji je sličan originalnom signalu.

Postoji nekoliko metoda po kojima se vrši automatsko određivanje praga za eliminisanje koeficijenata čija je absolutna vrednost manja od absolutne vrednosti praga. Pomoću "Balance sparsity" norme određuje se prag odluke iz preseka dve funkcije: $\mathbf{RE}(\text{thr})$ i $\mathbf{NZ}(\text{thr})$, koje zavise od praga odluke (thr). Prag odluke po "Remove near zero" metodi je vrednost $\text{median}(\text{abs}(d_k(n)))$ ili $0.05 \cdot \max(\text{abs}(d_k(n)))$ ako je $\text{median}(\text{abs}(d_k(n))) = 0$, gde su $d_k(n)$ koeficijenti krajnjih čvorova izuzev aproksimacije na najnižem nivou.

Za prag odluke može se izabrati i proizvoljna vrednost (fiksna vrednost) koja nakon rekonstrukcije daje malu vrednosti za PRD.

Da bi se našla najbolja metoda za izbor najboljeg stabla izvršena je kompresija pomoću WP gde su upotrebljene sledeće entropije: Shannon-ove entropije prema formulama (5.7), (5.8) i (5.11) kao i entropija sa fiksnim pragom $\epsilon = 4$. Kao mera sličnosti između originalnog i kompresovanog signala korišćena je formula za energiju zadržanu u kompresovanom signalu (RE) (formula (5.4)), a za stepen kompresije upotrebljena je formula za broj multih koeficijenata (NZ). Dekompozicija signala je izvršena do 5. nivoa uz upotrebu Daubechies wavelet-a drugog reda (db2).

U postupku određivanja najboljeg stabla, primećena su određena pravila. Upotrebom formule (5.8) najbolje stablo je sačinjavao početni čvor tj. dekompozicija nije ostvarena, jer je entropija signala bila manja od zbira entropija koeficijenata na prvom nivou dekompozicije, i to je važno za svih 12 odvođa EKG signala. Korišćenjem formule (5.11) optimalno stablo su sačinjavali svi čvorovi na 5. nivou, bez izuzetaka za sve odvođe EKG signala. Najbolja stabla koja su dobijana korišćenjem formule (5.7) i pomoću fiksnog praga $\epsilon = 2$ su zavisila od EKG odvođa. Broj odsečenih čvorova je bio znatno manji kada se entropija izračunavala upotrebom fiksnog praga.

U tabeli 5.5 predstavljeni su rezultati ostvarene kompresije i zadržane energije u kompresovanom signalu uz upotrebu Balance sparsity-norm metode

Tabela 5.5: Rezultati dobijenih RE, NZ i praga (*thr*) korišćenjem Balance Sparsity norme primenom shannon (5.7) i (5.11) formula za izračunavanje entropije

EKG odvodi	shannon (5.7)			shannon (5.11)		
	RE	NZ	THR	RE	NZ	THR
D1	97.64	96.88	379	97.64	96.89	379
D2	96.59	96.87	348	96.58	96.88	348
D3	97.61	96.89	114	97.61	96.89	114
avL	96.83	96.78	219	96.83	96.79	219
avR	96.79	96.68	102	96.80	96.69	102
avF	97.98	96.87	148	97.98	96.88	148
C1	96.66	96.85	422	96.66	96.86	422
C2	97.03	96.81	482	97.03	96.82	482
C3	97.00	96.82	207	97.00	96.82	207
C4	96.69	96.69	177	96.70	96.70	177
C5	96.61	96.71	262	96.62	96.72	262
C6	96.65	96.80	196	96.65	96.81	196

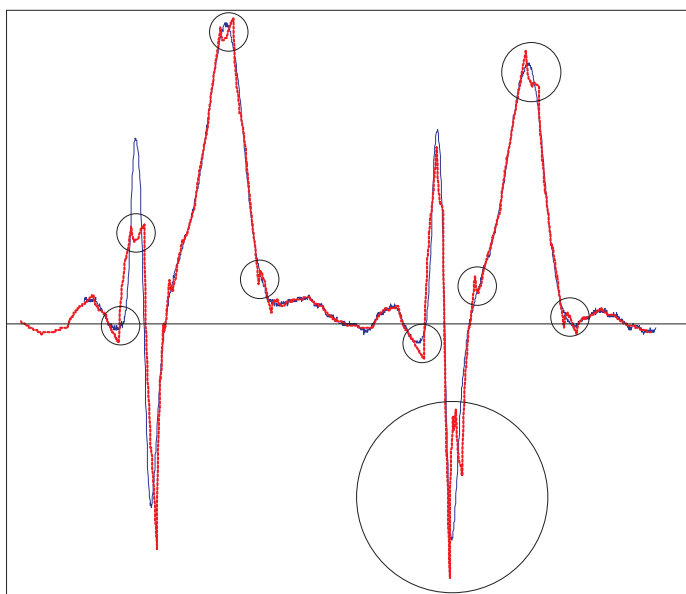
za određivanje praga odluke, kao i izračunati pragovi za Shannon-ove (5.7) i (5.11) entropije (kolona *thr*).

Rezultati nisu pokazani za Shannon (5.8) entropiju jer se nad njom nije mogla ostvariti kompresija korišćenjem metode izbora najboljeg stabla wavelet paketa.

Iz tabele 5.5 se može videti da su izračunati pragovi (kolona *thr*) jednaki bez obzira na izbor formule za izračunavanje entropije. Isto tako se vidi da su ostvarene kompresije i zadržane energije praktično jednake, bez obzira što koeficijenti nad kojima se vrši kompresija pripadaju različitim optimalnim stablima. Međutim, s obzirom da su vrednosti pragova visoke, koeficijenti čije su vrednosti nakon kompresije različite od nule pripadaju čvorovima koji su prisutni u optimalnim stablima obe entropije.

Iako je prosečna zadržana energija u kompresovanom signalu oko 97%, u istom se pojavljuju delovi talasnog oblika koji nisu karakteristični za EKG signal što je pokazano na slici 5.2.

U tabeli 5.6 su prikazani rezultati dobijeni kompresijom (thresholding) pomoću fiksnog praga čija je apsolutna vrednost postavljena na $thr = 4$.



Sl. 5.6: Upoređenje originalnog (tanja linija) i kompresovanog (deblja linija) EKG signala (odvod C3) korišćenjem Balance Sparsity norme za određivanje praga odluke

Ova vrednost je odabrana tako da bude manja od vrednosti pojedinih koeficijenata u što većem broju različitih čvorova, a da istovremeno može da se dobije zadovoljavajuća kompresija. Ovako dobijeni kompresovani signal je u visokoj meri sličan originalnom signalu.

U radu je izvršena analiza kompresije i procentualne srednje-kvadratne greške između originalnih i rekonstruisanih talasnih oblika za sledeće wavelet funkcije: db2, db4, db6, db8, db10 i biortogonalne 4.4 i za sledeće nivoe dekompozicije: 5, 6 i 7 uz pomoć wavelet paketa. Korišćeno je računanje entropije sa fiksnim pragom vrednosti 2, a eliminisanje svih koeficijenata u najboljem stablu je izvršeno sa pragom vrednosti $thr = 4$.

Tabela 5.6: Rezultati dobijenih RE, NZ korišćenjem Threshold norme primenom različitih formula za izračunavanje entropije

EKG odvodi	shannon (5.7)		shannon (5.11)		thr ($\epsilon = 2$)	
	RE	NZ	RE	NZ	RE	NZ
D1	99.97	91.18	99.97	91.33	99.97	91.39
D2	99.97	91.02	99.98	90.83	99.98	90.95
D3	99.84	92.71	99.84	92.74	99.85	92.64
avL	99.96	91.62	99.96	91.47	99.96	91.70
avR	99.89	93.31	99.89	93.13	99.89	93.11
avF	99.94	92.53	99.94	92.62	99.94	92.56
C1	99.99	92.68	99.99	92.60	99.99	92.70
C2	99.99	91.62	99.99	91.74	99.99	91.65
C3	99.96	92.45	99.96	92.36	99.97	92.23
C4	99.97	92.21	99.97	92.19	99.96	92.40
C5	99.97	92.43	99.97	92.05	99.97	92.40
C6	99.96	93.57	99.96	93.30	99.96	93.29

Sa tabela 5.7, 5.8 i 5.9 se ne može jasno videti koja kombinacija broja nivoa i wavelet funkcije daje najbolju kompresiju. U tom cilju je izvršeno usrednjavanje rezultata u koloni NZ i predstavljeno u tabeli 5.10.

Na tabeli 5.10 su sa (*) označene kombinacije wavelet funkcije i nivoa dekompozicije u kojima se desilo izobličenje prilikom rekonstrukcije. Najveća kompresija je postignuta za 7. nivo dekompozicije uz wavelet funkciju bior4.4 (92.955). Međutim, ovom kombinacijom wavelet funkcije i nivoa dekompozicije nije ostvarena rekonstrukcija bez izobličenja za sve analizirane EKG signale. Kompresija uz korišćenje db8 wavelet funkcije i 7. nivoa dekompozicije se pokazala najboljom za sve analizirane signale i njena srednja vrednost je 92.71% odnosno 13.72 puta.

Upotrebom WP se postižu bolji rezultati kompresije u odnosu na DWT. Povećanjem broja nivoa dekompozicije kod DWT se povećava broj segmenata detalja sa malim koeficijentima, tako da se smanjuje broj neeliminiranih koeficijenata, što dovodi do većeg izobličenja. Međutim, povećanje nivoa dekompozicije ne dovodi automatski do povećanja broja čvorova kod WP, već se dekompozicija vrši samo nad onim čvorovima koji dekompozicijom smanjuju kumulativnu entropiju. Na taj način iznad praga eliminacije koefi-

Tabela 5.7: Rezultati dobijenih PRD, MaxD, RE, NZ i Stepena Kompresije korišćenjem Wavelet paketa za pacijente sa apsolutom

nivo	wavelet	PRD	MaxD	RE	NZ	StKomp	Pacijent	Dijagnoza
7	db6	8.681	4	99.892	92.817	13.92	050923001	apsoluta
7	db4	8.940	4	99.884	92.714	13.72		
7	db8	8.630	4	99.894	92.664	13.63		
7	db10	8.655	4	99.895	92.643	13.59		
6	db8	8.690	4	99.892	92.180	12.79		
6	db10	8.655	5	99.894	92.151	12.74		
6	db6	8.681	4	99.891	92.118	12.69		
6	db4	8.911	5	99.882	91.972	12.46		
5	db8	8.727	4	99.891	91.213	11.38		
5	db10	8.655	5	99.893	91.125	11.27		
5	db6	8.655	4	99.889	91.035	11.15		
5	db4	8.755	5	99.879	90.761	10.82		
5	bior4.4	8.787	4	99.875	90.595	10.63		
6	bior4.4	3.690	3	99.960	93.598	15.62		
7	bior4.4	3.690	3	99.960	93.598	15.62		
5	bior4.4	3.690	3	99.960	93.564	15.54		
6	db6	3.569	3	99.961	93.172	14.65		
7	db6	3.569	3	99.961	93.157	14.61		
5	db6	3.569	3	99.961	93.137	14.57		
6	db8	3.499	3	99.963	93.045	14.38		
7	db8	3.499	3	99.964	93.040	14.37		
5	db8	3.558	3	99.963	93.036	14.36		
7	db10	3.455	3	99.964	93.010	14.31		
5	db10	3.518	3	99.964	93.006	14.30		
6	db10	3.455	3	99.964	92.997	14.28		
5	db4	3.641	3	99.960	92.943	14.17		
7	db4	3.491	3	99.962	92.936	14.16		
6	db4	3.491	3	99.962	92.928	14.14		
6	db2	3.816	4	99.955	91.246	11.42	051022002	
7	db2	3.816	4	99.955	91.233	11.41		
5	db2	3.742	4	99.955	91.163	11.32		
6	bior4.4	3.331	3	99.970	94.444	18.00		
7	bior4.4	3.166	3	99.971	94.407	17.88		
7	db6	2.993	3	99.971	94.081	16.89		
5	bior4.4	3.294	3	99.971	94.007	16.69		
6	db6	3.020	3	99.971	94.001	16.67		
7	db4	2.992	3	99.971	93.943	16.51		
7	db8	2.985	3	99.971	93.925	16.46		
6	db4	3.095	3	99.970	93.890	16.37		
6	db8	3.014	3	99.971	93.885	16.35		
7	db10	2.895	3	99.971	93.741	15.98		
6	db10	2.887	3	99.971	93.681	15.83		
5	db6	3.035	3	99.972	93.600	15.63		
5	db8	3.117	3	99.971	93.534	15.47		
5	db10	3.041	3	99.971	93.525	15.44		
5	db4	3.128	3	99.971	93.453	15.27		
7	db2	3.294	4	99.967	93.209	14.73		
6	db2	3.379	3	99.966	93.145	14.59		
5	db2	3.348	4	99.968	92.667	13.64		

Tabela 5.8: Rezultati dobijenih PRD, MaxD, RE, NZ i Stepena kompresije korišćenjem Wavelet paketa za pacijente sa AIM

nivo	wavelet	PRD	MaxD	RE	NZ	StKomp	Pacijent	Dijagnoza		
7	db10	1.725	4	99.987	92.970	14.22	060320004	AIM		
6	bior4.4	2.085	4	99.986	92.946	14.18				
7	db8	1.555	3	99.988	92.924	14.13				
7	bior4.4	1.753	3	99.986	92.911	14.11				
6	db10	1.715	4	99.987	92.875	14.04				
6	db8	1.559	3	99.988	92.815	13.92				
7	db6	1.619	3	99.988	92.804	13.90				
5	bior4.4	2.009	3	99.986	92.616	13.54				
6	db6	1.630	4	99.988	92.555	13.43				
7	db4	1.717	4	99.986	92.470	13.28				
5	db8	1.759	3	99.988	92.355	13.08				
5	db10	1.719	4	99.988	92.291	12.97				
6	db4	1.694	4	99.986	92.243	12.89				
5	db6	1.859	4	99.987	92.190	12.80				
5	db4	1.817	4	99.986	91.796	12.19				
7	db2	1.932	5	99.982	90.457	10.48				
6	db2	1.912	4	99.982	90.231	10.24				
5	db2	1.915	5	99.982	89.810	9.81				
7	bior4.4	3.896	5	99.971	92.992	14.27			060504001	
6	bior4.4	3.896	5	99.971	92.750	13.79				
7	db8	3.627	6	99.992	92.639	13.59				
7	db6	3.730	8	99.992	92.631	13.57				
7	db10	3.571	6	99.993	92.470	13.28				
6	db8	3.627	6	99.992	92.431	13.21				
6	db6	3.742	7	99.992	92.371	13.11				
7	db4	3.689	7	99.991	92.308	13.00				
5	bior4.4	3.834	6	99.970	92.276	12.95				
6	db10	3.611	6	99.993	92.243	12.89				
5	db8	3.627	5	99.992	92.051	12.58				
6	db4	3.734	5	99.991	92.039	12.56				
5	db6	3.735	6	99.973	92.016	12.53				
5	db10	3.618	6	99.993	91.936	12.40				
5	db4	3.732	6	99.991	91.652	11.98				
7	db2	3.832	5	99.990	90.391	10.41				
6	db2	3.833	5	99.990	90.145	10.15				
5	db2	3.826	5	99.990	89.792	9.80				
7	bior4.4	4.131	4	99.985	94.116	17.00	060508001			
6	bior4.4	4.140	5	99.922	94.010	16.69				
7	db4	4.157	4	99.985	93.791	16.11				
7	db6	4.077	4	99.986	93.750	16.00				
7	db8	4.045	4	99.986	93.739	15.97				
6	db4	4.160	4	99.921	93.709	15.90				
5	bior4.4	4.125	4	99.985	93.694	15.86				
6	db6	4.055	4	99.925	93.692	15.85				
6	db8	4.045	4	99.926	93.659	15.77				
7	db10	3.954	5	99.986	93.542	15.48				
5	db8	3.972	4	99.986	93.459	15.29				
6	db10	3.954	4	99.926	93.440	15.24				
5	db4	4.053	4	99.985	93.408	15.17				
5	db6	4.021	4	99.986	93.401	15.15				
5	db10	3.954	4	99.986	93.327	14.99				
7	db2	4.407	4	99.984	92.467	13.27				
6	db2	4.426	4	99.984	92.442	13.23				
5	db2	4.393	4	99.985	92.140	12.72				

Tabela 5.9: Rezultati dobijenih PRD, MaxD, RE, NZ i Stepena kompresije korišćenjem Wavelet paketa za pacijente sa BLG (nastavlja se na sled. strani)

nivo	wavelet	PRD	MaxD	RE	NZ	StKomp	Pacijent	Dijagnoza
6	bior4.4	2.633	5	99.976	93.598	15.62	060404001	BLG
7	bior4.4	2.633	6	99.976	93.596	15.62		
5	bior4.4	2.568	5	99.977	93.515	15.42		
7	db6	2.496	4	99.978	93.268	14.85		
7	db8	2.484	6	99.979	93.253	14.82		
5	db6	2.510	4	99.978	93.253	14.82		
6	db6	2.491	4	99.978	93.244	14.80		
6	db8	2.484	6	99.979	93.206	14.72		
5	db8	2.484	6	99.979	93.199	14.70		
7	db10	2.458	5	99.979	93.113	14.52		
6	db10	2.458	5	99.979	93.085	14.46		
7	db4	2.573	4	99.978	93.083	14.46		
5	db4	2.534	4	99.977	93.033	14.35		
6	db4	2.530	4	99.978	93.025	14.34		
5	db10	2.458	5	99.979	93.020	14.33		
6	db2	2.717	5	99.975	91.453	11.70		
7	db2	2.709	5	99.975	91.451	11.70		
5	db2	2.695	5	99.975	91.378	11.60		
7	db8	3.449	12	99.976	91.312	11.51		
7	db10	3.449	12	99.976	91.312	11.51		
7	bior4.4	3.449	12	99.976	91.312	11.51		
6	db8	3.043	5	99.987	91.201	11.36		
5	bior4.4	3.288	5	99.985	91.189	11.35		
6	bior4.4	3.076	6	99.986	91.174	11.33		
5	db8	3.305	5	99.985	91.129	11.27		
5	db6	3.280	5	99.985	90.967	11.07		
7	db6	2.825	5	99.987	90.946	11.04		
6	db6	2.990	5	99.987	90.930	11.03		
6	db10	2.954	6	99.987	90.929	11.02		
5	db10	3.278	6	99.986	90.819	10.89		
6	db4	3.010	4	99.987	90.682	10.73		
7	db4	2.834	4	99.988	90.657	10.70		
5	db4	3.279	4	99.986	90.619	10.66		
7	db2	3.010	6	99.986	87.819	8.21		
6	db2	3.181	6	99.985	87.805	8.20		
5	db2	3.322	6	99.985	87.751	8.16		
7	db8	4.218	9	99.933	91.155	11.31		
6	db8	2.188	3	99.981	90.723	10.78		
7	bior4.4	2.451	4	99.979	90.636	10.68		
6	bior4.4	2.438	4	99.979	90.526	10.56		
7	db6	2.221	4	99.981	90.514	10.54		
7	db10	2.208	4	99.981	90.510	10.54		
6	db10	2.221	4	99.981	90.328	10.34		
5	bior4.4	2.472	4	99.980	90.195	10.20		
6	db6	2.212	3	99.981	90.163	10.17		
7	db4	2.282	4	99.980	90.150	10.15		
6	db4	2.315	4	99.980	89.947	9.95		
5	db8	2.247	3	99.982	89.722	9.73		
5	db6	2.279	4	99.981	89.651	9.66		
5	db10	2.158	4	99.982	89.619	9.63		
5	db4	2.262	4	99.981	89.294	9.34		
7	db2	2.519	5	99.977	87.995	8.33		
6	db2	2.566	5	99.977	87.808	8.20		
5	db2	2.595	4	99.976	87.519	8.01		

nivo	wavelet	PRD	MaxD	RE	NZ	StKomp	Pacijent	Dijagnoza
7	bior4.4	3.188	4	99.986	93.026	14.34	051022001	BLG
6	bior4.4	3.191	3	99.986	93.018	14.32		
5	bior4.4	3.299	3	99.986	92.960	14.20		
6	db6	3.005	3	99.987	92.527	13.38		
7	db6	2.958	3	99.987	92.525	13.38		
5	db6	3.005	3	99.987	92.498	13.33		
7	db8	2.969	3	99.987	92.469	13.28		
6	db8	2.969	3	99.987	92.459	13.26		
5	db8	3.083	3	99.987	92.429	13.21		
6	db4	3.159	3	99.986	92.377	13.12		
7	db4	3.159	3	99.986	92.375	13.11		
5	db10	2.990	3	99.988	92.362	13.09		
7	db10	3.009	3	99.988	92.357	13.08		
6	db10	3.009	3	99.988	92.341	13.06		
5	db4	3.113	4	99.986	92.303	12.99		
7	db2	3.395	4	99.985	90.868	10.95		
6	db2	3.361	4	99.984	90.851	10.93		
5	db2	3.361	4	99.984	90.747	10.81		

Tabela 5.10: *Usrednjeni rezultati kompresije korišćenjem DWT i WP po wavelet funkciji i nivou dekompozicije*

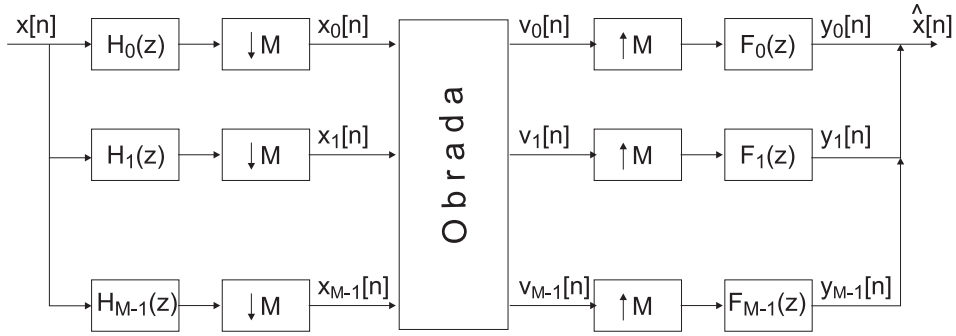
metoda	nivo	db2	db4	db6	db8	db10	bior4.4
DWT	5	91.87	91.76	91.53	91.57	91.45	91.78
WP	5	* 90.18	91.93	92.17	92.21	92.10	92.46
WP	6	* 90.51	92.28	92.48	92.56	92.41	* 92.81
WP	7	* 90.68	92.44	92.65	92.71	92.57	* 92.96

cijenata ostaju zaista bitni koeficijenti, čiji ukupan broj nije veliki, ali koji su značajni za rekonstrukciju signala.

5.3 Kompresija EKG signala pomoću modifikovane kosinusne transformacije

Pomoću modifikovane kosinusne transformacije (MCT) ulazni signal se može propustiti kroz banku pseudo - QMF filtara i izvršiti decimacija nad dobijenim odmercima na izlazima banke filtara. Ovako generisani odmerci predstavljaju koeficijente modifikovane kosinusne transformacije.

Prema [61], [62] i [63] dekompozicija originalnog signala na koeficijente transformacije i zatim, rekonstrukcija signala na osnovu koeficijenata je predstavljena blok dijagramom na Sl. 5.7.



Sl. 5.7: Dekompozicija ulaznog signala i rekonstrukcija signala pomoću banke pseudo-QMF filtara

Impulsni odzivi filtara $H_i(z)$, $F_i(z)$, $i = 1, \dots, M$ su dati izrazima:

$$h_k[n] = 2 \cdot p[n] \cdot \cos \left((2k + 1) \cdot \frac{\pi}{2M} \cdot \left(n - \frac{N - 1}{2} \right) + (-1)^k \cdot \frac{\pi}{4} \right) \quad (5.12)$$

i

$$f_k[n] = 2 \cdot p[n] \cdot \cos \left((2k + 1) \cdot \frac{\pi}{2M} \cdot \left(n - \frac{N - 1}{2} \right) - (-1)^k \cdot \frac{\pi}{4} \right) \quad (5.13)$$

U prethodnim jednačinama se pojavljuje izraz $p[n]$ koji predstavlja impulsni odziv tzv. prototip filtra. Ovaj filtar treba da ima karakteristiku niskofrekvencijskog filtra sa amplitudom od $1/\sqrt{2}$ (-3dB) na kružnoj frekvenciji $\pi/2M$ i amplitudom bliskom nuli na frekvencijama $|\omega| > \pi/M$.

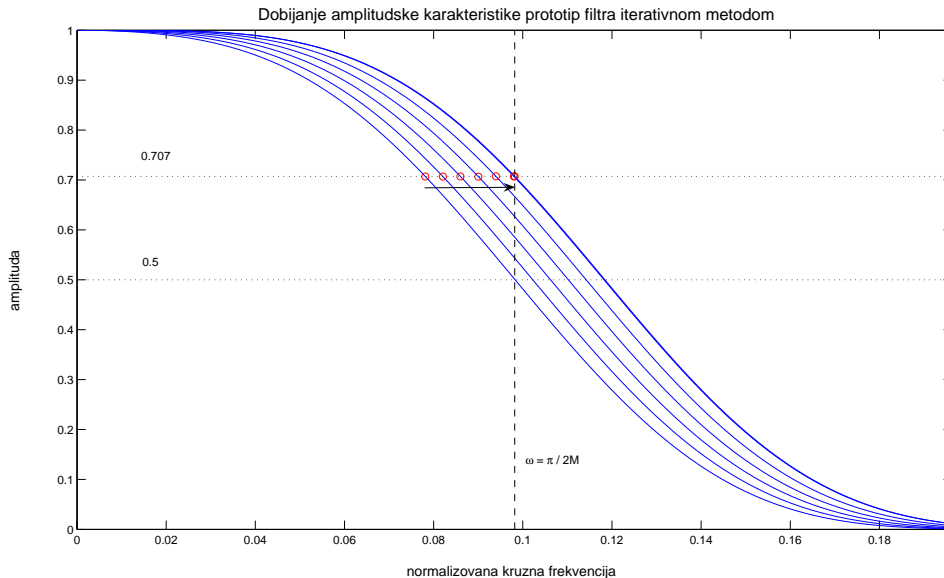
5.3. Kompresija EKG signala pomoću modifikovane kosinusne transformacije 115

U disertaciji je prototip filtar konstruisan kao FIR filtar sa Blackman-ovom prozorskom funkcijom [60], tako da je njegov impulsni odziv $p[n]$ izračunat na sledeći način.

Prvo je konstruisan filtar čiji je impulsni odziv dat jednačinom:

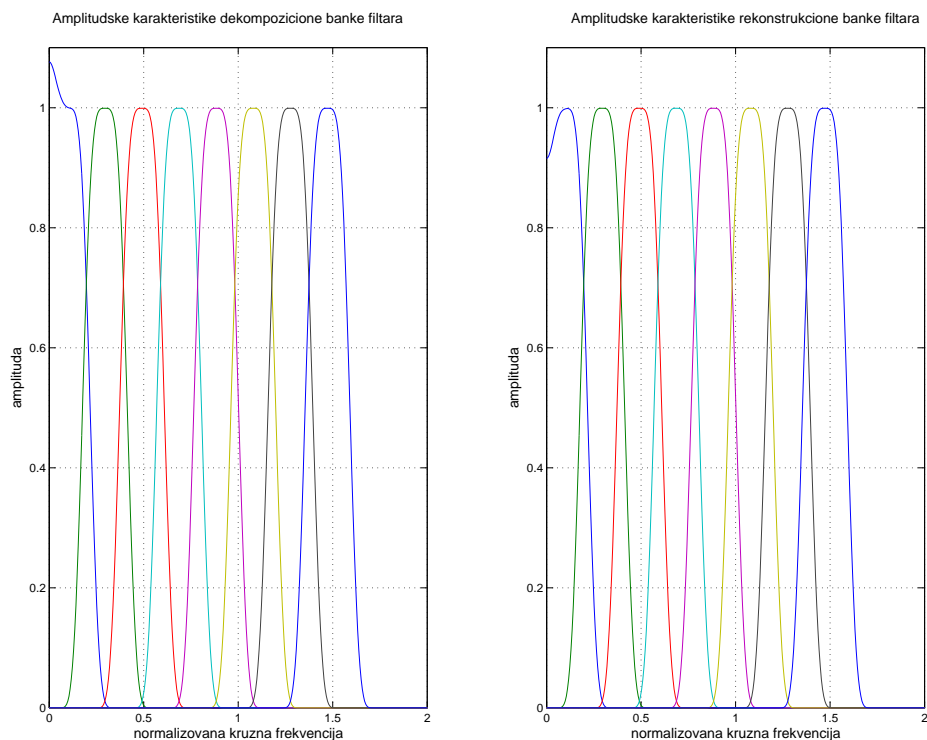
$$p[n] = \left(\frac{\sin((n - N/2) \cdot \omega_{c,-6dB})}{\pi \cdot (n - N/2)} \right) \cdot w[n] \quad (5.14)$$

gde je $\omega_{c,-6dB}$ kružna frekvencija na kojoj je vrednost amplitudske karakteristike $1/2$ i inicijalno je postavljena na $\pi/2M$, a sa $w[n]$ su označeni odmerci Blackman-ove prozorske funkcije. Da bi se dobila željena amplitudska karakteristika, takva da $\omega_{c,-3dB}$ bude $\pi/2M$, u iterativnom postupku se $\omega_{c,-6dB}$ koja učestvuje u jednačini 5.14 povećava za definisani korak Δ , pri čemu se frekvencija $\omega_{c,-3dB}$ približava zadatoj vrednosti $\pi/2M$. U trenutku kada je ta frekvencija $\omega_{c,-3dB} \simeq \pi/2M$, odnosno kada je razlika između dobijene frekvencije $\omega_{c,-3dB}$ i $\pi/2M$ ispod zadate granice ϵ , postupak se prekida i usvaja se dobijena amplitudska karakteristika prototip filtra. Promena amplitudske karakteristike u opisanom iterativnom postupku za dobijanje prototip filtra pokazana je na Sl. 5.8.



Sl. 5.8: Promene amplitudske karakteristike prototip filtra u iterativnom postupku za njeno određivanje

Kada se za tako dobijeni odziv prototip filtra izračunaju odzivi banke filtara iz jednačina 5.12 i 5.13, dobijaju se amplitudske karakteristike banke filtara kao na Sl. 5.9.



Sl. 5.9: Amplitudske karakteristike kosinusno modulisane banke filtara

Koeficijenti na izlazu iz banke filtara nakon decimacije ($x_i[n]$) se dobijaju tako što se izvrši konvolucija ulaznog signala sa odgovarajućim odmercima impulsnih odziva iz dekompozicione banke filtara $h_k[n]$ i zadrži svaki M -ti odmerak. Rekonstruisani signal se dobija tako što se između svaka dva koeficijenta, u svakoj grupi koeficijenata koji su dobijeni postupkom decimacije, doda M multih odmeraka i izvrši se konvolucija tako dobijenog niza sa odmercima odgovarajućeg rekonstrukcionog filtra iz banke filtara $f_k[n]$.

Na osnovu rezultata dobijenim u prethodno navednim radovima, odabrani su: filtar dužine 321 odmeraka i banka od 32 pseudo-QMF filtara.

Pomoću ovako modifikovane kosinusne transformacije, dekompozicijom signala i njegovom rekonstrukcijom na osnovu dobijenih koeficijenata, ne

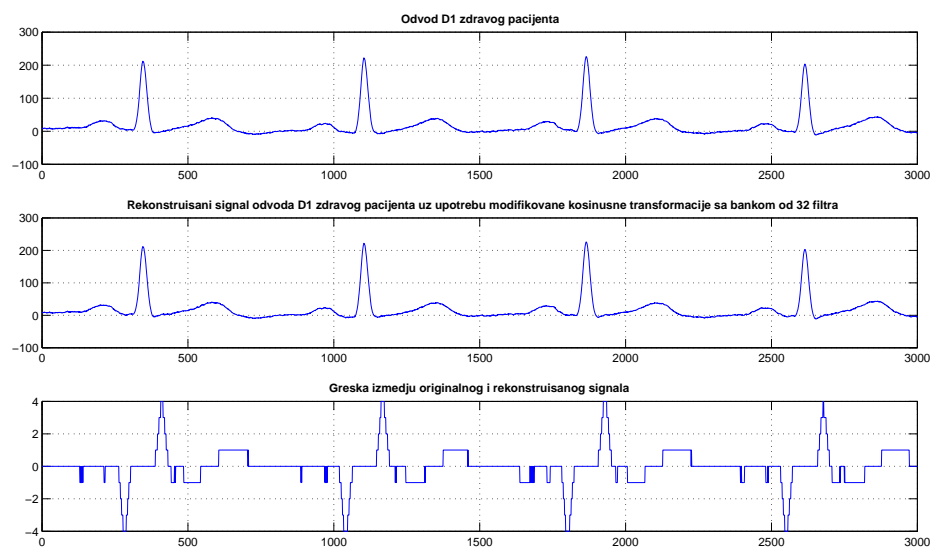
5.3. Kompresija EKG signala pomoću modifikovane kosinusne transformacije 117

dobija se "perfektna" rekonstrukcija kao što je to bio slučaj sa wavelet transformacijom.

Na slici 5.10 pokazan je originalni, rekonstruisani i signal greške dobijen kao razlika između originalnog i rekonstruisanog signala.

Kompresija se vrši na potpuno isti način kao što je to slučaj kod DWT i WP. Nad koeficijentima transformacije se postavi prag i eliminišu se svi koeficijenti čija je absolutna vrednost manja od zadatog praga. Kada se nad modifikovanim koeficijentima izvrši tzv. "upsampling" dodavanjem odgovarajućeg broja nula i oni se propuste kroz rekonstrukcione filtre, dobija se rekonstruisani signal koji liči na originalni.

Slično upoređivanju dobijenih kompresija kod DWT i WP uz upotrebu različitih parametara kao što su: nivo dekompozicije, visina praga za eliminaciju koeficijenata, upotrebljena wavelet funkcija i slično, ovde je izvršeno upoređivanje ostvarenih kompresija upotrebom modifikovane kosinusne transformacije sa dva parametra: brojem filtara - 16 i 32 i brojem koeficijenata filtara: 161 i 321.



Sl. 5.10: Originalni, rekonstruisani i signal greške između originalnog i rekonstruisanog signala dobijenog pomoću banke pseudo-QMF filtara

Iz tablice 5.11 se jasno vidi da je procentualna srednjekvadratna greška manja, a kompresija veća uz upotrebu banke od 32 filtra sa 321 koeficijentata. Ostvarena kompresija se kreće u opsegu od 92.579% (13.48 puta) do 95.003% (20.01 puta).

Navedeni rezultati kompresije ostvareni su za EKG signal dobijen pomoću EKG uređaja koji je opisan u sledećem poglavlju i za potrebe kompresije datoteka u kojima se čuvaju odmerci talasnog oblika svih 12 odvoda pacijentata.

U prethodnim poglavljima je pokazano da ne postoje značajnije komponente u EKG signalu na frekvencijama većim od 100 Hz. Zato je izvršena kompresija, pomoću kosinusno modifikovane banke filtera, kao metode koja daje najbolje rezultate, nad EKG signalom sa prvobitno izvršenom decimacijom od 4 puta. Na ovaj način je dobijen signal sa frekvencijom odmeravanja od 240Hz.

Radi poređenja rezultata kompresije pre i nakon postupka decimacije, pošlo se od činjenice da je za čuvanje odmeraka talasnog oblika signala dobijenog pomoću EKG uređaja potrebno 12×5680 odmeraka = 68160 odmeraka. Ako je npr. ostvarena kompresija od 95%, tada je potrebno sačuvati 5% nenultih koeficijentata što iznosi 3408 koeficijentata. Kod signala nad kojim je izvršena decimacija, ukupan broj odmeraka je $12 \times 1440 = 17280$. Ako je nad njim izvršena kompresija od npr. 85%, tada je broj nenultih koeficijentata 2592, pa je za izabrane primere bolji drugi rezultat.

Na tabeli 5.12 su upoređeni rezultati kompresija ostvarenih nad EKG signalima bez i sa primenom postupka decimacije.

Tabela 5.11: Rezultati dobijenih PRD, MaxD, RE, NZ korišćenjem modificirane kosinusne transformacije za pacijente sa ABS, AIM i BLG

broj filt.	broj koef. filt.	PRD	MaxD	RE	NZ	StKomp	izobličenje	pacijent	dijagnoza
32	321	10.081	10	99.884	93.235	14.78	da	050923001	abs
16	161	12.056	22	99.914	88.766	8.90			
32	321	4.880	14	99.957	94.412	17.90	da	051001012	
16	161	6.601	24	99.972	92.551	13.42			
32	321	4.480	9	99.963	95.003	20.01		051022002	
16	161	5.068	14	99.981	92.320	13.02			
32	321	2.995	8	99.986	94.461	18.05		060320004	aim
16	161	5.120	12	99.992	91.204	11.37			
32	321	4.483	9	99.970	93.702	15.88		060504001	
16	161	6.353	19	99.982	90.674	10.72			
32	321	5.250	9	99.922	94.660	18.73		060508001	
16	161	8.086	17	99.949	92.133	12.71			
32	321	4.102	23	99.982	94.353	17.71		060404001	blg
16	161	4.393	42	99.988	92.359	13.09			
32	321	4.102	23	99.982	94.353	17.71		050831001	
16	161	4.393	42	99.988	92.359	13.09			
32	321	3.757	9	99.979	92.579	13.48		050926002	
16	161	5.382	16	99.990	89.744	9.75			
32	321	4.650	13	99.981	94.049	16.80		051022001	
16	161	5.382	16	99.990	89.744	9.75			

Tabela 5.12: *Uporedni rezultati ostvarenih kompresija (PRD, NZ, Stepen kompresije i broj nenulatih koeficijenata) korišćenjem modifikovane kosinusne transformacije bez i sa decimacijom EKG signala za pacijente sa ABS, AIM i BLG*

br. filt.	bez decimacije				sa decimacijom				odnos	pacijent
	PRD	NZ	StK	nn koef.	PRD	NZ	StK	nn koef.		
32	10.08	93.23	14.78	4,676	8.76	84.79	6.57	2,629	1.78	050923001
16	12.06	88.77	8.90	7,765	9.87	84.08	6.28	2,750	2.82	
32	4.88	94.41	17.90	3,862	5.93	80.37	5.10	3,391	1.14	051001012
16	6.60	92.55	13.42	5,149	7.06	79.63	4.91	3,521	1.46	
32	4.48	95.00	20.01	3,454	7.56	86.37	7.34	2,355	1.47	051022002
16	5.07	92.32	13.02	5,309	7.35	84.92	6.63	2,606	2.04	
32	3.00	94.46	18.05	3,828	3.43	83.16	5.94	2,909	1.32	060320004
16	5.12	91.20	11.37	6,080	4.92	81.70	5.46	3,163	1.92	
32	4.48	93.70	15.88	4,353	3.65	79.83	4.96	3,486	1.25	060504001
16	6.35	90.67	10.72	6,446	6.55	79.72	4.93	3,505	1.84	
32	5.25	94.66	18.73	3,691	7.16	83.36	6.01	2,876	1.28	060508001
16	8.09	92.13	12.71	5,438	7.73	83.28	5.98	2,889	1.88	
32	4.10	94.35	17.71	3,903	4.57	82.59	5.74	3,009	1.30	060404001
16	4.39	92.36	13.09	5,281	6.37	80.82	5.21	3,315	1.59	
32	4.10	94.35	17.71	3,903	3.37	77.51	4.45	3,886	1.00	050831001
16	4.39	92.36	13.09	5,281	6.68	74.97	4.00	4,325	1.22	
32	3.76	92.58	13.48	5,129	3.89	80.84	5.22	3,310	1.55	050926002
16	5.38	89.74	9.75	7,089	5.75	77.75	4.49	3,845	1.84	
32	4.65	94.05	16.80	4,113	6.81	80.57	5.15	3,357	1.23	051022001
16	5.38	89.74	9.75	7,089	7.29	80.06	5.01	3,446	2.06	

5.4 Zaključak

Upoređivanjem rezultata kompresije uz upotrebu diskretne wavelet transformacije i wavelet paketa na tabeli 5.10, vidi se da se bolji rezultati kompresije ostvaruju korišćenjem wavelet paketa. Analizirajući detaljnije rezultate kompresije dobijene primenom DWT, može se primetiti da se upotrebom dekompozicije signala do 6. nivoa dobijaju u nekim slučajevima i bolji rezultati nego upotrebom wavelet paketa. Međutim, prilikom rekonstrukcije ostalih signala uz pomoć DWT, a uz upotrebu tih kombinacija nivoa dekompozicije i izabranih wavelet funkcija dolazi do pojave izobličenja.

Ako se uporede rezultati kompresije korišćenjem wavelet paketa i kosinusno modifikovane banke filtara dolazi se do zaključka da su najbolji rezultati ostvareni upotrebom modifikovane kosinusne transformacije.

Na kraju treba istaći da se još bolji rezultati kompresije mogu ostvariti ako nije potrebno sačuvati originalnu frekvenciju odabiranja u signalu. Ako se prvo nad signalom izvrši decimacija kojom se ne narušavaju značajne frekvencijske komponente prisutne u signalu, dobijaju se bolji rezultati kompresije, koji se kreću u rasponu od 1 do 2.82 puta (tabela 5.12).

Glava 6

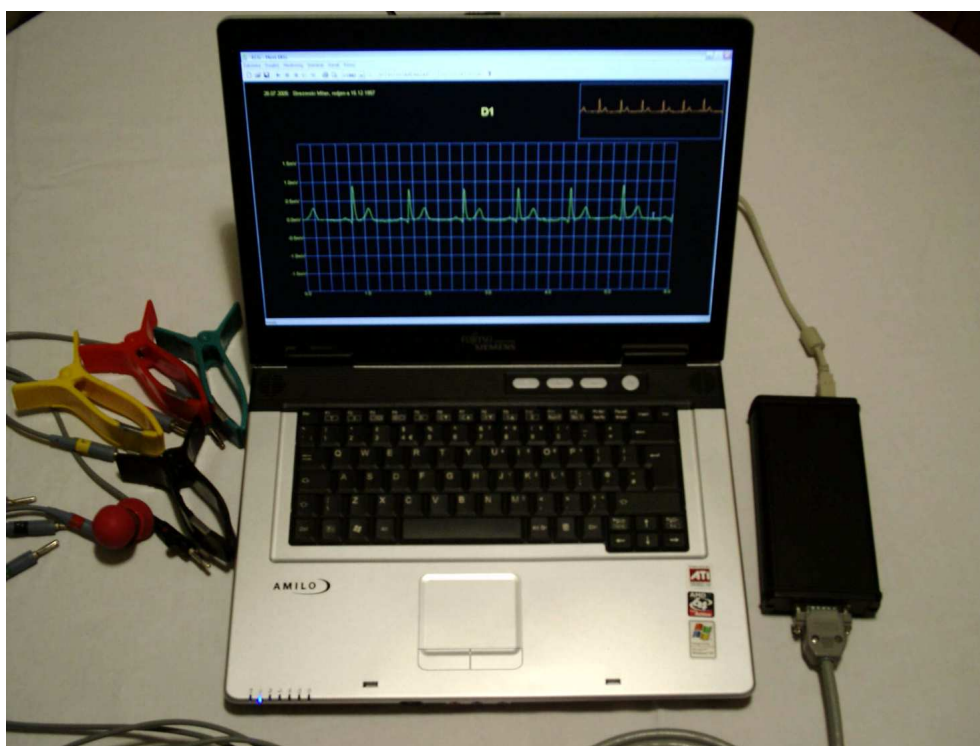
Realizacija EKG uređaja

Danas su PC računari postali deo standardne opreme koja se koristi za različita merenja i analize zahvaljujući svojim performansama i svojom relativno niskom cenom. Njihova primena u realizaciji tzv. virtualne instrumentacije [81] omogućuje stvaranje nove generacije uređaja.

Imajući u vidu stalno poboljšanje performansi PC računara kao što su: brzina, memorijski resursi, broj različitih komunikacionih portova itd. kao i veliki broj softverskih paketa za razvoj funkcija virtuelnih instrumenata, PC je postao nezamenljiv deo merne opreme. Kako centralno mesto u konceptu virtuelnog instrumenta pripada softveru, jasno je da se poboljšanje performansi uređaja, kao i dodavanje novih naprednih funkcija uređaja može realizovati znatno brže i jeftinije nego što je to slučaj kod klasičnih uređaja.

Analiza EKG signala, urađena u ovom radu, izvršena je na signalima dobijenim pomoću virtuelnog EKG uređaja [82] posebno konstruisanim za sakupljanje uzoraka EKG signala, koji se sastoji iz dve celine: hardverskog akvizicionog modula i softvera za PC računar. Na slici 6.1 je prikazan pomenuti EKG uređaj.

Realizovani EKG uređaj se pokreće u rad priključivanjem hardverskog modula na PC računar preko standardnog USB kabla i aktiviranjem softvera na PC računaru. Povezanost softvera sa bazom podataka omogućuje čuvanje signala EKG odvoda zajedno sa matičnim podacima pacijenta i dijagnozom lekara.



Sl. 6.1: Virtualni EKG uređaj

6.1 Funkcionalni zahtevi

Konstrukcija virtuelnog elektrokardiografa je urađena u skladu sa zahtevima lekara kardiologa i zasnovana na ideji da se na ekranu računara simultano prikaže talasni oblik EKG signala kao i promena spektra signala u vremenu. Isto tako, poštovan je koncept virtualne instrumentacije. Glavni funkcionalni zahtevi su bili:

- mogućnost izbora jednog od 12 odvoda za praćenje (monitoring) i snimanje signala u realnom vremenu,
- mogućnost memorisanja signala bilo kojeg odvoda u vremenskom intervalu od 6 sekundi pre ili nakon što se aktivira komanda za snimanje,
- istovremeni prikaz talasnog oblika i promene spektra signala,
- povezanost uređaja sa bazom podataka,

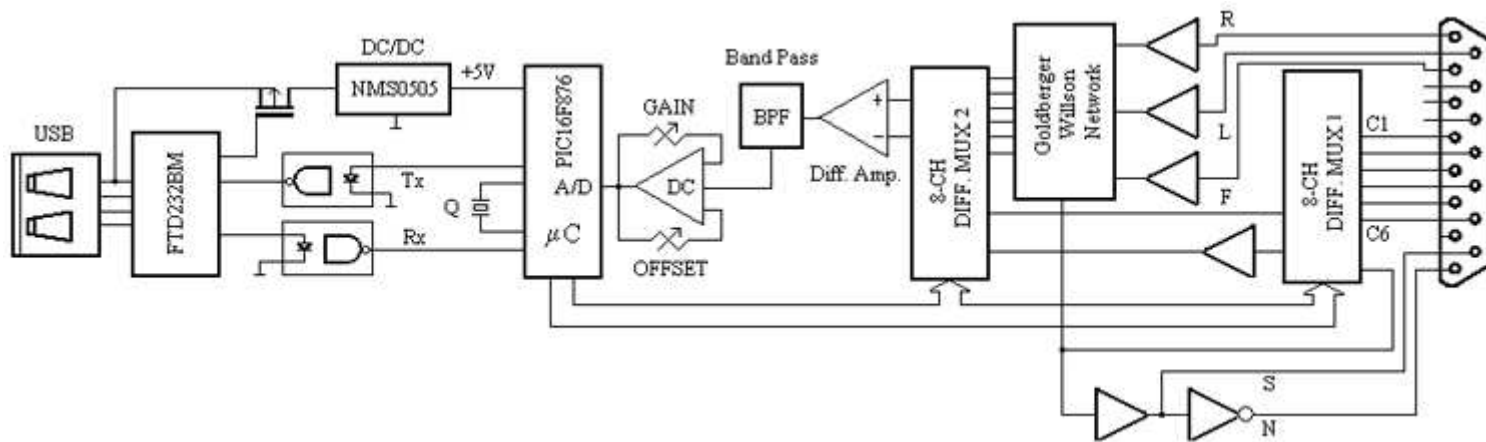
- filtriranje smetnji nastalih usled superpozicije javne mrežne frekvencije,
- kompresija signala pri snimanju signala svih 12 odvoda u datoteku,
- mogućnost uveličanja (zumiranja) izabranog dela signala,
- aktiviranje zvučnog signala nakon prepoznavanja R zupca u QRS kompleksu EKG signala,
- generisanje štampanog izveštaja sa matičnim podacima, talasnim oblicima svih 12 odvoda, kao i dijagnozom lekara,
- lako prenosiv akvizicioni modul, koji se može priključiti na računar bez potrebe za dodatnim napajanjem,
- mogućnost lakog kalibrisanja uređaja,
- stopostotna izolacija tela pacijenta od mrežnog napajanja i zanemarljiv uticaj međuelektrodnih struja na biopotencijale srca.

6.2 Akvizicioni modul

Blok šema akvizicionog modula data je na Sl. 6.2. On je baziran na Microchipovom osmобitnom mikrokontroleru PIC16F876. Za komunikaciju između akvizicionog modula i PC računara izabran je USB port na računaru, koji služi i za napajanje modula. USB port računara je po standardima i generator jednosmernog napona od 5V sa maksimalnom strujom od 500mA, što je sasvim dovoljno za napajanje akvizicionog modula. Zbog zahteva za izolacijom tela pacijenta, računar je od modula galvanski izolovan DC/DC konvertorom za napajanje modula. Takođe su galvanski izolovane i komunikacione linije primenom optokaplera.

Glavna komponenta akvizicionog sistema je mikrokontroler PIC16F876 firme Microchip. On ima RISC arhitekturu i njegove karakteristike su:

- postoji 35 instrukcija,
- sve instrukcije se izvršavaju u jednom instrukcijskom ciklusu osim instrukcija grananja programa koje se izvršavaju u dva ciklusa,



Sl. 6.2: Blok šema akvizicionog modula

- maksimalni takt je 20MHz, a trajanje instrukcijskog ciklusa je 200ns (svaka instrukcija se realizuje u 4 faze),
- programska flash memorija je kapaciteta 8192 reči,
- 368 bajta RAM memorije,
- 256 bajta EEPROM memorije za upisivanje programskih konstanti,
- “watchdog timer” sa sopstvenim RC oscilatorom koji osigurava pouzdani rad,
- programibilna zaštita kôda,
- širok naponski opseg 2V - 5V,
- mogućnost programiranja u električnom kolu van programatora preko 2 pina (ISSP - In System Serial Programming),
- mala potrošnja.

Mikrokontroler PIC16F876 ima sledeće periferije:

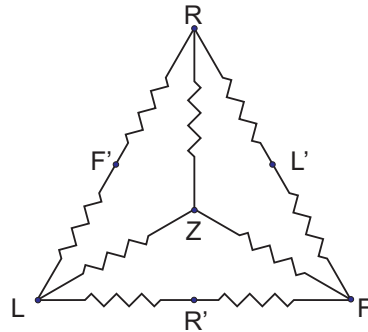
- tri brojača (counter/timer),
- dva capture-compare PWM modula,
- desetobitni A/D konvertor sa 5 multipleks kanala,
- sinhroni serijski port (SSP) sa SPI i I²C,
- USART i
- 3 multifunkcionalna porta.

Sastavne komponente akvizicionog modula su: dva osmokanalna diferencijalna multipleksera, instrumentacioni pojačavač, DC pojačavač, DC/DC konvertor, optokapler i USB↔RS232 konvertor.

Na ulazu akvizicionog modula sa strane pacijenta nalazi se 15-pinski priključak kojim se povezuje pacijent kabl sa modulom. Na njemu je aktivno 11 kontakta - 10 provode signal sa elektroda postavljenih na telu pacijenta i jedanaesti je omotač kabla, tzv shield.

Četiri elektrode su postavljene na ekstremitetima pacijenta i one su obeležene po sledećoj konvenciji: leva ruka **L** (Left arm), desna ruka **R** (Right arm), leva noga **F** (Foot) i desna noga **N** (Neutral).

Sa blok šeme akvizicionog modula se može videti da se signali sa elektroda R, L i F dovode na jedinične pojačavače čiji izlazi pobuđuju Goldberger Willsonovu mrežu otpornika, slika 6.3. Jedinični pojačavači imaju visoku ulaznu otpornost (reda $G\Omega$) da bi se minimizirao uticaj međuelektrodnih struja na biopotencijal srca. Na ovaj način se smanjuje i uticaj promenljive kontaktne otpornosti koža - elektroda na amplitudu signala. Pobuđivanje neutralne elektrode (desne noge) protivfaznim signalom u odnosu na signal na omotaču pacijent kabla smanjuje indukovane smetnje na telu pacijenta (body pick-up) uzrokovane kontaminiranim radnim okruženjem.



Sl. 6.3: Blok šema Goldberger Willsonove mreže otpornika

Na šemi Goldberger Willsonove mreže se nalazi sedam čvorova. Na tri čvora označenim sa R, L i F dovode se odgovarajući signali sa izlaza jediničnih pojačavača, dok se signali sa svakog čvora osim zvezdišta (Z) preko svog rednog otpornika prosleđuju na ulaze diferencijalnog multipleksera MUX 1. Signal iz zvezdišta (Z) se jednim delom prosleđuje na ulaz diferencijalnog multipleksera a drugim delom preko jediničnog pojačavača spaja sa omotačem pacijent kabla (S). Signal sa omotača se invertuje i šalje prema desnoj nozi (N) koja, za sistem EKG, predstavlja neutralnu elektrodu.

Signali sa preostalih šest elektroda - tzv. prekordijalnih elektroda, koje se postavljaju u okolini srca pacijenta, se dovode na ulaze drugog diferencijalnog multipleksera MUX 2, a signal sa njegovog izlaza se dovodi na jedan od ulaza diferencijalnog multipleksera MUX 1.

Izlazi sa multipleksera MUX 1 se dovode na ulaz instrumentacionog pojačavača AD622, a zatim se pojačani signal propušta kroz analogni filter propusnik opsega (0.23Hz - 56Hz na -3dB) i dovodi na ulaz DC pojačavača.

Kolo DC pojačavača omogućava kalibraciju pojačanja (gain) i jednosmerne vrednosti (offset).

Analogni izlaz DC pojačavača vodi se na jedan kanal 10-bitnog A/D konvertora sa registrom sukcesivnih aproksimacija koji predstavlja periferiju mikrokontrolera.

Digitalizovani signal na izlazu iz mikrokontrolera se preko optokaplera dovodi na ulaz USB \leftrightarrow RS232 pretvarača FTD232BM i odvodi na USB port računara. Pomenuti pretvarač omogućuje i kontrolu jednosmernog napajanja modula, jer štedi energiju kada se nalazi u tzv. sleep modu. Kontrola napajanja je realizovana dovodjenjem kontrolnog signala iz FTD232BM na gejnt MOS tranzistora između čijih elektroda sorsa i drejna protiče struja napajanja. Kao što je već ranije napomenuto realizovana je i DC/DC galvanska izolacija napajanja modula od USB porta na računaru integrisanim kolom NMS0505.

6.2.1 Program mikrokontrolera

Mikrokontroler je programiran tako da izvrši sledeće zadatke:

- da reaguje na ulazni bajt podataka sa USB porta računara preko interapta,
- u zavisnosti od ulaznog bajta da adresira oba diferencijalna multipleksera,
- da izvrši A/D konverziju signala na ulaznom A/D kanalu i
- da nakon A/D konverzije preko RS232 protokola pošalje dva bajta podataka prema USB \leftrightarrow RS232 pretvaraču.

Ulazni bajtovi koje mikrokontroler može da primi od strane računara se nalaze u skupu {0x00, 0x01, 0x02, 0x03, 0x04, 0x05, 0x06, 0x16, 0x26, 0x36, 0x46 i 0x56}, gde je 0x oznaka za heksadecimalni broj. Ulazni bajtovi pokazuju mikrokontroleru koji od 12 odvoda korisnik na računaru želi da posmatra. U tabeli 6.1 dat je pregled ulaznih bajtova, odvoda EKG signala, kao i potencijali tačaka koji se dovode na ulaz instrumentacionog pojačavača.

Tabela 6.1: *Odvodi EKG signala, odgovarajući bajtovi na ulazu mikrokontrolera i odgovarajući naponi na ulazu instrumentacionog pojačavača*

EKG odvod	ulazni bajt	napon
D1	0x00	L - R
D2	0x01	R - F
D3	0x02	L - F
avL	0x03	L - L'
avR	0x04	R - R'
avF	0x05	F - F'
C1	0x06	C1 - Z
C2	0x16	C2 - Z
C3	0x26	C3 - Z
C4	0x36	C4 - Z
C5	0x46	C5 - Z
C6	0x56	C6 - Z

Svi ulazni bajtovi kojima korisnik želi da posmatra srčane (prekordijalne) odvode (C1 - C6) imaju drugi nibl šest, čime se multiplexer MUX1 adresira da na izlazu izabere napone C i Z, a prvi nibl tada adresira MUX2 da na svom izlazu izabere traženi odvod Ci ($i = 1, \dots, 6$). Ulazni bajtovi čiji je prvi nibl jednak nuli adresiraju samo MUX1 da izvrši izbor odgovarajućih napona (prema tabeli 6.1) sa Goldberger Willsonove mreže, na čiji red su dodati odgovarajući otpornici, kao što je to ranije pomenuto.

Referentni napon u odnosu na koji se vrši odabiranje izabranog pojačanog signala je napon tačke N (desna noga).

Mikrokontroler može simultano da: šalje podatke RS232 komunikacijom, vrši 10-bitnu A/D konverziju i izvršava program. Da bi se počelo sa A/D konverzijom, dovoljno je u programu dati instrukciju za početak konverzije na izabranom ulaznom A/D kanalu i kasnije proveravati odgovarajuću kontrolnu promenljivu da li je konverzija završena. Slanje bajta preko RS232 komunikacije vrši se kopiranjem tog bajta u Tx registar mikrokontrolera. Informacija o završenom slanju bajta se proverava odgovarajućom drugom kontrolnom promenljivom.

Po prijemu ulaznog bajta (sa Rx registra), preko interapta mikrokontrolera, ulazi se u deo programa koji analizira ulazni bajt i vrši adresiranje multipleksera MUX1 i MUX2 prema gore opisanom pravilu.

Zatim se započinje sa A/D konverzijom izabrane razlike napona. Po završetku konverzije, čiji je rezultat smešten u dva bajta, kopira se prvi bajt u izlazni Tx registar. Kada se dobije informacija da je izvršeno slanje prvog bajta, započinje se sa sledećom A/D konverzijom, a sadržaj drugog bajta se kopira u Tx registar. Nakon što se drugi bajt pošalje ka USB portu računara, čije je vreme slanja veće od vremena potrebnog za A/D konverziju, prvi bajt rezultata već izvršene konverzije se kopira u Tx registar i petlja se ponavlja.

Petlja se prekida interaptom koji reaguje na ulazni bajt, čime se menjaju adrese multipleksera MUX1 i MUX2 i ponovi petlja A/D konverzije i slanja rezultata konverzije RS232 komunikacijom.

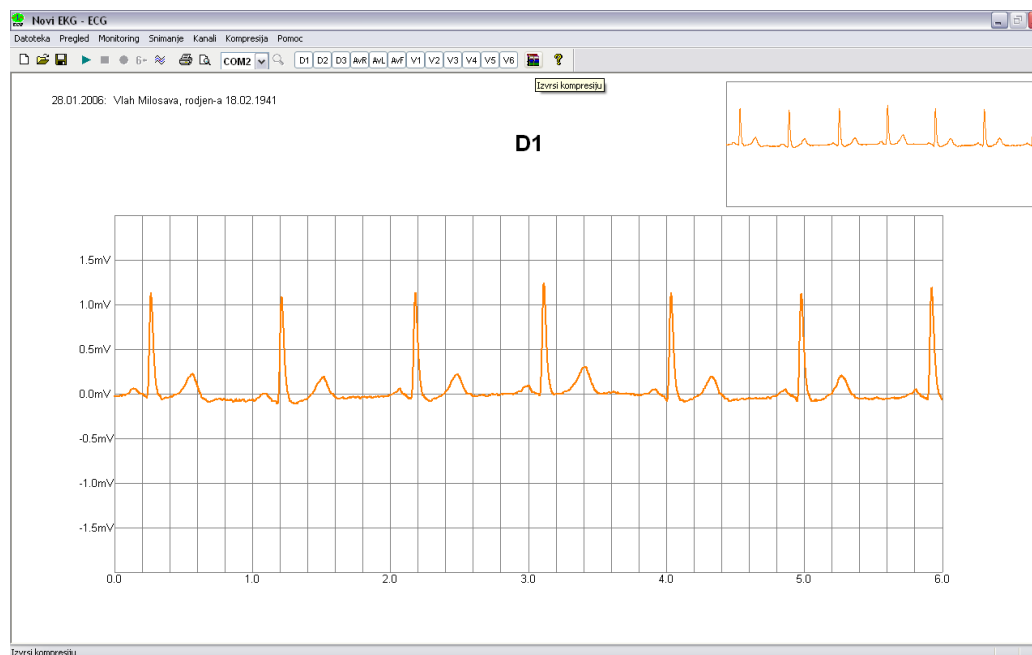
Opisanim programom, A/D konverzija je sinhronizovana sa brzinom RS232 komunikacije. Izabrana brzina prenosa je 19200 bit/sec što omogućuje frekvenciju odabiranja od 960Hz. Naime, 19200 bit/sec podrazumeva ukupno 1920 digitalnih reči, jer je u RS232 komunikaciji 1 reč = 1 start bit + 8 bitova podataka + 1 stop bit, dakle, 1 reč = 10 bita. Kako je za svaki odmerak potrebno preneti 2 reči, to je 1920 reči = 960 odmeraka.

6.3 Softver EKG uređaja

6.3.1 Grafički korisnički interfejs

Softver za EKG uređaj je napisan u programskom jeziku Visual C++ u okruženju Microsoft Visual Studio .NET 2003. Grafički korisnički interfejs (Graphical User Interface - GUI) je racionalan, intuitivan i vrlo prijatnog izgleda. Glavni ekran je dizajniran na osnovu standardnog izgleda štampanog EKG papira. Korisnik je u mogućnosti da izabere jedan od 12 standardnih odvoda i da prati na ekranu električnu aktivnost miokarda, kao i da te promene istampa na standardnom štampaču, što predstavlja standardne funkcije softvera za EKG. Osim ovih standardnih funkcija, softver ima i dodatne mogućnosti kao što su: uveličanje (zoom), filtriranje signala u realnom

vremenu, praćenje spektra EKG signala u realnom vremenu, kompresija EKG signala, snimanje osnovnih informacija o pacijentu, kao i talasnog oblika u bazu podataka i drugo. Standardni ekran izgleda kao na Sl. 6.4.



Sl. 6.4: Izgled standardnog ekrana EKG uređaja

Sa Sl. 6.4 se može videti da se glavni ekran sastoji od menija sa 7 podmenija, tzv. toolbara sa preko 20 ikonica i klijentskog dela ekrana koji se sastoji od:

- velikog prozora za prikaz promene EKG signala,
- malog prozora za prikaz snimljenog dela EKG signala,
- dela za prikaz informacija o pacijentu, kao i datumu snimanja uzorka i
- naziva EKG odvoda.

Ovakav dizajn korisničkog ekrana je nastao tako što su analizirana medicinska iskustva u radu sa standardnim uređajima i pretočena u odgovarajući izgled koji omogućava korisniku lak i intuitivan rad. Mali prozor na klijentskom ekranu ima ulogu da prikaže poslednji snimljen oblik EKG signala za izabrani odvod i talasni oblik signala u njemu je statičan. To omogućava

lekaru da uporedi snimljeni signal sa trenutnim promenama elektropotencijala srca koje se prikazuju na velikom prozoru.

Koordinantne ose i mrežica u kojoj se crta talasni oblik EKG signala, u velikom prozoru, su u skladu sa standardnim osama i milimetarskom podelom na EKG papiru. Ponekad se nagle i ne tako česte promene ne mogu sačuvati u predefinisanoj periodu od 6 sekundi. Ukoliko je potrebno analizirati signal u dužem vremenskom intervalu i čekati promenu koja se ne dešava često, korisnik može snimiti signal trajanja od 6 sekundi u proizvoljnom trenutku i upoređivati ga sa trenutnim promenama na velikom prozoru. Ako se u međuvremenu pojavljuje promena koju korisnik želi da snimi, on to može i da uradi tako što se automatski briše prethodni snimak i ubacuje novi. To se obično dešava kada se snimaju ekstra sistole ili tzv. preskakanje srčanog ritma.

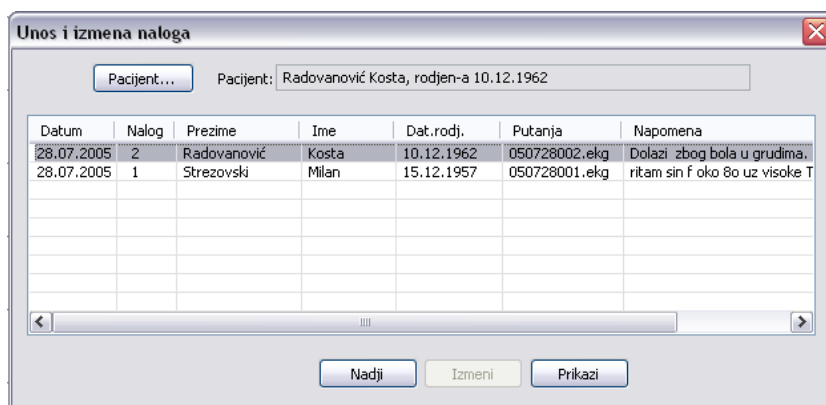
Da bi na velikom prozoru počeo da se iscrtava talasni oblik EKG signala izabranog odvoda, korisnik mora prvo da izabere komunikacioni port (recimo COM2) iz padajuće liste i da klikne na ikonu "start" (mali zeleni trougao). Tada se promene elektropotencijala srca crtaju u velikom prozoru pri čemu se signal iscrtava sa leve na desnu stranu. Kada se signal iscrta do desne ivice velikog prozora, ponovo se nastavlja crtanje signala od leve ivice prozora, pa se ima utisak da se crtanje vrši u krug.

U bilo kom trenutku korisnik ima mogućnost da klikne na ikonu "snimi" (mali crveni kružić) čime započinje snimanje signala od tog trenutka u narednih 6 sekundi. U postupku snimanja signala talasni oblik menja boju na ekranu i nakon završenih 6 sekundi vraća se podrazumevana boja signala i softver nastavlja sa crtanjem trenutnog signala na ulazu u velikom prozoru, a snimljeni talasni oblik se pokazuje u malom prozoru. Takav način snimanja nije najpogodniji kada korisnik želi da snimi deo signala koji se već ranije pojavio na ekranu, jer se tada ekran briše i započinje snimanje od tog trenutka. Za tu namenu postoji drugi način snimanja kojim se snima talasni oblik signala dobijen u prethodnih 6 sekundi, klikom na ikonu (6-). Za vreme snimanja EKG signala, često se na signalu može primetiti superponirani signal učestanosti mrežne frekvencije od 50Hz, koji značajno može otežati očitavanje rezultata. Zato softver nudi filter nepropusnik opsega (band reject filter) na ovoj učestanosti, kojim se eliminišu ove smetnje.

Opisani postupci snimanja signala se ponavljaju za svaki od 12 odvoda, sa tim da korisnik u meniju ili iz palete sa ikonama bira sa kog odvoda će se trenutno posmatrati i snimiti signal i nakon toga lekar može da očita talasne oblike i donese dijagnozu.

Talasni oblici koji se trenutno mogu zapamtiti u memoriji računara za vreme snimanja EKG signala (u baferu), mogu se trajno sačuvati u bazi podataka. Trenutno se koristi Microsoft Access baza podataka i za konekciju prema njoj se koristi ODBC interfejs.

Kada korisnik hoće da kreira novi nalog, za koji se vezuje pacijent i datum kada je izvršeno snimanje i analiza EKG signala, kao i postavljanje dijagnoze od strane lekara specijaliste, izborom iz menija Datoteka → Nova, pojavljuje se prozor tipa dijalog kao na Sl. 6.5.



Sl. 6.5: Izgled prozora za unos i izmenu radnog naloga

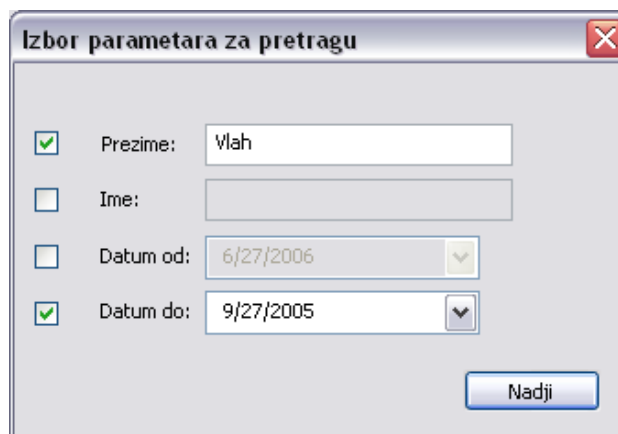
Da bi se u bazi evidentirao novi pacijent, ili izabrao pacijent koji se već nalazi u bazi podataka, potrebno je kliknuti na dugme “Pacijent...”, čime se otvara prozor tipa dijalog kao na Sl. 6.6.

Sa slike se vidi da je moguće izvršiti pretraživanje po prezimenu i imenu pacijenta, a može se i uneti i novi pacijent, odnosno njegovo prezime, ime i datum rođenja. Poslednji parametar nije opcioni, jer je za donošenje ispravnih dijagnoza potreban i uvid u starost pacijenta. Da bi se otvorio nalog za snimanje EKG signala potrebno je izvršiti izbor iz liste pacijenata i kliknuti na dugme “Izaberi”.



Sl. 6.6: Izgled prozora za unos i izmenu podataka o pacijentu

Prozor na slici 6.5 pruža mogućnost da se izvrši pretraga već snimljenih naloga sa talasnim oblicima EKG signala preko prozora na Sl. 6.7.

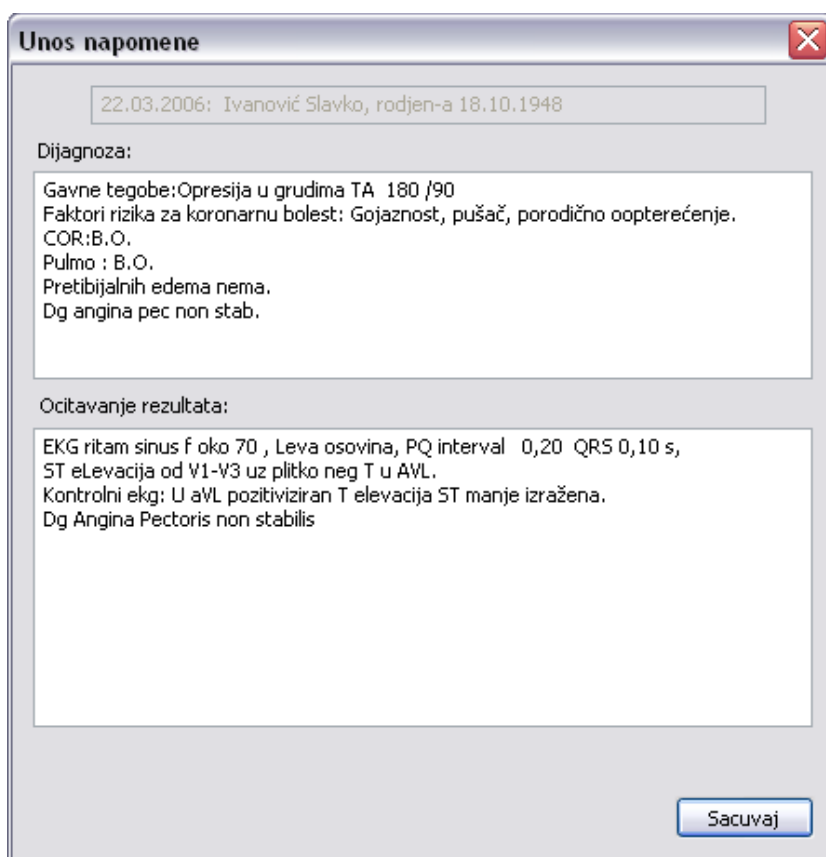


Sl. 6.7: Izgled prozora za unos parametara za pretragu

U ovom prozoru se može izvršiti pretraga po izabranim kriterijumima. Tako se, na primer, mogu pronaći svi nalozi u sistemu do 27.09.2005. za pacijente čije prezime počinje sa Vlah. Lista nađenih slogova u bazi, koji se podudaraju sa izabranim kriterijumima za pretragu, se ponovo pokazuje u prozoru tipa dijaloga sa Sl. 6.5. Pregled talasnih oblika za izabrani nalog iz liste moguć je nakon klika na dugme "Prikazi".

Nakon analize talasnog oblika EKG signala, korisnik (lekar specijalista) može da unese dijagnozu sa anamnezom koja će se štampati. Isto tako, ko-

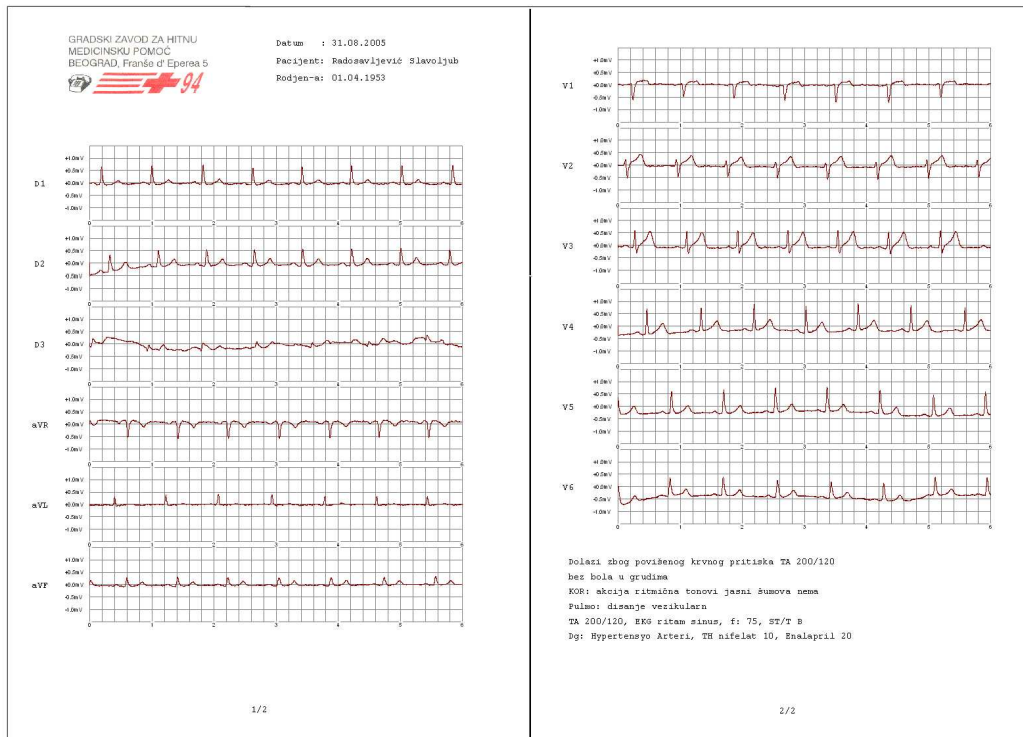
risnik može da izvrši očitavanje EKG signala, koji predstavljaju kriterijume na osnovu kojih je doneta dijagnoza. Očitavanja se ne štampaju, već predstavljaju interne informacije (Sl. 6.8).



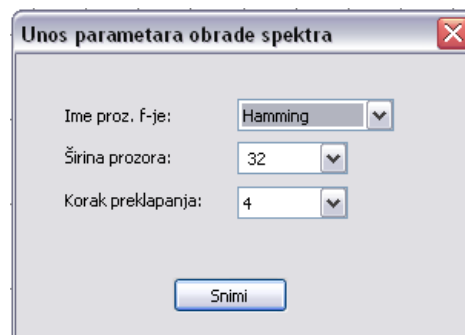
Sl. 6.8: Izgled prozora za unos dijagnoze za štampu i očitavanje rezultata

Snimljeni talasni oblici se mogu štampati na dve strane A4 formata (Sl. 6.9) i dati pacijentu sa upisanom dijagnozom. Trenutno je EKG uređaj u upotrebi u Gradskom zavodu za hitnu pomoć grada Beograda, pa se na štampi može videti i logo hitne pomoći.

Vremensko-frekvencijska analiza EKG signala je u softveru omogućena kroz podmeni "Pregled". Tu postoje sledeća lista stavki: Wavelet spektar, STFT spektar i Isključi spektar. Stavka Wavelet spektar ima 2 podstavke i to: kontinualni i diskretni. Kada korisnik želi da posmatra STFT, pokazuje se prozor na Sl. 6.10.

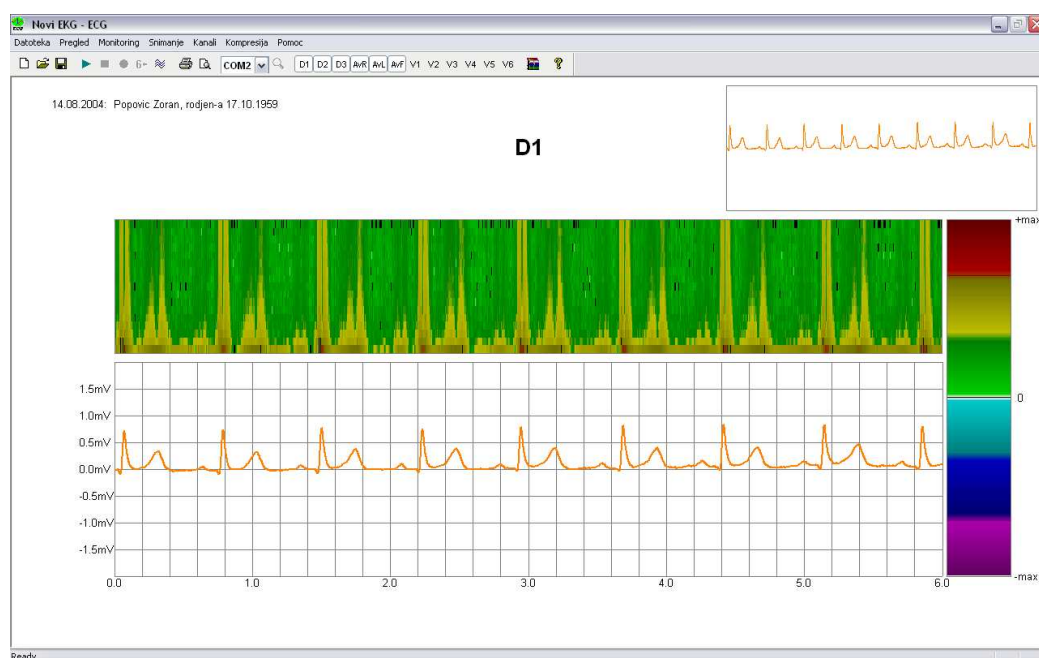


Sl. 6.9: Izgled štampanih 12 odvoda EKG signala sa dijagnozom



Sl. 6.10: Izgled prozora za unos parametara za STFT analizu

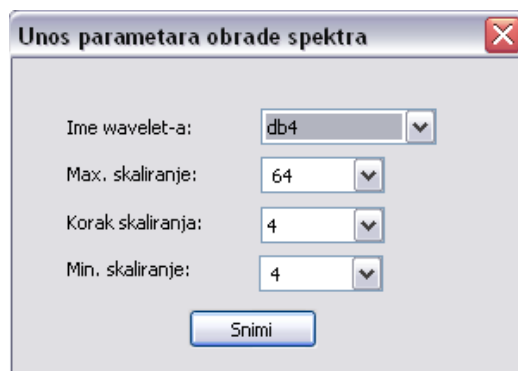
Tu se mogu izabrati parametri za analizu, kao što su: prozorska funkcija (Hamming, Hann, Gauss, Kaiser, itd.), širina prozora (16, 32, 64, 128, itd.), korak preklapanja prozora (1, 2, 4, 8, itd.). Nakon izbora parametara za analizu na glavnom ekranu se pojavljuju tri prozora: talasni oblik i STFT EKG signala u dva horizontalna prozora i paleta boja u vertikalnom prozoru, kao što je to pokazano na Sl. 6.11.



Sl. 6.11: Izgled ekrana sa prikazom EKG signala sa STFT spektrom

Paleta boja omogućuje da se amplitude dobijenih koeficijenata mogu predstaviti bojom, umesto da se crtaju trodimenzionalni grafikoni. Kao što se sa slike može videti, pozitivne vrednosti koeficijenata su obeležene nijansama zelene (za male amplitude), žute (za srednje amplitude) i crvene (za velike amplitude) boje. Analogno, odgovarajuće negativne vrednosti koeficijenata su obeležene nijansama cijan, plave i ljubičaste boje.

Za STFT, se ne koriste negativne vrednosti, što nije slučaj kod Wavelet analize. Pre nego što počne izračunavanje vrednosti wavelet koeficijenata, softver pokazuje dijalog u kojem se vrši izbor parametara za wavelet analizu. U dijalogu se iz padajuće liste može izabrati ime waveleta sa kojim se vrši analiza, kao i koraci skaliranja (Sl. 6.12).



Sl. 6.12: Izgled prozora za unos parametara za Wavelet analizu

Nakon definisanja parametara, pokazuju se vrednosti izračunatih wavelet koeficijenata. Obično, u predviđenom periodu od 6 sekundi, za zdravog pacijenta postoji 6 do 7 perioda EKG signala, pa je nemoguće analizirati kontinualnu wavelet transformaciju za taj period. Softver tada nudi mogućnost da se uveliča (tzv. zoom) željeni deo signala, pa je tada lakše analizirati vrednosti koeficijenata.

6.3.2 Strukturalizacija softvera

Softver za analizu i monitoring EKG signala je kreiran kao MFC (Microsoft Foundation Classes) aplikacija tipa Single Document. Standardne klase koje se automatski kreiraju za ovaj tip aplikacije su: **CView**, **CDocument** i **CMainFrame**.

Klasa **CView** služi da nam u osnovnoj niti (main thread) grafički pokaže sadržaj dokumenta iz klase **CDocument** u klijentskom delu ekrana. Glavni ekran sa menijima i ikonicama se kreira u klasi **CMainFrame**.

Za EKG uređaj, kreiran je dokument koji se sastoji iz 12 odvoda EKG signala i nasleđena klasa osnovne klase **CDocument** je **CECGDoc**. U ovoj klasi je napisan kod za snimanje odmeraka EKG signala u datoteku, kao i programski kod za čitanje odmeraka iz snimljene datoteke i punjenje 12 bafera, za svaki odvod po jedan. EKG datoteka u koju se snimaju odmerci signala ima zaglavlje (header) i deo za same odmerke signala. U datoteci su upisane informacije o: broju odmeraka po odvodu, bitskoj brzini prenosa

podataka, rednim brojevima odvoda za koje je signal snimljen i odmercima EKG signala. Ovako snimljena datoteka ima ekstenziju “.ekg”.

Za potrebe analize snimljenog EKG signala u nekom drugom softveru, klasa **CECGDoc** ima i funkciju upisa snimljenih odmeraka u ASCII datoteku, tako što odmerke jednog odvoda snima u vektor kolonu, pri čemu su kolone jednakih širina od 5 mesta. Ime ASCII datoteke je isto kao i ime EKG datoteke, osim što se ekstenzija menja u “.txt”. Tako snimljena datoteka može vrlo jednostavno da se učita, recimo, u Matlab i da se izvrši dalja analiza podataka.

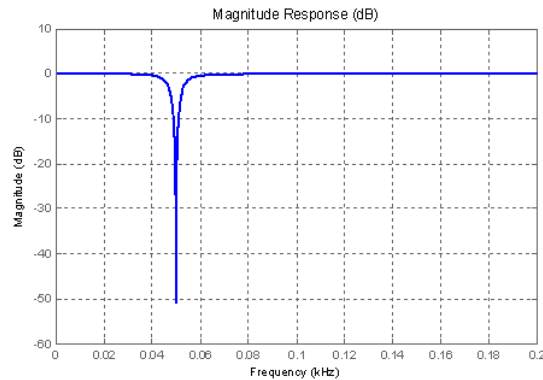
Klasa **CECGView** sadrži mnoštvo funkcija koje omogućuju prikaz EKG signala na ekranu i na štampaču. Najvažnija funkcija u ovoj klasi je OnDraw kojoj se prosleđuje sadržaj dokumenta (odmerci signala) i koja crta mrežicu i trenutni talasni oblik EKG signala u velikom prozoru i snimljeni talasni oblik EKG signala u malom (tzv. pomoćnom) prozoru. Isti podaci iz dokumenta se koriste prilikom crtanja odvoda EKG signala na štampaču, pomoću funkcija OnPreparePrinting, OnBeginPrinting i OnEndPrinting. Funkcije koje pune sadraj dokumenta i koje su ključne za sam postupak osvežavanja ekrana nakon preuzimanja odmeraka iz hardvera su: OnTimerStart, OnTimer i OnTimerStop.

Funkcija OnTimerStart ima zadatak da otvori izabrani komunikacioni port i da usmeri glavnu nit da periodično (na svakih 40 ms) izvršava komandne linije u funkciji OnTimer. Funkcija OnTimer preuzima odmerke iz ulaznog bafera iz radne niti, daje komandu za osvežavanje ekrana, filtrira signal, predaje odmerke prema niti za izračunavanje i crtanje spektra i to sve uz sinhronizaciju koja će biti objašnjena kasnije. Filtriranje signala se izvršava pozivom funkcije Butter, u kojoj se vrši filtriranje odmeraka digitalnim “band reject” filtrom uz pomoć Butterworth-ove aproksimacije drugog reda čija je transfer funkcija data jednačinom:

$$H(z^{-1}) = \frac{0.9807 - 1.8577z^{-1} + 0.9807z^{-2}}{1 - 1.8577z^{-1} + 0.9615z^{-2}}$$

Frekvencijska karakteristika gore navedenog filtra data je na slici 6.13.

U funkciji OnTimerStart je, za sada, podešeno da perioda pozivanja funkcije OnTimer bude 40ms. U tom vremenskom intervalu treba: preuzeti



Sl. 6.13: Amplitudska karakteristika filtra za eliminisanje mrežne frekvencije

nove odmerke iz radne niti, filtrirati te nove odmerke i osvežiti deo velikog prozora proporcionalno broju pristiglih odmeraka. Osvežavanje se radi tako što će se izbrisati deo ekrana na kome treba nacrtati nove odmerke, obnoviti deo mrežice, i nacrtati talasni oblik sastavljen od novih odmeraka. Osvežavanje se događa u funkciji `OnDraw` (nacrtaj), ali se poziva upravo iz funkcije `OnTimer` preko funkcije `InvalidateRect` (osveži deo ekrana). Na ovaj način se ne osvežava ceo ekran već samo delići velikog prozora u kojem se trenutno iscrtavaju amplitude pristiglih odmeraka u poslednjih 40ms.

Kada korisnik želi da zaustavi monitoring trenutno izabranog odvoda, poziva se funkcija `OnTimerStop` koja zaustavlja periodično izvršavanje funkcije `OnTimer`, prekida se izvršenje radne niti i zatvara komunikacioni port.

Da bi se izvršilo izračunavanje koeficijenata spektra EKG signala, bilo STFT ili Wavelet formirana je klasa `CProcess` sa funkcijama za: izračunavanje FFT i konvolucije, pomeranje prozora, skraćivanje i izduživanje waveleta, kompresiju signala itd. Klasa `CProcess` ima i bafere za smeštanje podataka o odmercima izabranog waveleta ili izabrane prozorske funkcije.

Upisivanje i čitanje podataka u/iz baze podataka vrši se preko klase `CRecordset` odnosno nasleđene klase `CPacijenti`. Preko definisane ODBC konekcije sa MS Access bazom sa Unicode podrškom za naša ćirilična i latinična slova definiše se matični slog za preuzimanje podataka iz baze. Baza podataka se sastoji iz dve tabele čiji je relacioni model dat na slici 6.14.



Sl. 6.14: Pregled tablica u kojima se čuvaju podaci o EKG nalogu pacijenta

Konekcija sa bazom i razmena podataka ostvaruje se preko četiri dijaloga i to: **CPacijentiDlg** (dijalog sa slike 6.6), **CNalogDlg** (dijalog sa slike 6.5), **CPretragaDlg** (dijalog sa slike 6.7) i **CNapomena** (dijalog sa slike 6.8). Ono što je važno napomenuti ovde je da se odmerci talasnog oblika EKG signala ne snimaju u bazu, već se u nju snima samo putanja prema datoteci u kojoj su ti odmerci sačuvani.

Osim glavne niti i radne niti, softver ima i grafičku nit koja nasleđuje sistemsku klasu **CWinThread**. Iz glavne niti se ovoj klasi, pri njenom startovanju, prosleđuje “handle” na CD (Contest Device) tj. na sadržaj ekrana. Prilikom startovanja ove niti kreira se beskonačna petlja, sa uslovom prekida pri nekom događaju. Na ovaj način moguće je paralelno crtanje u više prozora preko glavne niti i preko grafičke niti.

Rad sa više niti (MultiThreading)

Simultani rad više niti, sa informacijama (podacima) koje moraju da dele između sebe nije jednostavan. Svaka od ovih niti ima beskonačnu petlju i u jednom vremenskom trenutku pristupa podacima koje treba da obradi, a koji se nalaze u zajedničkom baferu. U aplikaciji se ne sme dozvoliti pristup više niti istovremeno tom baferu, jer tada dolazi do sistemske greške.

Radna nit “osluškuje” koji su podaci prisutni na ulazu komunikacionog porta, tako što se komanda ReadFile (čitaj datoteku) nalazi u beskonačnoj petlji. Ta komanda omogućava i čitanje niza sa ulaznog komunikacionog porta, na taj način što se stalno proverava da li je na ulazu komunikacionog

porta prisutan novi bajt ili niz bajtova. Ako jeste, on se automatski kopira u ulazni bafer radne niti. Primljeni dvobajt sačinjava odmerak EKG signala.

Primljene bajtove sada treba kopirati u neki drugi bafer, kako bi se odmerci signala mogli obraditi i prikazati. Dakle, potrebno je da dve niti: radna nit za upisivanje ulaznih podataka u ulazni bafer i glavna nit za kopiranje podataka iz ulaznog bafera u radni bafer pristupe ulaznom baferu. Da bi se rešilo međusobno isključivanje pristupa obe niti ulaznom baferu kreirana su dva događaja (events) i to `m_hWaitREvent` (kojim upravlja glavna nit) i `m_hOwnEvent` (kojim upravlja radna nit). Ovi događaji su važni jer služe kao semafori na raskrsnici.

Događaji imaju dva moguća stanja: Set (Zeleno svetlo) i Reset (Crveno svetlo). Naredbom `WaitForSingleObject(Event)` bilo koja nit čeka da događaj promeni stanje sa crvenog u zeleno svetlo.

Kada radna nit primi odmerke, prvo upali svoje crveno svetlo glavnoj niti i čeka da glavna nit upali svoje zeleno svetlo. Kada se to desi, jedino zeleno svetlo za pristup ulaznim odmercima ima radna nit i ona upisuje te odmerke u ulazni bafer. Nakon upisa, radna nit pali svoje zeleno svetlo i tako omogućuje glavnoj niti, koja je do tada čekala zbog crvenog svetla, da upali svoje crveno svetlo, da pristupi ulaznom baferu, da kopira odmerke EKG signala u radni bafer i da isprazni ulazni bafer. Nakon kopiranja odmeraka, glavna nit pali svoje zeleno svetlo. Glavna nit upravlja svojim događajem u funkciji `OnTimer` u koju ulazi 25 puta u sekundi.

Da se ne bi desio tzv. deadlock ili stanje stalno upaljenih crvenih svetala, glavna nit čeka na zeleno svetlo radne niti 1 milisekund i ako se u tom vremenskom intervalu ne upali zeleno svetlo radne niti, glavna nit pali svoje zeleno svetlo bez pristupa ulaznom baferu i dozvoljava radnoj niti upis ulaznih odmeraka u ulazni bafer.

Slična sinhronizacija između niti postoji prilikom kopiranja odmeraka između radnog bafera u glavnoj niti i pomoćnog bafera u grafičkoj niti. Kada korisnik izabere u aplikaciji da se u real time analizi istovremeno pokazuje i talasni oblik signala u jednom prozoru i spektar signala u drugom, potrebno je ulazne odmerke kopirati u dva bafere: u radni - za crtanje talasnog oblika signala i pomoćni za izračunavanje koeficijenata spektra i njegovo grafičko

predstavljanje. U funkciji `OnTimer` u glavnoj niti kreirana su dva nova događaja i to: `m_hEventMemCopied` (događaj kojim upravlja glavna nit) i `m_hEventReqForCopy` (događaj kojim upravlja grafička nit). Nakon što glavna nit kopira odmerke iz ulaznog bafera radne niti u radni bafer, vrši se provera da li je korisnik izabrao simultan prikaz talasnog oblika i spektra. Ako jeste, glavna nit pali svoje crveno svetlo i čeka na zeleno svetlo događaja kojim upravlja grafička nit. Kada dobije zeleno svetlo, u glavnoj niti se kopira sadržaj radnog bafera u pomoćni i pali svoje zeleno svetlo grafičkoj niti.

Kreiranje više kopija istih odmeraka, omogućuje svakoj niti da nezavisno obrađuje svoje podatke radnoj da vrši učitavanje podataka na ulazu komunikacionog porta, glavnoj da crta talasni oblik i grafičkoj da izračuna spektar i da ga prikaže. Svaka nit radi svoj zadatak svojom brzinom i nezavisno jedna od druge (osim u slučaju kopiranja), pa je tako moguć paralelan rad. Grafička nit koristi klasu `CProcess` za izračunavanje koeficijenata spektra izabranog prozora, čiju širinu korisnik bira kao na slici 6.10. Kada klasa `CProcess` vrati izračunate koeficijente, oni se prikazuju odgovarajućom bojom iz palete boja.

Da bi simultani prikaz signala u vremenskom i vremensko-frekvencijskom domenu bio moguć u “real time” režimu, potrebno je da pomoćni bafer u grafičkoj niti ne bude popunjen do kraja odnosno prepunjen.

Ukoliko su brzina i kvalitet računara dovoljni da se u vremenskom intervalu između dva uzastopna prebacivanja podataka između glavne i grafičke niti izračunaju odgovarajući koeficijenti vremensko-frekvencijske transformacije, tada se iz bafera u grafičkoj niti izbacuju odmerci od kojih su izračunati pomenuti koeficijenti. Na ovaj način u navedenom vremenskom intervalu ne postoji kašnjenje prikaza koeficijenata vremensko-frekvencijske transformacije u odnosu na prikaz talasnog oblika i bafer u grafičkoj niti ima dovoljno mesta da primi sledeće odmerke.

Međutim, ako računar nije dovoljno brz da izračuna navedene koeficijente u pomenutom intervalu, bafer u grafičkoj niti se ne prazni a prima nove odmerke. U svakom ciklusu je broj podataka u baferu sve veći, tako da u jednom trenutku, bez obzira na njegovu veličinu, dolazi do njegovog popunjavanja, odnosno prepunjavanja (overloading). Tada program javlja grešku i prestaje sa radom.

U realnom vremenu je moguć istovremeni prikaz u vremenskom i vremensko-frekvencijskom domenu na računarima tipa Pentium 4 sa brzinama preko 2GHz i ekvivalentnim AMD procesorima sa najmanje 512 Mb RAM memorije. U ovom radu je procesiranje vršeno na dvoprocesorskom računaru sa procesorima tipa Xeon koji su radili na taktu od 2.67GHz sa radnom memorijom od 1Gb.

Prikaz kontinualne wavelet transformacije nije moguć u realnom vremenu zbog samog načina izračunavanja koeficijenata koji zavise i od budućih odmeraka. Za ovu transformaciju koeficijenti se računaju i prikazuju samo za snimljene EKG signale.

6.4 Zaključak

EKG uređaj je projektovan i realizovan prema konceptu PC instrumenta i sastoji se iz dva podsistema: Spoljašnjeg kompaktnog i mobilnog EKG akvizicionog modula sa USB interfejsom i standardnog PC računara sa grafičkim okruženjem i bazom podataka.

Akvizionni modul je lako prenosiv, napaja se preko USB priključka i komunikacione linije su optički izolovane. Time je omogućeno vrlo jednostavno i bezbedno priključivanje modula na bilo koji PC računar.

Prenosom digitalizovanog signala sa akvizicionog modula na PC računar ostvarena je velika prednost PC instrumenta u odnosu na klasične uređaje, a to je njegova softverska komponenta koja se može lako i brzo rekonfigurisati i unaprediti u skladu sa zahtevima korisnika. Nove funkcije mogu biti implementirane sa malim troškovima i u kratkom vremenu. U ovom poglavlju pokazano je kako se EKG uređaj može povezati sa bazom podataka, preko koje je moguće pretraživanje istorije bolesti pacijenta. Takođe je implementirana vremensko-frekvencijska analiza signala i filtriranje mrežne frekvencije u realnom vremenu. Modifikovanjem softverskog dela moguće je primeniti i nove funkcionalnosti kojima se mogu izdvojiti karakteristični segmenti u signalu, izvršiti merenje vremena trajanja tih segmenata, predložiti dijagnoza kardiologu i drugo.

Prednost konstruisanja virtuelnog instrumenta postaje očigledna kada se primene rezultati naučno istraživačkog rada i postojeća metoda kojom je realizovana određena funkcionalnost sistema zameni novom, efikasnijom metodom jednostavnom promenom izvornog koda u softveru.

Glava 7

Zaključak

U ovoj disertaciji je pokazana uporedna primena postojećih postupaka za vremensko-frekvencijsku analizu jednog nestacionarnog signala kakav je EKG signal.

Analiziranjem rezultata dobijenih primenom kratkotrajne Furijeove i kontinualne wavelet transformacije nad odvodima EKG signala zdravih i pacijenata sa poremećajima na srčanom mišiću, izvedene su preporuke u smislu izbora parametara za odgovarajuću transformaciju, kako bi se karakteristični segmenti na vremensko-frekvencijskim dijagramima lakše uočili. Izvršeno je, takođe i upoređivanje dobijenih kompresija nad pomenutim signalima upotrebom tri najčešće primenjivane transformacije uz odgovarajući eksperimentalni izbor njima svojstvenih parametara. U radu je prikazana i hardverska i softverska realizacija PC EKG uređaja pomoću koga je izvršeno sakupljanje odmeraka EKG signala koji su ovde analizirani i pomoću koga je izvršeno posmatranje signala paralelno u vremenskom i vremensko-frekvencijskom domenu. Analizirani EKG signal je digitalizovan na frekvenciji odmeravanja od 960Hz desetobitnom A/D konverzijom za opseg napona $(-2, 2)$ mV.

Disertacija sadrži i niz konkretnih doprinosa, koji se mogu formulisati na sledeći način:

- dat je sistematizovan i detaljan prikaz oblasti analize EKG signala, sa naglaskom na kriterijume za tumačenje rezultata analize;

- sprovedena je opsežna analiza konkretnih uzoraka EKG signala zdravih i pacijenata sa različitim poremećajima kao što su: akutni infarkt miokarda, absoluta i blok leve grane pomoću kratkotrajne Furijeove transformacije. Za dobijanje tačnijih rezultata analize, bilo je potrebno prvo izvršiti filtriranje signala visokofrekvencijskim filtrom sa graničnom frekvencijom od 0,5Hz za eliminisanje sporopromenljivih smetnji u obliku oscilovanja osnovne linije EKG signala oko vremenske ose i filtriranje pomoću filtra nepropusnika opsega, za eliminisanje smetnji koje se indukuju na telu pacijenta na frekvencijama u okolini 50Hz. Uporednom analizom rezultata za većinu analiziranih EKG signala ustanovljena je optimalna širina prozora od 128 odmeraka, mada je kod pacijenata sa absolutom poželjno koristiti i prozor širine 512 odmeraka uz upotrebu Hamming-ove i Blackman-ove prozorske funkcije. Za detekciju brzih promena u EKG signalu, gde je bitno utvrditi trenutke nastanka i nestanka pojedinih segmenata (detekcija višestrukih P talasa, QRS kompleks) optimalna je Gauss-ova prozorska funkcija, dok je kod sporih promena u EKG signalu, gde su širine segmenata različite, npr. kod T talasa nakon elevacije ili depresije, poželjno koristiti prozorske funkcije sa Hamming-ovim, Kaiser-ovim ili Blackman-ovim prozorom. Za detekciju kompletnog bloka leve grane najbolje je koristiti Blackman-ovu prozorsku funkciju, jer se tada na dijagramima lakše uočavaju niže frekvencije u QRS kompleksu u odnosu na odgovarajuće kod zdravog pacijenta;
- radi objektivnijeg poređenja, analiza ovih (istih) uzoraka je ponovljena sa kontinualnom wavelet transformacijom i takođe su izvedene preporuke u smislu adekvatnosti njihove primene. Detaljno je objašnjena praktična strana suštine ovog alata analize. Karakteristični segmenti EKG signala se primenom ove transformacije lakše uočavaju na vremensko-frekvencijskim dijagramima nego primenom kratkotrajne Furijeove transformacije. Očitavanje pozicija lokalnih maksimuma, odnosno oblasti na dijagramima koje sadrže maksimalne vrednosti koeficijenata kontinualne wavelet transformacije, je najbolje upotrebom Morlet wavelet funkcije, jer se tada dijagrami uglavnom sastoje od lokalnih maksimuma alternativnog znaka koji su međusobno jasno odvojeni. Na CWT di-

jagramima EKG signala sa Meyer i Daubechies 4 wavelet funkcijama, lokalni maksimumi pripadaju oblastima sa relativno sličnim amplitudama, pa je nešto teže ustanoviti pozicije maksimalnih vrednosti koeficijenata unutar tih oblasti. Upotrebom Mexican hat wavelet funkcije dobijaju se CWT dijagrami koji sadrže manje detalja nego CWT dijagrami dobijeni upotrebom ostalih analiziranih wavelet funkcija. Poseban rezultat u analizi EKG signala upotrebom kontinualne Wavelet transformacije ostvaren je u detekciji dijagnoze bloka leve grane. Bez obzira na upotrebljenu wavelet funkciju na CWT dijagramima se lako uočavaju razlike između maksimalnih frekvencija lokalnih maksimuma QRS kompleksa kod zdravog (oko 8Hz) i kod pacijenta sa navedenom dijagnozom (oko 3.5Hz);

- razmotrena je primenljivost diskretne wavelet transformacije, wavelet paketa i modifikovane kosinusne transformacije u kompresiji EKG signala i s tim u vezi formulisane su odgovarajuće preporuke u smislu izbora optimalnih parametara za dobijanje maksimalne kompresije na račun što manjeg izobličenja rekonstruisanog signala u odnosu na originalni signal. Na pregledan način u tabelama je data podesnost pojedinih tipova kompresije za navedene poremećaje u EKG signalima uz izbor sledećih parametara: nivo dekompozicije, upotrebljena wavelet funkcija, metoda za određivanje optimalnog praga za eliminisanje koeficijenata koji se mogu zanemariti i broj koeficijenata filtra upotrebljenog za dekompoziciju signala. Najbolja kompresija je ostvarena upotrebom modifikovane diskretne kosinusne transformacije, zatim wavelet paketa i na kraju diskretnom wavelet transformacijom.
- prikazan je, za ovu namenu specijalno konstruisani, PC EKG uređaj kao krunska verifikacija predloženih i formulisanih, teorijski i simulaciono zasnovanih preporuka prikazanih u ovoj disertaciji. Uređaj se sastoji iz hardverskog akvizicionog modula i softvera za PC računar. Uloga akvizicionog modula je da pojača signal sa izabranih elektroda postavljenih na telu pacijenta, da izvrši AD konverziju i da odmerke signala pošalje na ulazni port PC računara. Softver EKG uređaja prima odmerke signala sa ulaznog porta, pomoću grafičkog interfejsa prikazuje talasni oblik signala, simultano u realnom vremenu vrši izračunavanje

koeficijenta izabrane transformacije i grafički, uz pomoć odgovarajuće palete boja iscrtava vremensko-frekvencijski dijagram. Pomoću softverskog dela uređaja vrši se i snimanje svih odvoda EKG signala, osnovnih podataka o pacijentu i dijagnoze u bazu podataka. PC EKG uređaj se danas upotrebljava u gradskom zavodu za hitnu medicinsku pomoć grada Beograda.

Danas postoje ekspertski sistemi, koji na osnovu talasnog oblika EKG signala pomažu kardiologu da uspostavi dijagnozu. Na osnovu određenih algoritama za prepoznavanje karakterističnih segmenata i njihovih trajanja i relativnih amplituda i na osnovu definisanih kriterijuma za donošenje odluke, ekspertski sistem predlaže dijagnozu. Uglavnom većina takvih sistema radi na kombinovanom korišćenju skrivenih Markovljevih modela i neke od transformacija.

Konstruisanjem grupe waveleta koji bi po svom obliku bili slični sa odgovarajućim karakterističnim segmentima u EKG signalu, dobila bi se grupa lokalnih maksimuma CWT koeficijenta u kojima bi se jasno izolovali traženi segmenti. Primenom odgovarajućih metoda za prepoznavanje izraženih lokalnih maksimuma mogla bi se smanjiti verovatnoća pogrešno prepoznatih segmenata u EKG signalu.

Naravno, bez obzira na tačnost prepoznavanja segmenata sadržanih u odvodima EKG signala, krajnju dijagnozu i dalje mora da donese kardiolog.

Glava 8

Dodatak

Pregled algoritama i izvornog koda za softversku realizaciju EKG uređaja

U ovom dodatku su prikazani algoritmi i deo izvornog koda za realizaciju EKG uređaja sledećih datoteka:

- **ECGView.cpp** u kojoj se nalaze funkcije i promenljive klase CECGView nasleđene iz MFC klase CView, koja služi za prikazivanje podataka preko glavne grafičke niti u klijentskom delu prozora (obrada selekcije u meniju, klik na ikonu, klik na dugmad itd.),
- **ECGDoc.cpp** u kojoj se nalaze funkcije i promenljive klase CECGDoc nasleđene iz MFC klase CDocument, u kojoj se čuvaju podaci koje treba grafički predstaviti. Obično se u njoj definišu baferi za čuvanje podataka koji se obrađuju i komande za upis u datoteku, i čitanje podataka iz datoteke,
- **MainFrm.cpp** u kojoj se nalaze funkcije i promenljive klase CMainFrame nasleđene iz MFC klase CFrameWnd, preko koje se kreira glavni prozor (Main Window) aplikacije sa paletom ikona, menijem i status barom,

- **ReaderThread.cpp** u kojoj se nalaze funkcije i promenljive radne niti `ReadThreadProc` koja čita niz podataka na ulazu u serijski port računara i prosleđuje ga glavnoj niti,
- **GDIThread.cpp** u kojoj se nalaze funkcije i promenljive klase `CGDIThread` nasleđene iz MFC klase `CWinThread`, preko koje se paralelno sa osnovnom grafičkom niti prikazuju dodatni podaci na ekranu, u konkretnom slučaju paralelno sa talasnim oblikom signala iscrtava spektar u realnom vremenu,
- **Process.cpp** u kojoj se nalaze funkcije klase `CProcess`, za izračunavanje konvolucije, FFT, DWT, CWT, iCWT i drugih matematičkih alata potrebnih za izračunavanje spektra signala,
- **NalogDlg.cpp** u kojoj se nalaze funkcije i promenljive klase `CNalogDlg` nasleđene iz MFC klase `CDialog`, koja služi za obradu komandi sa prozora tipa dijalog, konkretno sa prozora u kojem se unose i ažuriraju podaci o EKG nalogu i preko koga aplikacija komunicira sa bazom podataka i
- **Pacijenti.cpp** u kojoj se nalaze funkcije i promenljive klase `CPacijenti` nasleđene iz MFC klase `CRecordset`, koja služi za formatiranje interfejsa između aplikacije i baze podataka i podešavanje inicijalnih parametara za komunikaciju sa bazom podataka.

```

//file: ECGView.cpp - klasa koja upravlja porukama u glavnoj -
// grafičkoj niti i prikazuje sadržaj klijentskog dela prozora

class CECGView : public CView

//konstruktor klase
CECGView::CECGView()
{
    inicijalizacija promenljivih za klasu CECGView,
    otvaranje bafera za prenos podataka između niti,
    otvaranje i podešavanje objekata fontova, boja četkica i dr.
}

//destruktor klase
CECGView::~CECGView()
{
    zatvaranje bafera, zatvaranje definisanih objekata
}

// funkcija OnDraw vrši crtanje na ekranu ili na štampaču
// aktivira se komandama File->Print, File->PrintPreview i
// invalidate(CRect) - osveži sliku u pravougaoniku definisanog
// klasom CRect
void CECGView::OnDraw(CDC* pDC)
{
    CECGDoc* pDoc=GetDocument();// definisanje pokazivača na klasu CECGDoc

    if(pDC->IsPrinting()){//ako korisnik klikne na PrintPreview ili na Print
        pDC->SetMapMode (MM_LOMETRIC);
        definisanje fonta i četkice za štampu
        PrintEKG( pDC, pDoc );
    }
    else{
        pDC->SetMapMode ( MM_TEXT );
        definisanje fonta i četkice za crtanje na ekranu,
        štampanje naslova, prezimena i imena pacijenta i datuma rođenja

        DrawVerticalThickGrid(pDC);//crtanje vertikalnih debljih linija rešetke
        DrawHorizontalThickGrid(pDC);//crtanje horizont.debljih linija rešetke
        DrawVerticalThinGrid(pDC); // crtanje vertikalnih tanjih linija rešetke
        DrawHorizontalThinGrid(pDC);//crtanje vertikalnih tanjih linija rešetke

        DrawAuxiliaryDiagram(pDC,pDoc);//crta se pomoćni dijagram u gornjem desnom uglu

        DrawFunction( pDC , pDoc); //crta se talasni oblik

        if(bSpectrum && !bWork){//ako je korisnik izabrao opciju crtanja spektra
            DrawSpectrum( pDC, pDoc); // crtanje spektra signala
        }
    }
}
}

```

```

// definicija funkcije za pripremu parametara za štampu
BOOL CECGView::OnPreparePrinting(CPrintInfo* pInfo)
{
    podešavanje parametara za štampu:
    maksimalan broj stranica (pInfo->SetMaxPage(2)),
    orijentacija papira vertikalna,
    veličina papira A4
}

// definicija funkcije za početak štampanja
void CECGView::OnBeginPrinting(CDC* pDC, CPrintInfo* pInfo)
{
    otvaranje objekta tipa font i
    podešavanje fonta za štampu (CourierNew),
}

// definicija funkcije za kraj štampanja
void CECGView::OnEndPrinting(CDC* /*pDC*/, CPrintInfo* /*pInfo*/)
{
    zatvaranje objekta tipa font
}

// definicija funkcije GetDocument()
CECGDoc* CECGView::GetDocument() const
{
    ASSERT(m_pDocument->IsKindOf(RUNTIME_CLASS(CECGDoc)));
    return (CECGDoc*)m_pDocument;
}

// definicija funkcije koja se izvršava čim se promeni veličina prozora
void CECGView::OnSize(UINT nType, int cx, int cy)
{
    izračunavanje relativnih koordinata klijentskog prozora za crtanje talasnog oblika
    izračunavanje vertikalnog i horizontalnog težinskog faktora za crtanje talasnog oblika
    izračunavanje relativnih koordinata pomoćnog prozora
}

// definicija funkcije koja crta vertikal. deblje linije rešetke u glavnom prozoru
void CECGView::DrawVerticalThickGrid( CDC *pDC )

// definicija funkcije koja crta vertikal. tanje linije rešetke u glavnom prozoru
void CECGView::DrawVerticalThinGrid( CDC *pDC )

// definicija funkcije koja crta horizont. tanje linije rešetke u glavnom prozoru
void CECGView::DrawHorizontalThinGrid( CDC *pDC )

// definicija funkcije koja crta horizont. deblje linije rešetke u glavnom prozoru
void CECGView::DrawHorizontalThickGrid( CDC *pDC )

```

```

// definicija funkcije koja crta EKG signal na štampaču
void CECGView::PrintEKG(CDC* pDC, CECGDoc* pDoc)
{
    crtanje horizontalnih i vertikalnih linija za svih 12 odvoda: 6 na strani 1 i 6 na strani 2
    i to onih koje se nalaze na rastojanju 5mm, na svakih 1mm se crta tačkica,
    ispisuju se nazivi odvoda, podele na naponskim osama i podele na vremenskim osama
    crta se logo hitne pomoći i osnovni podaci o pacijentu na prvoj strani
    ispisuje se dijagnoza lekara na drugoj strani naredbom pDC->TextOut(x, y, string)
    crtaju se talasni oblici EKG signala naredbom pDC->LineTo(xi, yi) na osnovu
    podataka iz klase CECGDoc iz bafera channelPoints[rbKanala][rbOdmerka]
}

//definicija funkcije koja crta pomoćni dijagram
void CECGView::DrawAuxiliaryDiagram( CDC *pDC, CECGDoc* pDoc )
{
    if(pDoc->bChannelFull[ActiveChannel]){//ako je bafer aktiv. odvoda pun
    crta se okvir prozora,
    izračunavaju se težinski koeficijenti za x i y osu
    pomoću funkcije pDC->LineTo(xi, yi) crta se EKG signal iz bafera aktivnog kanala
    }
}

//definicija funkcije koja crta EKG signal u glavnom prozoru
void CECGView::DrawFunction( CDC *pDC, CECGDoc* pDoc )
{
    u zavisnosti da li je uključeno ili nije zumiranje, određuje se
    početni i krajnji odmerak koji će se nacrtati
    izračunavaju se u petlji koordinate tačaka koje će se nacrtati i
    linearno spojiti naredbom pDC->LineTo iz bafera odmeraka aktivnog odvoda
}

//definicija funkcije koja crta spektar EKG signala (kada nije u Real Time modu)
void CECGView::DrawSpectrum(CDC *pDC, CECGDoc *pDoc)
{
    crta se okvir u kome se crta spektar
    kreira se objekat tipa CImage img.Create(imgWidth, imgHeigth, 24) gde je
    imgWidth dužina, imgHeigth širina slike i 24 je broj bita,
    poziva se klasa CProcess proc i odgovarajuća funkcija (proc->cwt, proc->>wavedec
    ili proc->stft) za izračunavanje koeficijenata spektra
    objekat slike img se puni skaliranim amplitudama koeficijenata naredbom
    img.SetPixel(i, j, color)
    crta se spektar EKG signala kao slika, naredbom
    img.Draw(*pDC, xTop, yTop, xBottom, yBottom)
}

//definicija funkcije koja boji pozadinu ekrana u crno
BOOL CECGView::OnEraseBkgnd(CDC* pDC)

```

```

//otvara se ulazni serijski port za prijem podataka
BOOL CECGView::OpenPort()
{
    otvara se serijski port za prijem i slanje, podešavaju se parametri
    (brzina, start, stop bit ...), karakteristična vremena, podešava se
    veličina bafera, prazne se baferi
}

//definicija funkcije za kreiranje strukture preko koje se
// razmenjuju podaci sa radnom niti
void CECGView::OpenThreadInfo( void )
{
    //kreira se nekoliko događaja za sinhronizaciju više niti

    //startuje radnu nit
    m_ThreadInfo->m_hEventStart=CreateEvent(NULL,TRUE,FALSE,NULL);
    //završava radnu nit
    m_ThreadInfo->m_hEventKillThread=CreateEvent(NULL,FALSE,FALSE,NULL);
    //informiše o završetku r.n
    m_ThreadInfo->m_hEventThreadKilled=
        CreateEvent(NULL,FALSE,FALSE,NULL);
    // pokazuje da je kopiranje završeno
    m_ThreadInfo->m_hOwnREvent=CreateEvent(NULL,TRUE,TRUE,NULL);
    // čeka za kopiranje
    m_ThreadInfo->m_hWaitREvent=CreateEvent(NULL,TRUE,TRUE,NULL);
    m_ThreadInfo->pRBuf = pBuff;
    m_ThreadInfo->m_hPort = m_hPort;
    m_ThreadInfo->nChannel = 0;
    m_ThreadInfo->dwSizer = 0;
}

//funkcija koja pokreće izvršenje radne niti
void CECGView::StartReadThread( void )
{
    if (m_pReadThread == NULL)
    {
        m_pReadThread=AfxBeginThread(ReadThreadProc, m_ThreadInfo);
    }
    SetEvent( m_ThreadInfo->m_hEventStart );    //startuje petlju
}

//funkcija koja šalje naredbe akvizicionom modulu
BOOL CECGView::WriterGeneric(char * lpBuf, DWORD dwToWrite)
{
    WriteFile(m_hPort, lpBuf, dwToWrite, &dwWritten, &osWrite)
}

//funkcija koja startuje prikazivanje EKG signala na prozoru u real time
void CECGView::OnTimerStart()
{
    otvara se komunikacioni port naredbom OpenPort
    ako je korisnik izabrao simultano crtanje spektra pokreće se grafička nit
    naredbama pGDIThread = new CGDIThread(this, m_pDC->GetSafeHdc()) i

```



```

        VERIFY(pGDIThread->SetThreadPriority(THREAD_PRIORITY_IDLE)) i
        pGDIThread->ResumeThread()
        startuje se radna nit naredbom StartReadThread()
        startuje se tajmer da okida na svakih 40ms
    }

    //funkcija koja zaustavlja prikazivanje EKG signala na prozoru u real time
    void CECGView::OnTimerStop()
    {
        zaustavlja se rad radne niti menjanjem statusa događaja za kraj niti naredbom
        SetEvent(m_ThreadInfo->m_hEventKillThread)
        ako se simultano crtao spektar, zaustavlja se i grafička nit naredbom
        VERIFY(ResetEvent(pGDIThread->m_hEventMemCopied))
    }

    //funkcija koju okida tajmer
    void CECGView::OnTimer(UINT nIDEvent)
    {
        ako korisnik klikne na dugme STOP, zaustavlja se tajmer,
        sinhronizacija sa radnom niti počinje tako što glavna nit pali svoje crveno svetlo
        naredbom ResetEvent(m_ThreadInfo->m_hWaitREvent) i čeka zeleno svetlo radne niti
        naredbom dwRes = WaitForSingleObject(m_ThreadInfo->m_hOwnREvent, 1);
        kada se upali zeleno svetlo radne niti, kopira se sadržaj ulaznog bafera u radni bafer
        aktivnog odvoda EKG signala i glavna nit tada pali svoje zeleno svetlo naredbom
        SetEvent(m_ThreadInfo->m_hWaitREvent)
        ako korisnik hoće da snimi 6s talasnog oblika poziva se funkcija DrawAuxiliaryScreen
        za crtanje pomoćnog prozora i sadržaj aktivnog bafera se kopira u channelPoints[rbKanalaj]
        ako je korisnik uključio filter 50Hz poziva se funkcija Butter()
        izračunava se veličina prozora koja treba da se osveži da bi se nacrtao deo EKG signala
        dobijen prilikom poslednjeg kopiranja iz ulaznog bafera i crta se samo taj deo signala
        ako je izabrano simultano prikazivanje spektra, tada se odmerci iz radnog bafera kopiraju u
        bafer grafičke niti, tako što prvo glavna nit upali svoje crveno svetlo za grafičku nit,
        sačeka zeleno svetlo grafičke niti, kopira sadržaj bafera i pali svoje crveno svetlo
        kada crtanje talasnog oblika dostigne desnu ivicu okvira glavnog prozora, potrebno je nastaviti
        crtanje od leve ivice prozora
    }

    //funkcija koja daje instrukciju akvizicionom modulu koji odvod da digitalizuje
    void CECGView::OnChannelClick( UINT id )
    {
        poziva se naredba WriterGeneric(chSend, 1),
        briše se talasni oblik EKG signala u glavnom ekranu naredbom InvalidateRect(&updateRect);
        ukoliko već postoji snimljeni signal na tom odvodu, prikazuje se pomoćnom ekranu
    }

    //funkcija koja se aktivira na levi klik miša
    void CECGView::OnLButtonDown(UINT nFlags, CPoint point)
    {
        ako se klikne levi taster miša iznad pomoćnog prozora,
        crta sadržaj malog na veliki prozor
        ako se klikne levi taster miša iznad glavnog prozora, selektuje se deo signala
        koji treba da se zumira
    }

```

```

//funkcija koja se aktivira komandama Datoteka->Nova i Datoteka->Otvori
void CECGView::OnInitialUpdate()
{
    if (!pDoc->bIsFirstTime){
        ako je pokrenuta komanda Datoteka->Nova otvara se dijalog CDialog za unos
        novog pacijenta i pokreće pDlg.DoModal();
    } else{
        ako je pokrenuta komanda Datoteka->Otvori otvara se dijalog za izbor ekg datoteke i
        proces učitavanja se nastavlja u klasi CECGDoc
    }
    briše se sadržaj i glavnog i pomoćnog ekrana
}

//funkcija koja ovde služi za detekciju da li je pritisnut SHIFT taster
//koji služi da uz pomoć miša selektuje deo signala za zumiranje
void CECGView::OnKeyDown(UINT nChar, UINT nRepCnt, UINT nFlags)

//funkcija koja ovde detektuje da li je taster SHIFT oslobodjen
void CECGView::OnKeyUp(UINT nChar, UINT nRepCnt, UINT nFlags)

//funkcija koja se aktivira komandom Pregled->Zoom
void CECGView::OnViewZoom()
{
    izračunavaju se težinski faktori za crtanje zumiranog signala i daje
    se komanda za osvežavanje ekrana
}

//funkcija koja ovde služi sa brojanje rednog broja strane
void CECGView::OnPrint(CDC* pDC, CPrintInfo* pInfo)

//funkcija koja služi da pročita izabrani broj porta sa padajuće liste portova
LRESULT CECGView::ChangePortNumber( WPARAM wParam, LPARAM lParam )

//funkcija koja se aktivira komandom Monitoring->Filter 50Hz
//i menja status flag-a bFilter50n
void CECGView::OnMonitoringFilter50hz()

//funkcija koja se aktivira komandom Snimanje->Snimi poslednjih 6 sekundi
void CECGView::OnRecord6seconds()
{
    uključuje se crveno svetlo glavne niti
    čeka se na zeleno svetlo radne niti
    iz radnog bafera se kopiraju odmerci poslednjih 6 sekundi signala u tekući bafer
    daje se komanda za osvežavanje pomoćnog prozora
    uključuje se zeleno svetlo u glavnoj niti
}

//funkcija koja se aktivira na komandu Datoteka->Izlaz
void CECGView::OnClose()

```

```

//funkcija koja popunjava sadržaj objekta CImage za crtanje palete boja
void CECGView::FillPalette()
{
    kreira paletu boja kojom se crta spektar
    kreira sliku za legendu koja treba da se nacrti sa desne strane glavnog prozora
    imgPalette.Create(1, MAX_COLORS, 24);
    for(i=0; i<MAX_COLORS; i++)
        imgPalette.SetPixel(0, i, col[MAX_COLORS-i-1]);
}

//funkcija koja se aktivira komandom Pregled->Wavelet spektar->Kontinualni
void CECGView::OnWaveletCont()
{
    podešavaju se inicijalni parametri spektra u klasi CECGDoc
    otvara se nova klasa CProcess u kojoj se izračunavaju wavelet koeficijenti
    otvara se Dijalog CSpectrumDlg u kojem se vrši izbor parametara wavelet funkcije
    daje se komanda za osvežavanje ekrana
}

//funkcija koja se aktivira komandom Pregled->Wavelet spektar->Diskretni
void CECGView::OnWaveletDiscr()
{
    podešavaju se inicijalni parametri spektra u klasi CECGDoc
    otvara se nova klasa CProcess u kojoj se izračunavaju wavelet koeficijenti
    otvara se Dijalog CSpectrumDlg u kojem se vrši izbor parametara wavelet funkcije
    daje se komanda za osvežavanje ekrana
}

//funkcija koja isključuje simultano crtanje spectra (Pregled->Isključi spektar)
void CECGView::OnSpektarOff()

//funkcija koja se aktivira komandom Pregled->STFT spektar
void CECGView::OnSpectrumFft()
{
    podešavaju se inicijalni parametri spektra u klasi CECGDoc
    otvara se nova klasa CProcess u kojoj se izračunavaju STFT koeficijenti
    otvara se Dijalog CSpectrumDlg u kojem se vrši izbor parametara za STFT
        prozorska funkcija, širina prozora, preklapanje...
    daje se komanda za osvežavanje ekrana
}

//funkcija koja pravi tablicu mapiranja linearnih i logaritamskih vrednosti
//da se prilikom izbora logaritamskog skaliranja ne bi gubilo vreme na
// izračunavanje logaritamske funkcije
void CECGView::FillLogIndex()

```

```

// file: ECGDoc.cpp : klasa koja čuva sve bafere odmeraka i preko koje se
// vrši upis/čitanje podataka u/iz datoteku

// CECGDoc konstruktor
CECGDoc::CECGDoc()
{
    definisanje parametara strukture RS232data (BaudRate, nBitsPerByte,
        nBytesPerSample...)
    inicijalizacija tekućeg bafera za smeštanje odmeraka EKG signala
    inicijalizacija 12 bafera za čuvanje odmeraka sa 12 odvoda channelPoints[12][20000]
    inicijalizacija bafera za smeštanje spektra signala
}

//destruktor klase
CECGDoc::~CECGDoc()
{
    brisanje tekućeg bafera
    brisanje strukture RS232data
    brisanje bafera spektra
    brisanje 12 bafera za smeštanje odmeraka 12 odvoda
}

//kada se odabere novi dokument (Datoteka->Nova)
BOOL CECGDoc::OnNewDocument()
{
    inicijalizacija promenljivih strukture ECGDB (prezime i ime pacijenta, datum
        snimanja, ...)
}

//funkcija koja snima sadržaj bafera 12 odvoda u .ecg datoteku (Datoteka->Snimi)
void CECGDoc::OnFileSaveDb()
{
    otvara se prazna datoteka čije je ime kodirano u bazi (YYMMDDXXX.ecg) gde su
        YY dve cifre za godinu, MM dve cifre za mesec, DD dve cifre za dan i XXX redni
        broj naloga u toku dana
    ubacuje se zaglavlje datoteke sa sadržajem strukture RS232
    ubacuju se redni brojevi kanala koji su snimljeni
    ubacuju se odmerci prethodno navedenih kanala
    zatvara se datoteka
}

//funkcija koja otvara .ecg datoteku (Datoteka->Otvori)
BOOL CECGDoc::OnOpenDocument(LPCTSTR lpszPathName)
{
    otvara se datoteka za čitanje
    proverava se integritet zaglavlja i čitaju se podaci strukture RS232
    čita se koliko ima snimljenih kanala
    čitaju se odmerci prethodno navedenih kanala i smeštaju u bafere odgovarajućih kanala
    zatvara se datoteka
}

```

```

//funkcija koja briše bafer koeficijenata spektra (spectrum)
void CECGDoc::DeleteSpectralCoeffs()
{
    if(spectrum){
        for(int i=0; i<nSpectrumHeigth; i++)
            delete spectrum[i];
        delete spectrum;
        spectrum = NULL;
    }
}

//funkcija koja odmerke EKG odvoda upisuje u .txt ASCII datoteku
void CECGDoc::OnSaveAscii()
{
    CString strAsciiFile = strFileName;
    strAsciiFile.Replace(_T(".ekg"), _T(".txt"));

    CFile *pFile;

    pFile = new CFile(strAsciiFile, CFile::modeCreate |
        CFile::modeWrite | CFile::typeBinary);

    char novired[2];
    char vrednost[6];
    short sValue;

    novired[0] = 0x0D;
    novired[1] = 0x0A;

    for( k = 0; k < nSamplesPerChannel; k++){
        for(i = 0; i<(int)nCount; i++){
            sValue = channelPoints[nChannelNum[i]][k];
            sprintf(vrednost, "%5d", sValue);
            pFile->Write(vrednost, 5);
        }
        pFile->Write(novired, 2);
    }
    pFile->Close();
    delete pFile;
}

```

```

// file: MainFrm.cpp: Crta glavni prozor, ikone, meni i klijentski prozor

//definiše se "status bar" na dnu ekrana
static UINT indicators[] =
{
    ID_SEPARATOR,           // status line indicator
    ID_INDICATOR_CAPS,
    ID_INDICATOR_NUM,
    ID_INDICATOR_SCRL,
};

//definiše se raspored ikona
static UINT BASED_CODE buttons[] =
{
    ID_FILE_NEW,
    ID_FILE_OPEN,
    ID_FILE_SAVE_DB,
        ID_SEPARATOR,
    ID_TIMER_START,
    ID_TIMER_STOP,
    ID_RECORD_START,
    ID_RECORD_6SECONDS,
    ID_MONITORING_FILTER50HZ,
        ID_SEPARATOR,
    ID_FILE_PRINT,
    ID_FILE_PRINT_PREVIEW,
        ID_SEPARATOR,
        ID_SEPARATOR,
    ID_VIEW_ZOOM,
        ID_SEPARATOR,
    ID_CHANNEL_I,
    ID_CHANNEL_II,
    ID_CHANNEL_III,
    ID_CHANNEL_AVR,
    ID_CHANNEL_AVL,
    ID_CHANNEL_AVF,
    ID_CHANNEL_C1,
    ID_CHANNEL_C2,
    ID_CHANNEL_C3,
    ID_CHANNEL_C4,
    ID_CHANNEL_C5,
    ID_CHANNEL_C6,
        ID_SEPARATOR,
    ID_APP_ABOUT
};

// CMainFrame konstruktor
CMainFrame::CMainFrame()

//CMainFrame destruktor
CMainFrame::~CMainFrame()

```

```

//kreiranje glavnog prozora
int CMainFrame::OnCreate(LPCREATESTRUCT lpCreateStruct)
{
    paleta ikona se postavlja ispod menija
    kreira se padajuća lista u paleti ikona za izbor komunikacionog porta
    status bar se postavlja na dnu ekrana
    podešava se osobina palete ikona da se prelazom miša otvaraju oblačići sa opisom
    akcije koja se dobija klikom na ikonu
}

//inicijalizacija glavnog prozora
BOOL CMainFrame::PreCreateWindow(CREATESTRUCT& cs)
{
    podešava se maksimiziranje glavnog prozora
}

// inicijalizacija i kreiranje padajuće liste u meniju
BOOL CMainFrame::CreateComboBox()
{
    definisanje dimenzija padajuće liste
    kreiranje padajuće liste:
    m_comboBox.Create(
        CBS_DROPDOWNLIST|WS_VISIBLE|WS_TABSTOP|WS_VSCROLL,
        rect, &m_wndToolBar, IDW_COMBO))
    ubacivanje sadržaja u padajuću listu ("COM1", "COM2", ...)
    definisanje fonta za prikaz sadržaja padajuće liste
    izbor elementa u listi koji se pokazuje prilikom startovanja aplikacije
}

// funkcija koja se izvršava kada korisnik želi da zatvori glavni prozor
void CMainFrame::OnClose()
{
    if (!ecgdb->bOrderSaved) //ako korisnik nije snimio odmerke signala
        AfxMessageBox(_T("Program se ne moze napustiti pre nego sto
        se EKG snimi!"));
    else
        CFrameWnd::OnClose();
}

```

```

//file: ReaderThread.cpp: Radna nit koja čita odmerke sa
// komunikacionog porta

//funkcija radne niti
UINT ReadThreadProc(LPVOID pParam)
{
    // prenos parametara definisanih u klasi CECGView
    CThreadInfo* pInfo = (CThreadInfo*)pParam;
    otvaranje bafera za prijem odmeraka sa komunikacionog porta:
    pBuffer = new char[1024];
    definisanje događaja (event) osReader.hEvent kojom upravlja proces ReadFile
    while(TRUE)
    {
        if (!fWaitingOnRead) {
            if (!ReadFile(pInfo->m_hPort, pBuffer, 32, &dwRead, &osReader)) {
                if ((lError=GetLastError())!=ERROR_IO_PENDING)
                    AfxMessageBox(_T("Error in reading from communication
                    port!"));
                // Ako ne mogu odmah da se pročitaju svi ulazni odmerci, privremeno se u
                // radni bafer smeštaju do sada procitani podaci (dwRead bajtova)
                fWaitingOnRead = TRUE;
            }
            else { // svi ulazni odmerci su smešteni u radni bafer
                if (dwRead){ //ako je broj bajtova u baferu veći od nule
                    ResetEvent(pInfo->m_hOwnREvent); //zaključava prenosni
                    bafer i dopušta processu da ga kopira
                    dwRes = WaitForSingleObject(pInfo->m_hWaitREvent,
                    INFINITE); //čeka na završetak kopiranja
                    switch(dwRes){
                        case WAIT_OBJECT_0:
                            //kopira sadržaj svog bafera u prenosni
                            memcpy(&pInfo->pRBuf[pInfo->dwSizeR], pBuffer, dwRead);
                            pInfo->dwSizeR += dwRead;
                            SetEvent(pInfo->m_hOwnREvent); //otključava prenosni
                            // bafer i dopušta processu da ga kopira
                            break;
                        case WAIT_ABANDONED:
                            AfxMessageBox(_T("Wait for copying read buffer
                            abandoned"));
                            break;
                    }
                }
            }
        }
    }

    // čitaju se preostali odmerci koji nisu pročitani u prvom pozivu ReadFile
    if ( fWaitingOnRead ) {
        dwRes = WaitForSingleObject(osReader.hEvent, 500);
        switch(dwRes)
        {
            // ako je čitanje završeno (osReader.hEvent je u statusu SET)
            case WAIT_OBJECT_0:
                //ako je čitanje završeno sa greškom

```



```

if (!GetOverlappedResult(pInfo->m_hPort, &osReader, &dwRead,
    FALSE)) {
    if (GetLastError() == ERROR_OPERATION_ABORTED)
        AfxMessageBox(_T("Read aborted\r\n"));
    else
        AfxMessageBox(_T("GetOverlappedResult (in Reader)"));
}
else { // uspešno završeno čitanje
    if (dwRead){
        // zaključava prenosni bafer i ne dopušta processu da ga kopira
        ResetEvent(pInfo->m_hOwnREvent);
        //čeka na zeleno svetlo
        dwRes = WaitForSingleObject(pInfo->m_hWaitREvent,
            INFINITE);

        switch(dwRes){
            case WAIT_OBJECT_0:
                //kopira sadržaj svog bafera u prenosni
                memcpy(&pInfo->pRBuf[pInfo->dwSizeR], pBuff,
                    dwRead);
                pInfo->dwSizeR += dwRead;
                //otključava se prenosni bafer i dopušta procesu da kopira
                SetEvent(pInfo->m_hOwnREvent);
                break;
            case WAIT_ABANDONED:
                AfxMessageBox(_T("Wait for copying read buffer
                    abandoned"));
                break;
        }
        //otključava prenosni bafer i dopušta processu da ga kopira
        SetEvent(pInfo->m_hOwnREvent);
    }
}
fWaitingOnRead = FALSE;
break;

case WAIT_TIMEOUT:
    if (!ClearCommError(pInfo->m_hPort, &dwErrors,
        &ComStatNew))
        AfxMessageBox(_T("Can not ClearCommError"));
    break;

default:
    AfxMessageBox(_T("WaitForSingleObjects(Reader
        handles)"));
    break;
}
}

// Ispituje da li je spolja zadata komanda za prekid niti
if (WaitForSingleObject(pInfo->m_hEventKillThread, 0)
    == WAIT_OBJECT_0)
    break; // Završava nit izlazeći iz petlje

```

```
}  
  
CloseHandle(osReader.hEvent);  
  
//Obaveštava okolinu da je nit ubijena  
SetEvent(pInfo->m_hEventThreadKilled);  
  
delete pBuff;  
return 0;  
}
```

```

//file: GDIThread.cpp : klasa koja obrađuje poruke Grafičke niti

class CGDIThread : public CWinThread

//Konstruktor klase
CGDIThread::CGDIThread(CWnd* pWnd, HDC hDC)
{
    definiše se klijentski deo prozora u kojem ova nit preuzima kontrolu nad Contents
    Device-om
    otvara se bafer za smeštanje odmeraka koje šalje glavna nit
    otvara se instanca klase za izračunavanje spektra signala CProcess proc
    definišu se događaji (events) za sinhronizaciju između glavne i grafičke niti
    m_hEventKill = CreateEvent(NULL, TRUE, FALSE, NULL);
    m_hEventReqForCopy = CreateEvent(NULL, TRUE, FALSE, NULL);
    m_hEventMemCopied = CreateEvent(NULL, TRUE, FALSE, NULL);
    m_hEventDead = CreateEvent(NULL, TRUE, FALSE, NULL);
}

//funkcija koja pokreće grafičku nit
BOOL CGDIThread::InitInstance()
{
    otvaranje bafera za smeštanje koeficijenata spektara

    //inicijalizacija potrebna za Wavelet
    if(pDoc->bWaveletD){
        definiše se na koji način će se spektar dobijen wavelet transformacijom
        crtati na ekranu (širina, dužina, broj redova, kolona)
    }
    else if (pDoc->bFFT){ // inicijalizacija potrebna za FFT
        definiše se na koji način će se spektar dobijen stft transformacijom
        crtati na ekranu (širina, dužina, broj redova, kolona)
    }

    //definisanje petlje koja čini grafičku nit
    while(bWorking){
        ResetEvent(m_hEventReqForCopy); //uključivanje svog crvenog svetla
        dwRes=WaitForMultipleObjects(2,hArray,FALSE,0); //čeka se zeleno

        //svetlo glavne niti
        switch(dwRes){
            case WAIT_OBJECT_0: // m_hEventMemCopied SET
                kopiranje int odmeraka iz prenosnog bafera u double bafer
                uključuje se svoje zeleno svetlo: SetEvent(m_hEventReqForCopy);
                izračunavanje koeficijenata spektra:
                if(pDoc->bWaveletD){
                    if (dBuffWidth >= pDoc->pWavelet->nWidth){
                        // izračunavanje wavelet koeficijenata
                        proc->wavedecRT(dSamplesA,dSamplesD,level,
                            pWindowSize,pdBuff,pDoc->pWavelet->nWidth,
                            pDoc->pWavelet->>wfilters[0],
                            pDoc->pWavelet->>wfilters[1],
                            pDoc->pWavelet->hlen);
                    }
                }
            }
        }
    }
}

```

```

nSamplesTo += pWindowSize[0];

// kopiranje izračunatih koeficijenata u bafer spectrum
FillWaveletSpectrum(nSamplesTo,level,pWindowSize,
    pFirstWindow,pLastWindow,pWindowSplit,
    pCumulWindow,pCumulPrevW,
    dSamplesA,dSamplesD,bIsFirstRun);

memcpy(pdBuff, &pdBuff[pDoc->pWavelet->nWidth],
    (dBuffWidth-pDoc->pWavelet->nWidth) *
    sizeof(double));
dBuffWidth -= pDoc->pWavelet->nWidth;
DrawWaveletImage(pWindowSize,levelp1,pCumulPrevW,
    wBlockPixelsWidth);
}
}
else if (pDoc->bFFT){
    if (dBuffWidth >= pDoc->pFFT->nWidth){
        nWindows=(dBuffWidth-pDoc->pFFT->nWidth)/
            pDoc->pFFT->wStep+1;
        if (nWindows + nSamplesTo > maxNoBytes)
            nWindows = maxNoBytes - nSamplesTo;

        proc->stftRT(pDoc->spectrum,nSamplesTo,nWindows,
            pdBuff, pDoc->pFFT->nWidth,pDoc->pFFT->wStep,
            pDoc->pFFT->wCoeff);

        nSamplesFrom = nSamplesTo;
        nSamplesTo += nWindows;
        if (nSamplesTo == maxNoBytes)
            nSamplesTo = 0;

        WORD nSamplesProcessed=
            pDoc->pFFT->wStep*nWindows;
        memcpy(pdBuff, &pdBuff[nSamplesProcessed],
            (dBuffWidth-nSamplesProcessed)*sizeof(double));
        dBuffWidth -= nSamplesProcessed;

        //poziv funkcije za crtanje
        DrawFFTImage(nSamplesFrom,nWindows, nSpectralCoef);
    }
}
break;

case WAIT_OBJECT_0 + 1:
    bWorking = FALSE;
    break;

case WAIT_TIMEOUT:
    SetEvent(m_hEventReqForCopy);
    break;
}

```

```

    }

    brišu se svi otvoreni baferi u grafičkoj niti
    return FALSE;
}

//funkcija koja puni dvodimenzionalni bafer spectrum iz kojeg se
//crta spektar na ekranu
void CGDIThread::FillWaveletSpectrum(WORD &nSamplesTo, WORD level,
    WORD *pWindowSize, WORD *pFirstWindow, WORD *pLastWindow,
    BOOL *pWindowSplit, WORD *pCumulWindow, WORD &pCumulPrevW,
    double **dSamplesA, double **dSamplesD, BOOL &bIsFirstRun)

//funkcija koja briše klasu CGDIThread
void CGDIThread::Delete()
{
    CWinThread::Delete();
    VERIFY(SetEvent(m_hEventDead));
}

//destruktor klase
CGDIThread::~CGDIThread()
{
    Brišu se baferi i događaji koji su otvoreni u konstruktoru
}
//funkcija koja "ubija" grafičku nit
void CGDIThread::KillThread()
{
    VERIFY(SetEvent(m_hEventKill));

    SetThreadPriority(THREAD_PRIORITY_ABOVE_NORMAL);
    WaitForSingleObject(m_hEventDead, INFINITE);
    WaitForSingleObject(m_hThread, INFINITE);

    delete this;
}

//funkcija koja crta sadržaj spectrum bafera u klijentski deo ekrana
void CGDIThread::DrawWaveletImage(WORD *pWindowSize, WORD levelPl,
    WORD startByte, WORD wBlockPixelsWidth)

//funkcija koja crta sadržaj spectrum bafera u klijentski deo ekrana
void CGDIThread::DrawFFTImage(WORD nSamplesFrom, WORD nWindows,
    WORD nSpectralCoef)

```

```

// file: Process.cpp : klasa u kojoj se vrši proračun vremensko
// frekvencijskih transformacija

//Konstruktor klase
CProcess::CProcess()

//destruktor klase
CProcess::~CProcess()

//funkcija koja izračunava fft kompleksnog niza x dužine m^2
void CProcess::fft(dcmplx *x, int m)

// funkcija koja izračunava konvoluciju dva kauzalna niza f i h, dužina
// flen i hlen respektivno
double *CProcess::conv(double *f, WORD flen, double *h, WORD hlen)

//funkcija koja izračunava konvoluciju dva niza f
//(nekauzalni sa prethodnim nizom fprev) i h
double *CProcess::convWprev(double *f, WORD flen, double *fprev,
double *h, WORD hlen)

//funkcija koja interpolira niz in dužine len 2 puta
double *CProcess::dyadup(double *in,WORD len,BOOL bEvenOdd = TRUE)

//funkcija koja formira wavelet ili funkciju skaliranja duzine hlen
//na osnovu impulsnih odziva LoR i HiR i vrši konvoluciju sa signalom x
double *CProcess::upcoef(char aord,double *x,WORD len,WORD nsteps,
double *LoR, double *HiR, WORD hlen, WORD &len1)

//definisiranje impulsnih odziva wavelet funkcija sa nazivom wname(db2,db4,db6,... )
double **CProcess::wfilters(CString wname, WORD &flen)

//funkcija koja izračunava kontinualnu wavelet transformaciju -
//koeficijente aproksimacija //i detalja nad signalom f dužine flen na
//skalama scales, preko impulsnog odziva wavelet i funkcije skaliranja
double **CProcess::cwt(double *f,WORD flen,WORD *scales,
double *LoR,double *HiR,WORD hlen, double &maxc)

//funkcija koja izračunava inverznu wavelet transformaciju na osnovu
// koeficijenata aproksimacije i detalja
double *CProcess::idwt(double *cA,double *cD,WORD len,double *LoR,
double *HiR, WORD hlen, WORD &outlen)

//funkcija koja izracunava diskretnu wavelet transformaciju -
// koeficijente aproksimacija i detalja
double **CProcess::dwt(double *x,WORD xlen,double *LoD,
double *HiD, WORD hlen, WORD &outlen, double &maxc,
double &maxcd)

// funkcija koja izračunava koeficijente diskretne wavelet transformacije
// za crtanje spektra u realnom vremenu
void CProcess::dwtRT(double *outA, double *outD, double *x,
WORD xlen, double *LoD, double *HiD, double *fprevA,
double *fprevTmp, WORD hlen)

```

```
//funkcija koja izracunava koeficijente STFT za crtanje
//spektra u realnom vremenu
void CProcess::stftRT(double **out, WORD nCol, WORD nWindows,
                    double *x, WORD wlen, WORD wstep, double *winfun)

//funkcija u kojoj se kreiraju prozorske funkcije na osnovu imena
// prozorskih funkcija
double *CProcess::winfunction(CString strWname, WORD winlen)

//funkcija koja izracunava STFT spektar
double **CProcess::stft(double *x, WORD xlen, WORD wlen,
                       WORD wstep, double *winfun, double &maxc)
```

```

// file: NalogDlg.cpp : klasa koja obrađuje poruke dijalog prozora za
// upis i ažuriranje naloga pacijenata

class CNalogDlg : public CDialog

extern CString strPacijent;
extern ECGDB *ecgdb;

//konstruktor
CNalogDlg::CNalogDlg(CWnd* pParent)
{
    definisanje promenljivih koje su vezane za objekte na ekranu
}

//destruktor
CNalogDlg::~CNalogDlg()

//definisanje funkcija koje reaguju na klik dugmeta, na klik na red u listi i sl.
BEGIN_MESSAGE_MAP(CNalogDlg, CDialog)
    ON_BN_CLICKED(IDC_BTN_PACIJENT, OnBnClickedBtnPacijent)
    ON_BN_CLICKED(IDOK, OnBnClickedOk)
    ON_WM_CLOSE()
    ON_BN_CLICKED(IDC_BTN_FIND, OnBnClickedBtnFind)
    ON_NOTIFY(LVN_ITEMCHANGED, IDC_LIST_NALOGA,
OnLvnItemchangedListNaloga)
END_MESSAGE_MAP()

// inicijalizacija dijaloga
BOOL CNalogDlg::OnInitDialog()
{
    this->CenterWindow();
    definisanje naziva i sirina kolona u tablici naloga
    DrawColumns();
    LoadCurrentDay(_T(""));
}

//funkcija koja se aktivira na klik na dugme "Pacijent..."
void CNalogDlg::OnBnClickedBtnPacijent()
{
    CPacijentiDlg pPacDlg(NULL, this);
    pPacDlg.DoModal();
}

//funkcija koja definiše kolone u tablici naloga
void CNalogDlg::DrawColumns()

//funkcija koja iz baze podataka učitava naloge za odredjeni datum
void CNalogDlg::LoadCurrentDay(CString strSQL)
{
    CDatabase db;
    CPacijenti *rst = NULL;
    CString strColumnValue, strCurrentDay;

```



```

ColeDateTime odtCurrTime;

//ako je strSQL kao ulazni parametar prazan string
if (strSQL.GetLength() == 0){
    odtCurrTime = ColeDateTime::GetCurrentTime();
    strCurrentDay.Format(_T("#%04d-%02d-%02d#"),
        odtCurrTime.GetYear(), odtCurrTime.GetMonth(),
        odtCurrTime.GetDay());

    strSQL = _T("SELECT n.DatumNaloga as Datum, n.IdNalog as
        Nalog, n.Putanja, p.idPat, ");
    strSQL = strSQL + _T("p.Prezime, p.Ime, p.DatRodj,
        n.napomena, n.Ocitavanje, n.Snimljeno FROM Nalozi n
        INNER JOIN Pacijenti p ");
    strSQL = strSQL + _T("ON n.idPat = p.idPat WHERE
        n.DatumNaloga = ") + strCurrentDay +
        _T(" ORDER BY n.IdNalog");
}

TRY
{
    if( db.Open(_T("ODBC;DSN=ECG;UID=****;PWD=****")))
    {
        rst = new CPacijenti();
        rst->Open(AFX_DB_USE_DEFAULT_TYPE, strSQL);

        CString strNalog;

        if (rst->IsEOF()){
            m_listctrl.DeleteAllItems();
        }
        while(!rst->IsEOF())
        {
            puni se sadržaj tablice naloga iz recordseta
            rst->MoveNext();
        }
        rst->Close();
        delete rst;
        db.Close();
    }
}
CATCH(CDBException, p)
{
    poruka o grešci i brisanje objekata rst i db
}
END_CATCH
}

//funkcija koja dodaje nov nalog u bazu ili otvara postojeći nalog sa
// crtanjem EKG odvoda
void CNalogDlg::OnBnClickedOk()
{
    CDatabase db;

```

```

//ako je novi nalog
if (bNewRequest){
    priprema vrednosti koje treba uneti u bazu u string strSQL
    strSQL = _T("INSERT INTO Nalozi(IdNalog, DatumNaloga,
        IdPat, Putanja) Values(" + strSQL;

    TRY
    {
        if( db.Open(_T("ODBC;DSN=ECG;UID=Admin;PWD=sandb")))
        {
            db.ExecutesQL(strSQL);
            AfxMessageBox(_T("Podaci o novom nalogu su uspesno
                sacuvani"));
        }
        db.Close();
        ažuriranje lokalne strukture ECGDB
        this->PostMessage(WM_CLOSE);
    }
    CATCH(CDBException, p)
    {
        poruka o grešci i zatvaranje objekta db
    }
    END_CATCH
}
else{
    strPacijent.Format(_T("%s: %s"),ecgdb->strDate, m_strPacijent);
    this->PostMessage(WM_CLOSE);
}
}

void CNalogDlg::OnClose()
{
    CDialog::OnClose();
}

//funkcija koja otvara novi dijalog za pretragu naloga
void CNalogDlg::OnBnClickedBtnFind()
{
    CPretragaDlg pDlg;
    pDlg.spar = &spar; //inicijalizuju se parametri pretrage strukture spar
    pDlg.DoModal();

    if (spar.bDate || spar.bDate2 || spar.bime || spar.bPrezime){
        //formira se strSQL sa upitom
        strSQL = _T("SELECT n.DatumNaloga as Datum, n.IdNalog as
            Nalog, n.Putanja, p.idPat, ");
        strSQL = strSQL + _T("p.Prezime, p.Ime, p.DatRodj,
            n.napomena, n.Ocitavanje, n.Snipljeno FROM Nalozi n
            INNER JOIN Pacijenti p ");
        strSQL = strSQL + _T("ON n.idPat = p.idPat WHERE ");
    }
}

```

```

if(spar.bDate && !spar.bDate2){
    nOfConditions++;
    strConditions = _T("n.DatumNaloga >= #") + spar.strDate
        + _T("# ");
}

else if(!spar.bDate && spar.bDate2){
    nOfConditions++;
    strConditions = _T("n.DatumNaloga <= #") + spar.strDate2
        + _T("# ");
}

else if(spar.bDate && spar.bDate2){
    nOfConditions++;
    strConditions = _T("n.DatumNaloga between #") +
        spar.strDate + _T("# AND #") + spar.strDate2 + _T("# ");
}

strSQL = strSQL + strConditions;

// definisanje stringa strSQL za ostale kombinacije parametara
LoadCurrentDay(strSQL);
}

//funkcija koja se aktivira kada se miš pozicionira na neki od redova
void CNalogDlg::OnLvnItemchangedListNaloga(NMHDR *pNMHDR, LRESULT
    *pResult)
{
    čitaju se parametri iz kolona (prezime, ime, dat. rođenja, ...)
    pročitani parametri se upisuju u strukturu ECGDB
}

```

```

// file: Pacijenti.cpp : klasa koja komunicira sa bazom podataka i
// upravlja mapiranjem polja iz baze u interne bafere aplikacije

IMPLEMENT_DYNAMIC(CPacijenti, CRecordset)

//konstruktor klase CPacijenti koja predstavlja recordset
CPacijenti::CPacijenti(CDatabase* pdb)
    : CRecordset(pdb)
{
    m_Datum;
    m_Nalog = 0;
    m_Putanja = L"";
    m_idPat = 0;
    m_Prezime = L"";
    m_Ime = L"";
    m_DatRodj;
    m_Napomena = L"";
    m_Ocitavanje = L"";
    m_Snimljeno = FALSE;
    m_nFields = 10;
    m_nDefaultType = snapshot;
}

//funkcija koja vraća podrazumevani string konekcije sa bazom
CString CPacijenti::GetDefaultConnect()
{
    return _T("ODBC;DSN=ECG;UID=****;PWD=*****");
}

//funkcija koja vraća podrazumevani SQL string ukoliko se on u
// uspostavljenim konekcijama eksplicitno ne navede
CString CPacijenti::GetDefaultSQL()
{
    CString strSQL;
    strSQL = _T("SELECT n.DatumNaloga as Datum, n.IdNalog as
        Nalog, n.Putanja, p.idPat, ");
    strSQL = strSQL + _T("p.Prezime, p.Ime, p.DatRodj,
        n.Napomena, n.Ocitavanje, n.Snimljeno FROM
        Nalozi n INNER JOIN Pacijenti p ");
    strSQL = strSQL + _T("ON n.idPat = p.idPat WHERE
        n.DatumNaloga = #2003-01-01# ORDER BY n.IdNalog");
    return strSQL;
}

//funkcija koja mapira kolone u tablicama baze podataka sa lokalnim
// promenljivama u C++
void CPacijenti::DoFieldExchange(CFieldExchange* pFX)
{
    pFX->SetFieldType(CFieldExchange::outputColumn);

    RFX_Date(pFX, _T("[Datum]"), m_Datum);
    RFX_Long(pFX, _T("[Nalog]"), m_Nalog);
    RFX_Text(pFX, _T("[Putanja]"), m_Putanja);
}

```

```
RFX_Long(pFX, _T("[idPat]"), m_idPat);  
RFX_Text(pFX, _T("[Prezime]"), m_Prezime);  
RFX_Text(pFX, _T("[Ime]"), m_Ime);  
RFX_Date(pFX, _T("[DatRodj]"), m_DatRodj);  
RFX_Text(pFX, _T("[Napomena]"), m_Napomena, 1024);  
RFX_Text(pFX, _T("[Ocitavanje]"), m_Ocitavanje, 1024);  
RFX_Bool(pFX, _T("[Snimljeno]"), m_Snimljeno);  
}
```


Literatura

- [1] R. M. Gray and L. D. Davisson, *An Introduction to Statistical Signal Processing*. UK: Cambridge University Press, 2004.
- [2] T. Chonavel and S. Vaton, *Statistical Signal Processing*. Heidelberg: Springer-Verlag, 2002.
- [3] M. Despotović and D. Bajić, “ECG signal compression,” in *MEDNET Proceedings*, (Udine, Italy), 2001.
- [4] M. Greitans, “Advanced processing of nonuniformly sampled non-stationary signals,” *Electronics and Electrical Engineering*, no. 3(59), pp. 42–45, 2005.
- [5] F. Hlawatsch, *Time-Frequency Analysis and Synthesis of Linear Signal Spaces*. USA: Kluwer Academic Publishers, 1998.
- [6] C.J.Hope and D.J.Furlong, “Time-frequency distributions for timbre morphing: The wigner distribution versus the stft,” in *Proceedings of the SBCMIV, (4th Symposium of Brazilian Computer Music)*, (Brasilia, Brasil), August 1997.
- [7] M. Obradović and M. Milosavljević, *Digitalna Obrada Signala*. Beograd: Vojnoizdavački i novinski centar, 1988.
- [8] U.Kunzmann, G. von Wagner, J.Schöchlin, and A.Bolz, “Parameter extraction of ECG signals in real-time,” *Biomedizinische Technik*, vol. 47, 2002.

- [9] C. Marchesi and M. Paoletti, "ECG processing algorithms for portable monitoring units," *The internet journal of Medical Technology*, vol. 1, no. 2, 2004.
- [10] F. E. Olvera, "Electrocardiogram waveform feature extraction using the matched filter." Part of course project for Statistical Signal Processing II at Portland State University during Winter term of 2006.
- [11] I. I. Christov, "Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold." *BioMedical Engineering OnLine* 2004,3:28, 2004.
- [12] P.Chazal, C.Heneghan, E.Sheridan, R.Reilly, P.Nolan, and M.O'Malley, "Automated pprocessing of the single-lead electrocardiogram for the detection of obstructive sleep apnoea," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 6, pp. 686–696, 2003.
- [13] D. E. Kristiansen, J. H. Husøy, and T. Eftestøl, "Rhythm detection in ECG signals," in *Proceedings of Norwegian Signal Procesing Symposium NORSIG95*, (Stavanger, Norway), pp. 119–124, 1995.
- [14] Y. Zigel, A. Cohen, and A. Katz, "The weighted diagnostic distortion (WDD) measure for ECG signal compression," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 11, pp. 1422–1430, 2000.
- [15] A. Bošković, M. Despotović, and D. Bajić, "Predictive ECG coding using linear time-invariant models," *Archive of Oncology*, vol. 12, no. 3, pp. 152–159, 2004.
- [16] B.Boucheham, Y.Ferdi, and M.C.Batouche, "Incorporation of long-term redundancy in ECG time domain compression methods through curve simplification and block-sorting," *International Journal of Signal Processing*, vol. 1, no. 2, pp. 147–152, 2004.
- [17] R.Nygaard, G.Melnikov, and A.K.Katsaggelos, "A rate distortion optimal ECG coding algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 1, pp. 28–40, 2001.

- [18] Y. Zigel, A. Cohen, and A. Katz, "ECG signal compression using analysis by synthesis coding," *IEEE Trans. on biomedical engineering*, vol. 47, no. 10, pp. 1308–1316, 2000.
- [19] R. Horspool and W. J. Windels, "An LZ approach to ecg compression," in *proceedings of 1994 IEEE Seventh Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS'94)*, (Winston-Salem, NC), 1994.
- [20] S. Jalaleddine, C. Hutchens, R. Strattan, and W. Coberly, "ECG data compression techniques - a unified approach," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 4, pp. 329–343, 1990.
- [21] A. Klotz, A. Amann, and H. Feichtinger, "Removal of CPR artifacts in ventricular fibrillation ECG by local coherent line removal," in *Proc. of XII European Signal Processing Conference (EUSIPCO-2004)*, (Vienna (Austria)), 2004.
- [22] A. M. Sayeed, P. Lander, and D. L. Jones, "Improved time-frequency filtering of signal-averaged electrocardiograms," *Journal of Electrocardiology*, vol. 28, pp. 53–58, 1995.
- [23] R.H.Clayton and A.Murray, "Comparison of techniques for time-frequency analysis of the ECG during human ventricular fibrillation," *IEE Proc.-Sci. Meas. Technol.*, vol. 145, no. 6, pp. 301–306, 1999.
- [24] J.M.H.Karel, R.L.M.Peeters, R.L.Westra, K.M.S.Moermans, S.A.P.Haddad, and W.A.Serdijn, "Optimal discrete wavelet design for cardiac signal processing," in *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology (EMBC) Annual Conference*, (Shanghai, China), 2005.
- [25] Y. Ishikawa and F.Mochimaru, "Wavelet theory-based analysis of high-frequency, high-resolution electrocardiograms: A new concept for clinical uses," *Progress in Biomedical Research*, vol. 7, no. 3, pp. 179–184, 2002.
- [26] T.Tsutsumi, D.Wakatsuki, H.Shimajima, Y.Higashi, and Y.Takeyama, "Analyzing time-frequency power spectrum limited in QRS complex

- based on the wavelet transform,” *International Journal of Bioelectromagnetism*, vol. 6, no. 1, 2004.
- [27] P.Addison, J.Watson, G.Clegg, M.Holzer, F.Sterz, and C.Robertson, “Evaluating arrhythmias in ecg signals using wavelet transforms,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. September/October, pp. 104–109, 2000.
- [28] M.K.Stiles, D.Clifton, N.R.Grubb, J.N.Watson, and P.S.Addison, “Wavelet-based analysis of heart-rate-dependent ECG features,” *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, vol. 9, no. 4, pp. 316–322, 2004.
- [29] F. Mochimaru and Y. Fujimoto, “Detecting the fetal electrocardiogram by wavelet theory-based methods,” *Progress in Biomedical Research*, vol. 7, no. 3, pp. 185–193, 2002.
- [30] P. Ravier and O. Buttelli, “Robust detection of QRS complex using klauder wavelets,” in *Proc. of XII European Signal Processing Conference (EUSIPCO-2004)*, (Vienna (Austria)), 2004.
- [31] S. Krimi, K. Ouni, and N. Ellouze, “T-wave detection based on an adjusted wavelet transform modulus maxima,” *International Journal of Biomedical Sciences*, vol. 1, no. 2, pp. 128–132, 2006.
- [32] J.P.Martinez, R.Almeida, S.Olmos, A.P.Rocha, and P.Laguna, “A wavelet-based ECG delineator: Evaluation on standard databases,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 4, pp. 570–581, 2004.
- [33] H. Krim and D. H. Brooks, “Feature-based segmentation of ECG signals,” in *Proceedings of the IEEE Signal Processing International Symposium*, (Paris, France), 1996.
- [34] D.Lemire, C.Pharand, J.C.Rajaonah, B.Dubé, and A.R.LeBlanc, “Wavelet time entropy, t wave morphology and myocardial ischemia,” *IEEE Transactions in Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 7, pp. 967–970, 2000.

- [35] N. Hughes, S. Roberts, and L. Tarassenko, "Semi-supervised learning of probabilistic models for ECG segmentation," in *proceedings of 2004 IEEE Conference on Engineering in Medicine and Biology (EMBC)*, (San Francisco, CA), pp. 434–437, 2004.
- [36] N. Hughes, L. Tarassenko, and S. Roberts, "Markov models for automated ECG interval analysis," in *Advances in Neural Information Processing Systems 16*, Cambridge, MA: MIT Press, 2004.
- [37] E.Toledo, O.Gurevitz, H.Hod, M.Eldar, and S.Akselrod, "The use of a wavelet transform for the analysis of nonstationary heart rate variability signal during thrombolytic therapy as a marker of reperfusion," *Computers in Cardiology*, vol. 25, pp. 609–612, 1998.
- [38] L.G.Gamero, J.Vila, and F.Palacios, "Wavelet transform analysis of heart rate variability during myocardial ischaemia," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 40, pp. 72–78, 2002.
- [39] M.L.Hilton, "Wavelet and wavelet packets compression of electrocardiogram," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 5, pp. 394–402, 1997.
- [40] S. Mallat, "A theory for multiresolution signal decomposition: The wavelet representation," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 11, no. 7, pp. 674–693, 1989.
- [41] M. Vetterli, "Wavelets, approximation and compression," *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 18, no. 5, pp. 59–73, 2001.
- [42] R. Coifman and M.V.Wickerhauser, "Entropy-based algorithms for best basis selection," *IEEE Trans. on Inf. Theory*, vol. 38, no. 2, pp. 713–718, 1992.
- [43] M. Blanco-Velasco, F.Lopez, M.Rosa, and F. Cruz-Roldan, "Periodic wavelet packet implementation applied to ECG signals coding," in *Proc. of Circuits, Systems, Communications and Computers, Vouliagmeni*, (Athens, Greece), 2000.

- [44] R. Istepanian and A. Petrosian, "Optimal zonal wavelet based ECG data compression for a mobile telecardiology system," *IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine*, vol. 4, no. 3, pp. 200–211, 2000.
- [45] L. J. H. Robert S. H. Istepanian and S. M. Panas, "ECG data compression using wavelets and higher order statistics methods," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 5, no. 2, pp. 108–115, 2001.
- [46] Z. Lu, D. Kim, and W. Pearlman, "Wavelet compression of ECG signals by set partitioning in hierarchical trees algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 7, pp. 849–856, 2000.
- [47] M. Pooyan, A. Taheri, M. Moazami-Goudarzi, and I. Saboori, "Wavelet compression of ECG signals using SPIHT algorithm," *International Journal of Signal Processing*, vol. 1, no. 3, pp. 219–225, 2004.
- [48] T.R.Downie and B.W.Silverman, "The discrete multiple wavelet transform and thresholding methods," *IEEE Trans. on Signal Processing*, vol. 46, pp. 2558–2561, 1998.
- [49] G. Strang and V. Strela, "Orthogonal multiwavelets with vanishing moments," *optical Engineering*, vol. 33, no. 7, pp. 2104–2107, 1994.
- [50] I. W. Selesnick, "Balanced multiwavelet bases based on symmetric FIR filters," *IEEE Trans. on Signal Processing*, vol. 48, no. 1, pp. 184–191, 2000.
- [51] M. M. Goudarzi and M. H. Moradi, "Electrocardiogram signal compression using multiwavelet transform," *Transactions on Engineering, Computing and Technology*, vol. 6, no. june, pp. 332–336, 2005.
- [52] M. M. Goudarzi, A. Taheri, and M. Pooyan, "Efficient method for ECG compression using two dimensional multiwavelet transform," *International Journal of Signal Processing*, vol. 1, no. 3, pp. 226–232, 2004.
- [53] M. M. Goudarzi, M. H. Moradi, and A. Taheri, "Efficient method for ECG compression using two dimensional multiwavelet transform,"

Transactions on Engineering, Computing and Technology, vol. 2, no. december, pp. 10–14, 2004.

- [54] D. L. Donoho, “De-noising by soft-thresholding,” *IEEE Trans. on Inf. Theory*, vol. 41, no. 3, p. 613627, 1995.
- [55] D. L. Donoho and I. M. Johnstone, “Ideal de-noising in an orthonormal basis chosen from a library of bases,” *CRAS Paris*, vol. I, no. 319, pp. 1317–1322, 1994.
- [56] M. Misiti, Y. Misiti, G. Oppenheim, and J. Poggi, *Wavelet Toolbox For use with MATLAB*. Natick, MA: The Matworks, Inc., 2004.
- [57] A.J.Kozakevicius, C.R.Rodrigues, R.C.Nunes, and R.G.Filho, “Adaptive ECG filtering and QRS detection using orthogonal wavelet transform,” in *Proc. of Biomedical Engineering - BIOMED 2005*, (Innsbruck, Austria), 2005.
- [58] N. Nikolaev and A. Gotchev, “ECG signal denoising using wavelet domain wiener filtering,” in *Proc. of the European Signal Processing Conf. EUSIPCO-2000*, (Tampere, Finland), pp. 51–54.
- [59] L.V.Batista, L.C.Carvalho, and E.U.Melcher, “Compression of ECG signals by optimized quantization of discrete cosine transform coefficients,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 23, no. 2, pp. 127–134, 2001.
- [60] F. Cruz-Roldan, P. Amo-Lopez, P. Martn-Martn, and F. Lopez-Ferreras, “Alternating analysis and synthesis filters: A new pseudo-qmf bank,” *Digital Signal Processings*, vol. 11, no. 4, pp. 329–345, 2001.
- [61] F.C.Roldan, P.A.Lopez, P.M.Martin, and F.L.Ferreras, “Alternating analysis and synthesis filters: A new pseudo-QMF bank,” *Digital Signal Processing*, vol. 11, pp. 329–345, 2001.
- [62] M. Blanco-Velasco, F. Cruz-Roldn, F. Lpez-Ferreras, ngel Bravo-Santos, and D. Martnez-Muoz, “A low computational complexity algorithm for ECG signal compression,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 26, no. 7, pp. 553–568, 2004.

- [63] M. Blanco-Velasco, F. Cruz-Roldan, F. Lopez-Ferrerias, and P. Martin-Martin, "Comparison of wavelet packets with cosine-modulated pseudo-QMF bank for ECG compression," in *proceedings of 23. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, (Instambul Turkey), 2001.
- [64] J. I. G. F. Cruz Roldan, M. Blanco-Velasco, "Nearly-perfect reconstruction cosine-modulated filter bank applied to ecg coding," in *Proc. of XII European Signal Processing Conference (EUSIPCO-2004)*, (Vienna (Austria)), 2004.
- [65] M. Blanco-Velasco, F. Cruz-Roldan, J. Godino-Llorente, and K. Barner, "Efficient ECG compression based on M-channel maximally decimated filter banks," in *Proc. of XIII European Signal Processing Conference (EUSIPCO-2005)*, (Antalya, Turkey), 2005.
- [66] J. G.-L. M. Blanco-Velasco, F. Cruz-Roldan and K. Barner, "Ecg compression with retrieved quality guaranteed," *ELECTRONICS LETTERS*, vol. 40, no. 23, 2004.
- [67] S. K. Mitra, *Digital Signal Processing - A Computer-Based Approach*. McGraw-Hill, 1997.
- [68] M. H. Hayes, *Schaum's Outline of Digital Signal Processing*. McGraw-Hill, 1998.
- [69] V. Stojanović, *Diskretne mreže i procesiranje signala*. Niš: Univerzitet u Nišu, Elektronski fakultet, edicija: Osnovni udžbenici, 2004.
- [70] A. Žorić, B. Đorđević, D. Martinović, and S. Obradović, "PC software for spectral analysis of ecg signals," in *Proceedings of International Scientific Conference UNITECH-03*, (Gabrovo, Bulgaria), pp. I-202 – I-205, 2003.
- [71] A. Žorić, B. Đorđević, D. Martinović, and S. Obradović, "Razvoj sofisticiranog EKG uređaja i novih mogućnosti za elektrodijagnostiku srca," in *XLVII konferencija ETRAN*, (Herceg Novi, SCG), pp. 104–107, 2003.

- [72] J. B. Allen and L. R. Rabiner, "A unified approach to short-time fourier analysis and synthesis," *Proceedings of The IEEE*, vol. 65, no. 11, pp. 1558–1564, 1977.
- [73] F. Auger, P. Flandrin, P. Goncalves, and O. Lemoine, *Time-Frequency Toolbox For use with MATLAB*. France: Centre National De La Recherche Scientifique, 1996.
- [74] S. S. Ilić, V. Stojanović, and A. Žorić, "Influence of the window function to the time-frequency characterization of electrocardiogram," in *Proceedings of XL International Scientific Conference ICEST 2005*, (Niš (Srbija i Crna Gora)), pp. 255–258, 2005.
- [75] B. Vidakovic, *Statistical Modeling by Wavelets*. John Wiley and Sons, 1999.
- [76] S. M. A. Arafat, "Uncertainty modeling for classification and analysis of medical signals." Presented to The Faculty of the Graduate School University of Missouri-Columbia in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Doctor Philosophy.
- [77] C. Torrence and G. p. Compo, "A practical guide to wavelet analysis," *Bulletin of the American Meteorological Society*, vol. 79, no. 1, January, pp. 61–78, 1998.
- [78] P. S. Addison, "Wavelet transforms and the ECG: a review," *Physiological Measurement*, vol. 26, pp. R155–R199, 2005.
- [79] S. S. Ilic, "Detection of the left bundle branch block in continuous wavelet transform of ECG signal," *Electronics and Electrical Engineering*, vol. 74, no. 2, pp. 33–36, 2007.
- [80] L. Birge and P. Massart, *From Model Selection to Adaptive Estimation*. D. Pollard (ed), Festschrift for L. Le Cam, Springer, 1997.
- [81] A. Ferrero, "Software for personal instruments," *IEEE Trans. on Instrum. and Measurement*, vol. 39, no. 6, pp. 860–863, 1990.

- [82] A. Žorić and S. Ilić, “PC-based system for electrocardiography and data acquisition,” in *Proc. of 7th International Conference on Telecommunications in Modern Satellite, Cable and Broadcasting Services TELSIKS*, (Niš, Serbia and Montenegro), 2005.

Index

- A
Akvizicioni modul, 125
- B
Blackman-ova proz. funk., 36, 50, 54,
55, 58, 61, 115
- C
Chebyshev-ljeva proz. funk., 62, 64
CWT, 24–26, 70, 71, 74
- D
Depresija ST segmenta, 58, 75, 77, 82
DWT, 25, 27–31, 33–35, 92, 93, 103
- E
EKG uređaj, 123, 132, 136
Elevacija ST segmenta, 50, 81
- F
Frekvencijska rezolucija, 41
- G
Gauss-ova proz. funk., 22, 50, 52, 54,
67
GUI, 131
- H
Hamming-ova proz. funk., 50, 54, 55,
59, 60
Hardver, 123
- K
Kaiser-ova proz. funk., 50, 52, 67
- L
Lokalni maksimumi, 75–77, 79, 80, 83,
89
- M
Multiwavelet transformacija, 31–34
- N
Nestacionarni signal, 5, 6
- P
P–talas, 14, 81
- Q
QRS kompleks, 14, 16, 17, 26, 67, 75
- S
Softver, 123, 131
softver, 133
STFT, 5, 22, 23, 41, 46, 67
- T
T–talas, 14, 24, 27, 57, 75
- V
Vremenska rezolucija, 41
Vremensko-frekvencijski domen, 6, 7
- W
WP, 103, 106, 109, 117

Прилог 3.

Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Приштини, са привременим седиштем у Косовској Митровици унесе моју докторску дисертацију под насловом:

Временско - фреквенцијска анализа нес-аритмичких сигнала

која је моје ауторско дело.

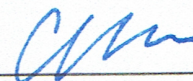
Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Приштини са привременим седиштем у Косовској Митровици 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 Косовској Митровици, 30.11.2023.