

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA RAČUNALNIŠTVO IN INFORMATIKO

MAGISTRSKO DELO

Robustno ocenjevanje oblik elektrokardiograma
z uporabo ortogonalnih transformacij

Miha Amon

mentor: prof. dr. Franc Jager

Ljubljana, 2011

Št.: 142-MAG-RI/2011

Datum: 27. 05. 2011

Miha AMON, univ. dipl. inž. rač. in inf.



Ljubljana

Fakulteta za računalništvo in informatiko Univerze v Ljubljani izdaja naslednjo magistrsko nalogo

Naslov naloge: **Robustno ocenjevanje oblik elektrokardiograma z uporabo ortogonalnih transformacij**

Robust estimation of morphologic features and shape representation of electrocardiograms using orthogonal transforms

Tematika naloge:

Pomembna naloga na področju procesiranja signalov elektrokardiograma (EKG) je zasnova učinkovite diskretne transformacije, ki iz signala izlušči koristne klinične informacije ter jih predstavi v obliki časovnih vrst morfoloških vektorjev značilk, ki je primerna oblika za nadaljnjo strojno obdelavo in za vizualno diagnosticiranje s strani kardiologov. Preizkusite in dopolnite obstoječi algoritem za izločanje šumnatih utripov v prostoru vektorjev značilk transformacije Karhunen in Loeveja (KLT). Algoritem naj bo robusten in naj kot ocenjevalca uporabljaja srednjo vrednost s preskakovanjem. Generirajte temeljne funkcije KLT za segment ST elektrokardiograma. Za učno množico uporabite 24-urne posnetke mednarodne referenčne podatkovne baze LTST DB (Long-Term ST Database). Kovariančne matrike naj bodo robustne in naj temeljijo na metodi približnih jeder. Prav tako zasnujte transformacijo na osnovi ortogonalnih Legendrovih polinomov (transformacija LPT) katerih oblika je podobna tipičnim morfološkim spremembam segmenta ST med ishemijsko in s tem omogoča direkten vpogled v tip prehodne spremembe morfologije v prostoru vektorjev značilk. Algoritem za izločanje motenj in obe transformaciji uporabite 1 za izračun časovnih vrst vektorjev značilk za segment ST za posnetke baze LTST DB. Primerjajte lastnosti obeh transformacij s stališča distribucij rezidualnih napak ter karakterizirajte obnašanja časovnih vrst vektorjev značilk v okolici prehodnih ishemijskih in lažnih neishemijskih epizod segmenta ST. Razvijte tudi grafične uporabniške vmesnike za vizualizacijo posnetkov EKG in karakterizacijo časovnih vrst morfoloških vektorjev značilk. Časovne vrste vektorjev značilk transformacije LPT segmenta ST in pripadajoče rezidualne napake dodajte podatkovni bazi LTST DB, ki je prosto objavljena na strežniku Physionet.

Mentor:

prof. dr. Franc Jager



Dekan:

prof. dr. Nikolaj Zimic

original izdane teme magistrskega dela, ki ga kandidat dvigne v študentskem referatu,
preden odda izdelek v vezavo;

IZJAVA O AVTORSTVU

magistrskega dela

Spodaj podpisani MIHA AMON,

z vpisno številko 24940003,

sem avtor magistrskega dela z naslovom

Robustno ocenjevanje oblik elektrokardiograma z uporabo ortogonalnih transformacij.

S svojim podpisom zagotavljam, da:

- sem magistrsko delo izdelal samostojno pod vodstvom mentorja (naziv, ime in priimek)

prof. dr. Franc Jager

- so elektronska oblika magistrskega dela, naslova (slov., angl.), povzetka (slov., angl.) ter ključne besede (slov., angl.) identični s tiskano obliko magistrskega dela

- in soglašam z javno objavo elektronske oblike magistrskega dela v zbirki »Dela FRI«.

V Ljubljani, dne 20. september 2011 Podpis avtorja: _____

Zahvala

Zahvaljujem se mentorju prof. dr. Francu Jagru za pomoč in sodelovanje pri oblikovanju izhodišč raziskovalnega dela ter nepogrešljivo usmerjanje in svetovanje med delom, vsa gradiva, njegovo dosedanje delo in dosežke, na katerih temelji tudi to delo, ter neprestano razpoložljivost za posvet ali pomoč.

Zahvaljujem se tudi ostalim sodelavcem v Laboratoriju za biomedicinske računalniške sisteme in oslikave, še posebno dr. Alešu Smrdelu za njegovo dosedanje delo in dosežke ter gradiva, brez katerih prav tako to delo ne bi bilo mogoče.

Nazadnje, a nikakor najmanj, naj se zahvalim še staršema Marinki in Slavcu, sestri Nini ter širši družini in vsem prijateljem za neizčrpen vir podpore, razumevanja in navdiha tako v življenju kakor pri delu.

Kazalo

KAZALO	9
POJMOVNIK, KRATICE, OKRAJŠAVE, SIMBOLI	13
POVZETEK	15
ABSTRACT	17
1. UVOD	19
<hr/>	
1.1. NAMEN IN CILJI MAGISTRSKEGA DELA	21
2. PREGLED PROBLEMATIKE	25
<hr/>	
2.1. ELEKTROKARDIOGRAM	25
2.2. PREHODNA SRČNA ISHEMIJA	27
2.3. PREDSTAVITEV SEGMENTA ST	27
3. GRADIVA IN ORODJA	29
<hr/>	
3.1. PODATKOVNA BAZA ELEKTROKARDIOGRAFSKIH POSNETKOV EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY ST-T DATABASE (ESC DB)	29

3.2.	PODATKOVNA BAZA ELEKTROKARDIOGRAFSKIH POSNETKOV LONG-TERM ST DATABASE (LTST DB)	30
3.3.	UPORABLJENO OKOLJE ZA DELO S FIZIOLOŠKIMI SIGNALI WAVEFORM DATABASE (WFDB)	34
3.3.1.	Orodja WFDB za preučevanje posnetkov	34
3.3.2.	Knjižnica WFDB Library za integracijo funkcij v lastno programsko opremo	35
3.4.	RAZVITO PROGRAMSKO ORODJE LET	35
3.4.1.	Nalaganje posnetkov zapisanih v formatu WFDB	36
3.4.2.	Nalaganje in ustvarjanje novih podatkovnih datotek LTST DB	37
3.4.3.	Vizualizacija signalov	37
3.4.3.1.	Metode prevzorčevanja za grafični prikaz signalov	38
3.4.4.	Prikaz in pregledovanje signalov EKG	41
3.4.4.1.	Umerjanje in določanje območja prikaza	42
3.4.4.2.	Navigacija po signalu in povečava (zoom)	42
3.4.5.	Poglobljena analiza posameznega odvoda (»Examine Lead«)	43
3.4.6.	Vizualizacija časovnih vrst značilk in drugih trendov izbranega intervala	43
3.5.	ORODJE ZA ZNANSTVENE VIZUALIZACIJE GNUPLOT	44
3.6.	RAZVITI ALGORITMI IN ORODJA ZA STATISTIČNE OBDELAVE IN VIZUALIZACIJE ČASOVNIH VRST VEKTORJEV ZNAČILK	44
3.6.1.	Celotne skupne statistike	45
3.6.2.	Celotne povprečne statistike	46
4.	GENERACIJA VEKTORJEV ZNAČILK S TRANSFORMACIJO KARHUNENA IN LOÈVEJA (KLT)	49
4.1.	TRANSFORMACIJA KLT	50
4.2.	ROBUSTNA KOVARIANČNA MATRIKA	54
4.3.	GENERACIJA VEKTORJEV ZNAČILK	55
4.4.	MAHALANOBISOVA RAZDALJA	56
5.	GENERACIJA VEKTORJEV ZNAČILK Z DISKRETNNO TRANSFORMACIJO NA OSNOVI LEGENDROVIH POLINOMOV (LPT)	59
5.1.	LEGENDROVI POLINOMI	62
5.2.	GRAM-SCHMIDTOV POSTOPEK IN GENERACIJA BAZNIH FUNKCIJ LPT	64

5.3.	TRANSFORMACIJA LPT	65
5.4.	GENERACIJA VEKTORJEV ZNAČILK	66
5.5.	PRIČAKOVANI POMEN TRANSFORMACIJE LPT V DIAGNOSTIKI IN ANALIZI ČASOVNIH SPREMEMB MORFOLOGIJE SEGMENTA ST	67
6.	PREDOBDELAVA IN ROBUSTNO IZLOČANJE MOTENJ V PROSTORU TRANSFORMACIJE KLT	69

6.1.	PREDOBDELAVA	69
6.2.	PREGLED REŠITEV ZA IZLOČANJE MOTENJ V ČASOVNEM PROSTORU	72
6.3.	ROBUSTNO IZLOČANJE MOTENJ V PROSTORU TRANSFORMACIJE KLT	74
6.3.1.	Določitev optimalne dimenzije podprostora KLT	74
6.3.2.	Robustno izločanje motenj	76

7.	DERIVACIJA TEMELJNIH FUNKCIJ KLT IN LPT ZA SEGMENT ST ELEKTROKARDIOGRAMA	91
-----------	---	-----------

7.1.	IZRAČUN ROBUSTNE KOVARIANČNE MATRIKE NA OSNOVI BAZE POSNETKOV LTST DB TER IZRAČUN IN PRIPRAVA KLT BAZNIH FUNKCIJ NA OSNOVI BAZE POSNETKOV LTST DB	92
7.2.	IZRAČUN IN PRIPRAVA BAZNIH FUNKCIJ LPT PO GRAM-SCHMIDTU	95

8.	GENERACIJA NOVIH ČASOVNIH VRST VEKTORJEV ZNAČILK KLT IN LPT SEGMENTA ST	101
-----------	--	------------

8.1.	IZRAČUN NOVIH ČASOVNIH VRST VEKTORJEV ZNAČILK MORFOLOŠKIH PARAMETROV S KLT NA BAZI LTST DB	101
8.2.	IZRAČUN ČASOVNIH VRST VEKTORJEV ZNAČILK MORFOLOŠKIH PARAMETROV Z LPT NA BAZI LTST DB	102
8.3.	IZRAČUN STANDARDNIH DEVIACIJ ZNAČILK IN NORMALIZACIJA ČASOVNIH VRST VEKTORJEV ZNAČILK	104

9.	REZULTATI	105
-----------	------------------	------------

9.1.	ČASOVNE VRSTE VEKTORJEV ZNAČILK MORFOLOŠKIH PARAMETROV LPT IN PODATKOVNA BAZA LTST DB	105
9.2.	ČASOVNE VRSTE VEKTORJEV ZNAČILK MORFOLOŠKIH PARAMETROV KLT IN PODATKOVNA BAZA LTST DB	105
9.3.	ANALIZA NOVIH ČASOVNIH VRST KLT IN LPT NA OSNOVI RESIDUALNIH NAPAK GLEDE NA IZBRANO DIMENZIJO	106

9.4.	ANALIZA ZNAČILNIH SPREMENB MORFOLOGIJE SEGMENTA ST Z UPORABO KLT IN LPT	109
9.4.1.	Karakterizacija ishemičnih sprememb segmenta ST	110
9.4.1.1.	Depresija in horizontalno izravnavanje	110
9.4.1.2.	Depresija in negativni nagib	112
9.4.1.3.	Elevacija	114
9.4.1.4.	Depresija in ukrivljanje	116
9.4.2.	Karakterizacija neishemičnih sprememb segmenta ST	118
9.4.2.1.	Depresija kolena J s pozitivnim nagibom	118
9.4.2.2.	Pomik vala T v segment ST	120
9.4.2.3.	Paralelni pomik segmenta ST	122
9.4.3.	Karakterizacija prehodnih epizod segmenta ST	124
9.4.3.1.	Začetek ishemične epizode	124
9.4.3.2.	Maksimum ishemične epizode	136
9.4.3.3.	Začetek neishemične epizode	148
9.4.3.4.	Maksimum neishemične epizode	161
9.4.4.	Šumni srčni utripi	173
10.	DISKUSIJA	179

10.1.	IZLOČANJE MOTENJ	179
10.2.	RAZLOČEVANJE MED ISHEMIČNIMI IN NEISHEMIČNIMI EPIZODAMI	180
10.3.	NADALJNE MOŽNOSTI NATANČNEJŠE KARAKTERIZACIJE FIZIOLOŠKIH PROCESOV NA OSNOVI TRANSFORMACIJ SEGMENTA ST	181
10.4.	MOŽNOSTI NOVEGA DIAGNOSTIČNEGA KRITERIJA	183
11.	SKLEP	185

12.	PRILOGE	187
------------	----------------	------------

13.	LITERATURA IN DRUGI VIRI	193
------------	---------------------------------	------------

Pojmovnik, kratice, okrajšave, simboli

analizator	naprava ali računalniška aplikacija (algoritem) za analizo signala EKG - na primer, odkrivanje epizod nivoja segmenta ST
Oznaka	označba nekega dogodka na posnetku EKG v vektorski obliki - Navadno so oznake zapisane v ločenih datotekah.
baza posnetkov	zbirka posnetkov signalov EKG ter spremljajočih funkcij (denimo funkcija nivoja ST) in označb pomembnih dogodkov v signalih
EKG	skrajšano → elektrokardiogram
elektrokardiogram	zapis električne aktivnosti srčne mišice
epizoda	skrajšano → prehodna epizoda segmenta ST
prehodna ishemija	interval odstopanja morfologije segmenta ST iz bolezenskih vzrokov
odvod	signal električne aktivnosti srca, merjen na eni izmed standardnih osi (parov točk) na človeškem telesu
prehodna epizoda segmenta ST	interval odstopanja nivoja segmenta ST od meril, ki so določena po uveljavljenih protokolih - Epizode v besedilu označujemo npr. s20021/L1/B9, kar pomeni 9. epizodo (»9«) odvoda 1 (»L1«) posnetka s20021 (»20021«) po protokolu B (»B«). V besedilu tudi kot »(prehodna) epizoda (nivoja) segmenta ST« ali skrajšano »epizoda«.
protokol označevanja epizod	standardizirana definicija tehnik in postopkov (po katerih se izvaja označevanje) ter fizikalnih meril (na osnovi katerih je možno odločiti, ali določen pojav v signalu EKG lahko označimo kot epizodo)

Povzetek

Pomembna naloga na področju procesiranja signalov elektrokardiograma (EKG) je zasnova učinkovitih diskretnih transformacij, ki iz signala izluščijo koristne klinične informacije ter jih predstavijo v obliki časovnih vrst vektorjev morfoloških značilk. Slednje je primerna oblika za nadaljnjo strojno obdelavo in za vizualno diagnosticiranje s strani kardiologov. V okviru tega dela smo preizkusili in dopolnili obstoječi algoritem za izločanje šumnih utripov v prostoru vektorjev značilk transformacije Karhunenena in Loèveja (KLT). Algoritem je robusten in kot ocenjevalca uporablja srednjo vrednost s preskakovanjem.

Generirali smo nove temeljne funkcije KLT za segment ST elektrokardiograma. Za učno množico smo uporabili vseh 86 24-urnih posnetkov mednarodne referenčne podatkovne baze LTST DB (Long-Term ST Database). Pridobljene kovariančne matrike so robustne in temeljijo na metodi približnih jeder. Prav tako smo zasnovali transformacijo na osnovi ortogonalnih Legendrovih polinomov (transformacija LPT), katerih oblika je podobna tipičnim morfološkim spremembam segmenta ST med miokardno ishemijo in s tem omogoča direkten vpogled v tip prehodne spremembe morfologije v prostoru vektorjev značilk. Algoritem za izločanje motenj in obe transformaciji smo uporabili za izračun časovnih vrst vektorjev značilk za segment ST za posnetke baze LTST DB. Primerjali in preučili smo lastnosti obeh transformacij s stališča distribucij residualnih napak ter karakterizirali obnašanja novih časovnih vrst vektorjev značilk v okolici prehodnih ishemičnih in lažnih neishemičnih epizod segmenta ST. Z uporabo časovnih vrst vektorjev značilk obeh transformacij in že obstoječih časovnih vrst diagnostičnih parametrov podatkovne baze (srčna frekvenca, nivo segmenta ST) smo karakterizirali ishemične (odstopanje, nagib, ukrivljanje) in neishemične (pomik vala T v segment ST) spremembe morfologije segmenta ST na nivoju posameznih utripov, kot tudi na nivoju prehodnih epizod (začetki in ekstremi epizod) z namenom ovrednotenja transformacije LPT kot novega pristopa za učinkovito razlikovanje med ishemičnimi in neishemičnimi procesi v segmentu ST.

Za potrebe dela smo razvili tudi grafična orodja za vizualizacijo posnetkov EKG in karakterizacijo časovnih vrst morfoloških vektorjev značilk ter programsko opremo in algoritme za izračun in generiranje baznih funkcij, izračun časovnih vrst vektorjev značilk transformacij KLT in LPT ter drugih funkcij kot denimo residualne napake, statistične analize in obdelavo časovnih vrst, itn.

Nove časovne vrste vektorjev značilk in pripadajoče residualne napake smo dodali podatkovni bazi LTST DB, ki je prosto objavljena na strežniku Physionet.

Ključne besede: Elektrokardiogram (EKG), segment ST, prehodna ishemija, ortogonalna transformacija, Legendrovi polinomi

Abstract

Robust estimation of morphologic features and shape representation of electrocardiograms using orthogonal transforms

An important task in the field of electrocardiogram (ECG) signal processing is the development of effective discrete transforms, which can extract useful clinical information from source signals and represent it as morphologic feature vector time series. Such time series are then suitable for further machine processing as well as for visual diagnostic procedures by cardiologists. We have tested and enhanced the existing Karhunen and Loève transform (KLT) feature vector space based noise detection algorithm. The algorithm is robust and uses the skipped mean value as an estimator.

We have generated new KLT base functions for the ST electrocardiogram segment with all 86 24-hour records of the international reference ECG database LTST DB (Long-Term ST Database) as a learning set. New covariance matrices are robust and based on the kernel-approximation method. In addition, a new transform was developed, based on the Legendre polynomials (LPT) which are visually similar to typical morphologic changes of the ST segment during myocardial ischemia. The later provides a direct insight into the transient morphology change type from the feature vector space. The noise detection algorithm and both transforms were used for generation of new ST segment feature vector time series for all LTST DB records. We have studied and compared characteristics of both transforms in terms of residual error distribution and characterized new feature vector time series behavior in the neighborhood of transient ischemic and false non-ischemic ST segment episodes. Using the new feature vector time series of both transforms and the existing LTST DB diagnostic parameter time series (heart-rate, ST segment level) we have characterized ischemic (deviation, sloping, scooping) and non-ischemic (shift of T-wave into the ST segment) ST segment morphology changes at the level of single heart beats as well as at the level of transient episodes (episode beginnings and extremes) with the motivation of evaluating the LPT transform as a new approach to effective ischemic and non-ischemic physiologic process differentiation.

New graphical tools for ECG data visualizations and morphologic feature vector time series characterization, algorithms and software for base functions generation, KLT and LPT transform feature vector time series derivation and several other functions as the residual errors, statistical analyses, time series manipulations etc. were also developed for this work.

New feature vector time series and the associated residual errors were added to the LTST DB database which is freely available on the Physionet servers.

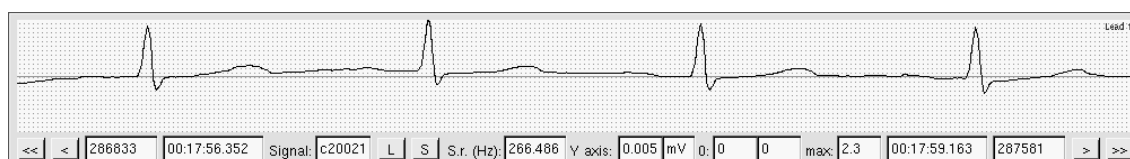
Keywords: Electrocardiogram (ECG), ST segment, transient ischemia, orthogonal transformation, Legendre polynomials

POGLAVJE 1

Uvod

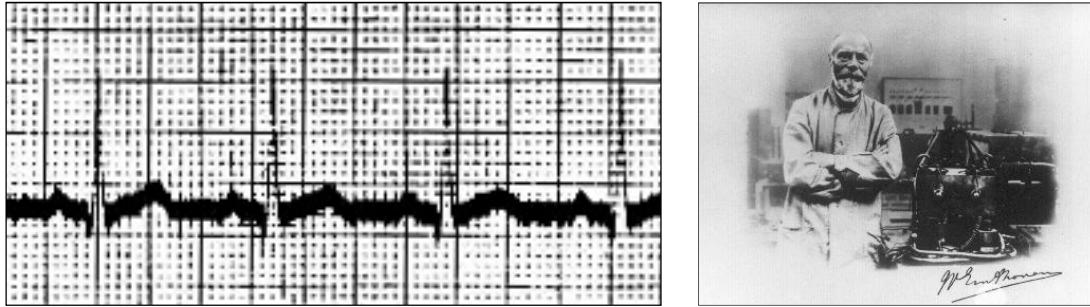
Elektrokardiogram (EKG) je v sodobni diagnostiki in zdravljenju težav z delovanjem srca temeljna metoda tako za samodejne strojne kakor ekspertne »ročne« tehnike. A zaradi razmeroma velike količine podatkov, ki nastane pri zajemanju elektrokardiografskih signalov, se šele z uvajanjem učinkovitih samodejnih strojnih postopkov v zadnjih letih pričinja izkoriščati mnoge prednosti, ki jih EKG še obeta. Elektrokardiografski signali se namreč tipično zajemajo s frekvenco od 200 do 500 vzorcev na sekundo oz. povprečno 60 do 70 srčnih utripov v minuti, kar denimo pri 24 urnem snemanju pomeni obseg zajetih podatkov v redu 100.000 srčnih utripov. Tako s človeško zmogljivostjo praktično ni mogoče izvesti popolne diagnostike na nivoju posameznih srčnih utripov oz. po drugi strani vsakega pacienta neprekinjeno spremljati ter v realnem času prepoznavati in reagirati na morebitne nenadne spremembe v morfologiji signala srčnega utripa, ki sicer lahko pomenijo izjemno resen opozorilni znak, pogosto tudi poslednjo vez z življenjem.

Za natančno diagnosticiranje namreč zgolj kratkotrajni laboratorijski posnetki EKG pogosto ne zadoščajo, saj so bolezenski dogodki in pomembne spremembe v delovanju srca naključen proces, delno pogojen z dnevnimi ritmi, pacientovo aktivnostjo in spremembami v okolici. Pacienta je tako potrebno spremljati v daljšem časovnem obdobju, v različnih razmerah, denimo med spanjem, na delu, med povečano telesno aktivnostjo ipd. V ta namen se tipično izvaja 24 urno snemanje signala EKG s prenosnim elektrokardiografom. Pri tem pa specialist kardiolog zopet zapade v težave zaradi velikega obsega podatkov tovrstnega posnetka, iz katerega je navadno potrebno izluščiti samo določene krajše segmente (ti. epizode), ko se je pojavila motnja v srčnem utripu.



Slika 1-1: Primer signala EKG (grafično prilagojen izpis za to delo razvite aplikacije LEt)

Ročna obdelava takšnih signalov je izjemno zamudna, predvsem pa zavoljo človeškega faktorja lahko tudi dokaj nenatančna. A z razmahom računalniških tehnologij tudi v kardiologijo vstopajo korenite spremembe. Tako se je pričel razvoj računalniških algoritmov za samodejno odkrivanje in označevanje pomembnih dogodkov (sprememb) v kardiografskih posnetkih. Veliko pozornosti se poleg tega usmerja tudi v razvoj algoritmov za napovedovanje motenj v delovanju srca, vendar danes na tem področju praktično uporabljivih rezultatov žal še ni.



Slika 1-2: Eden prvih zapisov EKG, zapisan z Einthovnovim nitnim galvanometrom iz prvih let 20.st. (levo), izumitelj elektrokardiografa, nizozemski znanstvenik in Nobelov nagrajenec za medicino dr. Willem Einthoven ter njegov elektrokardiograf (desno)

(vir: The Einthoven Foundation - www.einthoven.nl)

Tehnike za učinkovito in robustno ocenjevanje morfoloških značilik in predstavitev oblik signalov elektrokardiograma so pomemben korak na poti k razvoju novih algoritmov in metod za analitiko in diagnostiko pomembnih bolezenskih dogodkov pri delovanju srca (npr. miokardna ishemija, akutni miokardni infarkt itn.). Takšne transformacije iz osnovnega časovnega signala EKG izlušči koristne klinično pomembne informacije ter jih predstavijo v obliki, ki je primerna tako za nadaljnjo strojno obdelavo kakor za vizualno analitiko ali diagnostiko s strani kardioloških ekspertov. Slednje je še posebno pomembno, ker se v praksi strojno procesiranje signalov EKG pogosto prepleta in dopolnjuje z analitskim oziroma diagnostičnim delom kardiologa.

Za razvoj novih metod in algoritmov so potrebni dovolj obsežni in reprezentativni viri realnih podatkov, ustrezno obdelanih in opremljenih s predhodnim ekspertnim znanjem ter različnimi izvedenimi funkcijami. Danes se najbolj uporabljata dve takšni zbirki oz. *bazi* posnetkov in sicer ESC DB [1], ki je nastala v okviru projekta Evropske skupnosti pod okriljem Evropskega združenja za kardiologijo (European Society of Cardiology) ter baza označenih kardiografskih posnetkov LTST DB [2], ki je plod domačega - slovenskega znanja na Fakulteti za računalništvo in informatiko Univerze v Ljubljani v sodelovanju z ameriško univerzo Massachusetts Institute of Technology (Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology) ter italijanskim Inštitutom za klinično fiziologijo CNR (National Research Council - Institute of Clinical Physiology).

1.1. Namen in cilji magistrskega dela

Metode za učinkovito in robustno ocenjevanje morfoloških značilnk ter predstavitev oblik signalov elektrokardiograma sodijo med najpomembnejša orodja za procese v sodobni diagnostiki in analitiki kardiovaskularnih motenj, za razvoj avtomatskih detektorjev pomembnih bolezenskih dogodkov (npr. miokardna ishemija, akutni miokardni infarkt itn.), za raziskave možnih algoritmov za napovedovanje takšnih dogodkov ter za študije fizioloških mehanizmov, odgovornih za ta patološka stanja. Cilj je zasnovati diskretne transformacije osnovnega časovnega signala EKG oz. njegovih posameznih segmentov, ki iz signala čim bolj učinkovito izluščijo koristne klinične informacije ter jih predstavijo v obliki, ki je primerna tako za nadaljnjo strojno obdelavo kakor za vizualno analitiko ali diagnostiko s strani kardioloških ekspertov.

V okviru tega magistrskega dela se osredotočamo na segment ST elektrokardiograma, ki ima po dosedanjih dognanjih največjo vsebnost informacije o kardiovaskularnih ishemičnih motnjah [3]. Za izločanje morfoloških značilnk in predstavitev oblik segmenta ST se je izkazala za zelo učinkovito transformacija Karhunena in Loèveja (KLT) [4]. Transformacija KLT je bila do sedaj na področjih analize signalov EKG uporabljena za namene klasifikacije kompleksov QRS, oziroma srčnih utripov, na pravilne in nepravilne [5], vizualne identifikacije akutnih ishemičnih epizod [6], avtomatske detekcije prehodnih epizod segmenta ST v dolgih ambulantnih posnetkih EKG [4][7][8] ter za analizo periode srčne repolarizacije (ST-T kompleks) [9][10][11].

Prisotnost šumov in drugih motenj ter nepravilnih srčnih utripov je v realnih posnetkih EKG pogosto razmeroma visoka. Transformacija KLT ponuja dobro osnovo za razvoj učinkovitih algoritmov za izločanje takšnih motenj. Tako želimo preizkusiti in dopolniti obstoječi algoritem za izločanje šumnih utripov v prostoru že obstoječih časovnih vrst vektorjev značilnk transformacije KLT na osnovi spremljanja sprememb vektorjev značilnk za kompleks QRS in segment ST vzdolž časa ter na osnovi spremljanja pripadajočih residualnih napak. Algoritem bo robusten in bo kot ocenjevalca uporabljal srednjo vrednost s preskakovanjem, ki je poseben primer robustnih ocenjevalcev Huberjevega tipa [12].

Nadalje bomo na novo generirali temeljne funkcije transformacije Karhunena in Loèveja za segment ST elektrokardiograma. Za učno množico bomo uporabili mednarodno referenčno podatkovno bazo LTST DB (Long-Term ST Database) [2], ki vsebuje 8.896.327 srčnih utripov in veliko množico prehodnih epizod segmenta ST s patološkimi oblikami. Dosedanje druge študije generacije temeljnih funkcij Karhunena in Loèveja za različne morfologije segmenta ST so vsebovale bistveno manj učnih vzorcev (750.000) [4]. Z namenom generacije temeljnih funkcij bomo konstruirali robustne kovariančne matrike, ki bodo temeljile na metodi približnih jeder in z izločenimi izrazito odstopajočimi vzorci. Ob uporabi teh temeljnih funkcij lahko pričakujemo učinkovitejše izločanje šumnih utripov in višje zmogljivosti avtomatskih detektorjev prehodne ishemije.

Pri baznih funkcijah KLT za segment ST je opaziti izrazito podobnost v njihovih lastnostih in oblikah z družino ortogonalnih funkcij Čebiševih polinomov [13] (konstanta, linearna in kvadratna funkcija). Uspešna predstavitev lastnosti segmenta ST v takšni matematično osnovani ortogonalni bazi bi prinesla pomembne prednosti na predstavljenih področjih avtomatske in ročne obdelave signalov EKG, četudi bi bila transformacija suboptimalna. Matematično osnovana metoda za generiranje baznih funkcij obeta učinkovit standardiziran pristop za nadaljnje študije in še posebno njihovo medsebojno primerljivost. V dosednji praksi najpogosteje uporabljena transformacija KLT je namreč bistveno odvisna od »učne« množice signalov ter tako lahko njeni rezultati znatno odstopajo med posameznimi implementacijami. Bistveno pa je, da nam takšne »čiste« elementarne matematično določene oblike baznih funkcij prinašajo dodatno pomembno pridobitev: možnost neposrednega vpogleda v najpomembnejše morfološke lastnosti segmenta ST v časovnem prostoru, ki nosijo pomembno informacijo o naravi ishemije [2], neposredno iz transformiranega prostora:

- elevacija oz. depresija,
- nagib navzgor ali navzdol ter
- ukrivljanje segmenta ST

s prvimi 3 komponentami nove tako pridobljene baze. Prvi polinom namreč nosi obliko konstante, drugi linearne funkcije, tretji pa kvadratične parabole [13]. Tako bi bilo možno preučevanje tipa spremembe morfologije segmenta ST (patološka/nepatološka) neposredno prek vektorjev značilk transformiranega prostora.

Dosedanja praksa uporabe Čebiševih polinomov za procesiranje signalov EKG [15] je omejena. Izkaže se, da ta družina funkcij za tak namen ni najprimernejša zaradi ortogonalnosti polinomov pri nekonstantni utežni funkciji. Slednje v ortogonalni transformaciji deformira želeno obliko funkcij Čebiševih polinomov, kar povzroči razpršitev informacije o pomembnih morfoloških lastnostih segmenta ST prek različnih baznih funkcij.

Izkaže se, da družina Legendrovih polinomov [14] edinstveno združuje vse iskane lastnosti (ortogonalnost s konstantno utežno funkcijo $w(x)=1$, podobnost oblik funkcij z "naravnimi" baznimi funkcijami KLT, oblika funkcij prvih 3 polinomov zastopa vse tri našete pomembne lastnosti segmenta ST). Tako bomo osnovali diskretno transformacijo segmenta ST elektrokardiograma na osnovi Legendrovih polinomov (LPT).

Obe transformaciji, KLT in LPT, oziroma obe družini temeljnih funkcij, bomo uporabili za izračun časovnih vrst vektorjev značilk za segment ST za 24-urne posnetke podatkovne baze LTST DB. Posnetki bodo predobdelani v smislu izločanja šumnih utripov. V ta namen bomo uporabili robustni algoritem za izločanje šumnih utripov v prostoru značilk transformacije KLT.

Želimo raziskati karakteristike transformacije LPT segmenta ST, jo primerjati s KLT tako s teoretskih vidikov kakor tudi preučiti in primerjati obnašanje koeficientov obeh transformacij na različnih časovnih nivojih ter hkrati tako z obema transformacijama tudi okarakterizirati različne dogodke in procese v EKG: ob posameznih srčnih utripih z različnimi kliničnimi karakteristikami, ob posameznih dogodkih (npr. nastop prehodne ishemiije) ter ob daljših fizioloških procesih v dolgotrajnih posnetkih EKG (npr. različne vrste prehodnih epizod odstopanja segmenta ST).

S karakterizacijo ishemičnih (odstopanje, nagib, ukrivljanje) in neishemičnih sprememb (pomik vala T v segment ST) morfologije segmenta ST na nivoju posameznih utripov, kot tudi na nivoju prehodnih epizod (začetki in ekstremi epizod) z obema transformacijama želimo ovrednotiti transformacijo LPT kot nov pristop za razlikovanje med ishemičnimi in neishemičnimi procesi v segmentu ST.

Za te namene je potrebno razviti ustrezno programsko opremo za izračun baznih funkcij obeh transformacij, izračun koeficientov in generiranje časovnih vrst vektorjev značilk za posnetke podatkovne baze LTST DB ter vizualizacijo, analitiko, statistiko rezultatov in karakterizacijo posnetkov EKG in časovnih vrst vektorjev morfoloških značilk.

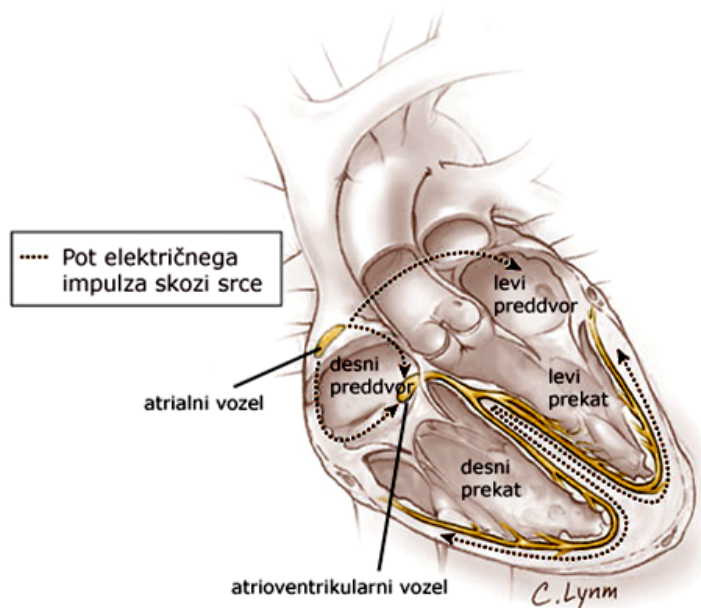
Novo časovne vrste transformacij KLT in LPT segmenta ST in pripadajoče residualne napake, generirane na celotni mednarodni podatkovni bazi elektrokardiografskih posnetkov Long-Term ST Database (LTST DB), bodo poslej prav tako dostopne za bodoče študije kot sestavni del te baze, ki je prosto objavljena na domačih straneh mednarodnega spletnega središča za biomedicinske signale Physionet (<http://www.physionet.org/physiobank/database/ltstdb/>).

POGLAVJE 2

Pregled problematike

2.1. Elektrokardiogram

Elektrokardiogram (EKG) je grafična predstavitev električne aktivnosti srčnega mišičevja. Slednje je možno meriti na več standardnih oseh (tj. parih točk, v katerih so nameščene elektrode) na človeškem telesu. To nas privede do več samostojnih elektrokardiografskih signalov - odvodov.

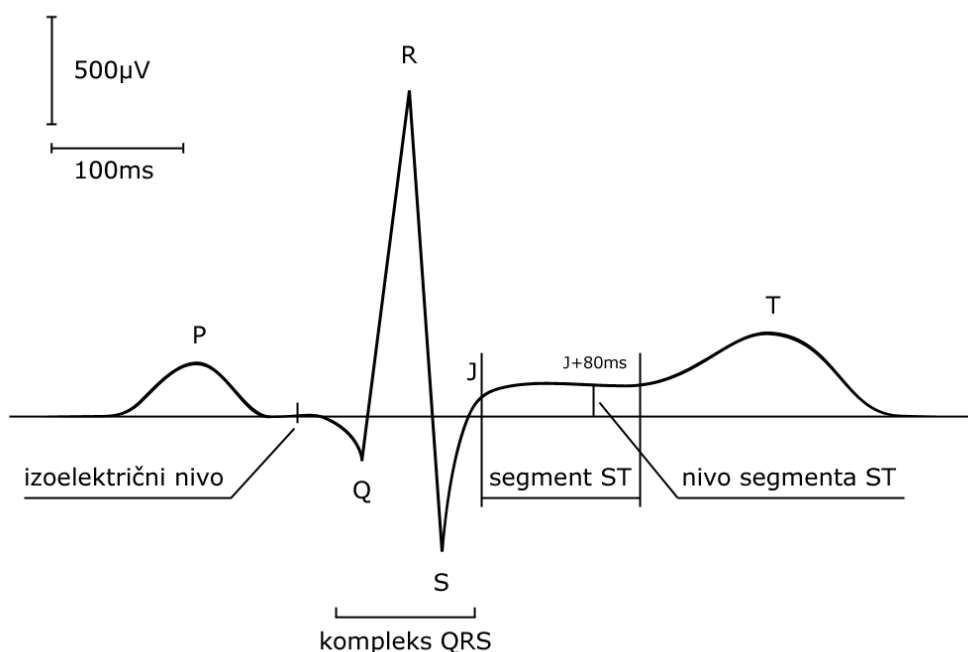


Slika 2-1: Shema srca ter prikaz poti električnega impulza

(vir: America Heart Association - www.americanheart.org / JAMA - www.jama.com)

Graf elektrokardiografskega signala (elektrokardiogram) posameznega srčnega utripa ustreza poti električnega impulza skozi srce, kot prikazuje Slika 2-1. Na elektrokardiogramu se pojavlja več standardnih valov, ki se ujemajo s posameznimi dogodki v srčnem mišičevju. Označujemo jih s črkami P, Q, R, S, T ter ponekod tudi U.

Predmet tega dela je predvsem interval med valoma S in T, ki ga imenujemo segment ST (Slika 2-2) [3]. Posebno nas bodo zanimali oblika in nivo segmenta ST, ki ga izmerimo kot odmik signala EKG v segmentu ST od izoelektričnega nivoja. Izoelektrični nivo definiramo kot nivo (električno napetost) signala EKG na sredini najbolj ravnega dela segmenta PQ (tj. segment signala EKG med valoma P in Q, pri katerem se signal izravna).



Slika 2-2: Pomembni elementi (valovi in intervali) v elektrokardiogramu enega srčnega utripa

Segment ST je definiran kot interval na elektrokardiogramu srčnega utripa, ki se prične v kolenu J ter konča ob začetku vala T. Za natančno točko merjenja nivoja segmenta ST se uporablja vnaprej definiran odmik od kolena J (tj. koleno med valoma S in T, ob katerem se signal EKG izravna). V osnovi je to 80 ms za kolonom J pri srčnem ritmu manj kot 120 utripov na minuto oz. J+60 ms, če je srčni ritem hitrejši od 120 utripov na minuto [3].

2.2. Prehodna srčna ishemija

Miokardna ishemija je klinično patološko stanje, ko pride do pomanjkanja oskrbe s krvjo v delu srčnega mišičevja. Slednje povzroči pomanjkanje preskrbe tkiva s kisikom ter oslABLjeno odvajanje metabolitskih produktov [3].

Do ishemičnega stanja lahko privede bodisi pomanjkljiva oskrba s kisikom bodisi povečana potreba po kisiku ali oboje hkrati. V primerih koronarnih obstrukcij se pojavi zmanjšana možnost pretoka krvi, kar v primerih povečanih potreb po kisiku, denimo ob fizičnem naporu, tahikardiji ali emocionalnem stresu, povzroči nezadostno oskrbo s kisikom oz. ishemijo. V primeru akutnega zmanjšanja oskrbe s kisikom zaradi povečanega koronarnega vaskularnega tona (koronarni vazospazmi) ali zaradi zmanjšane krvnega pretoka kot posledice adhezije trombocitov pa pride do ishemije zaradi zmanjšane oskrbe s kisikom. Slednja vrsta ishemije je odgovorna za miokardni infarkt in večino ishemičnih epizod pri nestabilni angini.

Ob ishemiji v delu tkiva srčnega mišičevja pride do razlike v električnem potencialu ishemičnega in neishemičnega tkiva, kar se na elektrokardiografu kaže kot odmik (elevacija ali depresija) v segmentu ST glede na izoelektrični nivo in segmente ST referenčnih nepatoloških srčnih utripov.

2.3. Predstavitev segmenta ST

Standardna metoda merjenja nivoja segmenta ST v eni točki J+80(60) ms v praksi zadošča za (avtomatično) določanje ishemije in se je v zadnjih letih dobro uveljavila v računalniških obdelavah v kardiologiji. Vendar pa gre pri fiziološkem procesu ishemije za kompleksen pojav, ki se odraža v celotnem poteku in obliki (morfologiji) segmenta ST. Zato se v računalniškem določanju ishemije pogosto naleti na omejitve standardne metode merjenja nivoja segmenta ST v eni fiksni (oz. le v enem koraku prilagodljivi) točki, denimo v primeru povišanega srčnega ritma, ko se val T na časovni osi približuje točki J oz. pomika v segment ST. V takšnem primeru pri merjenju nivoja segmenta ST v eni točki pride do zavajajočih meritev oziroma »lažnih« zaznav povišanega nivoja segmenta ST ter tako »lažnih« zaznav ishemije.

Zato se je pojavila potreba po razvoju metod, ki bi bolj kompleksno zajele celotno informacijo o fiziološkem procesu, ki jo nosi segment ST. Namesto meritve v eni točki bi bilo tako boljše upoštevati obliko celotnega poteka (morfologijo) segmenta ST ter imeti možnost na takšen način spremljati razvoj fiziološkega procesa skozi daljši čas. V ta namen so bile v kardiologijo uvedene transformacije segmenta ST, ki lahko z vektorja časovno vzorčenega segmenta ST, tipično sestavljenega z več kot 30 komponent – časovnih vzorcev, izluščijo klinično pomembno informacijo ter jo predstavijo z vektorjem

manjše dimenzije na takšen način, da je v manjšem številu komponent vsebovana informacija o fiziološkem procesu, ki ga želimo opazovati.

Za te potrebe je teoretično idealna transformacija Karhunen in Loèveja (KLT), ki po definiciji zagotovi največjo vsebovanost informacije (za razrede v učni množici) v prvih N komponentah transformiranega vektorja v primerjavi z drugimi ortogonalnimi transformacijami. Ta metoda je danes dobro uveljavljena v kardiologiji za avtomatično procesiranje signalov, kot je denimo izločanje motenj, ker pa je njena baza zgrajena na realnih podatkih, posamezne komponente vektorja transformacije nimajo enostavnega jasnega pomena o obliki izvornega signala.

Tako je prišlo do motivacije opazovanja oblike baznih funkcij KLT ter poskusov preučevanja morfologije segmenta ST na tej osnovi. Ob tem je bila ugotovljena izrazita podobnost v njihovih lastnostih in oblikah z družino ortogonalnih funkcij Čebiševih polinomov. Uspešna predstavitev lastnosti segmenta ST v takšni matematično osnovani ortogonalni bazi bi prinesla pomembne prednosti na predstavljenih področjih obdelave EKG. Vendar pa je dosedanja praksa uporabe Čebiševih polinomov za procesiranje signalov EKG [15] omejena. Izkaže se, da ta družina funkcij za tak namen ni najprimernejša zaradi ortogonalnosti polinomov pri nekonstantni utežni funkciji. Slednje v ortogonalni transformaciji deformira želeno obliko funkcij Čebiševih polinomov, kar povzroči razpršitev informacije o pomembnih morfoloških lastnostih segmenta ST prek različnih baznih funkcij.

V tem delu želimo raziskati, ali obstaja primernejša družina (matematičnih) ortogonalnih funkcij s sorodnimi lastnostmi. Izkaže se, da družina Legendrovih polinomov [14] edinstveno združuje vse iskane lastnosti (ortogonalnost s konstantno utežno funkcijo $w(x)=1$, podobnost oblik funkcij z »naravnimi« baznimi funkcijami KLT, oblika funkcij prvih 3 polinomov zastopa vse tri našete pomembne lastnosti segmenta ST).

POGLAVJE 3

Gradiva in orodja

3.1. Podatkovna baza elektrokardiografskih posnetkov European Society of Cardiology ST-T Database (ESC DB)

(povzeto po [1])

Podatkovna baza elektrokardiografskih posnetkov European Society of Cardiology ST-T Database (ESC DB) je nastajala med leti 1985 in 1990 kot odgovor na potrebe po kakovostnem enotnem okolju za razvoj in preizkušanje algoritmov za analize pojavov v segmentu ST ter valu T elektrokardiograma. Nastajala je kot projekt, financiran s strani Evropske skupnosti pod okriljem Evropskega združenja za kardiologijo (European Society of Cardiology) in s sodelovanjem Inštituta za klinično fiziologijo (Institute of Clinical Physiology of the National Research Council) iz Pize (Italija), Thoraxcenter of Erasmus University iz Roterdama (Nizozemska) ter 13 drugih raziskovalnih skupin iz osmih držav. Vsebuje 90 ročno utrip-za-utripom označenih dvournih posnetkov dveh odvodov EKG 79 oseb. Bila je prvi tako obsežen projekt na tem področju.

Posnetki so vzorčeni pri deklarirani frekvenci 250Hz ter 12 bitni ločljivosti in sicer v razponu 200 enot AD pretvornika na 1mV. Osnovni signali EKG so urejeni v datotekah (*.dat), od katerih vsaka obsega 5.400.000 B. Poleg tega pa k vsakemu posnetku sodi še skupina dodatnih datotek z označbami.

Za označevanje epizod segmenta ST je bila uporabljena »ročna« (vizualna) metoda z grafičnim pomagalom. Slednje je služilo primerjavi srčnih utripov v signalu s sliko referenčnega srčnega utripa. Na osnovi referenčnega srčnega utripa, ki je bil izbran na začetku signala, je bilo namreč nadalje možno ugotavljati odstopanje v nivoju segmenta ST (od reference). Na takšen način so bili analizirani prav vsi srčni utripi v posnetku ter označeni začetki, konci in ekstremi epizod odstopanja nivoja segmenta ST.

Za ugotavljanje izrazitih odstopanj v segmentu ST - tj. epizod - je bil definiran sledeči protokol:

1. Odstopanje je izrazito, če v intervalu vsaj 30 s presega $100 \mu\text{V}$.
2. Kot epizodo se označi okolico izrazitega odstopanja, kjer vrednost le-tega prvič preseže $50 \mu\text{V}$.
3. Minimalni čas med dvema epizodama naj bo 30 s, ko je odstopanje nižje od $50 \mu\text{V}$.

Vsak posnetek so neodvisno označevali kardiologi raziskovalnih skupin. Morebitne razlike med označbami so bile naknadno obravnavane in usklajene.

3.2. Podatkovna baza elektrokardiografskih posnetkov Long-Term ST Database (LTST DB)

(povzeto po [2])

Podatkovna baza elektrokardiografskih posnetkov Long-Term ST Database (LTST DB) je bila izdelana z namenom dopolniti ESC DB z bolj popolnim zajemom pojavov v signalih EKG, katerih zgolj dvourni posnetki pogosto ne zajamejo v zadostnem obsegu. Označevalne tehnike, ki so bile uporabljene pri ESC DB, so bile zelo podrobne, usmerjene k vsakemu posameznemu srčnemu utripu, a tudi časovno izjemno zahtevne. Zato obdelava signalov v trajanju več kot dve uri ni bila izvedljiva. Baza LTST DB v okviru definiranih označevalnih protokolov uvaja novo, modernejšo, povsem računalniško podprto polavtomatsko tehniko označevanja, s katero je možno v obvladljivem času obdelovati tudi dolgotrajnejše, denimo 24 urne posnetke EKG.

Baza LTST DB je pričela nastajati leta 1995 kot slovensko-ameriški projekt raziskovalni projekt ljubljanske Fakultete za računalništvo in informatiko v sodelovanju z Massachusetts Institute of Technology iz Cambridge-a (ZDA) pod sponzorstvom Ameriško slovenske fundacije za znanost in tehnologijo in vodstvom Fakultete za računalništvo in informatiko. Leta 1997 je k finančnemu sodelovanju pristopila še družba Medtronic, Inc. (ZDA) ter dve leti kasneje (1999) tudi Zymed, Inc. (ZDA). V tem času je k projektu pristopilo še več mednarodnih skupin iz Institute of Clinical Physiology of the National Research Council iz Pize (Italija), Beth Israel Deaconess Medical Center iz Bostona (ZDA) ter iz ljubljanskega Univerzitetnega kliničnega centra. Projekt je bil v celoti voden in koordiniran s strani Fakultete za računalništvo in informatiko.

Rezultat je baza 86 pazljivo izbranih in klinično pomembnih označenih in obdelanih posnetkov EKG v dveh ali treh odvodih 80 oseb. Baza je bila objavljena leta 2002 na

straneh Physionet, v celoti in v prosti obliki pa je na voljo na tem strežniku od leta 2007 dalje. Dolžina posameznih posnetkov znaša med 19 in 48 ur in skupno vsebujejo 8.896.327 srčnih utripov. Natančen opis postopkov in obdelave signalov ter izdelave označb ob nastanku LTST DB podaja [2]. V nadaljevanju pa povzemamo bistvene elemente, ki so pomembni za naše nadaljnje delo.

Posnetki so bili enako kakor ESC DB vzorčeni pri deklarirani frekvenci 250 Hz ter 12 bitni ločljivosti in sicer v razponu 200 enot AD pretvornika na 1 mV. Osnovni signali EKG so urejeni v datotekah (*.dat), poleg tega pa k vsakemu posnetku sodi še skupina dodatnih datotek z označbami in funkcijami (denimo nivoja segmenta ST in časovnih vrst Karhunena-Loèvejevih koeficientov).

Za razliko od ročnega vizualnega pristopa ESC DB so se snovalci LTST DB večinoma posluževali koncepta avtomatizirane (računalniške) obdelave z naknadno verifikacijo s strani ekspertov. Tako so bile oznake kompleksov QRS (referenčne točke) določene avtomatično z detektorjem aritmij ARISTOTLE. Izoelektrični nivo je bil določen avtomatično kot središče »najbolj ravnega« predela intervala PQ levo od Aristotlove referenčne točke (FP), za koleno J pa je bila privzeta točka 40 ms za FP. Ti podatki so bili nato »ročno« pregledani in po potrebi natančneje nastavljeni s strani ekspertov. Nato so bila kolena J še ročno označena in odstopanja ponovno izračunana pri J+80(60) ms.

Pri tem je bilo uporabljeno posebej za projekt izdelave LTST DB razvito računalniško orodje Semia (SEMI-Automatic [16]) (Slika 3-2). Gre za zmogljivo grafično okolje, v katerem je možno hitro pregledovati in urejati označbe zelo dolgih signalov s pomočjo avtomatiziranih pristopov. Označbe je možno obdelovati bodisi posamično, bodisi grupirano v izbranih časovnih intervalih, znotraj katerih se vrši samodejna obdelava označb glede na definirane okvirne parametre.

Funkcija nivoja segmenta ST je bila izračunana kot odmik signala EKG od izoelektričnega nivoja v točki 80 ms naprej od kolena J v posameznih srčnih utripih, če je bil srčni ritem (HR) počasnejši od 100 utripov v minuti. Oziroma J+72 ms za $100 \leq HR < 110$, J+64 ms za $110 \leq HR < 120$, J+60 ms za $HR \geq 120$.

Osnovna merila za označevanje epizod nivoja segmenta ST so definirana podobno kakor pri ESC DB. Baza ESC DB ni upoštevala časovno spremenljivega nivoja segmenta ST, medtem ko ga baza LTST DB upošteva (Slika 3-1). LTST DB prav tako uvaja še dva dodatna protokola (Slika 3-1). Protokol A je nekoliko bolj občutljiv, protokol B je primerljiv z ESC DB, protokol C pa je nekoliko bolj selektiven. V nadaljevanju, kjer ni označeno drugače, bomo uporabljali protokol A.

Tako postavljena referenčna pot (ali ti. *referenčna funkcija*) nivoja ST je bila za tem odšteta od osnovne funkcije nivoja ST. Na pridobljeno funkcijo odstopanja je orodje Semia samodejno apliciralo merila za označevanje epizod.



Slika 3-2: Primer označevanja referenčne poti ST z orodjem Semia - Točke LR pomenijo lokalne reference. V srednjem prikazu je izrisan signal EKG pri izbrani točki na gornjem prikazu. Spodnji prikaz kaže funkcije koeficientov transformacije Karhunenena in Loèveja [17], ki so dober in pregleden pokazatelj trendov morfologije signala EKG na izbranem intervalu. (vir: [16][2])

Takšen način označevanja je časovno občutno manj zahteven, predvsem pa manj občutljiv na odstopanja zaradi morebitnih subjektivnih ocen morfologije posameznih srčnih utripov, hkrati pa zaradi natančnega računalniškega okolja in bolj grupiranega obdelovanja dopušča manj možnosti za človeške napake.

Obe bazi imata široko področje uporabe, saj resnične ekspertne oznake vsakega srčnega utripa služijo tudi drugim aplikacijam, denimo merjenju zmogljivosti detektorjev kompleksov QRS, epizod prehodne ishemijske itd. [18][19]. Prav tako baza LTST DB zaradi široke populacije reprezentativnih vzorcev omogoča raziskave fizioloških mehanizmov odgovornih za nastop ishemijske.

Podatkovna baza LTST DB poleg osnovnih fizioloških signalov EKG vsebuje tudi funkcije, pridobljene s procesiranjem izvornih signalov, kot so časovne vrste koeficientov transformacije Karhunena in Loèveja segmenta ST in kompleksa QRS ter funkcija srčne frekvence. Bazne funkcije za transformacijo Karhunena in Loèveja so bile pridobljene na osnovi posnetkov baze ESC DB. S tako pridobljenimi baznimi funkcijami so bili za vse posnetke baze LTST DB izračunani koeficienti transformacije Karhunena in Loèveja.

Vsi izvorni fiziološki podatki EKG ter izvedene funkcije so zapisane v datotekah s standardiziranimi formati, ki jih pregledujemo v nadaljevanju.

3.3. Uporabljen okolje za delo s fiziološkimi signali WaveForm DataBase (WFDB)

V okviru razvoja baze fizioloških signalov MIT-BIH [20] je nastalo obsežno okolje razvojnih in analitskih orodij ter orodij za obdelavo signalov imenovano DB Software Package. S prenosom tega okolja pod prosto licenco GPL (General Public License) se je preimenovalo v WFDB Software Package (skrajšano WFDB) [21]. Okolje WFDB je s časom postalo standard za digitalno zapisovanje, označevanje, obdelavo in analiziranje fizioloških signalov.

WFDB tako obsega:

- orodja za prikaz in pregledovanje signalov in spremljajočih funkcij ter označb,
- orodja za manipulacijo in obdelavo signalov,
- ogrodje knjižnic za razvoj nove programske opreme za obdelavo signalov v formatih WFDB,
- najrazličnejše analitske aplikacije,
- dokumentacijo, priročnike in definicije formatov za zapis signalov in spremljajočih podatkov.

3.3.1. Orodja WFDB za preučevanje posnetkov

V okviru tega dela smo za prikaz in pregledovanje signalov poleg lastno razvitih orodij in v prejšnjem poglavju predstavljenega orodja Semia uporabljali tudi orodje WFDB Wave. Gre za osrednje vizualizacijsko orodje v okolju WFDB in omogoča prikazovanje, pregledovanje in navigacijo po signalih EKG ter njihovih označbah. Ne omogoča pa medsebojne primerjave signalov, preglednega izpisovanja samo zelenih označb, izdelave statističnih analiz ter prikazovanja nekaterih drugih funkcij, ki so pri LTST DB zapisane v

besedilnih datotekah. Zato je bilo potrebno razviti lastna orodja, WAVE pa nam je pogosto služil kot referenca, s katero smo zavoljo resnosti posledic rezultatov tega dela lahko potrdili točnost delovanja lastnih programov.

Dvourne izseke iz 24 urnih posnetkov smo za datoteke, ki ustrezajo standardom WFDB, izdelali z orodjem WFDB Snip. Omogoča kopiranje in izrezovanje posnetkov ter navedenih spremljajočih datotek z oznakami in datotek z osnovnimi podatki.

3.3.2. Knjižnica WFDB Library za integracijo funkcij v lastno programsko opremo

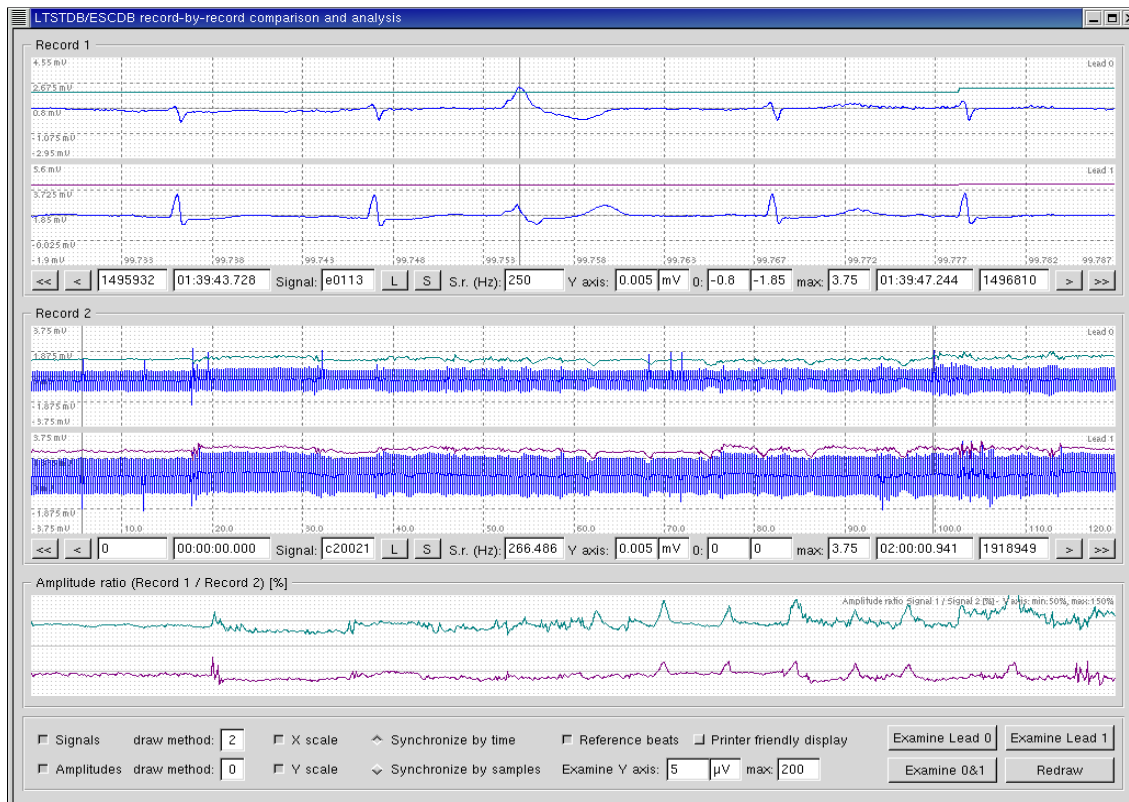
V okviru tega dela razvita orodja uporabljajo za podporo dela s podatki v formatih WFDB knjižnico WFDB Library, ki je prav tako del okolja WFDB. Knjižnica je bila razvita v jeziku C na operacijskem sistemu Unix in je, tako navajajo avtorji [21], prenosljiva v številna razvojna okolja na različnih platformah (različnih operacijskih sistemih in strojnih osnovah). WFDB Library vsebujejo nabor številnih funkcij in definicij podatkovnih struktur za branje in zapisovanje ter obdelavo podatkov v formatih WFDB.

3.4. Razvito programsko orodje LEt

V okviru pričujočega dela je bil nadaljevan razvoj programskega orodja LEt za analize, vizualizacijo in raziskave lastnosti elektrokardiografskih posnetkov baz LTST DB in ESC DB ter njihovih funkcij in označb. Hkrati služi kot ogrodje za izvajanje pomembnega dela algoritmov, razvitih v okviru tega dela.

LEt omogoča sledeče ključne funkcionalnosti:

- prikaz signalov EKG v celoti ali z možnostjo poljubnega pregledovanja detajlov in morfologije utripov (povečevanje - »zoom),
- grafični prikaz dveh različnih posnetkov ali različnih izsekov istega posnetka hkrati za učinkovito vizualno preučevanje skupnih lastnosti – denimo ob sorodnih dogodkih v signalu (npr. začetek prehodne ishemiije),
- enojno ali dvojno vizualizacijo različnih časovnih vrst in funkcij pridobljenih na osnovi posnetkov baze LTST DB za potrebe raziskovalnega dela (podrobnejši opis v naslednjih poglavjih),
- ogrodje za implementacijo generacije časovnih vrst vektorjev značilk KLT in LPT s knjižnicami razvitih algoritmov,
- ogrodje za implementacijo statističnih analiz pridobljenih časovnih vrst s knjižnicami razvitih algoritmov.



Slika 3-3: Razvito programsko orodje LEt - osnovno okno

3.4.1. Nalaganje posnetkov zapisanih v formatu WFDB

Izvorni signali EKG se nahajajo v datotekah (.dat) zapisanih v standardnem formatu WFDB. Ker obseg podatkov posameznega signala (reda velikosti ~50MB za 24 urni posnetek) ne presega okvirjev zmogljivosti delovnih pomnilnikov osebnih računalnikov, lahko pred delom celotni posnetek prepisemo v spominsko strukturo v delovnem pomnilniku.

Uporabimo standardni nabor funkcij WFDB za branje signalov EKG:

```
int isigopen(char *record, WFDB_Siginfo *siarray, int nsig)
```

```
int getvec(WFDB_Sample *vector)
```

Poleg tega moramo pridobiti tudi druge podatke kot npr. oznake posameznih srčnih utripov (kompleksov QRS), ki jih potrebujemo za kasnejše analize na nivoju posameznih srčnih utripov (npr. izračun morfoloških funkcij segmenta ST). Le-ti se nahajajo v ločenih datotekah, zapisanih v standardnem formatu za datoteke z oznakami WFDB. Ime datoteke z oznakami (v bazah LTST DB in ESC DB privzamemo ».atr«) je za posamezni posnetek definirano v nastavitvenih datotekah posnetkov baze C DB (posnetek.ini).

Uporabimo standardni nabor funkcij WFDB za branje datotek z oznakami:

```
int annopen(char *record, WFDB_Anninfo *aiarray, unsigned int nann)
```

```
int getann(WFDB_Annotator an, WFDB_Annotation *annot)
```

3.4.2. Nalaganje in ustvarjanje novih podatkovnih datotek LTST DB

Podatkovna baza LTST DB poleg osnovnih datotek v formatu WFDB vsebuje več zbirk časovnih vrst različnih funkcij, pridobljenih na osnovi izvornih posnetkov te podatkovne baze. Za enostavnost uporabe in prenosljivost med različnimi sistemi so shranjene v klasični besedilni obliki z definiranim formatom strukture stolpcev in njihovih podatkovnih tipov ter vsebinskih pomenov, razločenih s presledki.

V okviru tega dela so bile nadalje razvite nove časovne vrste, ki so prav tako shranjene v enakem definiranem - LTST DB standardnem - formatu.

Definicije formatov datotek so dostopne v spremljajoči dokumentaciji podatkovne baze LTST DB.

3.4.3. Vizualizacija signalov

Za učinkovito pregledovanje in analizo signalov ter njihovih poljubnih izsekov in medsebojne primerjave (npr. sorodnih dogodkov kot npr. začetek prehodne ishemije) je bilo potrebno razviti podsistem za izrisovanje grafov signalov, ki bo sposoben pred prikazom sproti iz podanih podatkov prevzorčiti signal ali del signala, ki ga potrebuje za izpis na ekranu.

Hkrati pa od podsistema za grafično prikazovanje signalov pričakujemo sposobnost hitrega prikazovanja bodisi celotnega posnetka, bodisi detajlnejše poglede, povečevanje (»zoomiranje«) do podrobnosti posameznih srčnih utripov ter - za praktično uporabo prav tako zelo pomembno - možnost preproste navigacije po posnetku. Dodatna zaželeno lastnost pa bi bila tudi možnost prilagajanja izpisa različnim grafičnim dimenzijam namizja ali izbrani velikosti okna aplikacije, oziroma možnost samodejnega izkoriščanja morebitne boljše ločljivosti ekrana za natančnejši izpis.

Zato smo se odločili zasnovati lasten razred za izrisovanje grafov funkcij signalov EKG. Kot najbolj smiselno se je izkazalo večino zahtevanih lastnosti realizirati že na nivoju tega razreda, tako, da se razvijalcu v kasnejšem delu ni potrebno več ukvarjati s povsem praktičnimi problemi prevzorčevanja in grafičnega izrisovanja na ekran.

Izdelani razred TGraphManager je tako sposoben sprejeti vhodne podatke bodisi v obliki zaporedja časovnih vzorcev bodisi v vektorski obliki, samodejno upoštevati poljubne

dimenzije vizualnega objekta za dejanski izpis ter celotne podane podatke ustrezno prevzorčene (z eno iz nabora več vdelanih metod za prevzorčevanje) izrisati na ekran.

Poleg opisane osnovne funkcionalnosti pa razviti razred TGraphManager omogoča še:

- samodejno prilagajanje tudi po ordinatni (v našem primeru napetostni) osi: samodejno upoštevanje podanega ordinatnega izhodišča ter podanih maksimalnega in minimalnega (še prikazanega) nivoja električne napetosti za potrebe umerjanja in hkrati samodejno prilagajanje grafični višini vizualnega objekta za dejanski izpis,
- označitev koordinatnega sistema s poljubno podanim številom abscisnih (časovnih) in ordinatnih razdelitev ter s poljubno podanimi enotami - označbe ob razdelitvah se samodejno preračunajo in prilagodijo časovnemu razponu trenutno prikazanega intervala ter grafični širini vizualnega objekta za dejanski izpis,
- možnost zgolj prevzorčevanja podatkov signala brez izpisa,
- dodatne grafične funkcije in možnosti, kot denimo izpisovanje komentarjev na graf, določanje barv in debeline črt, prilagoditev izpisa za črno-belo tiskanje ipd.

3.4.3.1. Metode prevzorčevanja za grafični prikaz signalov

Ko želimo diskretno vzorčen signal EKG prikazati na digitalnem rastru, sestavljenem iz mnogokrat manj (digitalnih) celic od števila časovnih vzorcev signala (tako je tudi pri računalniškem monitorju ali tiskalniku), se postavi vprašanje, kako prikazati takšen signal, da bo uporabnik vizualno prejel čim več informacije o njegovi obliki.

Najenostavnejša rešitev bi bila, da bi iz vhodnega signala v enakih intervalih R preprosto izpustili toliko vzorcev, da bi preostanek lahko opisali z rastrom, ki nam je na voljo:

$$F_2(k) = F_1(kR) \quad (3.1)$$

Velikost intervala vzorčenja: $R = \frac{N_1}{N_2}$

Pri čemer je $F_1(k)$ funkcija vhodnega signala, $F_2(k)$ funkcija izhodnega signala, N_1 število vzorcev vhodne funkcije, N_2 pa število vzorcev izhodne funkcije.

Opisana metoda je sicer preprosta in časovno nezahtevna, vendar se v praksi največkrat izkaže za neprimerno že pri le nekajkrat manjšem številu rastrskih celic. Tako prevzorčeni

signali večinoma izgubijo večji del svoje oblike, pri mnogokrat manjšem številu rastrskih celic, kot tudi v našem primeru (npr. 1280 ekranskih točk proti 1,8 milijona vzorcev 2 urnega signala vzorčenega pri 250Hz), pa se ta metoda navadno izkaže za povsem neuporabno.

Nova frekvenca vzorčenja bi po takšnem prevzorčenju v našem primeru namreč znašala:

$$\omega_s' = \frac{N_2}{N_1} \omega_s = 0,17 \text{ Hz} \quad (3.2)$$

vhodna frekvenca vzorčenja: $\omega_s = 250 \text{ Hz}$

vhodno število časovnih vzorcev: $N_1 = 1800000$

izhodno število rastrskih stolpcev: $N_2 = 1280$

Po Nyquist-Shannonovem simplirnem teoremu ($\omega_h < (\omega_s / 2)$) sledi, da lahko s takšnim prevzorčenjem korektno prikazujemo zgolj signale frekvenc, ki so nižje od 0,17/2 Hz. To pa je mnogokrat manj od vsaj osnovnega srčnega ritma okvirno 1Hz, ki bi ga želeli prikazati.

3.4.3.1.1. Metoda MinMaxMinMax

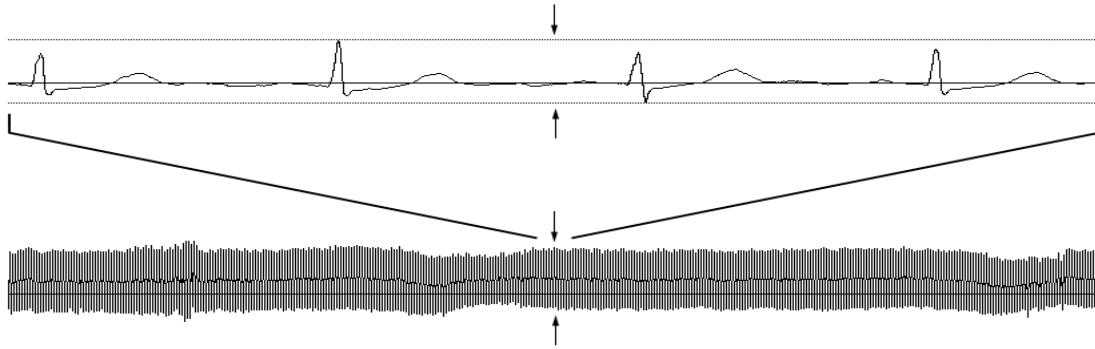
Kot smo predhodno pokazali, s tako veliko razliko v številu diskretnih celic vhodnega signala in izhodnega signala na računalniškem ekranu ali tiskalniku ni možno korektno prikazati daljših elektrokardiografskih signalov. Kljub temu pa se v takšnih primerih lahko zatečemo k prikazovanju skrajnih meja električne napetosti signalov, torej lokalnih minimumov in maksimumov posameznih vzorčenih intervalov, kar uporabniku vendarle nekaj pove o dogajanju v signalu EKG. V praksi se je izkazalo, da je na takšen način možno opaziti celo nekatera področja sprememb v samem srčnem utripu in včasih tudi same epizode sprememb nivoja ST.

$$F_2(k_2) = \begin{cases} \min_{\frac{1}{2}k_2 R \leq k_1 < (\frac{1}{2}k_2 + 1)R} (F_1(k_1)) & ; k_2 \bmod 2 = 0 \\ \max_{(\frac{1}{2}k_2 - \frac{1}{2})R \leq k_1 < (\frac{1}{2}k_2 + \frac{1}{2})R} (F_1(k_1)) & ; k_2 \bmod 2 \neq 0 \end{cases} \quad (3.3)$$

Velikost intervala vzorčenja: $R = 2 \frac{N_1}{N_2}$

Pri čemer je $F_1(k_1)$ funkcija vhodnega signala, $F_2(k_2)$ funkcija izhodnega signala, N_1 število vzorcev vhodne funkcije, N_2 pa število vzorcev izhodne funkcije.

Funkcija za prevzorčevanje deluje tako, da na vsakem vzorčnem intervalu vrne najprej lokalni minimum in za tem še lokalni maksimum vhodnega signala. En vzorčni interval je tako v izhodnem signalu oz. na izhodnem grafičnem rastrskem izpisu predstavljen z dvema rastrskima stolpcema oz. točkama. Točke med seboj povežemo s črtami.



Slika 3-4: Prikaz delovanja metode MinMaxMinMax

Metoda je najbolj primerna za prikazovanje periodičnih signalov, kakršen je tudi EKG, saj ima rezultirajoči izpis prav tako videz periodičnega signala, četudi moramo tu opozoriti, da izpis ne nosi nikakršnih informacij o njegovi obliki in bi izgledal podobno (periodično) tudi pri aperiodičnem vhodnem signalu.

3.4.3.1.2. Metoda povprečenja

Za signale, pri katerih so pomembnejši od višjih frekvenc zgolj splošnejši trendi na daljših časovnih intervalih - denimo nivo segmenta ST - prikazovanje lokalnih ekstremov ni smiselno, saj nas ob pogledu denimo dvournega posnetka amplitude višjih frekvenc v prvi vrsti ne zanimajo, pravzaprav bi bile prej moteče.

Toda tudi tu od osnovne prevzorčevalne metode, opisane v uvodu, ne moremo pričakovati posebno dobrih rezultatov. Težava je namreč v tem, da pri signalih z vsaj nekoliko močnejšimi višjimi frekvencami takšno prevzorčevanje ne daje dovolj reprezentativnih rezultatov o dolgotrajnejših trendih. Prav lahko se namreč dogodi, da - za primer - prvič vzorčimo signal pri nekem povsem nereprezentativno visokem lokalnem ekstremu, že v naslednjem trenutku pa v nekem minimumu in tako dalje. Takšno vzorčenje nam lahko da za rezultat zelo naključno funkcijo brez prave vsebine.

Pri prikazovanju zgoraj opisanih vrst signalov lahko predstavljeno težavo rešimo z Metodo povprečenja. Pri slednji namesto posameznih vzorcev v danih intervalih za vzorec vzamemo povprečje celotnih intervalov:

$$F_2(k_2) = \underset{k_2 R \leq k_1 < (k_2+1)R}{avg} F_1(k_1) \quad (3.4)$$

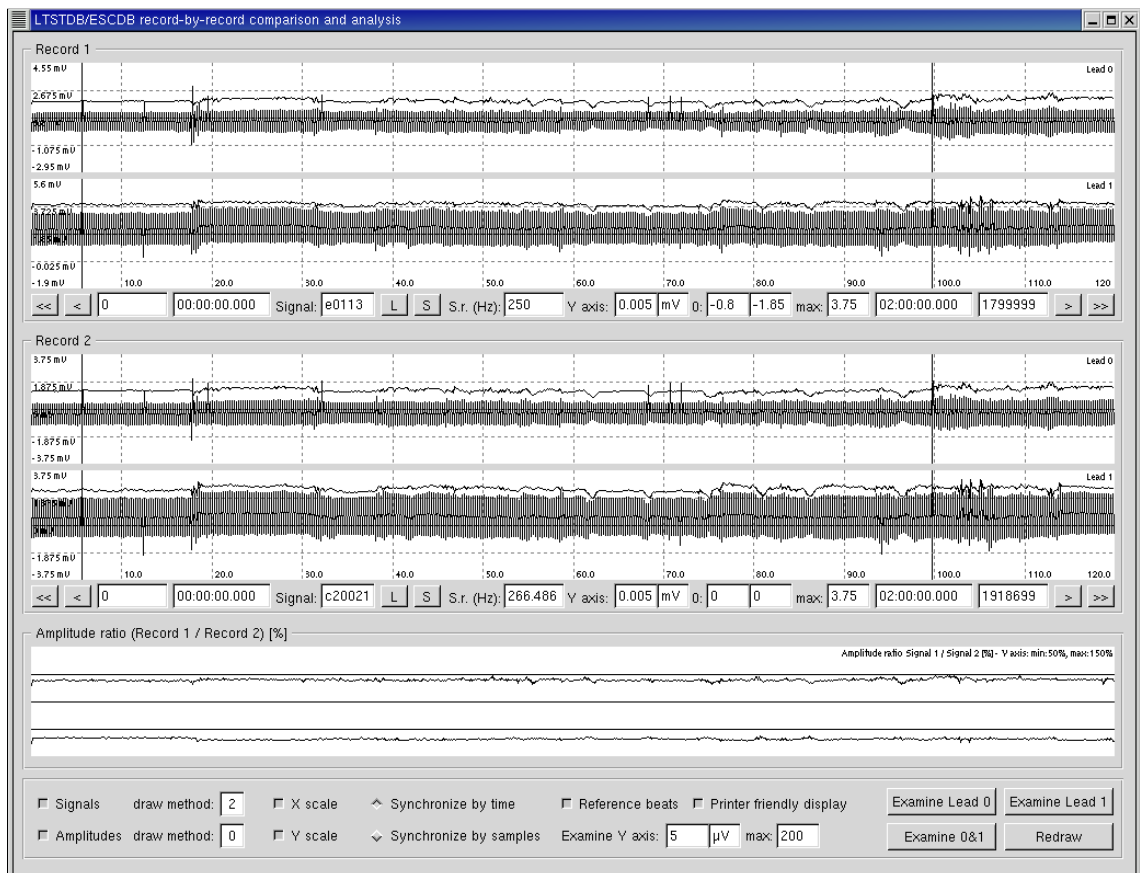
Velikost intervala vzorčenja: $R = \frac{N_1}{N_2}$

Pri čemer je $F_1(k_1)$ funkcija vhodnega signala, $F_2(k_2)$ funkcija izhodnega signala, N_1 število vzorcev vhodne funkcije, N_2 pa število vzorcev izhodne funkcije.

Pri uporabi te metode se moramo zavedati, da brez prisotnosti ustrezno nizkih frekvenčnih komponent v signalu pri velikih R ne daje rezultatov.

3.4.4. Prikaz in pregledovanje signalov EKG

Za prikaz signalov EKG se v osnovi uporablja predstavljena metoda MinMaxMinMax, uporabnik pa ima v nastavitvah tudi možnost izbire drugih metod. Da bi bili grafični izpisi natančni, je potrebno poskrbeti še za nekaj podrobnejših nastavitev, ki so na kratko predstavljene v nadaljevanju.



Slika 3-5: LET: Prikaz in pregledovanje signalov

3.4.4.1. Umerjanje in določanje območja prikaza

Izkazalo se je, da so nekateri posnetki EKG po ordinatni osi (električna napetost) dokaj neenotni. Vendar pa je na tem mestu pomembna predvsem oblika signalov. Zato je uporabniku dana interaktivna možnost (da je sploh mogoče vse posnetke prikazati znotraj prikazovalnega polja v enakem merilu) območje prikaza po osi Y premikati (»0:«) ter dodatno tudi razširjati ali ožiti (»max:«). Na takšen način lahko denimo centriramo vse signale na vertikalno sredino prikazovalnega polja (izhodišče po osi Y) glede na njihovo povprečno vrednost. V naših raziskavah sicer širine območja prikaza po ordinatni osi ne spreminjamo, saj želimo vse posnetke obdržati v enakem ordinatnem merilu (obseg prikazanega območja napetosti: $2 \times 3,75 = 7,5 \text{ mV}$).

Opisane vrednosti se vnaša v enotah prikazovanega grafa (npr. mV), ki jih je prav tako možno definirati. V ta namen uporabnik vnese podatek o razponu ordinatne enote (enega nivoja) vhodnega digitalnega signala v enotah prikazovanega grafa (»Y axis:«). V našem primeru za vse posnetke: en nivo vhodnega signala pomeni 0,005 mV napetosti, ki jo prikazujemo na grafu.

Vse umeritvene podatke je možno shraniti v standardno nastavitveno datoteko »ini«, ki se ustvari za vsak posnetek posebej. Tako je za delo s posnetkom potrebno umeritvene nastavitve vnašati samo enkrat oz. ob potrebi po spremembah.

3.4.4.2. Navigacija po signalu in povečava (zoom)

Z opisano zasnovano razreda TGraphManager je tudi implementacija funkcij za interaktivno pomikanje po signalu izjemno preprosta. Uporabnik ima na voljo po dve tipki na vsaki strani - za premikanje v večjih ali manjših korakih. Ob tipkah sta na vsaki strani še po dve dodatni okenci, v katera lahko uporabnik neposredno vpiše na levi strani začetek (levi rob) zelenega intervala za preiskovanje v bodisi časovnih enotah bodisi kot zaporedno številko časovnega vzorca ter na desni strani konec (desni rob) zelenega intervala prav tako bodisi v časovnih bodisi v vzorčnih enotah.

Spremljajoč dogodke spreminjanja zgoraj predstavljenih objektov program takoj po pritisku tipke ali vnosu novega podatka v eno izmed okenc preračuna preostala okenca glede na vneseno frekvenco vzorčenja. Tako sta v programu vedno na voljo podatka o zaporedni številki začetnega in končnega vzorca za vsak prikazani signal. Tema pa v spominskih strukturah (poljih - »array«) neposredno pripadata spominski lokaciji, ki ju podamo ustreznemu objektu razreda TGraphManager ter pokličemo funkcijo za izris grafa. Za vse ostalo je, kot predhodno opisano, že poskrbljeno znotraj tega razreda.

Podobno preprosta je tudi implementacija funkcij za tako rekoč neomejeno povečevanje z namenom prikazovanja manjših podrobnosti ter vzvratno pomanjševanje. Ko uporabnik klikne na komponento, se določita zaporedni številki vzorcev 15% širine trenutnega

intervala levo ter 15% širine trenutnega intervala desno od mesta klika. Pripadajoči spominski lokaciji se ponovno podata ustreznemu objektu razreda TGraphManager, ki izriše povečani signal.

3.4.5. Poglobljena analiza posameznega odvoda (»Examine Lead«)

V poglobljeni analizi lahko grafično primerjamo sledeče izbrane funkcije posameznega odvoda obeh posnetkov:

- funkcija srčnega ritma,
- funkcija nivoja segmenta ST,
- funkcija epizod nivoja segmenta ST (pri LTST DB za protokole A, B in C),
- funkcija referenčne poti nivoja ST,
- funkcija odstopanja,
- funkcija amplitude kompleksov QRS,
- funkcija razmerja amplitude kompleksov QRS.

Za prevzorčevanje in prikaz naštetih funkcij uporabimo Metodo povprečenja. Časovni parametri pa se prevzamejo od prej predstavljenega prikaza časovnega signala EKG. Tako je uporabniku omogočeno za poglobljene analize preprosto določiti bodisi celotni posnetek, bodisi izbrani interval.

Ker pa so funkcije nivoja ST po vrednostih večinoma nekajkrat nižje od nivojev celotnega signala EKG, je enote in razpon ordinatne osi možno nastavljeni posebej. V osnovi so enote μV , razpon ordinatnega območja pa obsega $\pm 200\mu\text{V}$. Nastavitvam se samodejno prilagodijo tudi vse označbe in komentarji grafov (časovne oznake, napetostni nivoji).

3.4.6. Vizualizacija časovnih vrst značilnik in drugih trendov izbranega intervala

Za namene preučevanja lastnostni nove transformacije LPT in njenih sorodnosti s KLT nam posebna funkcija omogoča vizualizacijo in primerjavo dveh vhodnih datotek časovnih vrst značilnik. V osnovi je prikazanih prvih 5 komponent transformacije z možnostjo razširitve ter dodatnega prikaza Mahalanobisove razdalje.

Za prevzorčevanje in prikaz uporabimo Metodo povprečenja. Časovni parametri pa se prevzamejo od prej predstavljenega prikaza časovnega signala EKG. Slednje nam omogoča analize na različnih poljubnih nivojih:

- bodisi pregled trendov prek celotnega signala ali obsežnejših več urnih izsekov signalov
- bodisi pregled obnašanja funkcij ob serijah pomembnih dogodkov kot npr. epizode prehodne ishemije
- oziroma pregledovanje na povsem mikro nivoju posameznega interesantnega dogodka - denimo začetek prehodne ishemije.

3.5. Orodje za znanstvene vizualizacije Gnuplot

Za dodatne vizualizacije podatkov in rezultatov je bilo uporabljeno tudi orodje Gnuplot. Gre za zmožljivo prosto odprtokodno (vendar avtorsko zaščiteno) orodje za izrisovanje grafov ter sorodnih znanstvenih vizualizacij za uporabo prek ukazne vrstice in enostavno integracijo v lastne aplikacije. Odlikuje ga tudi visoka prenosljivost v različna systemska okolja kot npr. Linux, OS/2, MS Windows, OSX in številne druge. Aktivno se razvija že od leta 1986, v zadnjem času v okviru platforme za distribuiran odprtokodni razvoj programske opreme SourceForge (www.sourceforge.net).

Omogoča različne možnosti vizualizacij od enostavnih dvorazsežnih grafov do zahtevnejših trirazsežnih struktur. Podprte so različne izhodne možnosti in formati od interaktivnih ekranskih izpisov do izhodov na risalnike in tiskalnike ter shranjevanja v najrazličnejše tipe rastrskih in vektorskih grafičnih datotek (eps, jpeg, pdf, png, svg...).

3.6. Razviti algoritmi in orodja za statistične obdelave in vizualizacije časovnih vrst vektorjev značilk

Za namene karakterizacije pomembnih tipov dogodkov in fizioloških procesov v signalih EKG in preučevanja splošnih trendov obnašanja časovnih vrst ob pomembnih tipih dogodkov, ki se večkrat pojavljajo v signalih, smo razvili programska orodja za statistične obdelave časovnih vrst in vizualizacije izračunanih trendov v okolici izbranih tipov dogodkov. Zanimajo nas srednji poteki časovnih vrst ob izbranih tipih dogodkov in njihovih okolicah ter njihovi maksimalni in minimalni poteki kakor tudi standardne deviacije.

Podatki o preučevanih dogodkih so v podatkovnih bazah elektrokardiografskih posnetkov najpogosteje dvonivojsko strukturirani. Na prvem nivoju govorimo o posameznih dogodkih, na drugem nivoju pa govorimo o posnetkih, na katerih se nahajajo ti dogodki. Posnetki tako predstavljajo ločene množice dogodkov in praviloma pripadajo različnim pacientom z različno patofiziologijo. Zato je pri dogodkih na posameznem posnetku po

eni strani pričakovati več skupnih lastnosti, po drugi strani pa različne verjetnosti nastopa posameznega tipa dogodka na različnih posnetkih oz. pri različnih pacientih.

S tega razloga se pojavi vprašanje, kako utežiti posamezne dogodke v statistikah, kot so povprečje, mediana in standardna deviacija. Tako govorimo o celotnih skupnih ter celotnih povprečnih statistikah.

3.6.1. Celotne skupne statistike

V celotnih skupnih statistikah ne upoštevamo informacije o pripadnosti posameznemu posnetku (pacientu) ter vse dogodke opazovanega tipa v celotni podatkovni bazi obravnavamo enakovredno in jih prav tako enako utežimo.

Tako povprečno vrednost $\overline{TD + t}$, mediano $Med(TD + t)$, standardno deviacijo $\overline{\overline{TD + t}}$, minimum $Min(TD + t)$ in maksimum $Max(TD + t)$ členov preučevane časovne vrste v oddaljenosti za čas t od dogodkov izbranega tipa TD izračunamo kot

$$\overline{TD + t} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [TD_i + t] \quad (3.5)$$

$$Med(TD + t) = Med_{i=1}^N [TD_i + t] \quad (3.6)$$

$$\overline{\overline{TD + t}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N ([TD_i + t] - \overline{TD + t})^2} \quad (3.7)$$

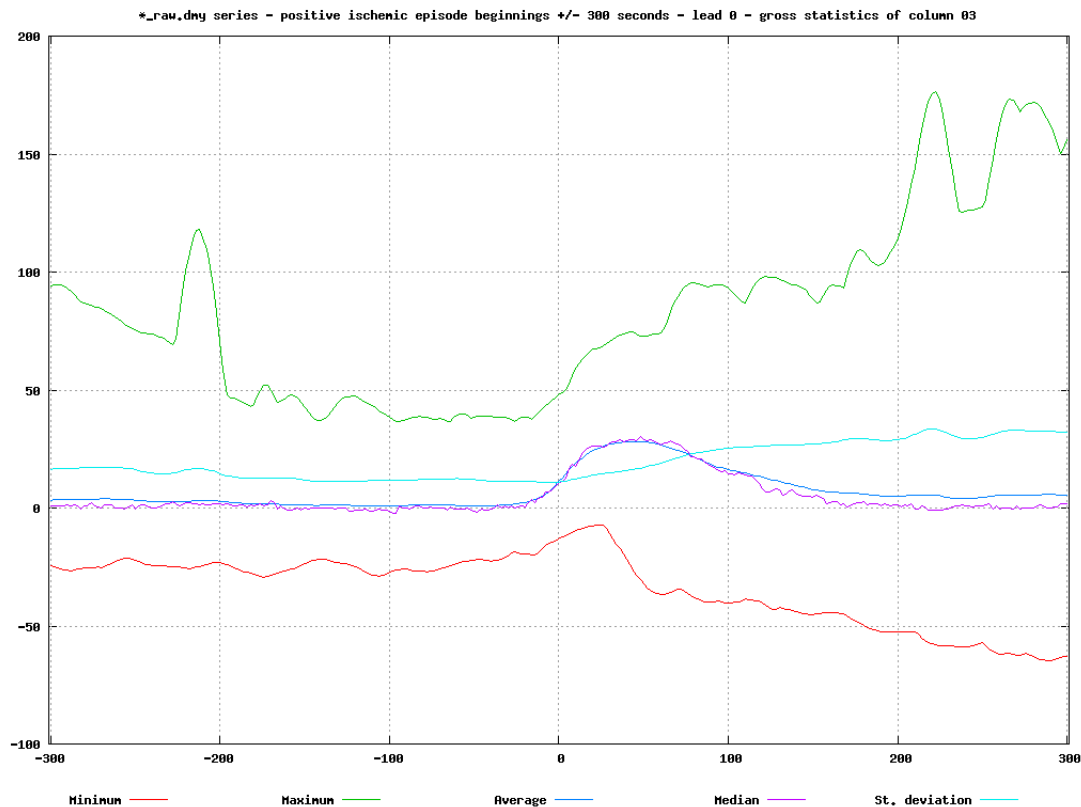
$$Min(TD + t) = Min_{i=1}^N [TD_i + t] \quad (3.8)$$

$$Max(TD + t) = Max_{i=1}^N [TD_i + t] \quad (3.9)$$

kjer $[TD_i + t]$ predstavlja vrednost člena preučevane časovne vrste v oddaljenosti za čas t od i -tega dogodka tipa TD v podatkovni bazi, N pa število dogodkov tipa TD v podatkovni bazi.

Statistiko za opazovani tip dogodka v preučevani časovni vrsti izračunamo za širši interval okolice dogodkov opazovanega tipa denimo od TD-300ms do TD+300ms in vizualiziramo kot graf poteka od začetka intervala okolice prek samega dogodka v sredini ter do konca intervala okolice (Slika 3-6).

Celotne skupne statistike izpostavijo splošnejše lastnosti in so primernejše, kadar nas zanimajo splošnejši trendi, ki niso odvisni od posameznih patofiziologij.



Slika 3-6: Primer grafov celotnih skupnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka nivoja segmenta ST tipa dogodkov pozitivne ishemične epizode v prvem odvodu od 300s pred začetkom epizode do 300s po začetku epizode. Z grafa je razviden trend obnašanja segmenta ST ob začetku pozitivne ishemične epizode – tj. pozitivna deviacija segmenta ST.

3.6.2. Celotne povprečne statistike

V celotnih povprečnih statistikah vse posnetke podatkovne baze oz. posameznim posnetkom pripadajoče množice dogodkov opazovanega tipa obravnavamo enakovredno in jih utežimo enako.

Tako povprečno vrednost $\overline{TD + t}$, mediano $Med(TD + t)$, standardno deviacijo $\overline{\overline{TD + t}}$, povprečni minimum $\overline{Min(TD + t)}$ in povprečni maksimum $\overline{Max(TD + t)}$ členov preučevane časovne vrste v oddaljenosti za čas t od dogodkov izbranega tipa TD izračunamo kot

$$\overline{TD + t} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \left(\frac{1}{N_j} \sum_{i=1}^{N_j} [TD_{ij} + t] \right) \quad (3.10)$$

$$Med(TD + t) = Med \left(\begin{matrix} N & N_j \\ j = 1 & i = 1 \end{matrix} [TD_{ij} + t] \right) \quad (3.11)$$

$$\overline{\overline{TD + t}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \left(\frac{1}{N_j} \sum_{i=1}^{N_j} ([TD_{ij} + t] - \overline{TD + t})^2 \right)} \quad (3.12)$$

$$\overline{Min(TD + t)} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \left(\begin{matrix} N_j \\ i = 1 \end{matrix} Min [TD_{ij} + t] \right) \quad (3.13)$$

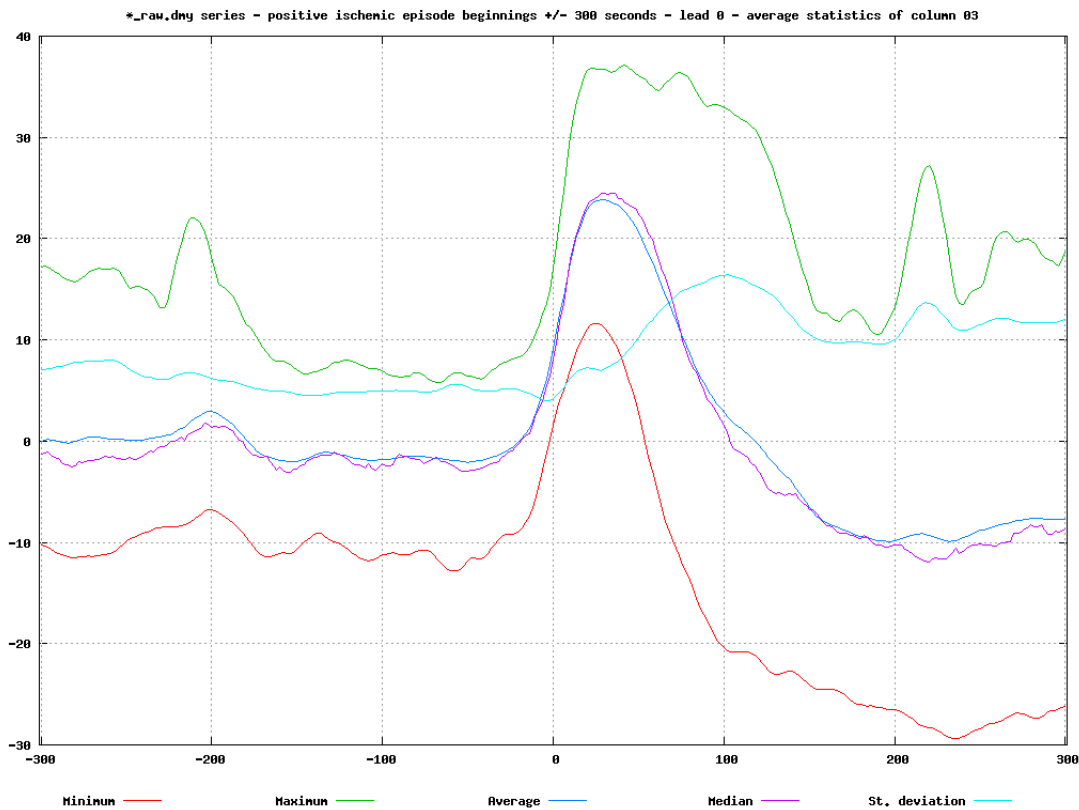
$$\overline{Max(TD + t)} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \left(\begin{matrix} N_j \\ i = 1 \end{matrix} Max [TD_{ij} + t] \right) \quad (3.14)$$

kjer $[TD_{ij}+t]$ predstavlja vrednost člena preučevane časovne vrste v oddaljenosti za čas t od i -tega dogodka tipa TD v j -tem posnetku podatkovne baze, N_j število dogodkov tipa TD v j -tem posnetku podatkovne baze, N pa število posnetkov v podatkovni bazi.

Statistiko za opazovani tip dogodka v preučevani časovni vrsti izračunamo za širši interval okolice dogodkov opazovanega tipa denimo od $TD-300ms$ do $TD+300ms$ in vizualiziramo kot graf poteka od začetka intervala okolice prek samega dogodka v sredini ter do konca intervala okolice (Slika 3-7).

V celotnih povprečnih statistikah so enakovredno zastopane patofiziologije posameznih pacientov oz. posnetkov, četudi imamo o njih različno količino - denimo o nekaterih manj - podatkov (manj zaznanih dogodkov) in so zato primernejše, kadar nas zanimajo podrobnejši patofiziološki procesi v ozadju nastopa posameznih tipov dogodkov. S tega razloga se v nadaljevanju najpogosteje opiramo na celotne povprečne statistike. Nadalje minimum in maksimum v celotnih povprečnih statistikah (tj. povprečni minimum in

povprečni maksimum) zastopata trende boljše od absolutnega minimuma in maksimuma v celotnih skupnih statistikah, kar je dobro razvidno tudi na prikazanih grafih (Slika 3-6, Slika 3-7). Minimum in maksimum celotnih skupnih statistik namreč vsebujeta zgolj informacijo o enem najbolj odstopajočem vzorcu, četudi morda pri najmanj pomembni patofiziologiji.



Slika 3-7: Primer grafov celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka nivoja segmenta ST tipa dogodkov pozitivne ishemične epizode v prvem odvodu od 300s pred začetkom epizode do 300s po začetku epizode. Z grafa je jasno razviden trend obnašanja segmenta ST ob začetku pozitivne ishemične epizode – tj. pozitivna deviacija segmenta ST.

POGLAVJE 4

Generacija vektorjev značilnik s transformacijo Karhunenena in Loèveja (KLT)

Transformacija KLT je močan splošni pristop k ekstrakciji značilnih morfoloških lastnosti signalov in predstavitvi njihovih oblik, kjer porazdelitve verjetnosti vektorjev vzorcev niso vnaprej znane. KLT je bila do sedaj na področjih kardiografije uporabljena za namene filtriranja in klasifikacije kompleksov QRS [5], vizualne identifikacije akutnih ishemičnih epizod [6], predstavitve oblik morfologije EKG [5][22], avtomatske zaznave prehodnih epizod segmenta ST dolgih ambulantnih posnetkov EKG [4][7][8] ter analiz periode srčne repolarizacije (ST-T kompleks) [9] [10][11] [23].

Transformacija KLT omogoča predstavitev preučevanih signalov v prostoru preučevanemu razredu signalov optimalno prilagojene večrazsežne baze z možnostjo ureditve vektorskih komponent po moči njihovih prispevkov v izvornih signalih »učne« množice. Tako predstavlja matematično idealno transformacijo z vidika dekompozicije signala na vektorske komponente, ki v matematičnem smislu neposredno ustrezajo v povprečju najpomembnejšim komponentam morfologije preučevanega signala. V praksi se transformacija KLT izkaže kot izvrstna transformirana reprezentacija signala segmenta ST elektrokardiograma za namene preučevanja morfologije segmenta ST ter kot zanesljiv razločevalec med čistimi in šumnimi srčnimi utripi [4].

Segmente ST elektrokardiograma posameznih srčnih utripov lahko obravnavamo tudi kot množico vektorjev dane dimenzije, odvisne od frekvence vzorčenja. S tega vidika bi bilo zaželeno dimenzijo opazovanega vektorja primerno zmanjšati, a hkrati ohraniti (zgolj) informacijo koristno za nadaljnje obdelave. Opis morfologije signalov EKG z ustrezno izbranim številom najmočnejših koeficientov KLT v praksi prinaša natančno predstavitev normalnih in odstopajočih vektorjev vzorcev EKG, izpostavlja njihove pomembne subtilne lastnosti, kaže dobre lastnosti za aproksimacijo, omogoča dobro razlikovanje signalov z različnimi morfologijami in razločevanje med čistim signalom in šumom. KLT omogoča globalen pregled in vizualizacijo trendov informacije v signalu, tako, da je

mogoče čim bolj uspešno slediti denimo spremembam v segmentu ST in drugim pomembnim pojavom v morfologiji EKG.

4.1. Transformacija KLT

Transformacija KLT je preslikava, s katero lahko neperiodičen stohastičen proces preslikamo v prostor serije nekoreliranih ortonormalnih baznih funkcij. Glavna prednost transformacije KLT je, da ne zahteva podrobnega poznavanja verjetnostne strukture problemskega prostora. KLT je optimalna v smislu, da je pričakovana najmanjša srednja kvadratična napaka pri aproksimaciji danega vzorca stohastičnega procesa z uporabo določenega števila prvih (najmočnejših) koeficientov minimalna v primerjavi z drugimi (neoptimalnimi) transformacijami. Slednje seveda dobro drži za vzorce, ki so bili v »učni« množici dobro zastopani (npr. »lepi« srčni utripi, pogosti pojavi v segmentu ST itd.), med tem, ko je aproksimacija slabo zastopanih pojavov v segmentu ST oz. signalov, ki se močno razlikujejo od »učne« množice, slabša. Ta lastnost transformacije je zaželena in jo lahko izkoristimo denimo za izločanje šumnih in nepravilnih srčnih utripov [4].

KLT, natančneje diskretno transformacijo Karhunena in Loèveja, v našem delu uporabljamo kot matematično orodje. Za namen razumevanja predstavljenih rezultatov v nadaljevanju povzemamo njene osnovne zakonitosti, podrobnejše o transformaciji KLT je sicer na voljo v literaturi [24][25][26].

Transformacija KLT je definirana nad razredom M -dimenzionalnih naključnih vektorjev $\{x\}$ v P -dimenzionalnem evklidskem prostoru ($M \leq P$). Kot opisano zgoraj, je motiv poiskati učinkovito bazo za reprezentacijo vektorjev $\{x\}$ v smislu minimalne vektorske dimenzije, ki vhodne vektorje aproksimira z želeno stopnjo minimalne srednje kvadratične napake.

Vsak M -dimenzionalni vektor $x = (x_1, x_2, \dots, x_M)^T$ nekega v M točkah vzorčenega signala (npr. segmenta ST) pripada L možnim razredom $\{\omega_i, i = 1, 2, \dots, L\}$, z apriorno verjetnostjo nastopa i -tega razreda $p(\omega_i)$. Vsak razred centraliziramo z odštetjem povprečja μ_i vektorjev x_i danega razreda:

$$z_i = x_i - \mu_i \quad (4.1)$$

Centralizirani naključni vzorčni vektor z_i lahko tako izrazimo z linearno kombinacijo koeficientov c_{ij} in vektorjev ϕ_j v sledeči obliki:

$$z_i = \sum_{j=1}^M c_{ij} \phi_j^T \quad (4.2)$$

kjer so ϕ_j ortogonalni deterministični vektorji, ki zadoščajo pogoju

$$\phi_j \phi_k = \delta_{jk} \quad (4.3)$$

δ_{jk} predstavlja Kroneckerjevo delta funkcijo

$$\delta_{jk} = \begin{cases} 1; & j = k \\ 0; & j \neq k \end{cases} \quad (4.4)$$

za srednjo vrednost koeficientov c_{ij} velja

$$E(c_{ij}) = 0, \quad (E(c_i) = 0) \quad (4.5)$$

koeficienti c_{ij} pa so medsebojno nekorelirani ter velja

$$\sum_{i=1}^L p(\omega_i) E\{c_{ij} c_{ik}\} = \rho_j^2 \delta_{jk} \quad (4.6)$$

Deterministične vektorje ϕ_j v izrazu (4.2) imenujemo bazne funkcije transformacije KLT. Pridobimo jih kot lastne vektorje kovariančne matrike R iz vektorjev z_i :

$$R = \sum_{i=1}^L p(\omega_i) E\{z_i z_i^T\} \quad (4.7)$$

kjer so

$$\lambda_j = \rho_j^2 \quad (4.8)$$

pripadajoče lastne vrednosti in ρ_j standardne deviacije koeficientov. Ker so bazni vektorji lastni vektorji simetrične matrike, so le-ti medsebojno ortonormalni. Lastne vektorje ϕ_j kovariančne matrike R in njihove pripadajoče lastne vrednosti λ_j pridobimo z rešitvijo

$$R \phi_j = \lambda_j \phi_j \quad (4.9)$$

Če bazne vektorje $(\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_M)$ zapišemo v matrični obliki ϕ , lahko vektor koeficientov c_i transformacije KLT izrazimo kot

$$c_i = \phi z_i \quad (4.10)$$

ter inverzno

$$z_i = \phi^T c_i \quad (4.11)$$

Pridobljene bazne vektorje KLT ϕ_j uredimo v padajočem redu magnitude pripadajočih lastnih vrednosti λ_j :

$$\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_N \geq \dots \geq \lambda_M \quad (4.12)$$

Na tej osnovi lahko pridobimo reducirano bazo optimalne dimenzije, saj je transformacija KLT zasnovana tako, da koeficienti KLT (tj. komponente vektorja c_i) pripadajoči prvimi N tako urejenim baznim vektorjem ϕ_j pomenijo največji prispevek energije (v »učni« množici dobro zastopanega) osnovnega signala (tj. vektorja z_i).

Transformacija KLT ima tako sledeče lastnosti v smislu optimalnosti:

1. Če vektor z_i rekonstruiramo z aproksimacijo

$$\hat{z}_i = \sum_{j=1}^N c_{ij} \phi_j^T \quad (4.13)$$

kjer $N < M$, znaša pričakovana srednja kvadratična napaka

$$\bar{e}^2(N) = \sum_{i=1}^L p(\omega_i) E\{|z_i - \hat{z}_i|^2\} \quad (4.14)$$

in je ta minimalna za vsak N v primerjavi z drugimi ortogonalnimi transformacijami. To pomeni, da nam takšna transformacija proizvede minimalno pričakovano srednjo kvadratično napako pri aproksimaciji s kakršnim koli številom baznih vektorjev N v primerjavi z drugimi ortogonalnimi transformacijami.

2. Če energijo vektorja z definiramo kot $z^T z$, nam spodaj podani ξ_j predstavlja pričakovani delež energije vektorja z , ki pripada bazni funkciji ϕ_j :

$$\xi_j = \frac{\lambda_j}{\sum_{k=1}^M \lambda_k} \quad (4.15)$$

oziroma

$$\xi(N) = \sum_{j=1}^N \xi_j = \sum_{j=1}^N \frac{\lambda_j}{\sum_{k=1}^M \lambda_k} \quad (4.16)$$

predstavlja pričakovani delež celotne energije N baznih funkcij.

Tako lahko, kadar za aproksimacijo uporabimo N baznih funkcij, razmerje med srednjo kvadratično napako za dani N in pričakovano energijo vektorja x

$$\eta(N) = \frac{\bar{e}^2(N)}{E\{z^T z\}} \quad (4.17)$$

Izračunamo kot

$$\eta(N) = 1 - \sum_{j=1}^N \xi_j \quad (4.18)$$

3. Za aproksimacijo (4.13) pri $N < M$ prav tako velja, da je funkcija entropije

$$H(N) = - \sum_{j=1}^M \lambda_j \log \lambda_j \quad (4.19)$$

minimalna za vsak N v primerjavi z drugimi ortogonalnimi transformacijami. Zatorej vsak naslednji koeficient v aproksimaciji prinaša minimalno spremembo entropije oz. je zatorej pričakovana informacija o transformiranem vektorju x najmočnejše vsebovana v prvih N koeficientih za vsak N .

Pri tem je potrebno opozoriti, da govorimo le o *pričakovani* srednji kvadratični napaki. Dejanska napaka je v praksi lahko večja, posebno pri vektorjih, ki so slabo zastopani v »učni« populaciji vzorčenih signalov, iz katerih je bila skonstruirana kovariančna matrika R .

Normalizirana residualna napaka rekonstrukcije $\hat{x}_{(N)}$

$$\hat{x}_{(N)} = \sum_{j=1}^N c_{ij} \phi_j^T \quad (4.20)$$

posamičnega naključnega vektorja x z M komponentami x_i in srednjo vrednostjo komponent $E(x)$ reprezentiranega z N ($N < M$) baznimi funkcijami tako znaša

$$r_x(N) = \frac{\|\hat{x}_{(N)} - x\|}{\|x\|} = \frac{\sqrt{\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M (\hat{x}_{(N)i} - x_i)^2}}{\sqrt{\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M (x_i)^2}} \quad (4.21)$$

4.2. Robustna kovariančna matrika

Če izvorne signale segmenta ST elektrokardiograma posameznih srčnih utripov obravnavamo kot časovno vrsto vektorjev, ti kažejo gladko spreminjanje skozi čas ter tako predstavljajo časovno odvisne oz. nestacionarne vzorce [26]. Na osnovi opazovanja trendov vektorjev segmenta ST normalnih srčnih utripov pri posameznih posnetkih je možno sklepati, da takšni intervali normalnih utripov tvorijo enotne nize vektorjev s sorodno morfologijo. Med epizodami sprememb v segmentu ST pride do pomembnih odstopanj. Takšne intervale prav tako lahko obravnavamo kot ločene nize z enotnimi morfološkimi lastnostmi. Pri šumnih utripih ni možno govoriti o enotni značilni morfologiji, zato jih iz nadaljnje obdelave izločimo. Ker pri šumnih srčnih utripih pogosto pride do vpliva šuma tudi na (v izvornem časovnem signalu EKG) sosednje utripe, v konstrukciji robustne kovariančne matrike preskočimo tudi te. Tako pripravljeni nizi utripov nam predstavljajo razrede vektorjev vzorcev za konstrukcijo robustne kovariančne matrike v nadaljevanju.

Ker porazdelitev novih vhodnih vektorjev v razrede iz izraza (4.7) v praksi ni vnaprej znana (razen pri »učni« množici), pogoju (4.5) $E(c_i) = 0$ oziroma ekvivalentno $E(z_i) = 0$ tako ni zadoščeno, zaradi česar rezultati transformacije KLT ne bodo optimalni. V posebnem primeru, če predpostavimo, da imajo vsi vektorji enako povprečje, optimalnost sicer prav tako ni zagotovljena, vendar pa se informacija o povprečjih in variancah razredov kljub temu ohrani [25]. Takšen pristop je pogosto v uporabi pri številnih sistemih za razpoznavo [26] ter nam z uporabo metode približnih jeder (*kernel-approximation*) [27], po kateri razrede vektorjev zamenjamo z njihovimi povprečji, kovariančno matriko iz izraza (4.7) omogoča izraziti v sledeči obliki

$$R_{rob} = E\{(x - \mu_0)(x - \mu_0)^T\} = \sum_{i=1}^L p(\omega_i) E\{(\bar{x}_i - \mu_0)(\bar{x}_i - \mu_0)^T\} \quad (4.22)$$

pri čemer je \bar{x}_i povprečni vektor i -tega razreda, srednji vektor μ_0 pa je definiran kot

$$\mu_0 = E(x); \quad \forall x \quad (4.23)$$

Lastne vrednosti kovariančne matrice R_{rob} so funkcija povprečij posameznih razredov. Takšen pristop z enotnim večrazrednim povprečjem ohranja informacijo o povprečjih posameznih razredov in tako z uporabo metode približnih jeder (*kernel-approximation*) rezultira v robustni kovariančni matriki R_{rob} , ki jo v nadaljevanju uporabimo za izračun baznih funkcij KLT.

4.3. Generacija vektorjev značilik

Rezultat transformacije KLT vektorja $x = (x_1, x_2, \dots, x_M)^T$ vzorca vhodnega časovnega signala (npr. segmenta ST elektrokardiograma) je nov vektor y , katerega komponente imenujemo koeficienti transformacije KLT vektorja x [26]:

$$y = \phi x \quad (4.24)$$

kjer ϕ predstavlja matriko baznih funkcij KLT (tj. matriko lastnih vektorjev robustne kovariančne matrice R_{rob} , ki jih pridobimo z rešitvijo enačbe (4.9)). Dimenzija vektorja y je v osnovi enaka dimenziji vhodnega vektorja x . V praksi se je smiselno odločiti za reprezentacijo vzorcev z manjšo dimenzijo glede na oceno, kako natančno aproksimacijo potrebujemo. Po drugi strani je lahko reprezentacija z manjšo dimenzijo tudi ugodna v smislu izničenja pomena šibkejših artefaktov, kot so denimo višje frekvenčni šumi ipd.

Lastne vrednosti ψ_m kovariančne matrice novih vektorjev značilik $\{y\}$ so tako variance σ_m^2 teh novih značilik:

$$\psi_m = \sigma_m^2 = \sum_{l=1}^L p(\omega_l) E\{(y_{lm} - (v_{lm} + v_{0m}))^2\} \quad (4.25)$$

kjer v_{lm} predstavlja transformiran srednji vektor vektorjev y_{lm} [tj. m -to komponento transformacije srednjega vektorja $\mu_l = E(x_l - \mu_0)$ vektorjev vzorcev x_l l -tega razreda glede na skupno srednjo vrednost μ_0] in v_{0m} predstavlja m -to komponento transformiranega srednjega vektorja μ_0 celotne množice vektorjev $\{x\}$.

4.4. Mahalanobisova razdalja

Algoritmi za izločanje motenj v prostoru transformacije KLT poleg vektorjev značilnik KLT uporabljajo tudi Mahalanobisovo razdaljo $d(y(j), y(k))$ kot mero razdalje med dvema vektorjema značilnik [26]:

$$d^2(y(j), y(k)) = (y(j) - y(k))^T C^{-1} (y(j) - y(k)) \quad (4.26)$$

kjer sta $y(j)$ in $y(k)$ vektorja značilnik KLT srčnih utripov j in k , med katerima izračunamo razdaljo d , C^{-1} pa je inverz kovariančne matrike pripadajoče baznim funkcijam uporabljene transformacije KLT. C^{-1} je diagonalna in simetrična matrika. Ker so koeficienti transformacije KLT (tj. komponente vektorjev značilnik) medsebojno statistično neodvisni, so ne-diagonalni elementi matrike C^{-1} enaki 0. Iz tega sledi, da sta v razdalji d vektorja značilnik $y(j)$ in $y(k)$ normalizirana s pripadajočo standardno deviacijo tako, da je njuna standardna deviacija enaka 1.

Funkciji d^2 oz. d sta tako statistično porazdeljeni v skladu s porazdelitvijo χ_N^2 oz. χ_N z N prostostnimi stopnjami [28][29][30]:

$$\chi_N^2 = Y = \sum_{i=1}^N X_i^2 \quad (4.27)$$

kjer X_1, X_2, \dots, X_N predstavlja N statistično neodvisnih standardno normalno (po normalni Gaussovi porazdelitvi s standardno deviacijo 1 in srednjo vrednostjo 0) porazdeljenih naključnih spremenljivk, Y pa predstavlja naključno spremenljivko, ki je porazdeljena v skladu s porazdelitvijo χ_N^2 .

Pričakovana srednja vrednost $m_Y(N)$ ter standardna deviacija $\sigma_Y(N)$ naključne spremenljivke Y porazdeljene po porazdelitvi χ_N^2 znašajo [31]:

$$m_Y(N) = N \quad (4.28)$$

$$\sigma_Y(N) = +\sqrt{2N} \quad (4.29)$$

Pričakovana srednja vrednost $m_Y(N)$ ter standardna deviacija $\sigma_Y(N)$ naključne spremenljivke Y porazdeljene po porazdelitvi χ_N znašajo [30]:

$$m_Y(N) = \frac{\sqrt{2} \Gamma\left(\frac{N}{2} + \frac{1}{2}\right)}{\Gamma\left(\frac{N}{2}\right)} \quad (4.30)$$

$$\sigma_Y(N) = + \sqrt{\frac{2 \left[\Gamma\left(\frac{N}{2}\right) \Gamma\left(1 + \frac{N}{2}\right) + \Gamma^2\left(1 + \frac{N}{2}\right) \right]}{\Gamma^2\left(\frac{N}{2}\right)}} \quad (4.31)$$

kjer $\Gamma(n)$ predstavlja gama funkcijo:

$$\Gamma(n) = (n - 1)! \quad (4.32)$$

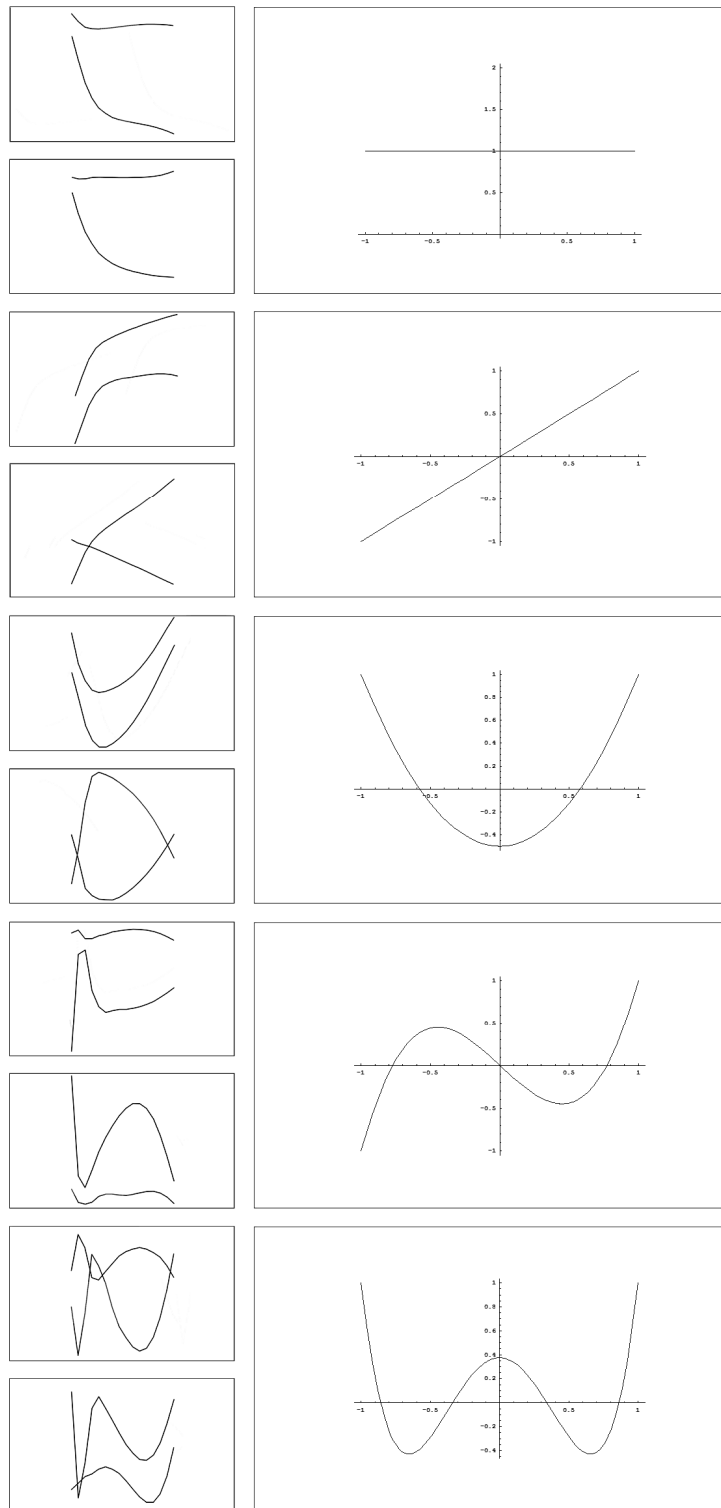
Generacija vektorjev značilik z diskretno transformacijo na osnovi Legendrovih polinomov (LPT)

Transformacijo LPT smo zasnovali po preučevanju oblik pridobljenih baznih funkcij transformacije KLT segmenta ST [4] ter ob opažanju velike podobnosti (vsaj) prvih 5 do 10 baznih funkcij KLT segmenta ST z Legendrovimi polinomi [14] (Slika 5-1). Funkcije višjih redov tako Legendrovih polinomov kakor baznih funkcij KLT vsebujejo predvsem višje frekvenčne komponente ter so si v tej lastnosti prav tako podobne, vendar hitro presežejo Nyquistovo frekvenco glede na dano frekvenco vzorčenja ter tako izgubijo reprezentativnost.

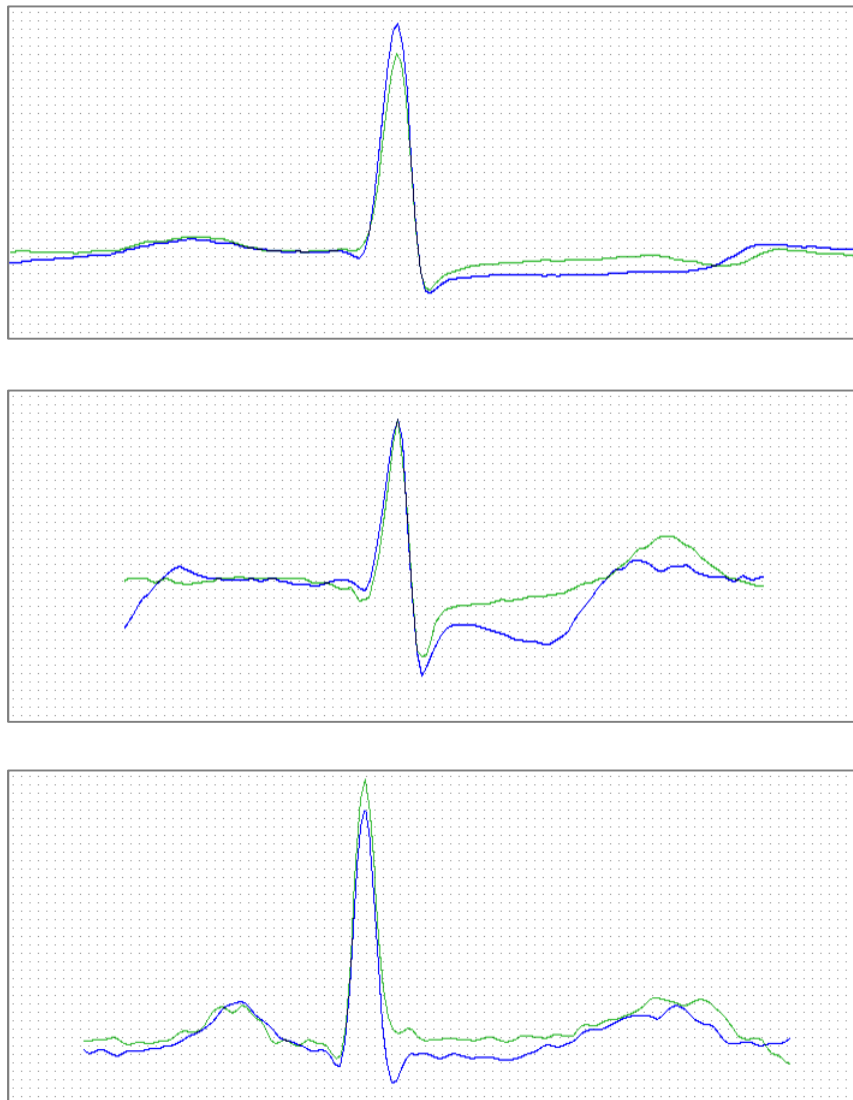
Legendrovi polinomi so za namene takšne transformacije še posebno primerni zaradi njihove ortogonalnosti za konstantno utežno funkcijo $w(x)=1$. Zato lahko pričakujemo, da bodo Legendrovi polinomi zaradi baznim funkcijam KLT segmenta ST podobnih oblik, ki jih konstantna utežna funkcija v ortogonalni transformaciji ohranja, prav tako dovolj primerna baza za kakovostno transformirano reprezentacijo segmenta ST. Ob tem pa spričo natančne matematično določene oblike prinašajo pomembne nove prednosti, kot je možnost neposrednega vpogleda v pomembne morfološke lastnosti segmenta ST [2] v časovnem prostoru:

- elevacija oz. depresija,
- nagib navzgor ali navzdol ter
- ukrivljanje

kot so vidni na primerih spodaj (Slika 5-2) s prvimi tremi komponentami z LPT pridobljenih vektorjev lastnosti. Prvi Legendrov polinom namreč nosi obliko konstante, drugi linearne funkcije, tretji pa kvadratične parabole.



Slika 5-1: Grafi prvih 10 »starih« baznih funkcij KLT pridobljenih na bazi ESC DB (levo, od zgoraj navzdol) za oba odvoda (prvi odvod v posameznem okvirju zgoraj, drugi spodaj) in prvih 5 Legendrovih polinomov (desno, od zgoraj navzdol)



Slika 5-2: Primer depresije (zgoraj modro), nagiba (v sredini modro) in ukrivljanja (spodaj modro) segmenta ST v časovnem EKG. Z zeleno barvo so prikazani referenčni normalni srčni utripi.

Slednje bi v bodoče lahko bilo dragoceno novo orodje za diagnosticiranje in za podrobno preučevanje posameznih pomembnih odsekov posnetkov EKG, kot denimo za razločevanje med različnimi vrstami ishemičnih dogodkov [2], sledenje značilnim trendom v časovnem prostoru v širšem merilu ipd. Poleg tega bi bila lahko standardizirana matematično osnovana metoda za generiranje baznih funkcij priročna za nadaljnje študije in še posebno njihovo primerljivost, saj je transformacija KLT bistveno odvisna od »učne« množice signalov ter tako lahko njeni rezultati znatno odstopajo med posameznimi implementacijami.

5.1. Legendrovi polinomi

Legendrovi polinomi spadajo v razred ortogonalnih polinomov. Pogoju ortogonalnosti zadoščajo na intervalu $[-1,1]$ z utežno funkcijo $w(x)=1$. Legendrovi polinomi so rešitve Legendrove diferencialne enačbe za celoštevilski l [14].

Rekurzivno jih razvijemo po enačbi:

$$(n + 1)P_{n+1}(x) = (2n + 1)xP_n(x) - nP_{n-1}(x); n \geq 1$$

$$P_0(x) = 1, P_1(x)=x$$
(5.1)

Učinkovita metoda za generacijo Legendrovih polinomov je tudi Gram-Schmidtov ortogonalizacijski postopek [32]. Če ga izvedemo nad družino funkcij $f(x) = x^n; n \geq 0$ (npr. $1, x, x^2, \dots$) na intervalu $[-1,1]$, nam proizvede Legendrove polinome na intervalu $[-1,1]$. Slednjo metodo smo za generacijo Legendrovih polinomov uporabili tudi pri našem delu.

Direktne formule prvih 5 Legendrovih polinomov:

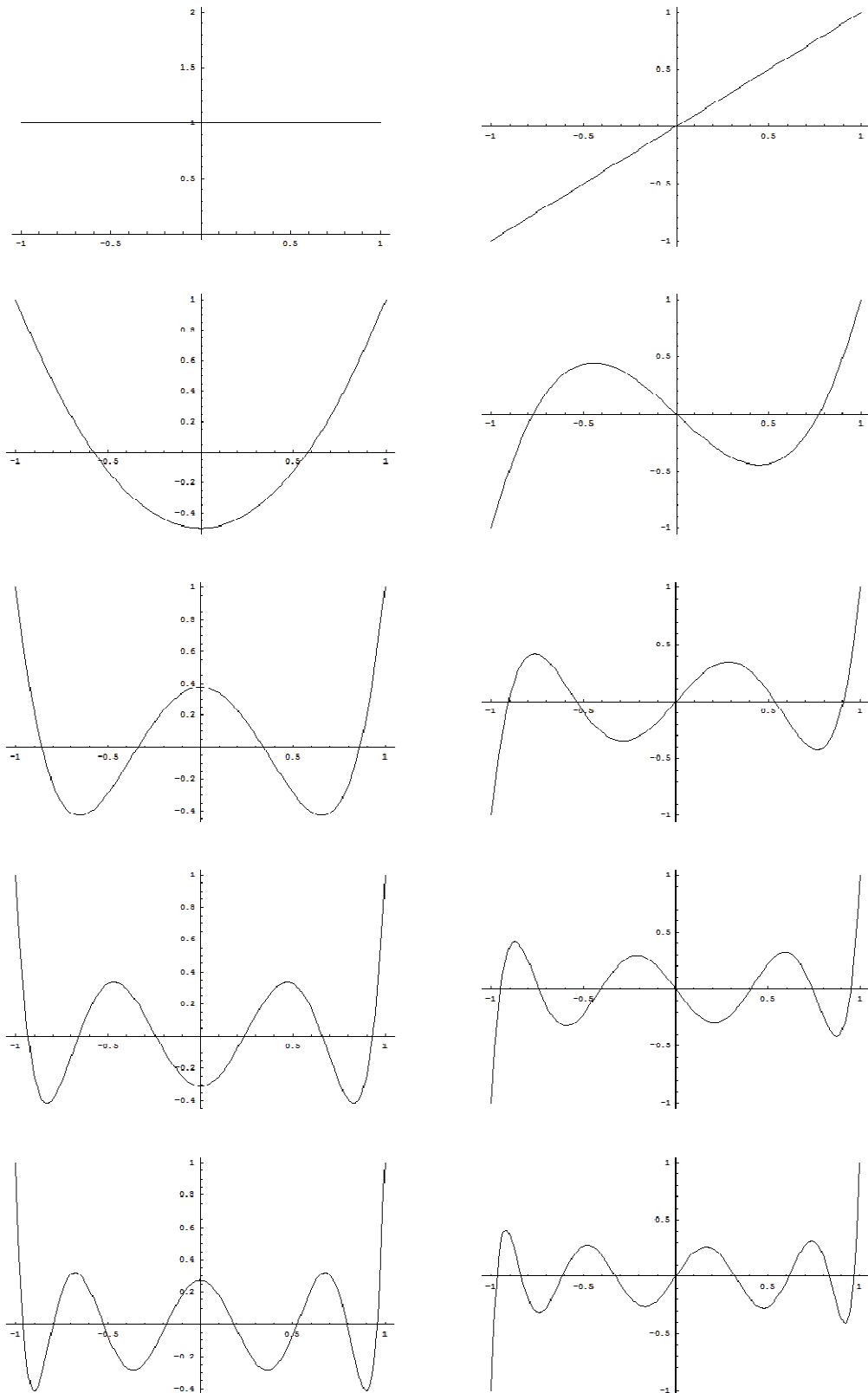
$$P_0(x) = 1$$

$$P_1(x) = x$$

$$P_2(x) = \frac{1}{2}(3x^2 - 1)$$

$$P_3(x) = \frac{1}{2}(5x^3 - 3x)$$

$$P_4(x) = \frac{1}{8}(35x^4 - 30x^2 + 3)$$
(5.2)



Slika 5-3: Grafi prvih 10 Legendrovih polinomov (od leve proti desni, od zgoraj navzdol)

Za družino funkcij Legendrovih polinomov velja relacija medsebojne ortogonalnosti na intervalu $[-1,1]$:

$$\int_{-1}^1 w(x) P_j(x) P_k(x) = C_k \delta_{jk} \quad (5.3)$$

pri čemer za Legendrove polinome velja

$$w(x) = 1, \quad C_k = \frac{2}{2k+1} \quad (5.4)$$

δ_{jk} predstavlja Kroneckerjevo delta funkcijo

$$\delta_{jk} = \begin{cases} 1; & j = k \\ 0; & j \neq k \end{cases} \quad (5.5)$$

Ker člen C_k pri Legendrovih polinomih ni konstanten in je različen od 1, je vrednost izraza (5.3) v primeru, ko $j=k$, različna od vrednosti 1. Legendrovi polinomi tako so ortogonalni, niso pa v osnovi ortonormalni.

5.2. Gram-Schmidov postopek in generacija baznih funkcij LPT

Za diskretno analizo (časovnih) vzorcev na osnovi funkcij Legendrovih polinomov potrebujemo ortogonalno bazo diskretnih – vzorčenih funkcij Legendrovih polinomov. Učinkovita metoda za generacijo diskretnih funkcij Legendrovih polinomov je Gram-Schmidov postopek [32]. Če ga izvedemo nad družino z želeno frekvenco vzorčenih funkcij $f(x) = x^n; n \geq 0$ (npr. $1, x, x^2, \dots$) na intervalu $[-1,1]$, nam proizvede družino vektorjev ϕ_j , katerih komponente so vzorci ortogonalnih diskretnih funkcij Legendrovih polinomov na intervalu $[-1,1]$. Dimenzija pridobljenih vektorjev ϕ_j ustreza izbrani frekvenci vzorčenja.

Gram-Schmidov postopek je metoda za ortogonalizacijo ali ortonormalizacijo množice M -dimenzionalnih linearno neodvisnih vektorjev $v_j = (v_1, v_2, \dots, v_M)^T$ v P -dimenzionalnem evklidskem prostoru \mathbb{R}^P ($M \leq P$), katerega rezultat je množica ortogonalnih oz. ortonormalnih vektorjev $\phi_j = (\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_M)^T$ enake dimenzije istega evklidskega prostora \mathbb{R}^P .

Naj bo

$$pr_{\phi}(v) = \frac{\langle v, \phi \rangle}{\langle \phi, \phi \rangle} \phi \quad (5.6)$$

ortogonalna projekcija vektorja v na vektor ϕ , kjer $\langle v, \phi \rangle$ predstavlja skalarni produkt vektorjev v in ϕ . Tako lahko definiramo sledeči proces izračuna vektorjev ϕ_j :

$$\begin{aligned} \phi_1 &= v_1 \\ \phi_2 &= v_2 - pr_{\phi_1}(v_2) \\ \phi_3 &= v_3 - pr_{\phi_1}(v_3) - pr_{\phi_2}(v_3) \\ \phi_4 &= v_4 - pr_{\phi_1}(v_4) - pr_{\phi_2}(v_4) - pr_{\phi_3}(v_4) \\ &\dots \\ \phi_M &= v_M - \sum_{j=1}^{M-1} pr_{\phi_j}(v_M) \end{aligned} \quad (5.7)$$

Če v vektorje v_j vstavimo družino z želeno frekvenco vzorčenih funkcij $f(x) = x^n$; $n \geq 0$ (npr. $1, x, x^2, \dots$) na intervalu $[-1,1]$, je produkt tega postopka baza diskretnih ortogonalnih, medsebojno nekoreliranih vektorjev diskretnih funkcij Legendrovih polinomov ϕ_j . Če dobljene vektorje ϕ_j delimo z njihovo absolutno vrednostjo,

$$\phi'_j = \frac{\phi_j}{\|\phi_j\|} \quad (5.8)$$

dobimo tako skalirane Legendrove polinome ϕ'_j , da so ortonormalni in zanje velja

$$\phi'_j \phi'_k = \delta_{jk} \quad ; \quad \begin{matrix} j = 1..M \\ k = 1..M \end{matrix}, \quad \delta_{jk} = \begin{cases} 1; & j = k \\ 0; & j \neq k \end{cases} \quad (5.9)$$

5.3. Transformacija LPT

Na osnovi vizualnega opažanja znatnih podobnosti v oblikah vsaj prvih 5 do 10 Legendrovih polinomov in baznih funkcij KLT segmenta ST (Slika 5-1) smo zasnovali transformacijo (LPT), osnovano na Legendrovih polinomih kot baznih funkcijah

transformacije (opomba: transformacijo LPT ne gre zamenjevati z *Legendrovo transformacijo*).

Legendrovi polinomi se izkažejo kot zelo primerni za takšne namene zaradi razmeroma enostavne metode generiranja in konstantne utežne funkcije $w(x)=1$, kar je pomembno za ohranitev oblike v relaciji ortogonalnosti. Tako dobimo ortogonalno bazo paroma nekoreliranih neodvisnih funkcij ter kljub temu - denimo za razliko od Čebiševih polinomov, kjer utežna funkcija ni konstantna - ohranimo za analizo segmenta ST pomembne oblike baznih funkcij.

Transformacijo KLT definiramo nad razredom M-dimenzionalnih naključnih vektorjev $\{x\}$ v P-dimenzionalnem evklidskem prostoru ($M \leq P$). Vhodni M-dimenzionalni vektor naključnega (časovnega) vzorca $x_i = (x_1, x_2, \dots, x_M)^T$ s transformacijo LPT preslikamo v N-dimenzionalni ($N \leq M$) vektor $c_i = (c_1, c_2, \dots, c_N)^T$ v prostoru ortonormalne baze vektorjev (5.8) diskretnih funkcij ϕ_j ($j=1..N$) prvih N Legendrovih polinomov $P_0..P_{N-1}$ na intervalu $[-1,1]$:

$$c_{ij} = \sum_{t=1}^M x_{it} \phi_{jt} \quad ; \quad j = 1..N \quad (5.10)$$

Komponente vektorja c_i imenujemo koeficienti transformacije LPT vektorja x_i . Komponente vektorjev ϕ_j predstavljajo vzorce funkcije j-tega Legendrovega polinoma vzorčenega s frekvenco M. Če bazne vektorje $(\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_M)$ zapišemo v matrični obliki ϕ , lahko vektor koeficientov c_i transformacije LPT izrazimo kot

$$c_i = \phi x_i \quad (5.11)$$

5.4. Generacija vektorjev značilik

Preslikava časovnega vektorja vzorca (npr. segmenta ST elektrokardiograma) v prostor LPT je - analogno transformaciji KLT - osnovana na medsebojno ortogonalnih Legendrovih polinomih kot bazi novega prostora. Rezultat transformacije LPT vektorja vzorca vhodnega časovnega signala $x = (x_1, x_2, \dots, x_M)^T$ je nov vektor y , katerega komponente imenujemo koeficienti transformacije LPT vektorja x :

$$y = \phi x \quad (5.12)$$

kjer ϕ predstavlja matriko baznih funkcij LPT (tj. matriko vzorčenih Legendrovih polinomov s frekvenco vzorčenja ustrežajočo dimenziji transformacije (4.9)). Dimenzija vektorja y je v osnovi enaka dimenziji vhodnega vektorja x . V praksi se je smiselno odločiti za reprezentacijo vzorcev z manjšo dimenzijo glede na oceno, kako natančno aproksimacijo potrebujemo. Po drugi strani je lahko reprezentacija z manjšo dimenzijo tudi ugodna v smislu izničenja pomena šibkejših artefaktov, kot so denimo višje frekvenčni šumi ipd.

5.5. Pričakovani pomen transformacije LPT v diagnostiki in analizi časovnih sprememb morfologije segmenta ST

Kot predstavljeno v uvodnih poglavjih (točka 2.2), je segment ST v elektrokardiogramu temeljni indikator kardiovaskularnih ishemičnih procesov. Najpomembnejše spremembe v morfologiji segmenta ST elektrokardiograma, ki kažejo na ishemijo, so [2]:

- horizontalna sploščitev,
- nagib navzdol,
- ukrivljanje,
- elevacija ter
- depresija.

Opazimo, da prve 3 bazne funkcije transformacije LPT – tj. prvi trije Legendrovi polinomi $P_0(x)$, $P_1(x)$, $P_2(x)$ – po obliki njihovega grafa neposredno ustrezajo v literaturi opisanim morfološkim lastnostim segmenta ST elektrokardiograma. Slednje tako lahko neposredno izrazimo z linearno transformacijo posamezne bazne funkcije $P_n(x)$; $0 \leq n \leq 2$:

$$\text{»elevacija«} \leftrightarrow \text{konstantni odmik: } F_e(x) = k * P_0(x)$$

$$\text{»depresija«} \leftrightarrow \text{konstantni odmik: } F_e(x) = -k * P_0(x)$$

$$\text{»nagib navzdol«} \leftrightarrow \text{(negativni) linearni nagib: } F_n(x) = -k * P_1(x)$$

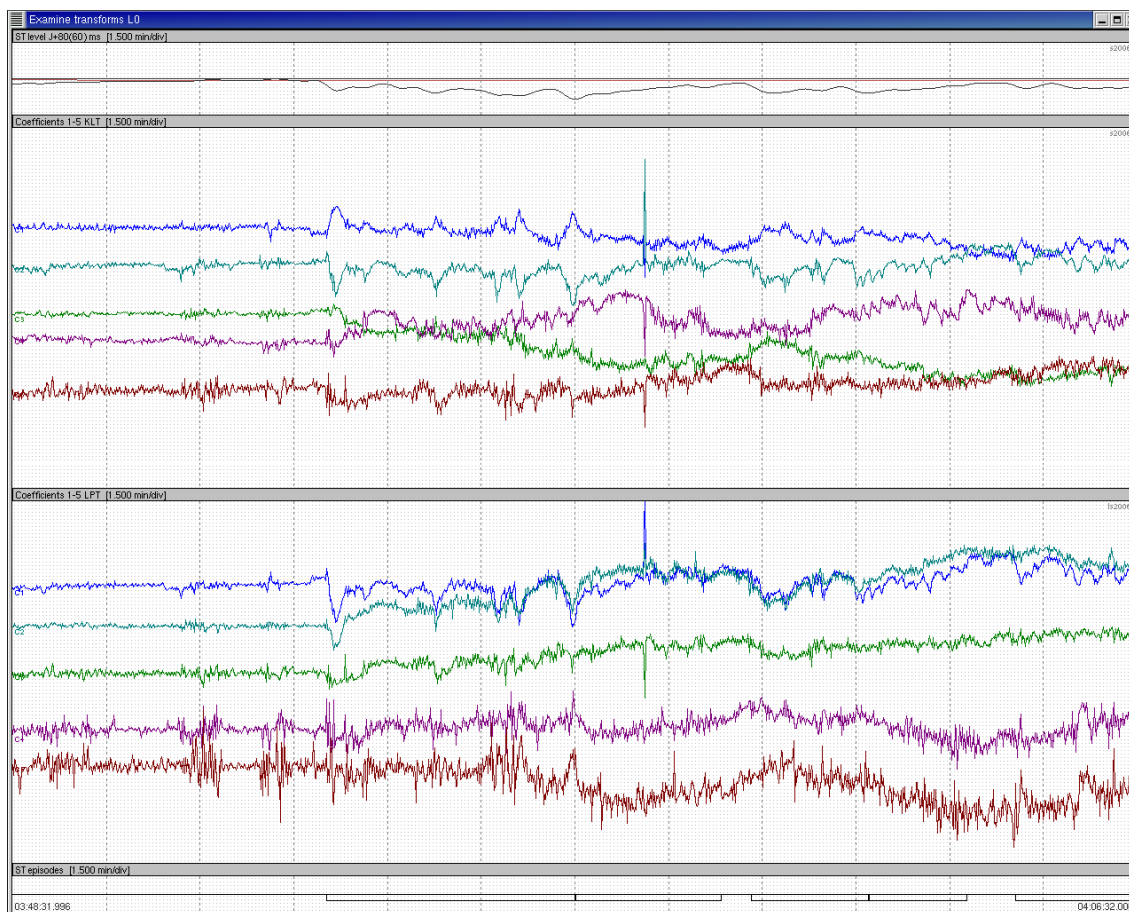
$$\text{»nagib navzgor«} \leftrightarrow \text{(pozitivni) linearni nagib: } F_n(x) = k * P_1(x)$$

$$\text{»ukrivljanje navzdol«} \leftrightarrow \text{(pozitivna) parabola: } F_u(x) = k * P_2(x)$$

$$\text{»ukrivljanje navzgor«} \leftrightarrow \text{(negativna) parabola: } F_u(x) = -k * P_2(x)$$

Prvi trije koeficienti transformacije LPT nam tako predstavljajo neposredno stopnjo izrazitosti za analizo in diagnostiko ishemičnih procesov najpomembnejših morfoloških lastnosti segmenta ST elektrokardiograma. Kardiologu s tem omogočimo takojšen vpogled v pomembno morfologijo signala v časovnem prostoru neposredno iz transformiranega prostora. Hkrati pa transformacija LPT omogoča učinkovito razčlenitev časovnega signala segmenta ST na komponente, od katere zaradi izrazitih podobnosti baznih funkcij LPT z baznimi funkcijami KLT, ki po definiciji predstavlja optimalno reprezentativno transformacijo, prav tako pričakujemo dobro reprezentacijo pomembnih lastnosti segmenta ST v začetnih koeficientih.

Iz slike spodaj (Slika 5-4) je razvidno, da koeficienti transformacije LPT kažejo podobno obnašanje kot koeficienti transformacije KLT, kar potrjuje našo hipotezo o primernosti na takšen način izbrane baze transformacije.



Slika 5-4: Primerjava obnašanja časovnih vrst prvih 5 koeficientov KLT (zgoraj) in LPT (spodaj) pred in med epizodo segmenta ST (označeno na dnu) ter nivoja segmenta ST (na vrhu) z referenco (rdeče).

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient

POGLAVJE 6

Predobdelava in robustno izločanje motenj v prostoru transformacije KLT

Ker gre pri izvornih signalih EKG, ki jih bomo obdelovali, za biološke signale zajete z »živih« virov iz realnega sveta (z opremo realne kakovosti in natančnosti), je pričakovati razmeroma visoko stopnjo variabilnosti signalov in prisotnost motenj. Zato je bistvenega pomena zagotoviti robustnost vseh algoritmov v smislu čim večje stabilnosti rezultatov ne glede na neizogibno kontaminacijo množice obdelovanih vzorcev z deležem znatno odstopajočih vzorcev (nepravilnih srčnih utripov) ter ne glede na prisotnost različnih oblik motenj v signalih. Motnje odstranjujemo z različnimi metodami nizko in visoko propustnega filtriranja, med tem ko moramo robustnost oz. neobčutljivost na znatno odstopajoče vzorce vgraditi v same algoritme.

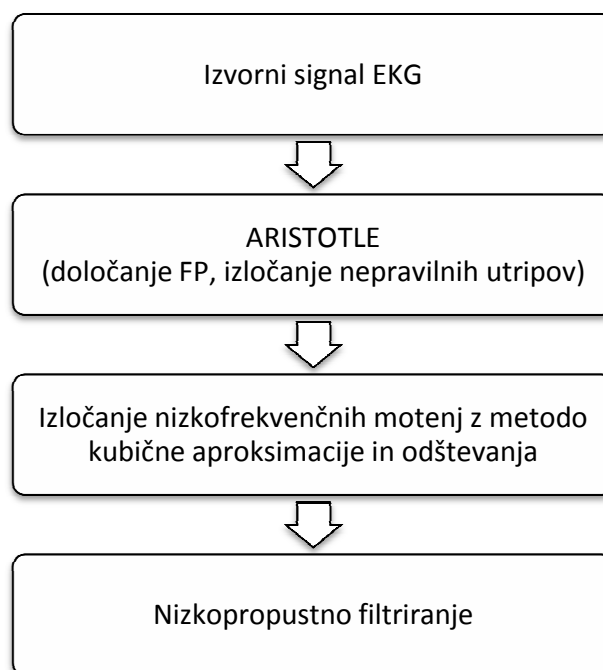
Izvorni signali EKG gredo zato pred generacijo časovnih vrst vektorjev značilk najprej skozi več stopenj predobdelave (Slika 6-1), ki signale pripravijo za nadaljnje procesiranje. V naslednji fazi izločimo motnje v prostoru transformacije KLT z uporabo obstoječih časovnih vrst vektorjev značilk, ki so že na voljo v bazi LTST DB in so bile pridobljene z baznimi funkcijami na osnovi posnetkov baze ESC DB. Na tako pripravljenih signalih nato konstruiramo robustno kovariančno matriko ter izračunamo nove bazne funkcije KLT na osnovi vseh posnetkov podatkovne baze LTST DB.

6.1. Predobdelava

Da lahko signale EKG nadalje obdelujemo na nivoju posameznih srčnih utripov, potrebujemo referenco na vsak posamezni srčni utrip v posnetku. Za takšno referenčno točko je ključnega pomena stabilnost njene pozicije v različnih srčnih utripih glede na glavne elemente elektrokardiograma srčnega utripa. Ta točka bo namreč izhodišče za pričetek obdelave vsakega srčnega utripa ter osnovna referenca tako za algoritmično kot

metrično določanje drugih pomembnih elementov elektrokardiograma, kot so denimo segment ST, segment PQ in točka merjenja izoelektričnega nivoja.

Stabilne referenčne točke (FP – *Fiducial Point*) elektrokardiograma so v bazi LTST DB že generirane z detektorjem motenj ritma ARISTOTLE [33]. ARISTOTLE postavi referenčno točko FP(i,j), kjer i pomeni odvod, j pa zaporedni indeks srčnega utripa, v »težišče« kompleksa QRS in je enaka za vse odvode posameznega utripa. Pri monofaznih kompleksih QRS ARISTOTLE točko FP postavi v ekstrem kompleksa, pri bifaznih kompleksih QRS pa je referenčna točka FP postavljena med oba ekstrema in sicer bližje večjemu. Stabilna referenčna točka FP je predpogoj tako za avtomatično določanje izoelektričnega nivoja kot za generacijo časovnih vrst vektorjev značilk. ARISTOTLEjeva referenčna točka je v praksi stabilna in primerna za nadaljnje obdelave in analitiko.



Slika 6-1: Proces predobdelave

Naslednja faza v predobdelavi je odstranjevanje šumov. Želimo optimalno izboljšati razmerje signal-šum (*signal-to-noise ratio* oz. SNR) izvornih signalov EKG. Izboljšava SNR je ključnega pomena pri procesiranju realnih signalov EKG, saj je prisotnost šumov v resničnih signalih lahko tako visoka, da postanejo meritve pomembnih parametrov signala nezanesljive ali nemogoče. Šume v signalih EKG generirajo različni viri [26]. Zato ločimo različne tipe šumov prav tako s povsem različnimi karakteristikami.

Najpomembnejši viri šuma so:

- pacientovo dihanje,
- mišična aktivnost,
- premiki telesa,
- viri električne narave kot denimo slab stik med elektrodo in telesom.

Glede na karakteristike lahko opisane šume razvrstimo v tri različne skupine:

- nizkofrekvenčne motnje oz. počasno nihanje signala,
- visokofrekvenčni naključni šumi,
- naključni premiki amplitude signala EKG.

Nizkofrekvenčne motnje povzročajo pacientovo dihanje in premiki telesa. Najvišja komponenta spektra teh motenj je najpogosteje okvirno do 5Hz, pogosto pa segajo tudi v nižje frekvenčno območje 1Hz in manj. Visokofrekvenčni naključni šumi so posledica mišične aktivnosti pacienta in najpogosteje obsegajo območje 50-60Hz. Spekter teh motenj je lahko porazdeljen prek celotnega frekvenčnega spektra EKG. Na področjih zaznave motenj srčnega ritma, kjer je pomembna zgozlj morfologija na nivoju celotnega srčnega utripa (normalni ali nenormalni srčni utripi) in meritve posameznih parametrov signala niso pomembne, se uporabljajo predvsem klasične deterministične tehnike kot je digitalno filtriranje. Na področju denimo analize segmenta ST, kjer pa so najpomembnejše meritve posameznih parametrov signala, potrebujemo metode, ki ne izgubijo podrobne strukture uporabnega signala. Ker se spektralne komponente tega šuma prekrivajo s spektrom EKG, razmerja SNR ni možno izboljšati zgozlj z determinističnimi digitalnimi filtri. Tu se izboljšavo razmerja SNR pogosto dosega z digitalnimi filtri, ki izločijo šum do določene mere ter z uporabo naprednejših nelinearnih tehnik, npr. kubična aproksimacija in odštevanje, detekcija šumnih utripov in ocena morfologije utripa iz šumnega signala s povprečenjem časovno poravnanih utripov z dominantno (podobno) morfologijo.

Naslednje faze predobdelave tako razdelimo na [26]:

- izločanje nizkofrekvenčnih motenj z uporabo kubične aproksimacije in odštevanja,
- nizkopropustno filtriranje z uporabo 6-polnega Butterworthovega filtra z mejno frekvenco 55 Hz,
- izločanje nenormalnih srčnih utripov in njihovih sosedov.

Za zanesljivost merjenja izoelektričnega nivoja in drugih parametrov v srčnih utripih je nujno potrebno učinkovito odstranjevanje nizkofrekvenčnih motenj. Uporaba kubične aproksimacije z odštevanjem za razliko od klasičnega digitalnega filtriranja ne povzroči popačenja cikla P-QRS-ST. Nelinearni digitalni filtri bi popačili cikel P-QRS-ST zaradi nelinearnega faznega poteka, med tem ko bi linearni digitalni filter z linearno fazo za dosego dovolj ozke zapore zahteval zelo veliko število koeficientov. Tehnika kubične aproksimacije temelji na treh točkah: oceni bazalne točke trenutnega srčnega utripa ter bazalnih točk njegovih sosedov (predhodnega in naslednjega utripa). Na osnovi teh treh točk je izvedena kubična aproksimacija, čemur sledi odštevanje.

Visokofrekvenčne motnje kvarijo morfologijo podrobnejših elementov elektrokardiograma, kot je segment ST. Izločamo jih z uporabo 6-polnega Butterworthovega filtra z mejno frekvenco 55 Hz. Ugotovljeno je bilo, da je zaželena gladka frekvenčna karakteristika v prehodnem in mejnem pasu. Popačenje cikla P-QRS-ST zaradi nelinearne faze tu ni problematično in ne vpliva na meritve denimo nivoja segmenta ST.

Nenormalne srčne utripe označi že detektor motenj srčnega ritma ARISTOTLE. K vsaki določeni referenčni točki FP srčnega utripa pripada tudi podatek o tipu tega utripa, ki je lahko bodisi normalen ali nenormalen. Nenormalne srčne utripe tako izločimo iz nadaljnjih obdelav. Ker nenormalni srčni utripi lahko segajo tudi v svoje sosedbe in vplivajo na njihovo morfologijo, izločimo tudi vse sosedbe nenormalnih srčnih utripov (predhodni in naslednji srčni utrip glede na oznako nenormalnega srčnega utripa).

6.2. Pregled rešitev za izločanje motenj v časovnem prostoru

Algoritmi za izločanje motenj v časovnem prostoru [28] so načrtovani z namenom detekcije šumov glavnih ugotovljenih virov (mišična aktivnost, premiki elektrod in napačno obravnavani nepravilni srčni utripi, tj. izguba signala, špice, nenadni premiki izhodišča, mišični šum v PQ in ST-T intervalih ter nepravilni utripi, puščeni v seriji pravih utripov).

Med učno fazo (prvih 50 utripov po učni fazi ARISTOTLE) algoritem meri amplitudo (*»peak-to-peak«*) vsakega srčnega utripa v oknu od $FP_j - 120$ ms do $FP_j + 320$ ms. Tako naučena povprečna amplituda se shrani kot parameter PPMAX. Med analizo algoritem meri amplitudo $PPQRS_j(i)$ za vsak odvod i prek okna 120ms centralizirano v okolici FP_j .

Algoritem deluje na nivoju posameznih srčnih utripov. Utrip je določen kot šumen, če je izpolnjen vsaj eden izmed pogojev:

1. Izguba signala v posameznem odvodu nastopi ko:

$$PPQRS_j(i) < PP_{min} \quad ; \quad PP_{min} = 200\mu V \quad (6.1)$$

2. Možna špica v katerem odvodu ali nepravilen utrip nastopi ko:

$$PPQRS_j(i) > NT_{pp} * PPMAX \quad ; \quad NT_{pp} = 2 \quad (6.2)$$

3. Možen premik izhodišča nastopi, če amplituda segmenta ST j-tega utripa pri $FP_j+120ms$ v katerem od odvodov odstopa za več kot $STAMP_{max}$ od povprečja zadnjih N_p amplitud segmentov ST

$$\left| stamp(i, j) - \frac{1}{N_p} \sum_{l=1}^{N_p} stamp(i, j-l) \right| > STAMP_{max} \quad (6.3)$$

$$STAMP_{max} = 400\mu V$$

kjer je $N_p=12$, $stamp(i, j)$ pomeni povprečje amplitude segmenta ST $2*N_s+1=5$ vzorcev (16ms) okoli točke FP_j+J80 ,

$$stamp(i, j) = \frac{1}{2*N_s+1} \sum_{k=-N_s}^{N_s} x(i, FP_j+J80+k) \quad (6.4)$$

In $J80=30$ (120ms).

4. Šum v segmentu PQ na intervalu od $FP_j-120ms$ do FP_j-60ms je ugotovljen, če je krivulje na intervalu daljša od $NT_{pq} * PPQRS_j(i)$,

$$\sum_{k \in PQ_j} |x(i, k) - x(i, k+1)| > NT_{pq} * PPQRS_j(i) \quad ; \quad NT_{pq} = \frac{1}{2} \quad (6.5)$$

5. Šum v segmentu ST-T na intervalu od FP_j+60ms do $FP_j+300ms$ je ugotovljen, če je krivulje na intervalu daljša od $NT_{st} * PPQRS_j(i)$,

$$\sum_{k \in ST-T_j} |x(i, k) - x(i, k+1)| > NT_{st} * PPQRS_j(i) \quad ; \quad NT_{st} = 2 \quad (6.6)$$

kjer $ST-T_j$ predstavlja interval $[FP_j+15, FP_j+74]$.

6.3. Robustno izločanje motenj v prostoru transformacije KLT

Po fazah predobdelave se izkaže, da signali kljub vsemu še vedno vsebujejo določen delež šumnih utripov. Transformacija KLT zavoljo dobre reprezentacije pravih utripov ponuja dobre možnosti za razločevanje med šumnimi in pravih srčnimi utripi. Obstoječi algoritem za izločanje motenj v prostoru transformacije KLT uporablja tako časovne vrste vektorjev značilnik v prostoru KLT segmenta ST kakor tudi kompleksa QRS, ki so že na voljo v podatkovni bazi LTST DB. Pridobljeni so bili na osnovi baznih funkcij, ki so bile izračunane na posnetkih baze ESC DB. Izločanje motenj poteka popolnoma v prostoru KL z rekurzivnim postopkom, ki med obdelavo skozi celotni posnetek stalno posodablja dominantno morfologijo pravih srčnega utripa.

V naslednjih poglavjih pregledamo principe obstoječega algoritma za izločanje šumnih utripov v prostoru vektorjev značilnik transformacije KLT ter kritično ovrednotimo njegovo delovanje.

6.3.1. Določitev optimalne dimenzije podprostora KLT

Za učinkovitost algoritma moramo najprej določiti optimalno dimenzijo podprostora KLT, ki daje največjo stopnjo razločljivosti med šumnimi in pravih srčnimi utripi. Za določitev optimalne dimenzije podprostora KLT za reprezentacijo kompleksa QRS in segmenta ST smo uporabili sledeči metodi [7]:

1. Razmerje $\eta(N)$ iz formule (4.17) med srednjo kvadratično napako in pričakovano energijo vektorja x pri izbranem številu N baznih funkcij oziroma pripadajoči pričakovani delež celotne energije vektorja x v aproksimaciji z N ($N < M$) baznimi funkcijami $\xi(N)$ iz formule (4.16), ki sta prikazana v spodnjih tabelah (Tabela 6-1, Tabela 6-2) za segment ST in kompleks QRS.

N	1	2	3	4	5	6	7	8
$\eta_{QRS}(N)$ [%]	54.8	25.7	16.0	10.1	6.7	3.9	2.6	1.8
$\eta_{ST}(N)$ [%]	57.6	26.3	13.0	5.2	2.6	1.0	0.5	0.2

Tabela 6-1: Razmerje $\eta(N)$ med srednjo kvadratično napako in pričakovano energijo vektorja x pri izbranem številu N baznih funkcij za kompleks QRS in segment ST.

N	1	2	3	4	5	6	7	8
$\xi_{QRS}(N)$ [%]	45.2	74.3	84.0	89.9	93.3	96.1	97.4	98.2
$\xi_{ST}(N)$ [%]	42.4	73.7	84.0	94.8	97.4	99.0	99.5	99.8

Tabela 6-2: Pričakovani delež celotne energije vektorja x v aproksimaciji z N baznimi funkcijami $\xi(N)$ za kompleks QRS in segment ST.

Prvih 5 koeficientov KLT tako prispeva več kot 93 % za kompleks QRS oziroma več kot 97% za segment ST celotne pričakovane energije aproksimacije.

2. Povprečne normalizirane residualne napake $r(N)$ prostora KLT zmanjšane dimenzije ne-šumnih in šumnih vektorjev vzorcev kot ocena razločljivosti med uporabnim signalom in šumom. Zaradi opisanih lastnosti transformacije KLT z baznimi funkcijami, ki so bile pridobljene le iz čistih vzorcev, je z uporabo le prvih nekaj koeficientov KLT možno čiste vzorce reprezentirati mnogo natančneje kot šumne.

Po formuli

$$r_x(N) = \frac{\|\hat{x}_{(N)} - x\|}{\|x\|} = \frac{\sqrt{\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M (\hat{x}_{(N)i} - x_i)^2}}{\sqrt{\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M (x_i)^2}} \quad (6.7)$$

izračunamo povprečje normaliziranih residualnih napak za vse šumne utripe $m_n^{(st)}(N)$ ter za vse nešumne utripe $m_c^{(st)}(N)$ podatkovne baze ESC DB, kot so bili označeni s strani ekspertov kardiologov. Po pričakovanjih se izkaže, da so residualne napake nešumnih utripov v povprečju nižje od residualnih napak šumnih utripov, napaka pa se z naraščajočim N niža. Tabela 6-3 prikazuje povprečne normalizirane residualne napake $m_n^{(st)}(N)$ šumnih utripov ter povprečne residualne napake $m_c^{(st)}(N)$ nešumnih utripov in razlike $\Delta m^{(st)}(N)$ teh povprečij za naraščajoče število baznih funkcij N .

N	1	2	3	4	5	6	7	8
$m_c^{(st)}(N)$ [%]	74	47	27	14	7	5	4	4
$m_n^{(st)}(N)$ [%]	74	48	29	21	15	12	11	10
$\Delta m^{(st)}(N)$ [%]	0	1	2	7	8	7	7	6

Tabela 6-3: Povprečne normalizirane residualne napake $m_n^{(st)}(N)$ šumnih utripov, povprečne residualne napake $m_c^{(st)}(N)$ nešumnih utripov ter razlike $\Delta m^{(st)}(N)$ povprečij za naraščajoče število baznih funkcij N na osnovi oznak šumnih utripov, kot so bile določene s strani ekspertov kardiologov.

Ker se aproksimacija nešumnih utripov izboljšuje hitreje od aproksimacije šumnih utripov, razlike $\Delta m^{(st)}(N)$ za nekaj začetnih N hitro naraščajo, za $N=5$ pa se pričnejo razlike zmanjševati. Razlika v natančnosti aproksimacije segmenta ST šumnih in nešumnih utripov je tako največja pri uporabi $N=5$ baznih funkcij. Zatorej bo dala dimenzija podprostora KLT $N=5$ koeficientov največjo razločljivost pri izločanju motenj, kot so bile določene s strani ekspertov kardiologov.

Vendar pa se v praksi izkaže, da so človeške ekspertne oznake pogosto nagnjene k subjektivnim ocenam in je pričakovati, da variirajo med različnimi označevalci. Zato želimo določitev optimalne dimenzije podprostora KLT preveriti še na osnovi oznak, kot

so jih določili algoritmi v časovnem prostoru v procesu predobdelave. Tabela 6-4 prikazuje povprečne normalizirane residualne napake za segment ST na osnovi označb šumnih utripov s , kot so jih določili algoritmi v časovnem prostoru. Kot je razvidno iz tabele, največjo razliko (14%) dosežemo pri uporabi prvih 5, 6 ali 7 koeficientov KLT.

N	1	2	3	4	5	6	7	8
$m_c^{(st)}(N)$ [%]	74	47	27	17	7	5	4	4
$m_n^{(st)}(N)$ [%]	77	54	37	27	21	19	18	16
$\Delta m^{(st)}(N)$ [%]	3	7	10	13	14	14	14	12

Tabela 6-4: Povprečne normalizirane residualne napake $m_n^{(st)}(N)$ šumnih utripov, povprečne residualne napake $m_c^{(st)}(N)$ nešumnih utripov ter razlike $\Delta m^{(st)}(N)$ povprečij za naraščajoče število baznih funkcij N na osnovi oznak šumnih utripov, kot so bile določene z algoritmi v časovnem prostoru.

Podobna študija je bila izvedena tudi na povprečnih residualnih napakah koeficientov KLT za kompleks QRS. Tabela 6-5 kaže največjo razliko med povprečnimi residualnimi napakami (3%) pri uporabi prvih 5 koeficientov KLT.

N	1	2	3	4	5	6	7	8
$m_c^{(qrs)}(N)$ [%]	53	22	14	9	6	5	4	3
$m_n^{(qrs)}(N)$ [%]	54	23	16	11	9	7	6	5
$\Delta m^{(qrs)}(N)$ [%]	1	1	2	2	3	2	2	2

Tabela 6-5: Povprečne normalizirane residualne napake $m_n^{(qrs)}(N)$ šumnih utripov, povprečne residualne napake $m_c^{(qrs)}(N)$ nešumnih utripov ter razlike $\Delta m^{(qrs)}(N)$ povprečij za naraščajoče število baznih funkcij N na osnovi oznak šumnih utripov, kot so bile določene z algoritmi v časovnem prostoru.

Rezultati se skladajo tudi s predhodno objavljenimi rezultati v [7]. Tako zaključimo, da dimenzija podprostora KLT $N=5$ tako za segment ST kot kompleks QRS prinaša največjo stopnjo razločljivosti med šumnimi in nešumnimi srčnimi utripi ter prav tako predstavlja bistven delež energije reprezentiranega signala in zatorej zadošča za reprezentacijo večine najpomembnejših lastnosti obeh intervalov elektrokardiograma.

6.3.2. Robustno izločanje motenj

Želimo izločiti srčne utripe z motnjami, ki so ostali po obdelavi v časovnem prostoru. Uporabili smo adaptivne robustne metode in ocenjevalce, ki zagotavljajo stabilno delovanje algoritma kljub kontaminaciji obdelovanih signalov z izrazito odstopajočimi vzorci. Ker je pri analizi signalov EKG pomembno dobro oceniti lokalno morfologijo utripov na danem intervalu in ne individualnega srčnega utripa, se v praksi na področju procesiranja signalov EKG najpogosteje uporablja ocenjevalec aritmetična srednja vrednost, ki pa ni robusten [12]. Mediana kot enostaven učinkovit robusten ocenjevalec

pa ne ocenjuje lokalne morfologije temveč morfologijo srednjega utripa na danem intervalu. Ocena morfologije na osnovi posameznega utripa ni zadovoljiva, tako dobljene časovne vrste vektorjev morfoloških značilnik pa kažejo razpršenost in bi jih bilo potrebno dodatno gladiti z nizko propustnim filtrom. Hkrati pa se v signalih EKG lahko pojavijo tudi motnje oz. izrazito odstopajoči vzorci tudi na daljših zveznih intervalih, ki lahko trajajo tudi do več minut. V takih primerih bi z uporabo srednje vrednosti dobili lokalno oceno motenj, z uporabo mediane pa le motnjo srednjega utripa. Tako je za robustno oceno morfologije potrebno uporabiti naprednejše robustne tehnike ocenjevanja z zavračanjem motenj oz. izrazito odstopajočih vzorcev, ki so hkrati sposobne ocenjevanja lokalne morfologije.

V robustnih sistemih se za oceno izrazito odstopajočih vzorcev v časovnih vrstah pogosto uporabljata mediana in mediana absolutnih deviacij [12]. Zaradi opisanih lastnosti pa smo se za nadaljnje obdelave odločili uporabiti srednjo vrednost s preskakovanjem, ki je poseben primer ocenjevalcev Huberjevega tipa [12]. Po tej metodi se z različnimi metodami določijo izrazito odstopajoči vzorci glede na določen prag. Takšnim vzorcem se določi utež z vrednostjo 0 ter tako nimajo vpliva na izračun srednje vrednosti. Tako lahko konstruiramo časovne vrste vektorjev morfoloških značilnik brez upoštevanja izrazito odstopajočih vzorcev, ki jih zavržemo ter tako zagotovimo robustnost delovanja algoritmov.

Za zaznavanje utripov z motnjami se tako naslonimo izključno na prostor transformacije KLT in uporabo srednje vrednosti s preskakovanjem Huberjevega tipa, ki je B-robustni ocenjevalec [12] s končno občutljivostjo na skupno napako $\gamma^*(T,F)$. Skupna napaka $\gamma^*(T,F)$ predstavlja najslabši vpliv, ki ga na ocenjevalca lahko naredi majhna količina kontaminacije z motnjami, kjer je T uporabljeni ocenjevalec, F pa porazdelitev vzorcev.

Postopek za odkrivanje motenj je adaptiven in tako nenehno ažurira povprečna vektorja značilnik $\tilde{q}(j)$ za kompleks QRS in $\tilde{s}(j)$ za segment ST z vektorji značilnik trenutnih nešumnih utripov. Na takšen način dobimo zanesljivo reprezentacijo morfologij skozi celoten obdelovani signal.

Odkrivanje motenj poteka v prostoru transformacije KLT in uporablja Mahalanobisovo razdaljo d_N med vektorji značilnik izbrane dimenzije N. Odločitvene prage algoritma za izločanje motenj definiramo na osnovi pričakovane srednje vrednosti in standardne deviacije Mahalanobisove razdalje. Za ugotovljeno optimalno dimenzijo prostora transformacije KLT $N=5$ po formulah (4.28) (4.29) (4.30) in (4.31) znaša pričakovana srednja vrednost Mahalanobisove razdalje $m_d(N) \approx 2.13$ in kvadratične Mahalanobisove razdalje $m_d^2(N) = N=5$ ter pričakovana standardna deviacija Mahalanobisove razdalje $\sigma_d(N) \approx 0.69$ in kvadratične Mahalanobisove razdalje $\sigma_d^2(N) \approx 3.16$.

Algoritem za izločanje motenj temelji na dejstvu, da se morfologija šumnih srčnih utripov znatno razlikuje od morfologije njihovih nešumnih sosednjih utripov. Ker bazne funkcije transformacije KLT temeljijo na pravilnih utripih, pričakujemo, da bodo imeli šumni srčni

utripi manj natančno reprezentacijo v prostoru tako konstruirane transformacije KLT, kar se odraža v večji residualni napaki. Tako osnujemo odločitveni algoritem, ki odloči, da srčni utrip j vsebuje motnje, če je izpolnjen vsaj eden izmed sledečih pogojev:

- A) normirana residualna napaka za segment ST $r_{st}(j)$ ali kompleks QRS $r_{qrs}(j)$ presega residualni prag T_r :

$$(r_{st}(j) > T_r) \vee (r_{qrs}(j) > T_r) ; T_r = 25\% \quad (6.8)$$

- B) vektor značilk KLT za segment ST ali kompleks QRS se znatno razlikuje od pripadajočega (v vsakem koraku posodobljenega) srednjega vektorja značilk KLT zadnjih 15 nešumnih srčnih utripov:

$$(d_N^2(s(j), \bar{s}(j)) > \theta) \vee (d_N^2(q(j), \bar{q}(j)) > \theta) ; \theta = 8.16 \quad (6.9)$$

kjer $\bar{s}(j)$ in $\bar{q}(j)$ predstavljata trenutna srednja vektorja zadnjih 15 vektorjev značilk nešumnih srčnih utripov za segment ST in kompleks QRS, $s(j)$ in $q(j)$ trenutna vektorja značilk za trenutni srčni utrip j ter θ prag razdalje v prostoru KLT:

$$\theta = \sigma_{d^2}(N) + m_{d^2}(N) \approx 8.16 ; N = 5 \quad (6.10)$$

Oba praga sta bila določena izkustveno. Osnovi kriterij je bil pridobiti čim bolj čiste poteke koeficientov transformacije KLT ob izločitvi čim manj utripov. Pogoj A služi izločanju zelo šumnih utripov. Če bi residualni prag nastavili prenizko, bi bilo izločenih preveč utripov, kar bi posledično pomenilo tudi daljše prazne intervale brez srčnih utripov. Zato moramo residualni prag nastaviti smiselno zmerno visoko. Pogoj B odkriva srčne utripe, ki so po svoji morfologiji v prostoru KLT znatno oddaljeni od nešumnih utripov v njihovi neposredni okolici glede na izvorni signal.

Algoritem za izločanje motenj smo testirali in kritično ovrednotili. Preizkusili smo algoritem pri različnih pragih. Nato smo za vsak posnetek baze LTST DB vizualno preverili časovne vrste (primeri so na slikah spodaj: Slika 6-3 do Slika 6-11). Odločili smo se za že obstoječe prage, saj zagotavljajo vizualno sprejemljive časovne vrste in uspešno delujejo za vse posnetke. Časovne vrste so »čiste« in take, da zagotavljajo nadaljnje kakovostne analize. V njih ni daljših intervalov (30s), kjer bi bili izločeni vsi vektorji značilk. To potrjuje tudi statistike, ki smo jih izračunali in jih prikazuje Tabela 6-6 ter graf Slika 6-2. Prikazana je statistika rezultatov, kjer analiziramo učinkovitost delovanja algoritma za izločanje motenj na osnovi KLT v primerjavi z nekdanjimi algoritmi, ki delujejo v časovnem prostoru. Razvidno je, da algoritem na osnovi KLT

zazna in izloči mnogo večji delež šuma ($N_{\text{klt}} [\%]$), v povprečju $\bar{N}_{\text{klt}} = 8,51\%$, od algoritmov v časovnem prostoru ($N_{\text{čas}} [\%]$), v povprečju $\bar{N}_{\text{čas}} = 0,97\%$.

Glede na protokole za določanje prehodnih epizod segmenta ST posamezna epizoda traja najmanj 30s. Okno srednjega vektorja, ki ga sestavlja 15 srčnih utripov, kar pomeni okvirno 15s pri predpostavljene srčni frekvenci 60 utripov v minuti, je potemtakem dovolj ozko, da lahko natančno spremlja najkrajše spremembe, ki nas zanimajo ter hkrati dovolj široko, da lahko ustrezno oceni splošno morfologijo nešumnih srčnih utripov trenutnega lokalnega procesa.

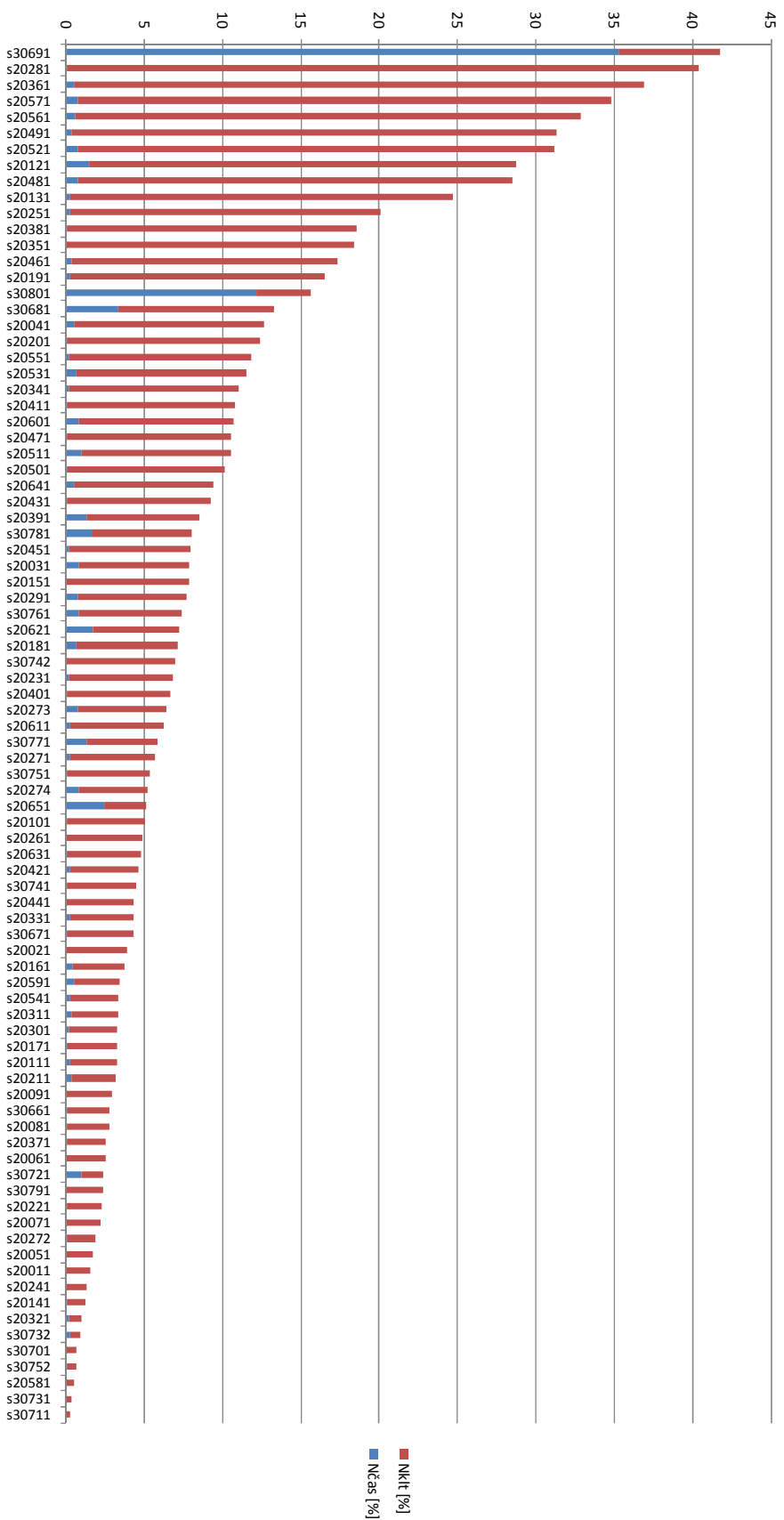
V primerjavi z algoritmi v časovnem prostoru algoritem na osnovi KLT ne pušča dolgih praznih intervalov brez srčnih utripov po izločitvi motenj in je robustnejši.

Slika 6-2 prikazuje graf, s katerega je podrobneje razvidna porazdelitev šuma po posameznih posnetkih baze LTST DB. Nekateri posnetki so izrazito šumni, vendar je pri večini (okvirno 2/3) posnetkov prisotnost šumnih utripov okvirno 10% ali manjša. Algoritem v časovnem prostoru pri vseh razen 2 posnetkih ne zazna več kot 5% šumnih utripov.

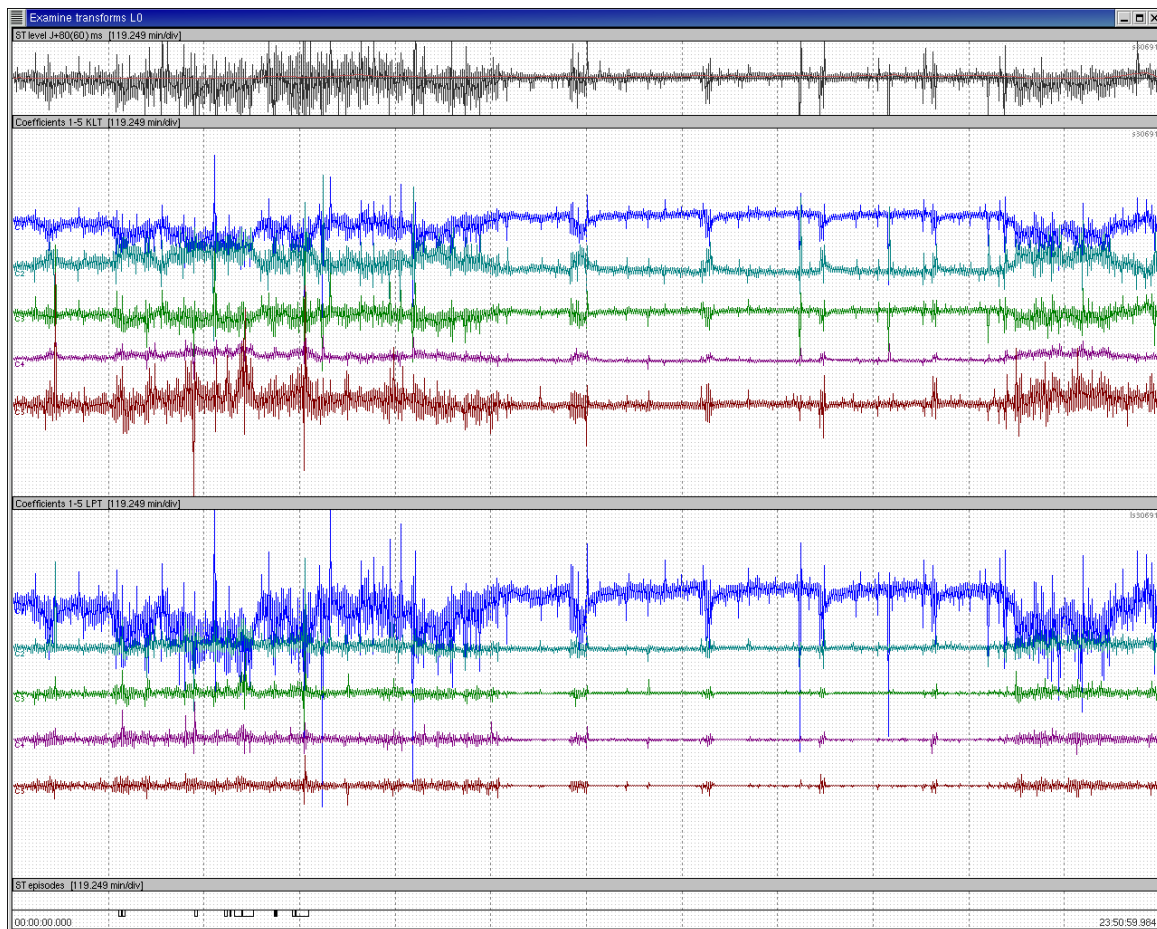
Slika 6-3, Slika 6-6 in Slika 6-9 prikazujejo primer posledic na časovnih vrstah morfoloških parametrov, ki jih povzročajo motnje ter izpostavljajo pomen učinkovitega robustnega izločanja motenj. Slike, ki sledijo (Slika 6-4 in Slika 6-5, Slika 6-7 in Slika 6-8, Slika 6-10 in Slika 6-11), prikazujejo učinke izločanja motenj na časovnih vrstah. Časovne vrste po izločanju motenj v prostoru KLT (Slika 6-5, Slika 6-8 in Slika 6-11) so bistveno čistejše ter jasnejše tudi za vizualno preučevanje. Izbrani primer posnetka s20121 je reprezentativen vzorec šumnih posnetkov, vsebuje 27,24% v prostoru KLT zaznanih šumnih utripov ter 1,53% utripov, ki so bili kot šumni določeni z algoritmom v časovnem prostoru.

Posnetek	N_{klt} [%]	$N_{\text{čas}}$ [%]	Posnetek	N_{klt} [%]	$N_{\text{čas}}$ [%]
s20011	1,48	0,07	s20411	10,68	0,10
s20021	3,81	0,07	s20421	4,43	0,24
s20031	7,08	0,83	s20431	9,12	0,15
s20041	12,18	0,5	s20441	4,29	0,07
s20051	1,71	0,05	s20451	7,71	0,22
s20061	2,49	0,05	s20461	17,01	0,36
s20071	2,18	0,07	s20471	10,4	0,14
s20081	2,66	0,09	s20481	27,71	0,78
s20091	2,90	0,02	s20491	31,01	0,34
s20101	4,92	0,10	s20501	10,07	0,09
s20111	2,94	0,31	s20511	9,49	1,02
s20121	27,24	1,53	s20521	30,36	0,76
s20131	24,45	0,26	s20531	10,81	0,72
s20141	1,14	0,13	s20541	3,13	0,25
s20151	7,85	0,04	s20551	11,64	0,22
s20161	3,33	0,44	s20561	32,21	0,64
s20171	3,12	0,15	s20571	34,05	0,77
s20181	6,48	0,66	s20581	0,49	0,05
s20191	16,24	0,27	s20591	2,93	0,48
s20201	12,23	0,15	s20601	9,86	0,84
s20211	2,87	0,35	s20611	5,97	0,31
s20221	2,17	0,11	s20621	5,51	1,73
s20231	6,70	0,16	s20631	4,71	0,11
s20241	1,28	0,02	s20641	8,91	0,48
s20251	19,8	0,31	s20651	2,66	2,47
s20261	4,82	0,07	s30661	2,64	0,15
s20271	5,44	0,24	s30671	4,13	0,15
s20272	1,76	0,12	s30681	10,00	3,31
s20273	5,69	0,74	s30691	6,49	35,25
s20274	4,35	0,84	s30701	0,67	0,02
s20281	40,26	0,11	s30711	0,18	0,07
s20291	6,92	0,76	s30721	1,41	0,98
s20301	3,14	0,16	s30731	0,34	0,03
s20311	2,97	0,34	s30732	0,63	0,31
s20321	0,80	0,22	s30741	4,38	0,09
s20331	4,10	0,26	s30742	6,94	0,04
s20341	10,79	0,20	s30751	5,31	0,09
s20351	18,34	0,07	s30752	0,55	0,10
s20361	36,32	0,55	s30761	6,56	0,81
s20371	2,46	0,08	s30771	4,53	1,35
s20381	18,46	0,11	s30781	6,42	1,63
s20391	7,17	1,32	s30791	2,33	0,04
s20401	6,51	0,12	s30801	3,47	12,19
			Povprečno:	8,51	0,97

Tabela 6-6: Analiza učinkovitost delovanja algoritma za izločanje motenj na osnovi KLT v primerjavi z nekdanjimi algoritmi, ki delujejo v časovnem prostoru. Stolpec N_{klt} [%] navaja odstotek izločenih utripov na osnovi KLT, v stolpcu $N_{\text{čas}}$ [%] pa so navedeni rezultati izločanja motenj v časovnem prostoru.

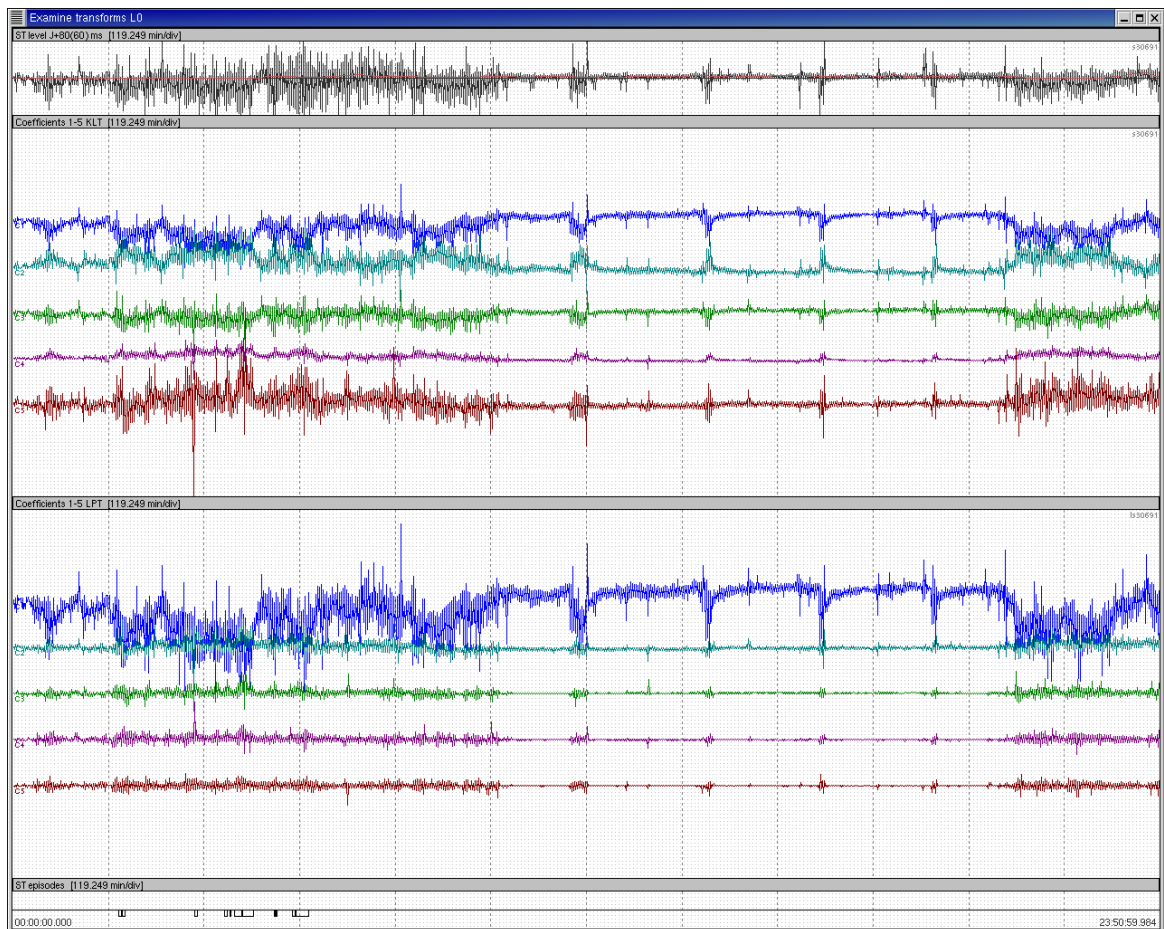


Slika 6-2: Porazdelitev šumnih utripov prek posnetkov. Delež šuma odkritega na osnovi KLT je označen rdeče, delež šuma odkritega v časovnem prostoru pa modro.



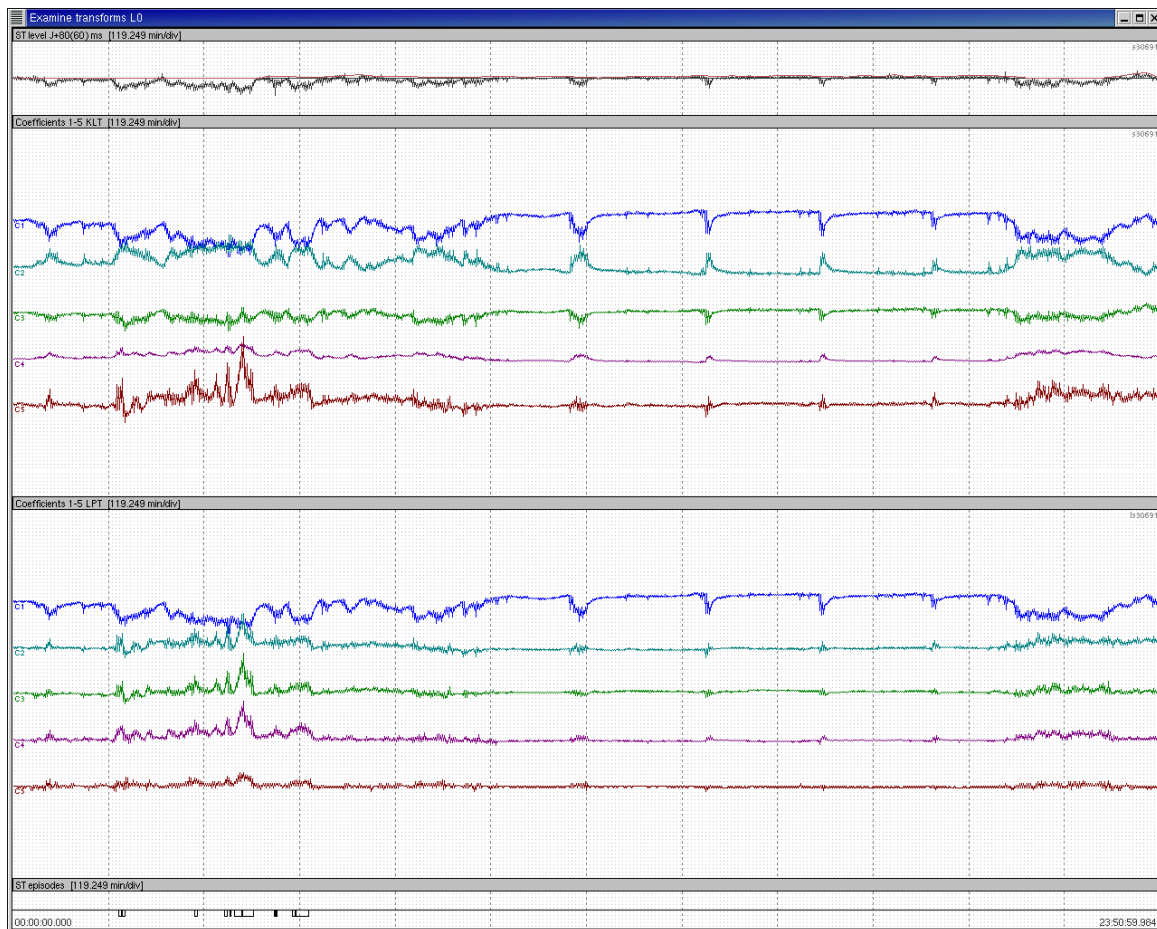
Slika 6-3: Primer časovnih vrst (od zgoraj navzdol: nivo segmenta ST z referenco (rdeče), koeficienti 1-5 transformacije KLT po protokolu A, koeficienti 1-5 transformacije LPT po protokolu A, označene epizode odstopanja segmenta ST) celotnega posnetka s30691 na osnovi signalov pred izločanjem motenj. Opomba: za razliko od predhodnih prikazov je bila za prikaz dolgotrajnega signala pri omejeni ločljivosti prikaznega rastra in izpostavitve izrazitosti motenj (ter učinkov izločanja motenj) uporabljena metoda MinMaxMinMax, saj metoda povprečenja v takšnih razmerah že sama deluje kot (nizkoprepustni) filter.

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient



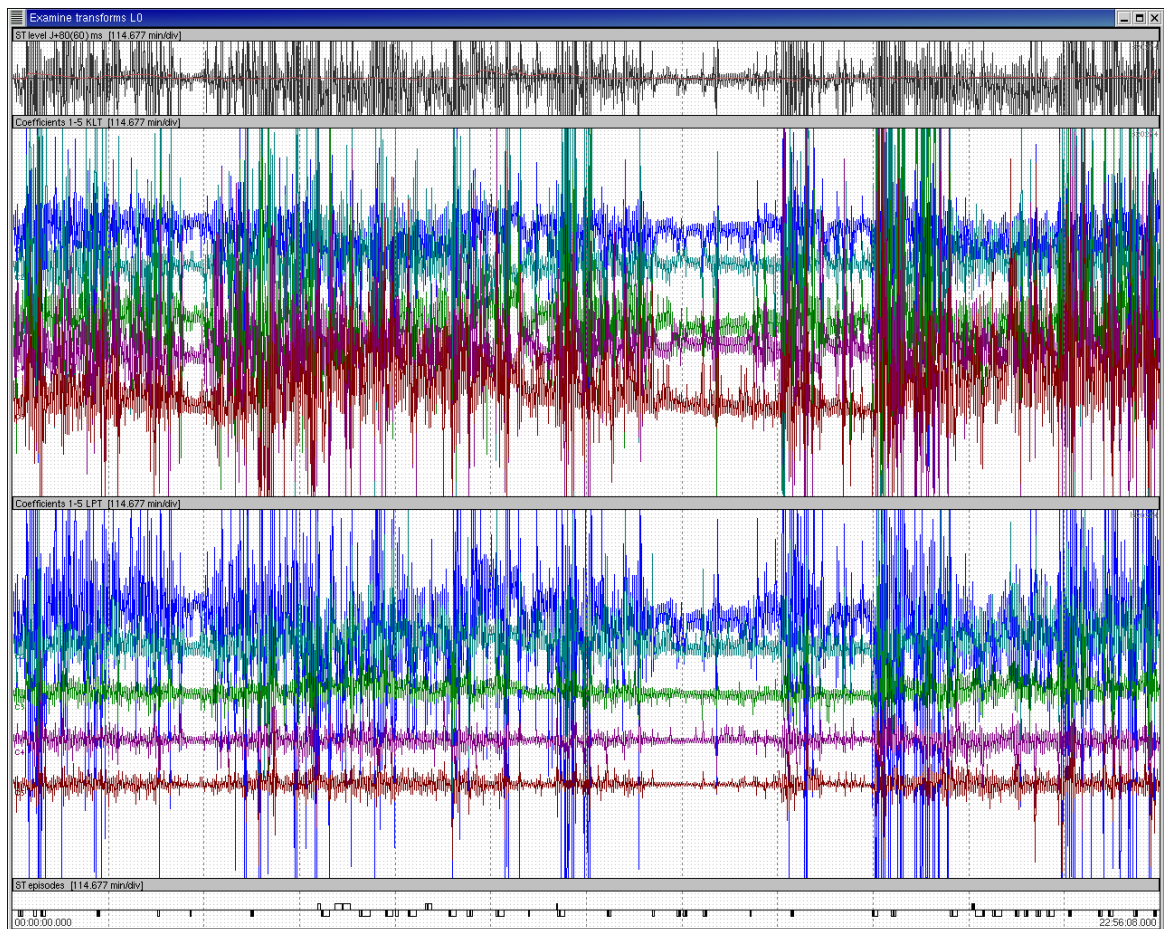
Slika 6-4: Primer časovnih vrst (od zgoraj navzdol: nivo segmenta ST z referenco (rdeče), koeficienti 1-5 transformacije KLT po protokolu A, koeficienti 1-5 transformacije LPT po protokolu A, označene epizode odstopanja segmenta ST) celotnega posnetka s30691 na osnovi signalov po izločanju motenj v časovnem prostoru. Opomba: za razliko od predhodnih prikazov je bila za prikaz dolgotrajnega signala pri omejeni ločljivosti prikaznega rastra in izpostavitve izrazitosti motenj (ter učinkov izločanja motenj) uporabljena metoda MinMaxMinMax, saj metoda povprečenja v takšnih razmerah že sama deluje kot (nizkoprepustni) filter.

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient



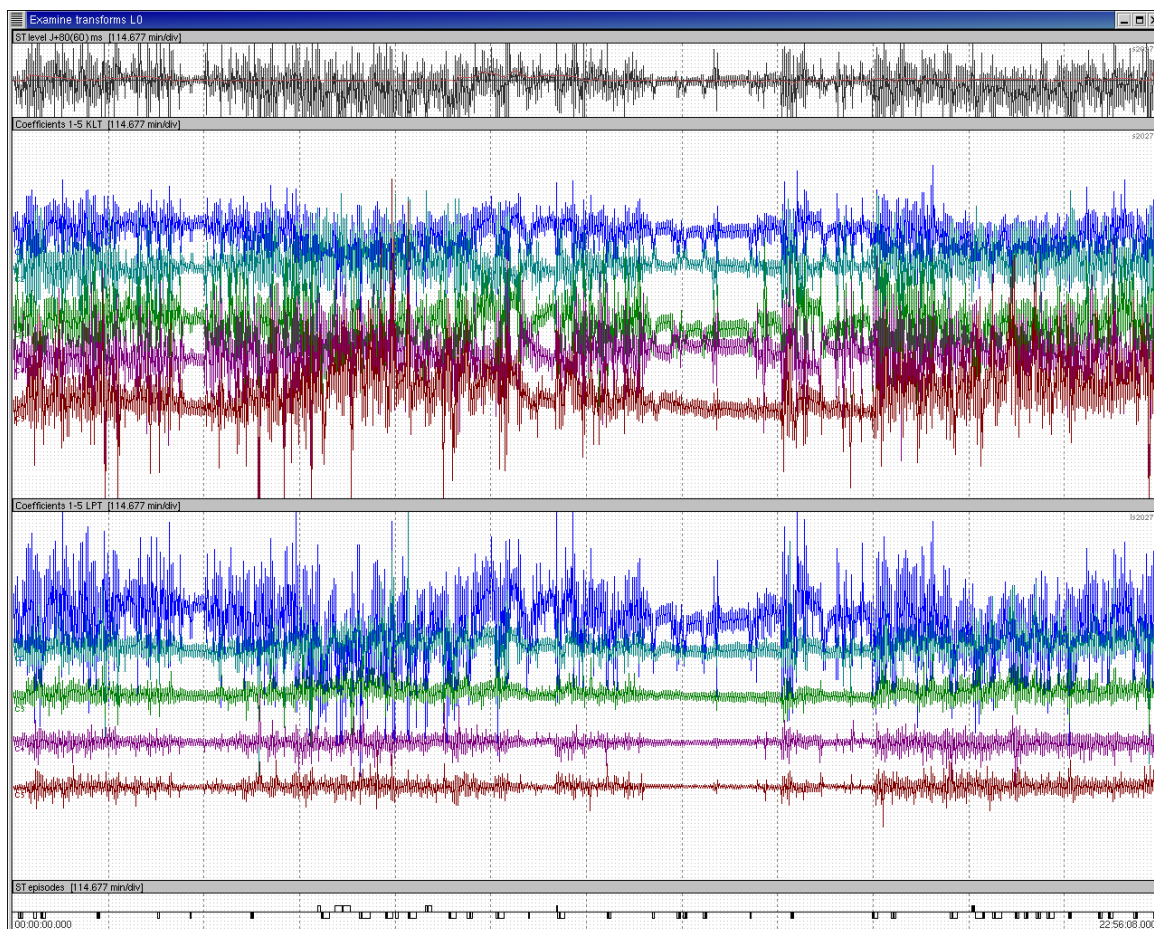
Slika 6-5: Primer časovnih vrst (od zgoraj navzdol: nivo segmenta ST z referenco (rdeče), koeficienti 1-5 transformacije KLT po protokolu A, koeficienti 1-5 transformacije LPT po protokolu A, označene epizode odstopanja segmenta ST) celotnega posnetka s30691 na osnovi signalov po izločanju motenj v prostoru KLT. Opomba: za razliko od predhodnih prikazov je bila za prikaz dolgotrajnega signala pri omejeni ločljivosti prikaznega rastra in izpostavitve izrazitosti motenj (ter učinkov izločanja motenj) uporabljena metoda MinMaxMinMax, saj metoda povprečenja v takšnih razmerah že sama deluje kot (nizkoprepustni) filter.

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient



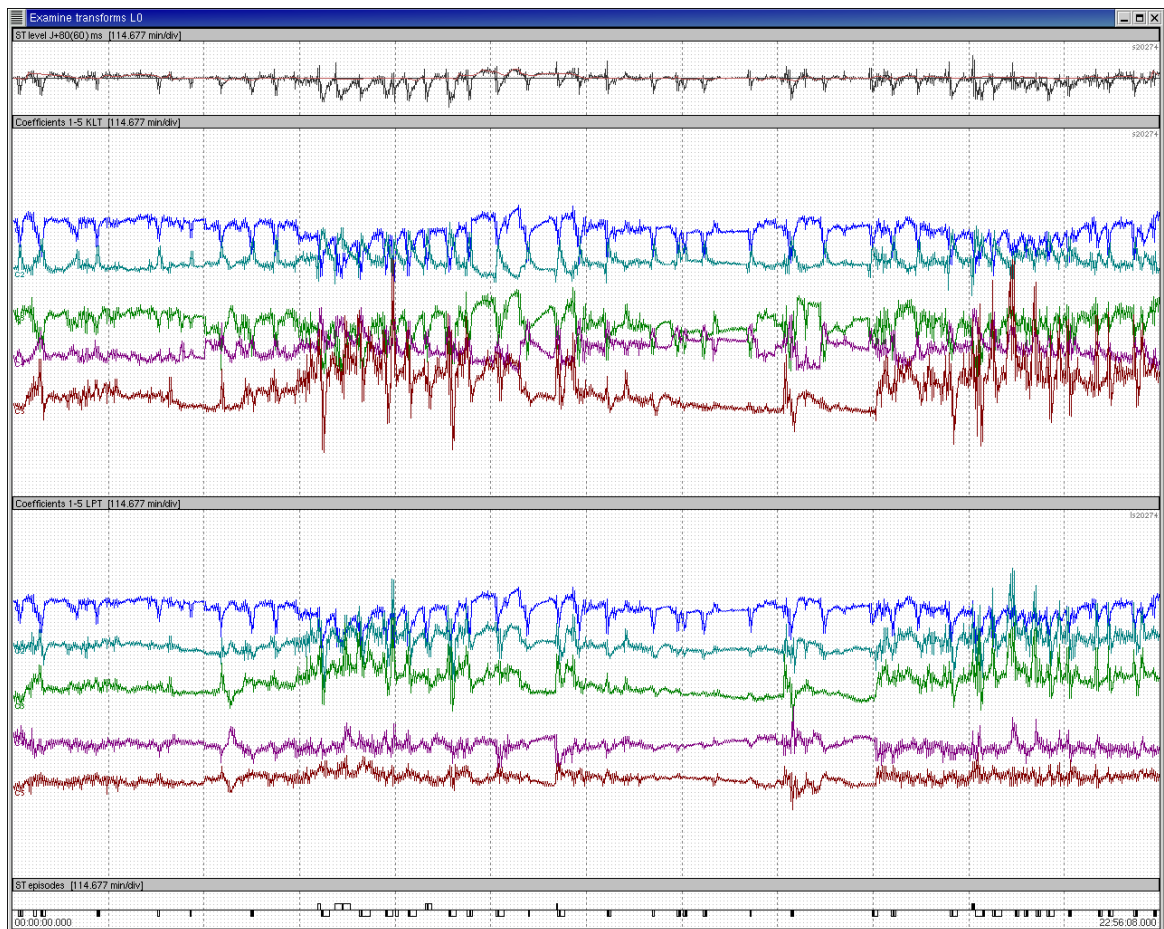
Slika 6-6: Primer časovnih vrst (od zgoraj navzdol: nivo segmenta ST z referenco (rdeče), koeficienti 1-5 transformacije KLT po protokolu A, koeficienti 1-5 transformacije LPT po protokolu A, označene epizode odstopanja segmenta ST) celotnega posnetka s20274 na osnovi signalov pred izločanjem motenj. Opomba: za razliko od predhodnih prikazov je bila za prikaz dolgotrajnega signala pri omejeni ločljivosti prikaznega rastra in izpostavitve izrazitosti motenj (ter učinkov izločanja motenj) uporabljena metoda MinMaxMinMax, saj metoda povprečenja v takšnih razmerah že sama deluje kot (nizkoprepustni) filter.

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient



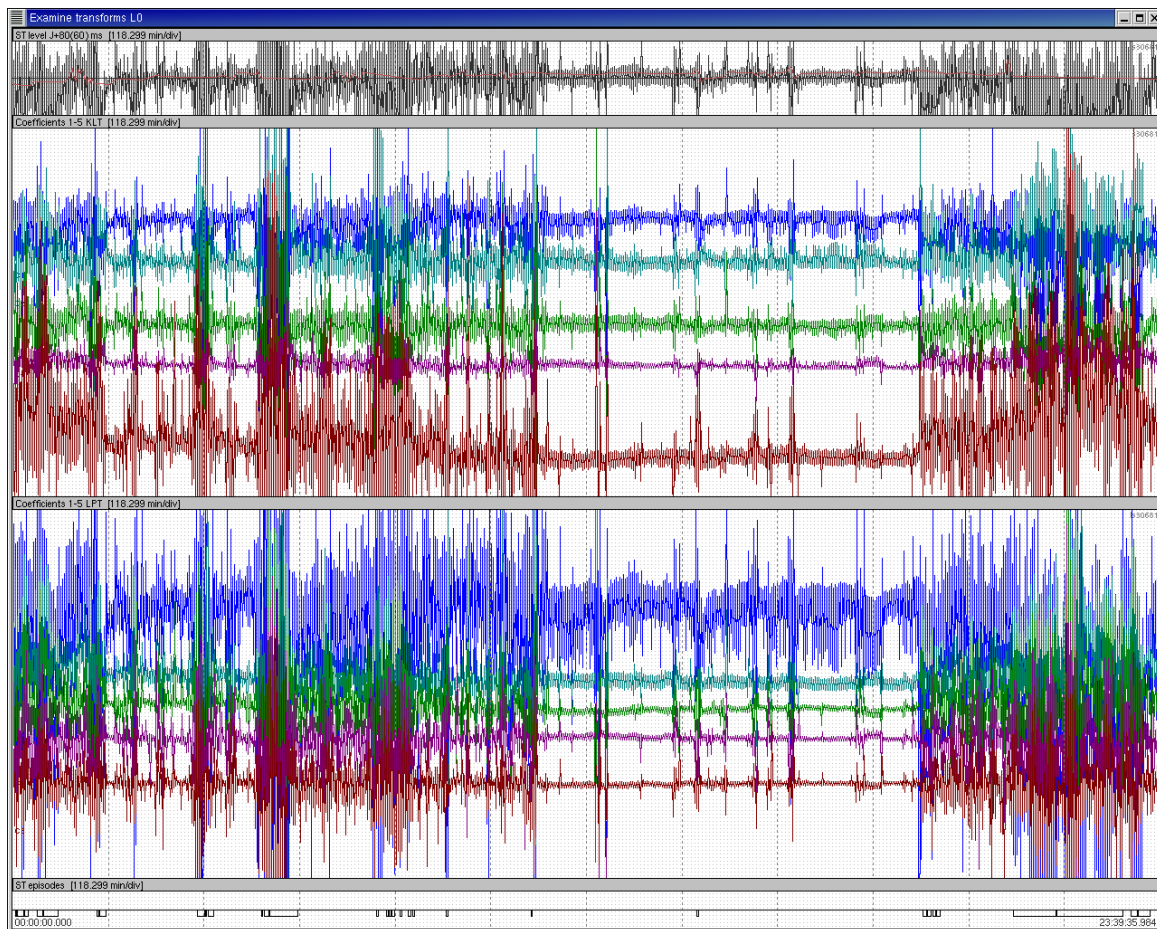
Slika 6-7: Primer časovnih vrst (od zgoraj navzdol: nivo segmenta ST z referenco (rdeče), koeficienti 1-5 transformacije KLT po protokolu A, koeficienti 1-5 transformacije LPT po protokolu A, označene epizode odstopanja segmenta ST) celotnega posnetka s20274 na osnovi signalov po izločanju motenj v časovnem prostoru. Opomba: za razliko od predhodnih prikazov je bila za prikaz dolgotrajnega signala pri omejeni ločljivosti prikaznega rastra in izpostavitve izrazitosti motenj (ter učinkov izločanja motenj) uporabljena metoda MinMaxMinMax, saj metoda povprečenja v takšnih razmerah že sama deluje kot (nizkoprepustni) filter.

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient



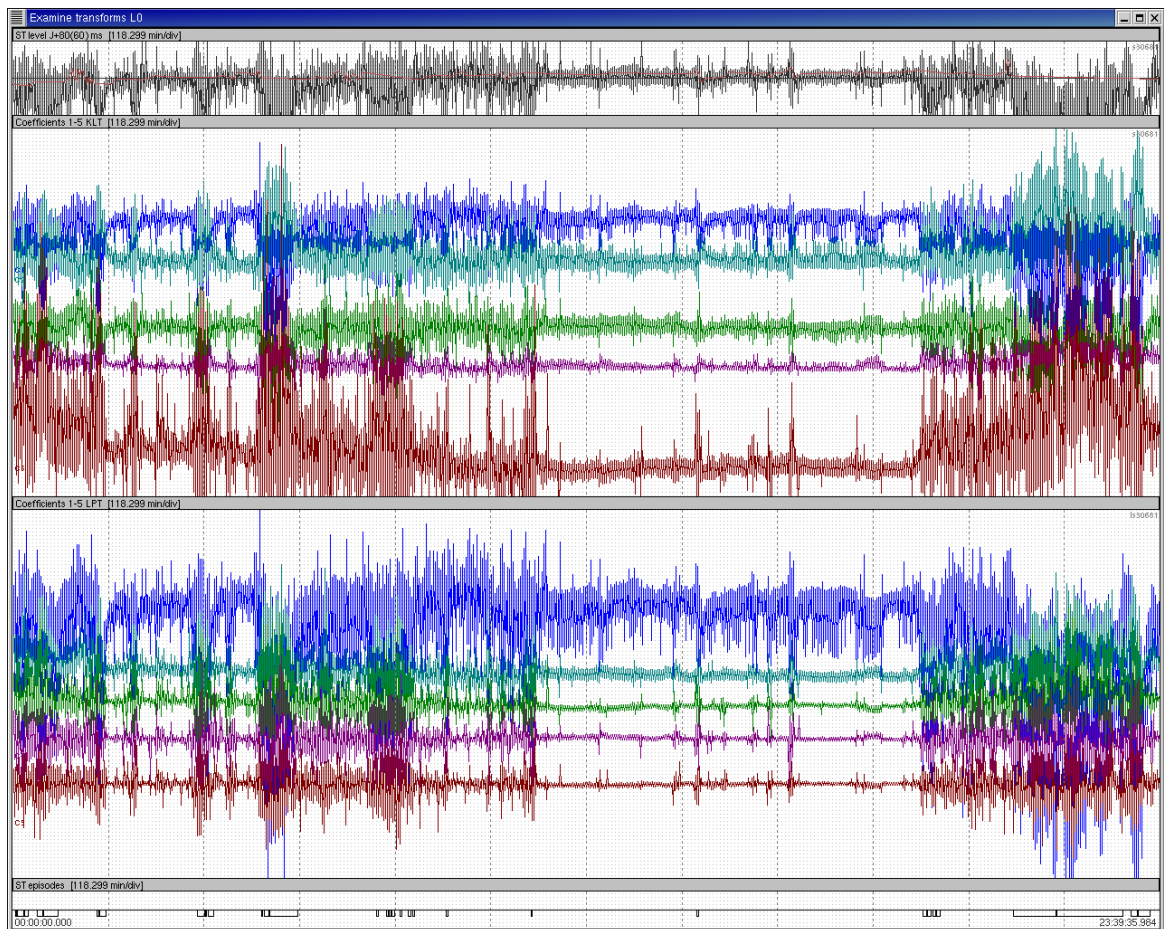
Slika 6-8: Primer časovnih vrst (od zgoraj navzdol: nivo segmenta ST z referenco (rdeče), koeficienti 1-5 transformacije KLT po protokolu A, koeficienti 1-5 transformacije LPT po protokolu A, označene epizode odstopanja segmenta ST) celotnega posnetka s20274 na osnovi signalov po izločanju motenj v prostoru KLT. Opomba: za razliko od predhodnih prikazov je bila za prikaz dolgotrajnega signala pri omejeni ločljivosti prikaznega rastra in izpostavitve izrazitosti motenj (ter učinkov izločanja motenj) uporabljena metoda MinMaxMinMax, saj metoda povprečenja v takšnih razmerah že sama deluje kot (nizkoprepustni) filter.

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient



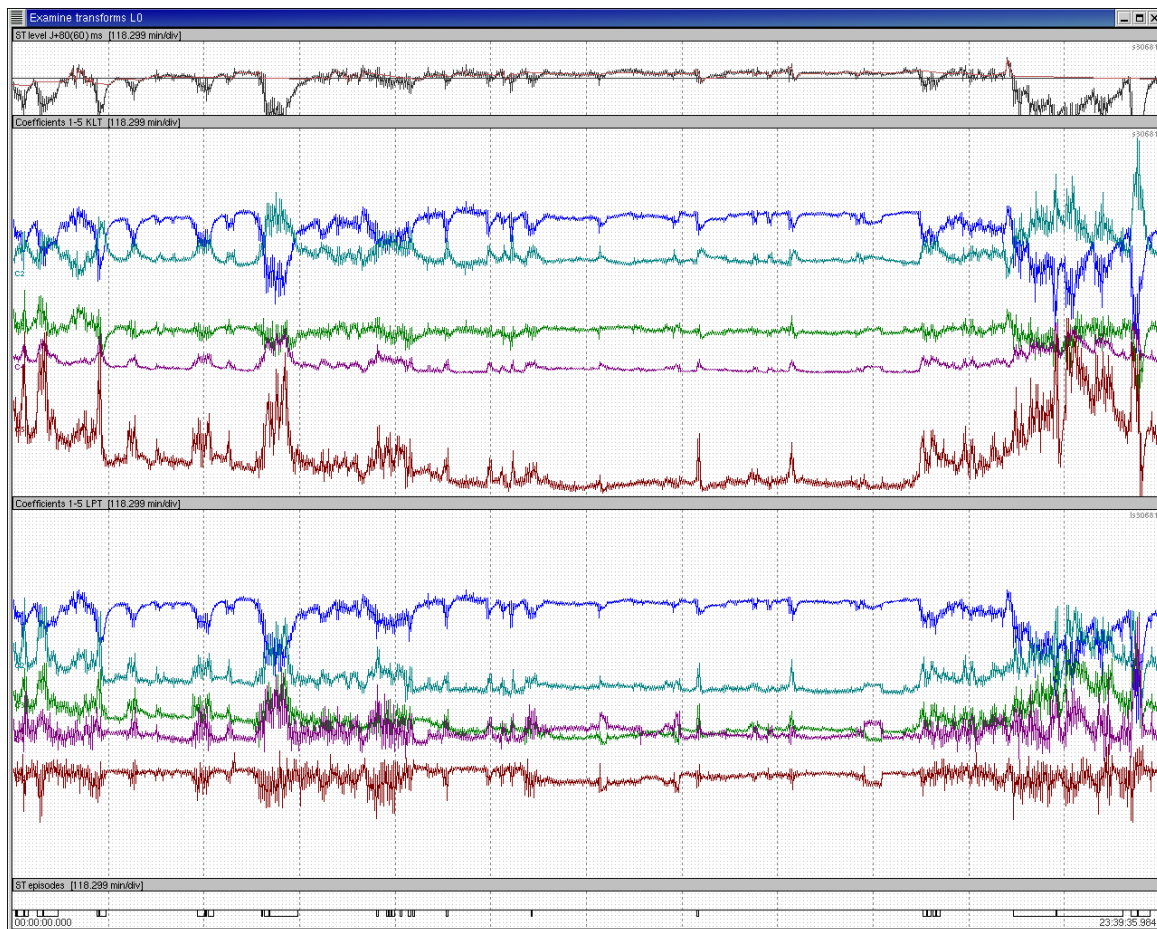
Slika 6-9: Primer časovnih vrst (od zgoraj navzdol: nivo segmenta ST z referenco (rdeče), koeficienti 1-5 transformacije KLT po protokolu A, koeficienti 1-5 transformacije LPT po protokolu A, označene epizode odstopanja segmenta ST) celotnega posnetka s30681 na osnovi signalov pred izločanjem motenj. Opomba: za razliko od predhodnih prikazov je bila za prikaz dolgotrajnega signala pri omejeni ločljivosti prikaznega rastra in izpostavitve izrazitosti motenj (ter učinkov izločanja motenj) uporabljena metoda MinMaxMinMax, saj metoda povprečenja v takšnih razmerah že sama deluje kot (nizkoprepustni) filter.

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient



Slika 6-10: Primer časovnih vrst (od zgoraj navzdol: nivo segmenta ST z referenco (rdeče), koeficienti 1-5 transformacije KLT po protokolu A, koeficienti 1-5 transformacije LPT po protokolu A, označene epizode odstopanja segmenta ST) celotnega posnetka s30681 na osnovi signalov po izločanju motenj v časovnem prostoru. Opomba: za razliko od predhodnih prikazov je bila za prikaz dolgotrajnega signala pri omejeni ločljivosti prikaznega rastra in izpostavitve izrazitosti motenj (ter učinkov izločanja motenj) uporabljena metoda MinMaxMinMax, saj metoda povprečenja v takšnih razmerah že sama deluje kot (nizkoprepustni) filter.

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient



Slika 6-11: Primer časovnih vrst (od zgoraj navzdol: nivo segmenta ST z referenco (rdeče), koeficienti 1-5 transformacije KLT po protokolu A, koeficienti 1-5 transformacije LPT po protokolu A, označene epizode odstopanja segmenta ST) celotnega posnetka s30681 na osnovi signalov po izločanju motenj v prostoru KLT. Opomba: za razliko od predhodnih prikazov je bila za prikaz dolgotrajnega signala pri omejeni ločljivosti prikaznega rastra in izpostavitve izrazitosti motenj (ter učinkov izločanja motenj) uporabljena metoda MinMaxMinMax, saj metoda povprečenja v takšnih razmerah že sama deluje kot (nizkoprepustni) filter.

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient

POGLAVJE 7

Derivacija temeljnih funkcij KLT in LPT za segment ST elektrokardiograma

Temeljne funkcije KLT za segment ST elektrokardiograma so bile do sedaj pridobljene na osnovi baz elektrokardiografskih posnetkov ESC DB [1] in MIT-BIH [20], ki pa sta znatno manj obsežni od baze LTST DB [2]. Podatkovna baza LTST DB vsebuje 1991 ur, 50 minut in 49 sekund 2 ali 3 kanalnih posnetkov EKG oz. 8.896.327 srčnih utripov. Zato lahko pričakujemo, da bodo nove temeljne funkcije z uporabo ustreznih robustnih pristopov še bolj kakovostno prilagojene različnim pomembnim razredom morfologij v segmentu ST.

Segment ST posameznega srčnega utripa v okviru tega dela pridobimo relativno glede na referenčno točko FP detektorja aritmij ARISTOTLE [33]. Gre za stabilno referenčno točko v elektrokardiogramu srčnega utripa, ki je z algoritmom ARISTOTLE določena za vsak srčni utrip v podatkovni bazi LTST DB. Začetek segmenta ST j-tega srčnega utripa določimo kot $FP_j + 40$ ms, konec segmenta ST pa kot $FP_j + 160$ ms. Dolžina segmenta ST v časovnem prostoru tako znaša $t_{st} = 120$ ms.

Izvorni analogni posnetki srčnih utripov so v podatkovni bazi LTST DB vzorčeni s frekvenco vzorčenja $f_v = 250$ Hz. Dimenzija časovnega vektorja $x_j = (x_1, x_2, \dots, x_M)^T$ segmenta ST, ki ustreza dolžini M segmenta ST izraženi v številu časovnih vzorcev v procesu vzorčenja (+ 2 vzorca, da dobimo dimenzijo večkratnik števila 2 ($M = 2^n$), kot se zaradi primernosti za hitre algoritme pogosto uporablja v praksi), tako znaša:

$$M = f_v * t_{st} * 1000^{-1} + 2 = 32 \quad (7.1)$$

7.1. Izračun robustne kovariančne matrike na osnovi baze posnetkov LTST DB ter izračun in priprava KLT baznih funkcij na osnovi baze posnetkov LTST DB

Po formuli (4.22) ter glede na v nadaljevanju predstavljene protokole priprave baznih funkcij transformacije KLT, konstruiramo robustne kovariančne matrike na osnovi celotne podatkovne baze LTST DB. Ta vsebuje 1490 epizod odstopanja segmenta ST (ishemične ali neishemične epizode) glede na protokol določanja epizod A in logično funkcijo ALI med oznakami epizod v vseh odvodih. Tako določeni intervali epizod ter intervali neodstopajočih signalov med epizodami nam predstavljajo 2980 razredov z enotno morfologijo kot vhod v algoritem konstrukcije robustne kovariančne matrike (4.22) s srednjimi vektorji razredov ter izločenimi nepravilnimi srčnimi utripi in njihovimi sosedi. Ne glede na različno obravnavo odvodov pri v nadaljevanju opisanih protokolih priprave baznih funkcij, pri vseh uporabimo enako porazdelitev vzorcev v razrede, saj fiziološki proces kot generator morfologije razredov ni odvisen od izbranega odvoda.

Izračunamo tri nabore baznih funkcij transformacije KLT za segment ST v skladu s tremi protokoli priprave:

Protokol A - Dva odvoda skupaj kot ena funkcija:

Po konceptu, kot je bil vpeljan pri detektorju aritmij ARISTOTLE [5][33], zaradi skladnosti s številnimi obstoječimi algoritmi in orodji, za pripravo vektorjev značilnk s transformacijo KLT po formuli (4.22) skonstruiramo robustno kovariančno matriko R_A ranga $r_A=64$ na osnovi sestavljenih vektorjev časovnih vzorcev x_i dimenzije $M_A=64$, katerih komponente x_{ij} za indeks $j=1..32$ vsebujejo komponente vektorja na izoelektrični nivo poravnane časovnega vzorca segmenta ST prvega odvoda dimenzije $M=32$, komponente x_{ij} za indeks $j=33..64$ pa vsebujejo komponente vektorja na izoelektrični nivo poravnane časovnega vzorca segmenta ST drugega odvoda dimenzije $M=32$. Rezultat postopka je 64 vektorjev ϕ_{Aj} baznih funkcij KLT dimenzije $M=64$.

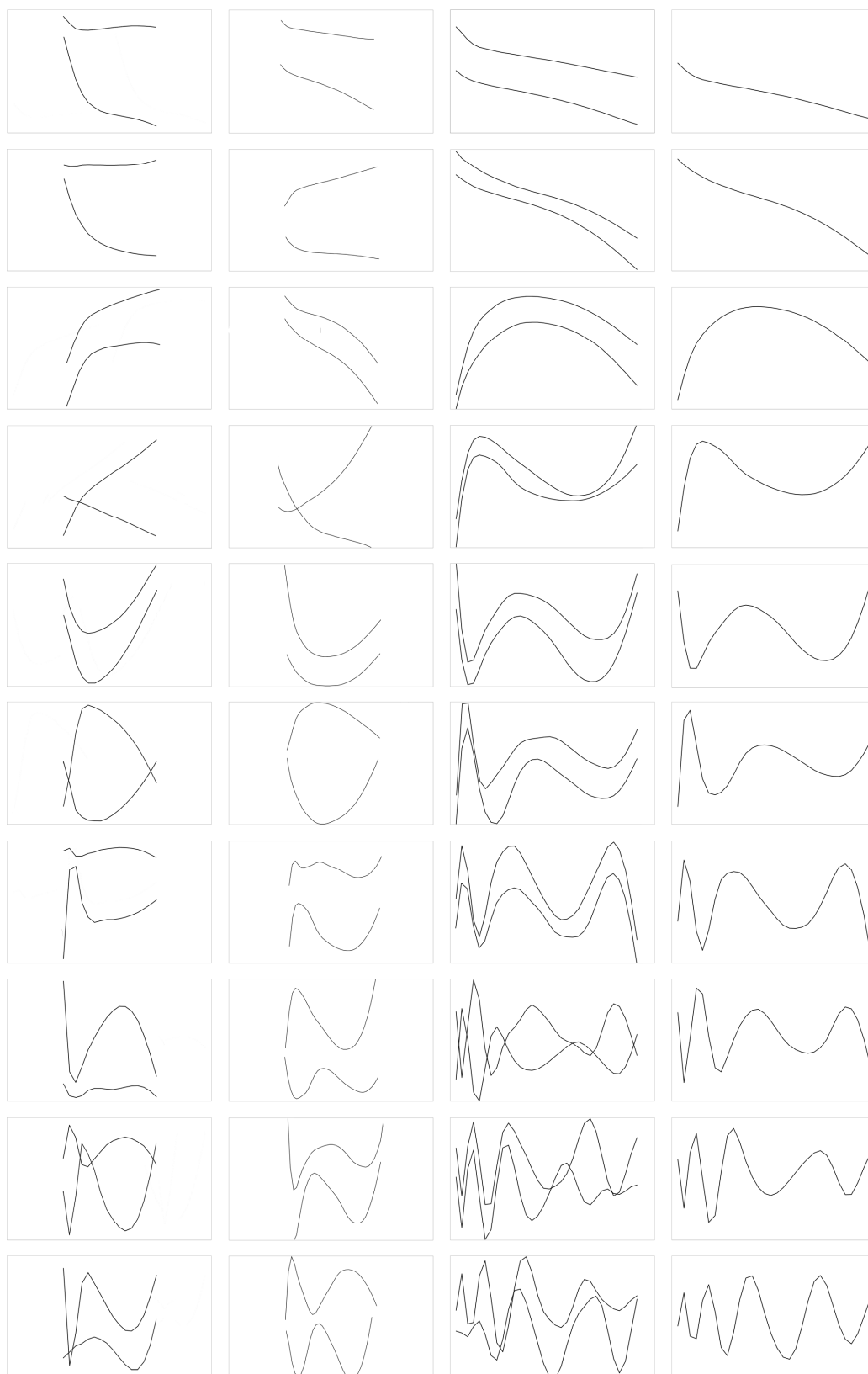
Protokol B - Vsak odvod ločeno:

Po formuli (4.22) skonstruiramo dve robustni kovariančni matriki R_{B0} in R_{B1} ranga $r_B=32$. Matrika R_{B0} je izračunana na osnovi vektorjev na izoelektrični nivo poravnanih časovnih vzorcev x_i segmentov ST prvega odvoda dimenzije $M_B=32$, matrika R_{B1} pa je izračunana na osnovi vektorjev na izoelektrični nivo poravnanih časovnih vzorcev x_i segmentov ST drugega odvoda dimenzije $M_B=32$. Rezultat postopka sta dve seriji 32 vektorjev ϕ_{B0j} in ϕ_{B1j} baznih funkcij KLT dimenzije $M=32$ za prvi in drugi odvod ločeno.

Protokol C - Dva odvoda skupno:

Predpostavimo, da izbira odvoda nima statistične povezave z razredi vzorcev segmentov ST. Slednje drži tudi v praksi, saj so indeksi odvodov v obeh referenčnih bazah pri različnih posnetkih različni glede na fizični odvod z elektrode elektrokardiografa. Po formuli (4.22) skonstruiramo robustno kovariančno matriko R_C ranga $r_C=32$. Matrika R_C je izračunana na osnovi vektorjev na izoelektrični nivo poravnanih časovnih vzorcev x_i segmentov ST dimenzije $M_B=32$ tako prvega kot drugega odvoda, vendar za vzorce vsakega odvoda tvorimo ločene razrede. Rezultat postopka je 32 vektorjev ϕ_{Cj} baznih funkcij KLT dimenzije $M=32$ za oba odvoda skupno.

Vsi trije nabori pridobljenih novih baznih funkcij izkazujejo sorodne lastnosti ter vizualno podobnost (Slika 7-1), tako medsebojno kakor tudi glede na dosedanje »stare« bazne funkcije, ki so bile pridobljene na podatkovni bazi ESC DB.



Slika 7-1: Grafi prvih 10 (od zgoraj navzdol) baznih funkcij KLT: dosedanjih »starih« (1. stolpec, prvi odvod zgoraj, drugi spodaj), po protokolu A (2. stolpec, prvi odvod zgoraj, drugi spodaj), po protokolu B (3. stolpec, prvi odvod zgoraj, drugi spodaj) ter po protokolu C (4. stolpec)

7.2. Izračun in priprava baznih funkcij LPT po Gram-Schmidtu

Za združljivost z obstoječimi algoritmi in orodji po analogiji protokolov A in C priprave baznih funkcij KLT v prejšnjem poglavju pripravimo dva nabora baznih funkcij. Rezultat priprave po protokolu C je ortonormalna baza na osnovi enostavnih Legendrovih polinomov. Rezultat priprave po protokolu A pa je ortonormalna baza sestavljena iz dvakrat ponovljenih Legendrovih polinomov.

Protokol C:

Pripravimo množico $M = 32$ vektorjev $v_j = (v_1, v_2, \dots, v_M)^T$ v M ekvidistančnih točkah vzorčenih funkcij družine

$$f(x) = x^n \quad ; \quad n \geq 0 \quad (7.2)$$

(npr. $1, x, x^2, \dots$) na intervalu $[-1,1]$:

$$v_{jt} = \left(2 * \frac{(t-1)}{(M-1)} - 1\right)^{j-1} \quad ; \quad t = 1..M, j = 1..M \quad (7.3)$$

Na osnovi Gram-Schmidtovega ortonormalizacijskega postopka iz vektorjev v_j dobimo M -dimenzionalno bazo diskretnih ortonormalnih, medsebojno nekoreliranih vektorjev $\phi_j = (\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_M)^T$ diskretnih funkcij v $M=32$ ekvidistančnih točkah na intervalu $[-1,1]$ vzorčenih Legendrovih polinomov (Slika 7-3 levo, Slika 7-4 desno).

Na pridobljenih diskretnih funkcijah lahko opravimo preizkus ortogonalnosti, ki nam da pričakovani rezultat:

$$\phi_j \phi_k = \delta_{jk} \quad (7.4)$$

δ_{jk} predstavlja Kroneckerjevo delta funkcijo

$$\delta_{jk} = \begin{cases} 1; & j = k \\ 0; & j \neq k \end{cases} \quad (7.5)$$

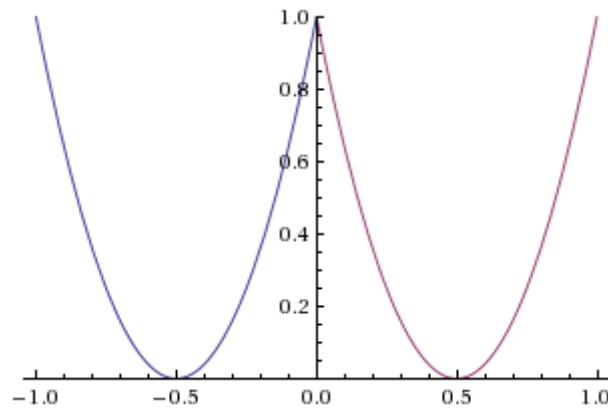
Protokol A:

Pripravimo množico $M = 64$ vektorjev $v_j = (v_1, v_2, \dots, v_M)^T$ v M ekvidistančnih točkah vzorčenih funkcij družine

$$f(x) = \begin{cases} (2(x + \frac{1}{2}))^n; & x < 0 \\ (2(x - \frac{1}{2}))^n; & x > 0 \end{cases} ; \quad n \geq 0 \quad (7.6)$$

(npr. funkcije $1, x, x^2, \dots$ dvakrat »skrčene« in ponovljene - Slika 7-2) na intervalu $[-1,1]$:

$$v_{jt} = \begin{cases} (2 * \frac{(t-1)}{(\frac{M}{2}-1)} - 1)^{j-1} & ; 1 \leq t \leq \frac{M}{2} \\ (2 * \frac{(t-\frac{M}{2}-1)}{(\frac{M}{2}-1)} - 1)^{j-1} ; & \frac{M}{2} + 1 \leq t \leq M \end{cases} ; \quad j = 1 \dots M \quad (7.7)$$



Slika 7-2: Primer vhodne funkcije za Gram-Schmidtov postopek pri $n=2$

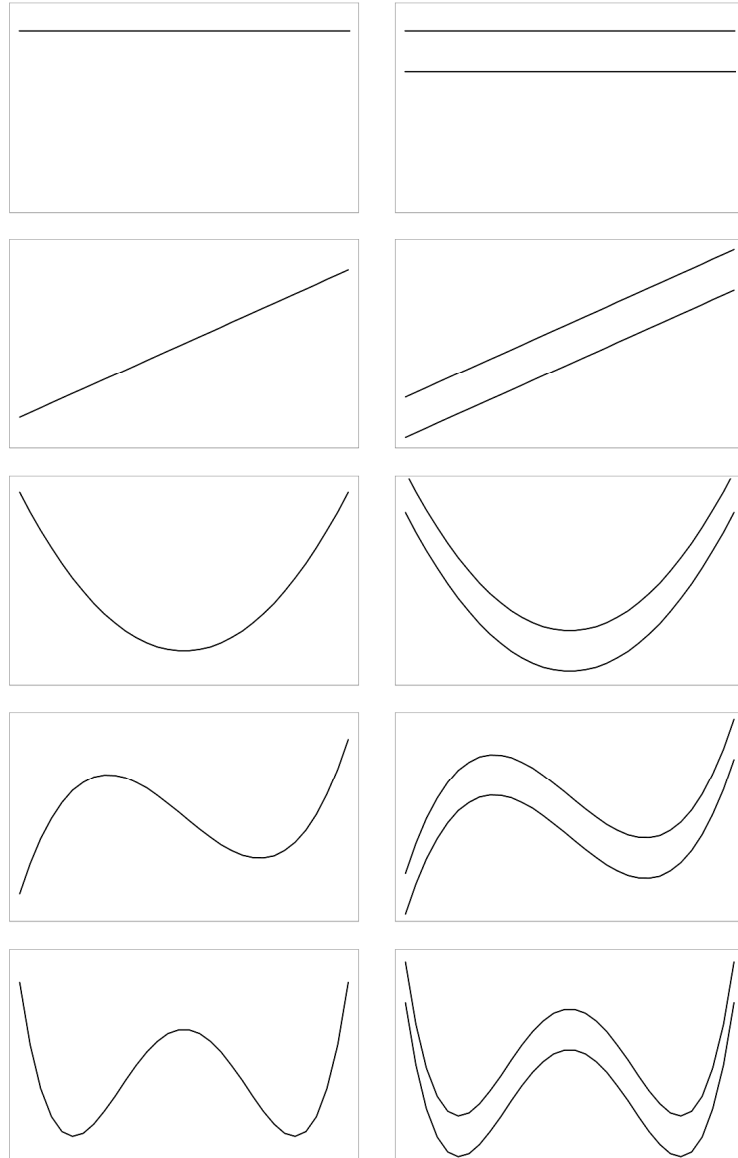
Na osnovi Gram-Schmidtovega ortonormalizacijskega postopka iz vektorjev v_j dobimo M -dimenzionalno bazo diskretnih ortonormalnih, medsebojno nekoreliranih vektorjev $\phi_j = (\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_M)^T$ diskretnih funkcij v $M=64$ ekvidistančnih točkah na intervalu $[-1,1]$ vzorčenih dvakrat ponovljenih Legendrovih polinomov (Slika 7-3 desno).

Na pridobljenih diskretnih funkcijah lahko opravimo preizkus ortogonalnosti, ki nam da pričakovani rezultat:

$$\phi_j \phi_k = \delta_{jk} \quad (7.8)$$

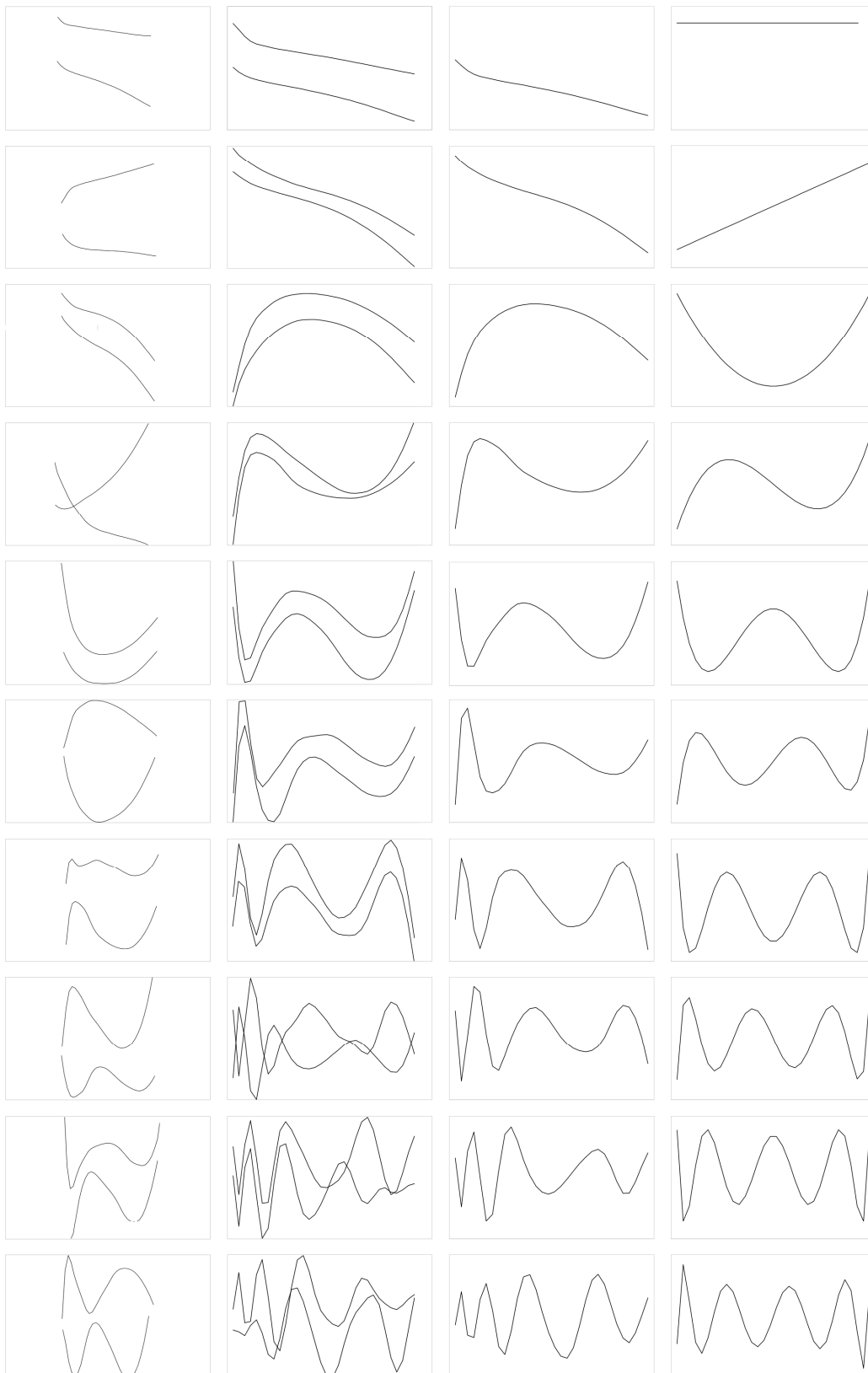
δ_{jk} predstavlja Kroneckerjevo delta funkcijo

$$\delta_{jk} = \begin{cases} 1; & j = k \\ 0; & j \neq k \end{cases} \quad (7.9)$$

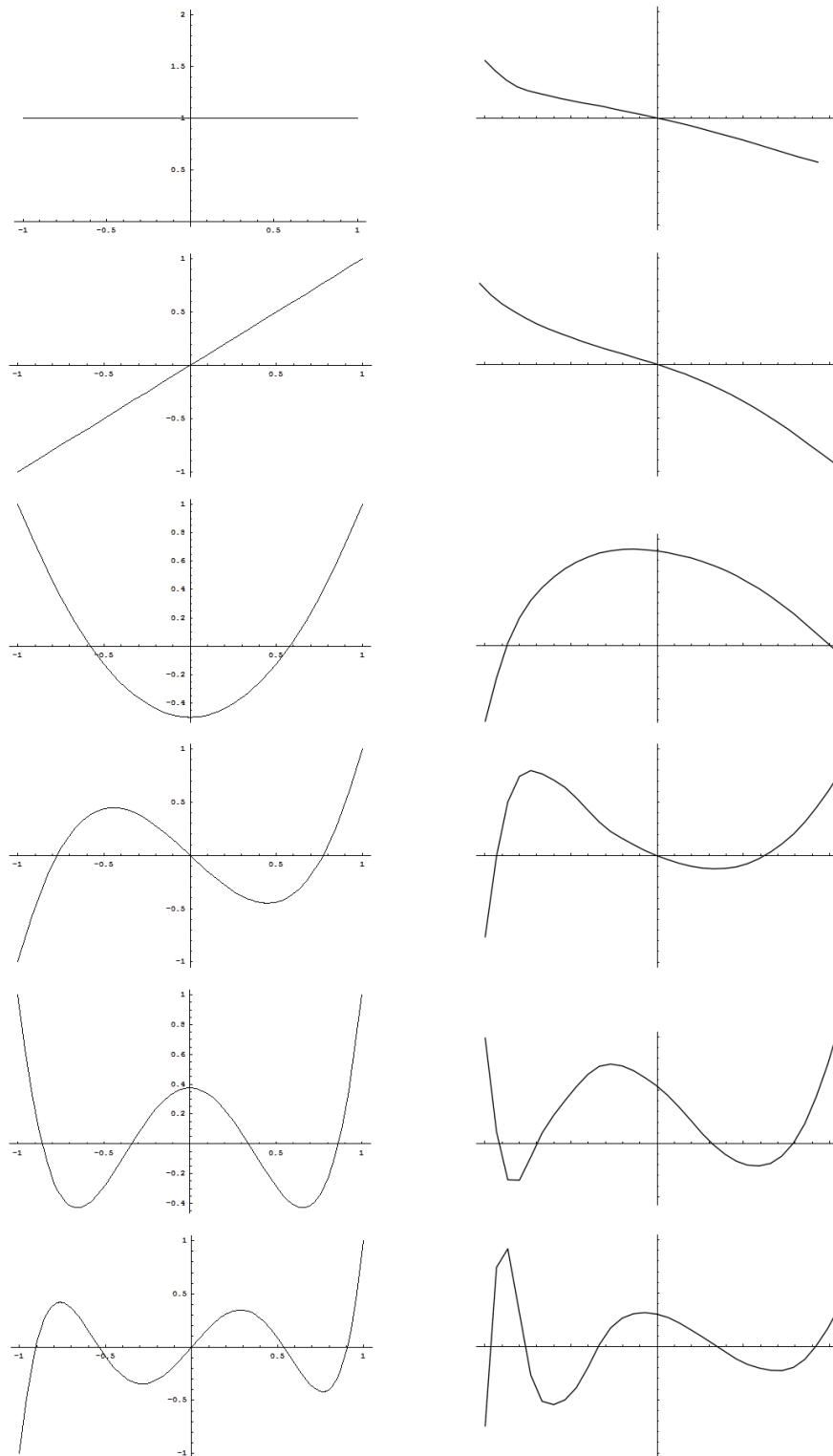


Slika 7-3: Prikaz prvih 5 pridobljenih baznih funkcij LPT (od zgoraj navzdol) po analogiji priprave baznih funkcij KLT – po protokolu C v stolpcu levo ter po protokolu A v stolpcu desno (prvi odvod zgoraj, drugi odvod spodaj)

Slika 7-5 prikazuje primerjavo med novimi temeljnimi funkcijami LPT in novimi temeljnimi funkcijami KLT po protokolu C. Podobnost novih funkcij KLT z Legendrovimi polinomi (tj. temeljnimi funkcijami LPT) je še izrazitejša.



Slika 7-4: Pregled vseh novih baznih funkcij: prvih 10 (od zgoraj navzdol) novih baznih funkcij KLT po protokolu A (1. stolpec, prvi odvod zgoraj, drugi spodaj), po protokolu B (2. stolpec, prvi odvod zgoraj, drugi spodaj), po protokolu C (3. stolpec) ter LPT po Gram-Schmidtu (4. Stolpec)



Slika 7-5: Grafi prvih 6 Legendrovih polinomov (levo, od zgoraj navzdol) in prvih 6 baznih funkcij KLT po protokolu C (desno, od zgoraj navzdol)

POGLAVJE 8

Generacija novih časovnih vrst vektorjev značilnik KLT in LPT segmenta ST

Nove časovne vrste vektorjev značilnik KLT izračunamo na osnovi novih baznih funkcij KLT za vse posnetke baze LTST DB. Za vse posnetke baze LTST DB izračunamo nove časovne vrste vektorjev značilnik LPT. Pridobljene nove časovne vrste shranimo v standardne datoteke v podatkovni bazi LTST DB.

8.1. Izračun novih časovnih vrst vektorjev značilnik morfoloških parametrov s KLT na bazi LTST DB

Za vseh 86 posnetkov podatkovne baze LTST DB smo po formuli (4.24) izračunali tri množice časovnih vrst vektorjev značilnik morfoloških parametrov dimenzije $N=9$ na osnovi vseh treh naborov pripravljenih novih baznih funkcij transformacije KLT:

Protokol A - Temeljne funkcije za dva odvoda skupaj kot ena funkcija, rezultat ena vrsta vektorjev:

Po konceptu, kot je bil vpeljan pri detektorju aritmij ARISTOTLE [5][33], zaradi skladnosti s številnimi obstoječimi algoritmi in orodji, po formuli (4.24) za vsak posnetek podatkovne baze LTST DB izračunamo vrsto vektorjev značilnik morfoloških parametrov dimenzije $N=9$ podprostora transformacije KLT. Kot vhod v algoritem pripravimo sestavljene vektorje časovnih vzorcev x_i dimenzije $M_A=64$, katerih komponente x_{ij} za indeks $j=1..32$ vsebujejo komponente vektorja časovnega vzorca segmenta ST prvega odvoda dimenzije $M=32$, komponente x_{ij} za indeks $j=33..64$ pa vsebujejo komponente vektorja časovnega vzorca segmenta ST drugega odvoda dimenzije $M=32$. Za izračun časovne vrste vektorjev značilnik uporabimo bazne funkcije ϕ_{Aj} , ki so bile pridobljene na

časovnih vzorcih obeh odvodov skupaj. Rezultat je ena časovna vrsta vektorjev značilk morfoloških parametrov transformacije KLT za oba odvoda skupaj.

Protokol B - Temeljne funkcije za vsak odvod ločeno, rezultat za vsak odvod svoja vrsta vektorjev:

Po formuli (4.24) za vsak posnetek podatkovne baze LTST DB za vsak odvod posebej izračunamo ločeno vrsto vektorjev značilk morfoloških parametrov dimenzije $N=9$ podprostora transformacije KLT. Za izračun časovne vrste vektorjev značilk časovnih vzorcev prvega odvoda uporabimo bazne funkcije ϕ_{B0j} , ki so bile pridobljene na časovnih vzorcih prvega odvoda. Za izračun časovne vrste vektorjev značilk časovnih vzorcev drugega odvoda pa uporabimo bazne funkcije ϕ_{B1j} , ki so bile pridobljene na časovnih vzorcih drugega odvoda. Rezultat sta dve časovni vrsti vektorjev značilk morfoloških parametrov transformacije KLT za vsak odvod posebej. V podmnožici posnetkov baze LTST DB, ki vsebujejo 3 odvode, po analogiji opisanega postopka izračunamo ločeno tretjo časovno vrsto vektorjev značilk tudi za tretji odvod.

Protokol C - Temeljne funkcije za dva odvoda skupno, rezultat za vsak odvod svoja vrsta vektorjev:

Po formuli (4.24) za vsak posnetek podatkovne baze LTST DB za vsak odvod posebej izračunamo ločeno vrsto vektorjev značilk morfoloških parametrov dimenzije $N=9$ podprostora transformacije KLT. Za izračun časovne vrste vektorjev značilk časovnih vzorcev tako prvega kot drugega odvoda uporabimo bazne funkcije ϕ_{Cj} , ki so bile pridobljene na časovnih vzorcih obeh odvodov. Rezultat sta dve časovni vrsti vektorjev značilk morfoloških parametrov transformacije KLT za vsak odvod posebej. V podmnožici posnetkov baze LTST DB, ki vsebujejo 3 odvode, po analogiji opisanega postopka izračunamo ločeno tretjo časovno vrsto vektorjev značilk tudi za tretji odvod.

Vse tri množice pridobljenih novih časovnih vrst vektorjev značilk morfoloških parametrov izkazujejo sorodno obnašanje ob različnih dogodkih v posnetkih, tako medsebojno kakor tudi glede na dosedanje »stare« bazne funkcije, ki so bile pridobljene na podatkovni bazi ESC DB.

8.2. Izračun časovnih vrst vektorjev značilk morfoloških parametrov z LPT na bazi LTST DB

Ker so bili Legendrovi polinomi izbrani načrtno zaradi podobnosti njihovih oblik z baznimi funkcijami KLT segmenta ST v padajočem vrstnem redu vrednosti pripadajočih lastnih vrednosti kot tudi zaradi njihove neposredne povezave s klinično ugotovljenimi pomembnimi morfološki lastnostmi segmenta ST elektrokardiograma, lahko sklepamo, da bo tudi transformacija na osnovi Legendrovih polinomov (LPT) vsebovala večino

pomembne informacije v prvih nekaj oseh novega koordinatnega sistema glede na red pripadajočega Legendrovega polinoma. Tako je tudi s transformacijo LPT možno pridobiti vektor z želeno natančnostjo, ki ustreza izbrani dimenziji, četudi zaradi nenormaliziranosti popolna inverzna transformacija in rekonstrukcija izvornega signala ni mogoča. Zato metoda za izbiro optimalne dimenzije z analizo residualnih napak, kot to izvedemo pri KLT, ni možna. Dimenzijo prostora LPT smo zato izbrali na osnovi primerjave in podobnosti baznih funkcij LPT s KLT z upoštevanjem izbrane optimalne dimenzije KLT ter eksperimentalnega preizkušanja in opazovanja trendov pridobljenih koeficientov LPT. Tako se odločimo, da bomo pri nadaljnjem delu opazovali - analogno s transformacijo KLT - prvih 5 koeficientov transformacije LPT. Izbiro bomo v nadaljevanju verificirali s primerjalno analizo rezultatov obeh transformacij ob pomembnih morfologijah elektrokardiograma.

Za vseh 86 posnetkov podatkovne baze LTST DB smo po formuli (5.12) izračunali dve množici časovnih vrst vektorjev značilk morfoloških parametrov dimenzije $N=9$ na osnovi pripravljenih baznih funkcij po analogiji protokolov A in C iz poglavja 8.1:

Protokol A - Temeljne funkcije za dva odvoda skupaj kot ena funkcija, rezultat ena vrsta vektorjev:

Za skladnost s številnimi obstoječimi algoritmi in orodji v skladu z uveljavljenim protokolom priprave vektorjev značilk s transformacijo KLT, po formuli (5.12) za vsak posnetek podatkovne baze LTST DB izračunamo vrsto vektorjev značilk morfoloških parametrov dimenzije $N=9$ podprostora transformacije LPT. Kot vhod v algoritem pripravimo sestavljene vektorje časovnih vzorcev x_i dimenzije $M_A=64$, katerih komponente x_{ij} za indeks $j=1..32$ vsebujejo komponente vektorja časovnega vzorca segmenta ST prvega odvoda dimenzije $M=32$, komponente x_{ij} za indeks $j=33..64$ pa vsebujejo komponente vektorja časovnega vzorca segmenta ST drugega odvoda dimenzije $M=32$. Za izračun časovne vrste vektorjev značilk uporabimo sestavljene bazne funkcije ϕ_{Aj} . Te so sestavljene iz dveh ponovitev posameznega vektorja vzorčenega Legendrovega polinoma dimenzije $M=32$ tako, da je dimenzija vektorja sestavljene funkcije $M_A=64$. Rezultat je ena časovna vrsta vektorjev značilk morfoloških parametrov transformacije LPT za oba odvoda skupaj.

Protokol C - Temeljne funkcije za dva odvoda skupno, rezultat za vsak odvod svoja vrsta vektorjev:

za vsak odvod posebej smo izračunali ločeno vrsto vektorjev značilk morfoloških parametrov dimenzije $N=9$ podprostora transformacije LPT. Kot vhod v algoritem uporabimo vrsti časovnih vzorcev x_i dimenzije $M_B=32$ prvega in ločeno drugega odvoda. Za izračun časovne vrste vektorjev značilk uporabimo bazne vektorje vzorčenih Legendrovih polinomov ϕ_{Bj} (7.4). dimenzije $M_B=32$. Rezultat sta dve časovni vrsti vektorjev značilk morfoloških parametrov transformacije LPT za vsak odvod posebej. V

podmnožici posnetkov baze LTST DB, ki vsebujejo 3 odvode, po analogiji opisanega postopka izračunamo ločeno tretjo časovno vrsto vektorjev značilnik tudi za tretji odvod.

8.3. Izračun standardnih deviacij značilnik in normalizacija časovnih vrst vektorjev značilnik

Za vsak koeficient (komponento vektorja značilnik morfoloških parametrov) transformacije KLT kot LPT v vsakem izmed posnetkov prek celotne baze posnetkov izračunamo srednjo vrednost. Za koeficient LPT izračunamo tudi standardno deviacijo, med tem, ko je za koeficiente KLT že izračunana pričakovana standardna deviacija z lastnimi vrednostmi λ_i (4.8) kovariančne matrike. Vse koeficiente nato normaliziramo z odštetjem pripadajoče srednje vrednosti m_i in deljenjem s pripadajočo standardno deviacijo σ_i tako, da je za vsako vrsto posameznega koeficienta transformacije v vsakem posnetku srednja vrednost enaka $m_i=0$ ter standardna deviacija enaka $\sigma_i=1$.

Na takšen način ojačamo drobnejše morfološke lastnosti, ki so reprezentirane v višjih koeficientih. Te namreč imajo do določene dimenzije (npr. $N=5$) tako za vizualno analitiko s strani kardiologov kot strojno analitiko enakovreden pomen kakor večje morfološke lastnosti, ki so reprezentirane v prvih koeficientih in imajo v nenormaliziranih časovnih vrstah občutno večje amplitude.

Ker tako obdelani koeficienti transformacij izgubijo sposobnost inverzne transformacije in rekonstrukcije izvornega signala, niso več primerni za analize z residualnimi napakami. Slednje zato pred normalizacijo koeficientov po formuli (4.21) izračunamo za vse posnetke podatkovne baze LTST DB za dimenzije podprostora transformacij $N=1..9$ in jih shranimo skupaj s koeficienti transformacij.

POGLAVJE 9

Rezultati

9.1. Časovne vrste vektorjev značilnik morfoloških parametrov LPT in podatkovna baza LTST DB

Nove vrste značilnik morfoloških parametrov transformacije LPT so za vsak posamezni posnetek shranjene v novih standardnih datotekah sYYYYZ.loc (nenormalizirane časovne vrste) in sYYYYZ.noc (s standardno deviacijo normalizirane časovne vrste) podatkovne baze LTST DB. X pomeni število odvodov, vsebovanih v datoteki (2 ali 3), YYY je številka pacienta, Z pa številka posnetka tega pacienta. Datoteka je zapisana v enostavnem ASCII besedilnem formatu s podatki za posamezni časovni indeks v posamezni vrstici. Natančnejši opis formata datotek je podan v prilogi.

Nove datoteke z novimi časovnimi vrstami značilnik morfoloških parametrov LPT so dostopne na strežniku Physionet (<http://www.physionet.org/physiobank/database/ltstdb/>).

9.2. Časovne vrste vektorjev značilnik morfoloških parametrov KLT in podatkovna baza LTST DB

Nove normalizirane vrste značilnik morfoloških parametrov transformacije KLT so za vsak posamezni posnetek shranjene v standardnih datotekah sYYYYZ_fin.klQ in sYYYYZ_raw.klQ podatkovne baze LTST DB. Prve vsebujejo izvirne funkcije na posameznih srčnih utripih, druge pa so prevzorčene na frekvenco vzorčenja 0,5 vzorcev/s in nadalje glajene z drsečim povprečenjem širine 7 vzorcev. X pomeni število odvodov, vsebovanih v datoteki (2 ali 3), YYY je številka pacienta, Z številka posnetka tega pacienta, Q pa pomeni vrsto baznih funkcij in posledično število časovnih vrst (Q="a": dva odvoda skupaj kot ena funkcija – za oba odvoda skupaj ena množica časovnih vrst,

Q="b": vsak odvod ločeno – za vsak odvod svoja množica časovnih vrst, Q="c": dva odvoda skupno – za vsak odvod svoja množica časovnih vrst). Datoteke so zapisane v enostavnem ASCII besedilnem formatu s podatki za posamezni časovni indeks v posamezni vrstici. Natančnejši opis formata datotek je podan v prilogi.

Nove datoteke z novimi časovnimi vrstami značilk morfoloških parametrov KLT bodo poslej dostopne na strežniku Physionet (<http://www.physionet.org/physiobank/database/ltstdb/>). Prenos novih datotek na strežnik Physionet je v teku.

9.3. Analiza novih časovnih vrst KLT in LPT na osnovi residualnih napak glede na izbrano dimenzijo

Če residualno napako (4.21) pri rekonstrukciji transformiranega signala v časovni signal s prvimi N baznimi funkcijami in pripadajočimi vrstami koeficientov interpretiramo kot merilo dejanske (izmerjene) povprečne vsebovanosti informacije o izvornem signalu v prvih N koeficientih, dobimo pričakovan rezultat, da je s tega vidika transformacija KLT, kot izhaja že z njene definicije, optimalnejša od transformacije LPT. Kot prikazuje Tabela 9-1, razlika postane izrazitejša po tretjem ($N=3$) koeficientu, kar kaže, da transformacija LPT razmeroma dobro modelira pričakovane 3 najpomembnejše morfološke lastnosti segmenta ST (elevacija/depresija, nagib in ukrivljanje), ki ustrezajo prvim 3 koeficientom. Informacija o (manj pomembnih) višje frekvenčnih nihanjih pa je bolj razpršena med višjimi koeficienti, med tem, ko je pri KLT tudi slednja skoncentrirana v začetnih koeficientih.

N	1	2	3	4	5	6	7	8
$m_{LPT}^{(st)}(N)$ [%]	61	47	44	43	43	42	42	42
$m_{KLT}^{(st)}(N)$ [%]	63	26	16	10	8	6	5	5

Tabela 9-1: Povprečne normalizirane residualne napake pri reprezentaciji segmenta ST z N baznimi funkcijami za LPT: $m_{LPT}^{(st)}(N)$ in novi KLT: $m_{KLT}^{(st)}(N)$ na osnovi oznak šumnih utripov, kot so bili v podatkovni bazi LTST DB označeni z algoritmom v prostoru KLT.

Kljub temu prvih 5 ($N=5$) koeficientov zajame večinski del oz. skoraj 60% ($1 - m_{LPT}^{(st)}(5) = 57\%$) celotne energije osnovnega signala. Po 5. koeficientu ($N=5$) residualna napaka pri LPT podobno kot pri KLT pada občutno počasneje, četudi ostane znatnejša kot pri KLT. Na osnovi te ugotovitve ter vizualne podobnosti karakteristik koeficientov od mesta $N=5$ naprej - višje frekvenčna nihanja, sklenemo, da tudi pri transformaciji LPT za nadaljnje preučevanje uporabimo prvih 5 ($N=5$) koeficientov oz. komponent vektorjev morfoloških značilk transformiranega prostora.

N	1	2	3	4	5	6	7	8
$m_{LPTc}^{(st)}(N)$ [%]	61	47	44	43	43	42	42	42
$m_{LPTn}^{(st)}(N)$ [%]	63	56	53	51	50	49	47	47
$m_{KLTc}^{(st)}(N)$ [%]	62	25	15	9	6	4	4	4
$m_{KLTn}^{(st)}(N)$ [%]	72	34	26	23	20	18	17	16

Tabela 9-2: Povprečne normalizirane residualne napake pri reprezentaciji segmenta ST z N baznimi funkcijami za LPT šumnih utripov: $m_{LPTn}^{(st)}(N)$, novi KLT šumnih utripov $m_{KLTn}^{(st)}(N)$, LPT čistih utripov: $m_{LPTc}^{(st)}(N)$ in novi KLT čistih utripov: $m_{KLTc}^{(st)}(N)$ na osnovi oznak šumnih utripov, kot so bili v podatkovni bazi LTST DB označeni z algoritmom v prostoru KLT.

Študija primerjav med zmogljivostmi reprezentacije šumnih in čistih srčnih utripov (Tabela 9-2) kaže, da obe transformaciji čiste utripe reprezentirata učinkoviteje kot šumne srčne utripe. Tabela 9-3 prikazuje razlike med residualnimi napakami pri rekonstrukciji šumnih in čistih srčnih utripov. Razvidno je, da so razlike v rekonstrukciji šumnih in čistih utripov pri transformaciji KLT kljub večji absolutni residualni napaki (razen prvega koeficienta konstantnega odmika) v enakem velikostnem razredu (četudi nekoliko manjše) kot pri transformaciji LPT. Tako je za pričakovati, da bo tudi transformacija LPT uporabna za algoritme za izločanje motenj na osnovi predpostavke, da so čisti srčni utripi reprezentirani učinkoviteje od šumnih.

N	1	2	3	4	5	6	7	8
$\Delta m_{LPT}^{(st)}(N)$ [%]	2	9	9	8	7	7	5	5
$\Delta m_{KLT}^{(st)}(N)$ [%]	10	9	11	14	14	14	13	12

Tabela 9-3: Razlike povprečnih residualnih napak pri rekonstrukciji šumnih in čistih srčnih utripov za naraščajoče število baznih funkcij N na osnovi oznak šumnih utripov, kot so bili v podatkovni bazi LTST DB označeni z algoritmom v prostoru KLT.

9.4. Analiza značilnih sprememb morfologije segmenta ST z uporabo KLT in LPT

Poleg samodejnega izločanja motenj od časovnih vrst vektorjev značilnik transformacij KLT in LPT segmenta ST pričakujemo dobre možnosti za karakterizacijo pomembnih fizioloških procesov v osrčju, ki se v signalu EKG odražajo kot spremembe v morfologiji signala. Pri ishemičnih procesih so te spremembe še posebno izrazite v segmentu ST, na katerega se osredotočamo v tem delu.

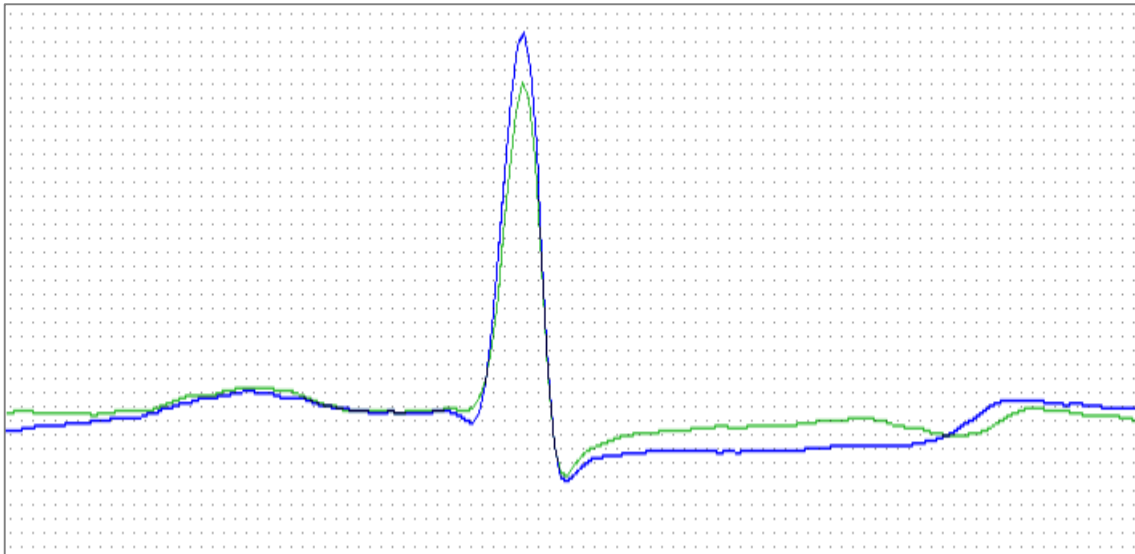
Spričo gradnje razredov kovariančne matrike transformacije KLT z uporabo znanih informacij o morfologiji signala segmenta ST v podatkovni bazi LTST DB pričakujemo dobro reprezentativnost transformiranih časovnih vrst za takšne spremembe. Ker so bazne funkcije transformacije LPT podobne baznim funkcijam KLT, pričakujemo podobne kakovosti tudi od časovnih vrst vektorjev značilnik te transformacije. Bazne funkcije transformacije LPT so hkrati s tem idealno čisti modeli ekspertno ugotovljenih pomembnih morfoloških lastnosti (časovnega signala) segmenta ST:

- elevacija oz. depresija,
- nagib navzdol ali navzgor ter
- ukrivljanje.

Zato pričakujemo, da bodo, poleg splošnega (vizualnega in strojnega) preučevanja morfologije, iz časovnih vrst vektorjev značilnik transformacije LPT tudi te lastnosti neposredno razvidne.

9.4.1. Karakterizacija ishemičnih sprememb segmenta ST

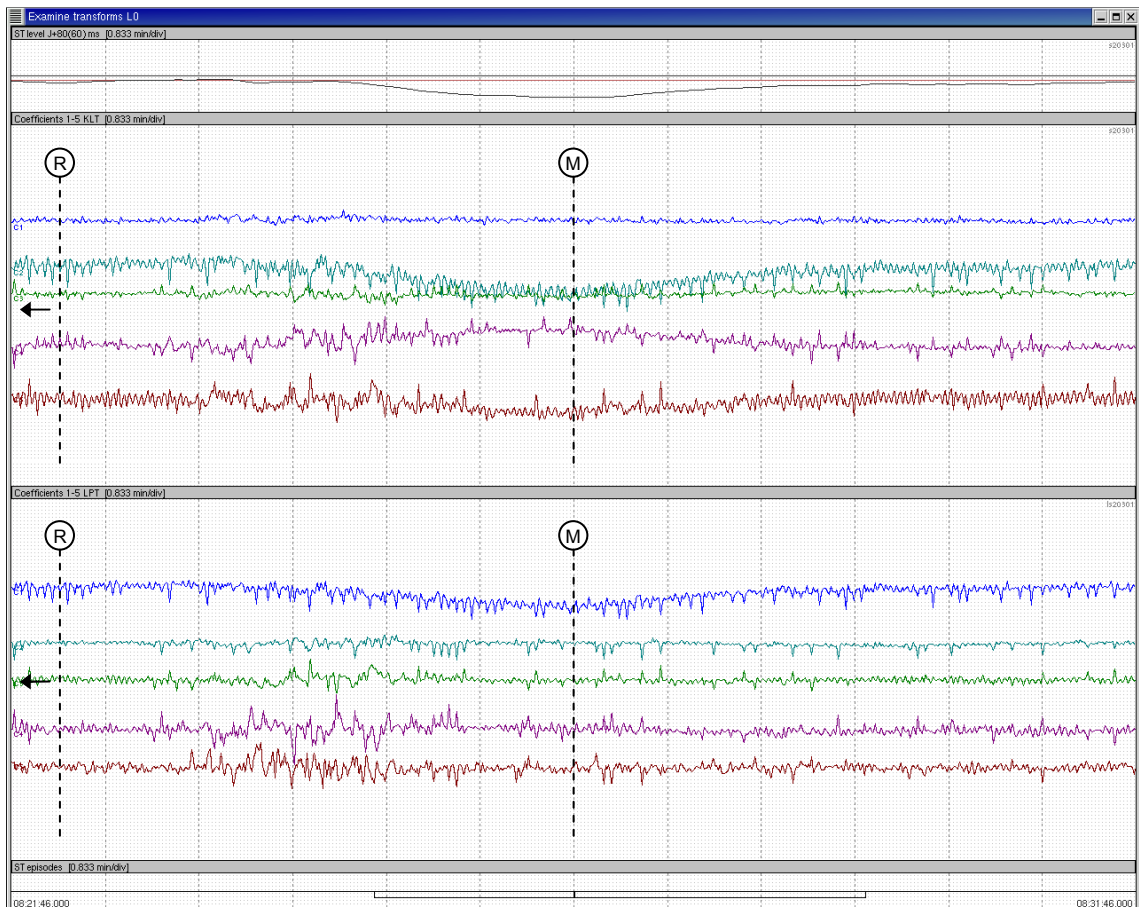
9.4.1.1. Depresija in horizontalno izravnavanje



Slika 9-1: Primer depresije in horizontalnega izravnavanja: utrip 8:26:46 (modro) in po časovni osi ter na izoelektrični nivo poravnani referenčni normalni utrip 8:15:14 (zeleno) pri istem subjektu v posnetku s20301, odvod 0.

Na grafu EKG srčnega utripa v maksimumu opazovane epizode na sliki zgoraj gre za povsem raven segment ST, v katerem je na sliki desno na grafu poteka časovnih vrst vektorjev značilnik po stabilnih koeficientih 2-5 LPT ter depresiji koeficienta 1 LPT razviden predvsem vertikalni odmik navzdol (depresija).

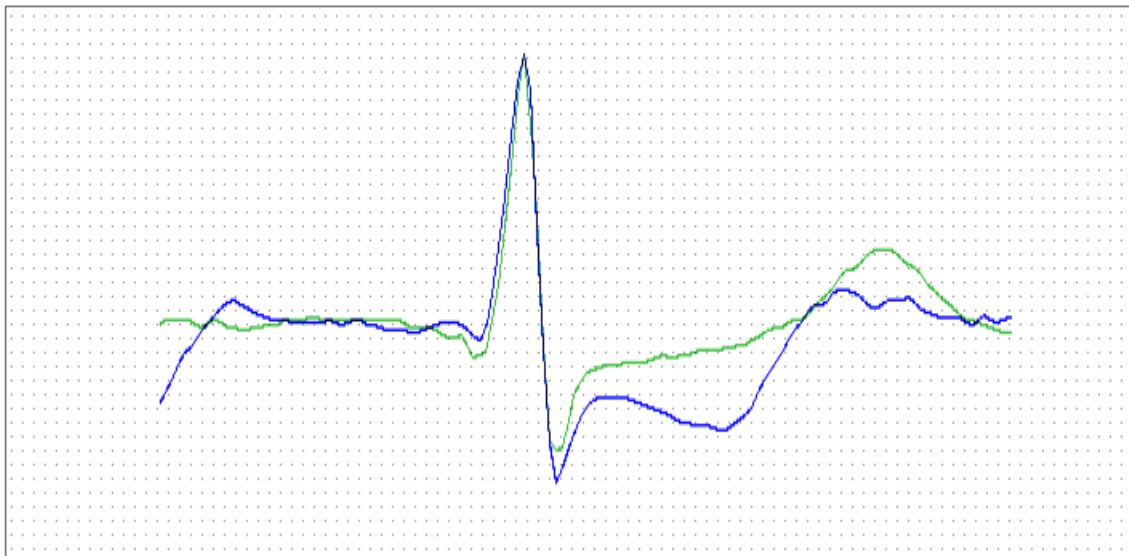
Odstopanja v poteku časovnih vrst koeficientov transformacije KLT so v skladu s pričakovanjem porazdeljena prek večjega števila koeficientov.



Slika 9-2: Potek razvoja morfoloških značilnik KLT (zgoraj) in LPT (spodaj) po protokolu A ter nivoja segmenta ST (na vrhu) in reference (rdeče) v okolici utripa s primerom depresije in horizontalnega izravnavanja (v na dnu označenem maksimumu epizode) s prejšnje slike (M) ter referenčnega utripa (R).

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient

9.4.1.2. Depresija in negativni nagib

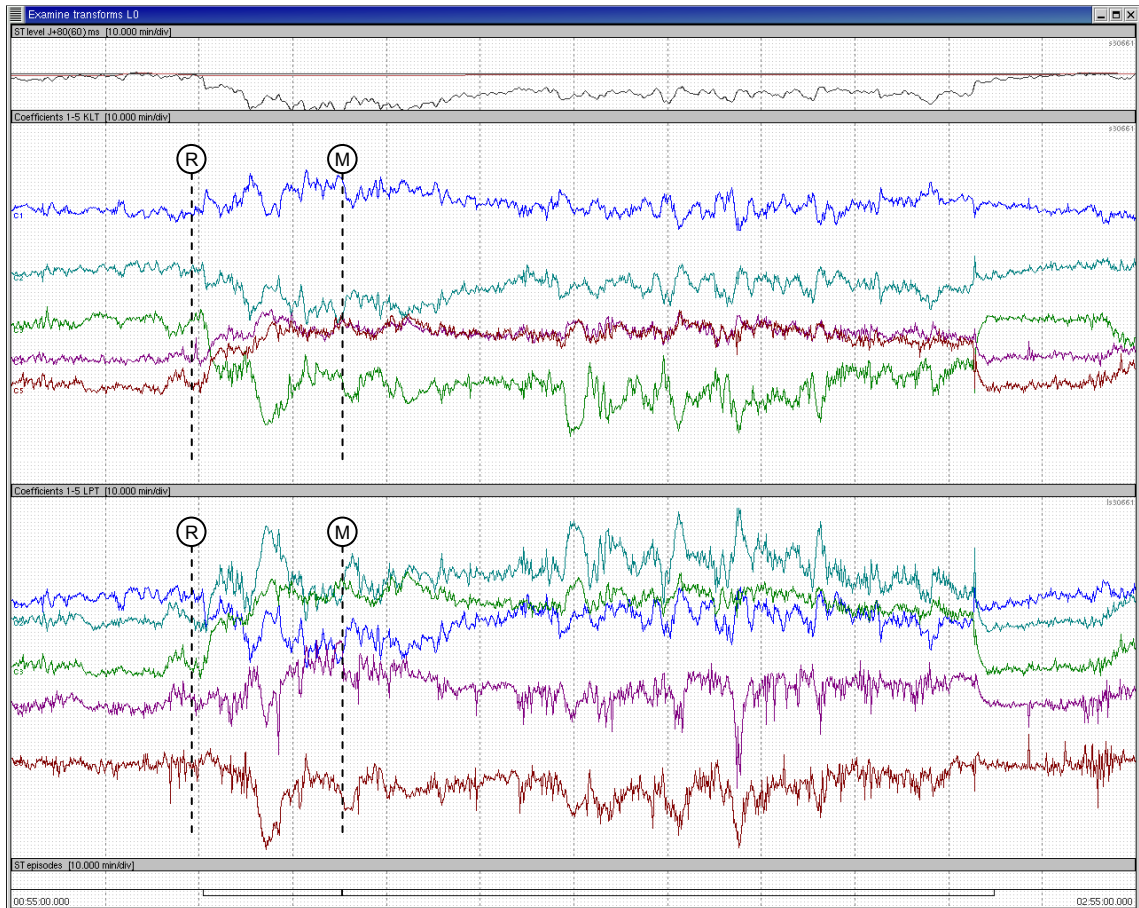


Slika 9-3: Primer depresije in negativnega nagiba: utrip 1:30:15 (modro) in po časovni osi ter na izoelektrični nivo poravnani referenčni normalni utrip 1:14:45 (zeleno) pri istem subjektu v posnetku s30661, odvod 0.

Izrazita depresija segmenta ST povzroča depresijo prvega koeficienta LPT na sliki desno. Zaradi hitrega srčnega ritma (160 utripov/min) pričujoči primer ishemične depresije segmenta ST z negativnim nagibom najverjetneje nastopa kot posledica povečane potrebe po oskrbi s kisikom.

Prihaja do »ožanja« srčnega utripa po časovni osi zaradi hitrega srčnega ritma. Zato v postavljeni interval vzorčenja segmenta ST (FP+40 do FP+160) vstopa tudi val T z močnim pozitivnim nagibom. Slednje v drugem koeficientu LPT (nagib) izrazito prevlada, zato ta odstopa v pozitivno smer kljub negativnemu nagibu segmenta ST. Vendar pa tovrsten proces dobro zaznamo z elevacijo 4. koeficienta LPT, katerega oblika bazne funkcije dobro zastopa ravno takšen proces. Ta lastnost tako dobro ločuje pričujoči primer od procesa neishemičnega pomika vala T v segment ST (poglavje 9.4.2.2), pri katerem ni elevacije 4 koeficienta LPT. S pomočjo transformacije KLT tovrstnih ugotovitev ni možno tako jasno postaviti.

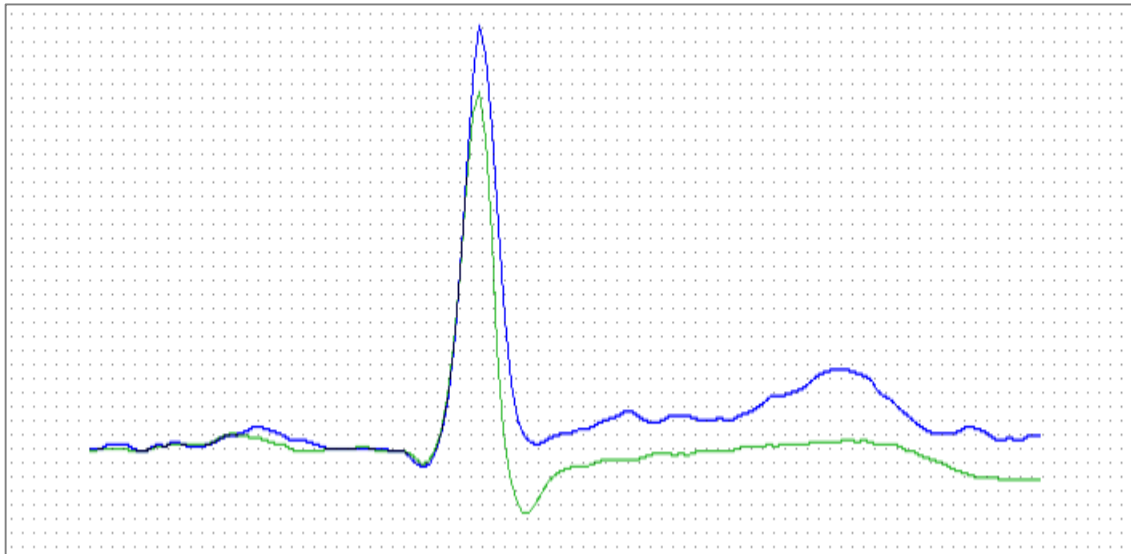
Ker sta koleno J in val T visoka, prihaja tudi do ukrivljenosti, kar se odrazi v močnejšem odstopanju tretjega koeficienta LPT.



Slika 9-4: Potek razvoja morfoloških značilnik KLT (zgoraj) in LPT (spodaj) po protokolu A ter nivoja segmenta ST (na vrhu) in reference (rdeče) v okolici utripa s primerom depresije in negativnega nagiba (v na dnu označenem maksimumu epizode) s prejšnje slike (M) ter referenčnega utripa (R).

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient

9.4.1.3. Elevacija

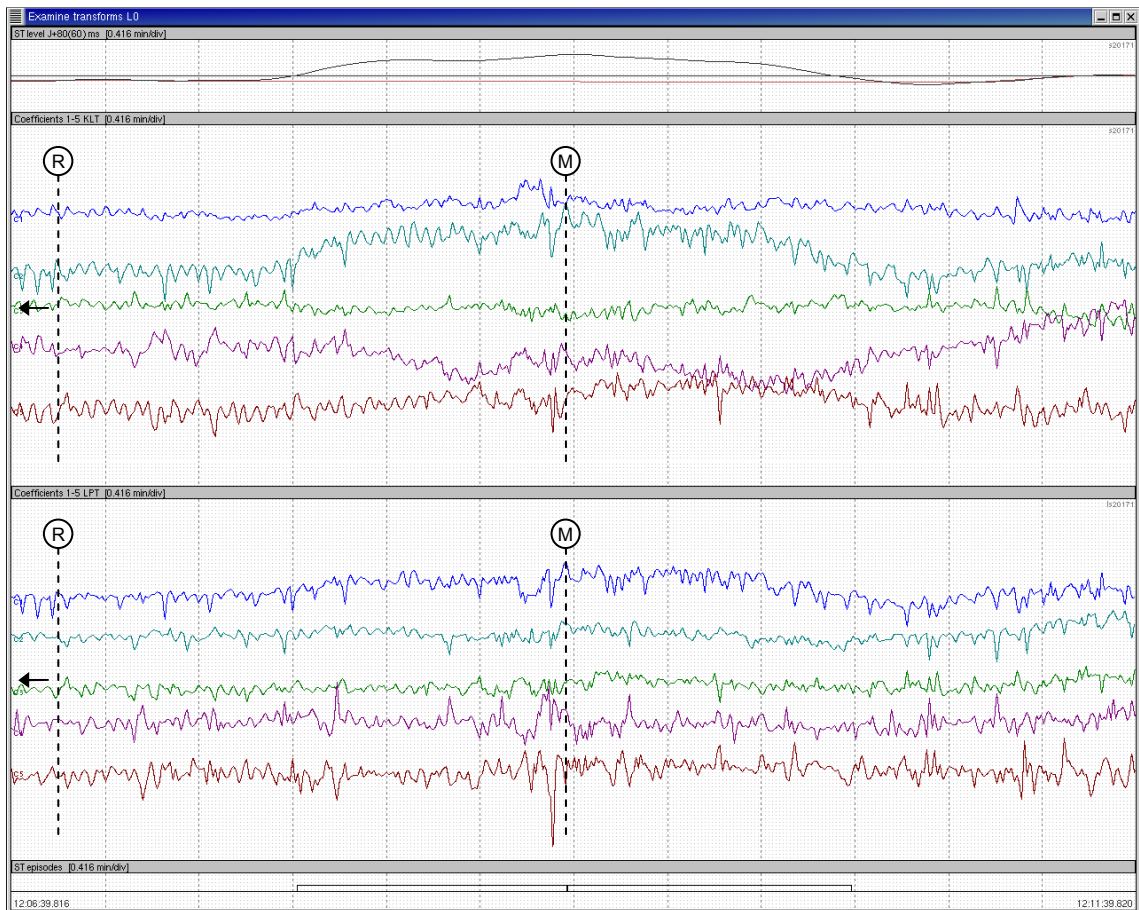


Slika 9-5: Primer elevacije: utrip 12:09:08 (modro) in po časovni osi ter na izoelektrični nivo poravnani referenčni normalni utrip 12:06:00 (zeleno) pri istem subjektu v posnetku s20171, odvod 0.

Opazujemo soroden vendar nasproten proces kot pri depresiji. Razmeroma izravnana a navzgor odstopajoč segment ST na grafu poteka časovnih vrst vektorjev značilnik na sliki desno vpliva na elevacijo prvega koeficienta transformacije LPT, medtem ko so ostale časovne vrste LPT razmeroma stabilne.

V prostoru KLT je informacija o elevaciji razpršena prek več koeficientov.

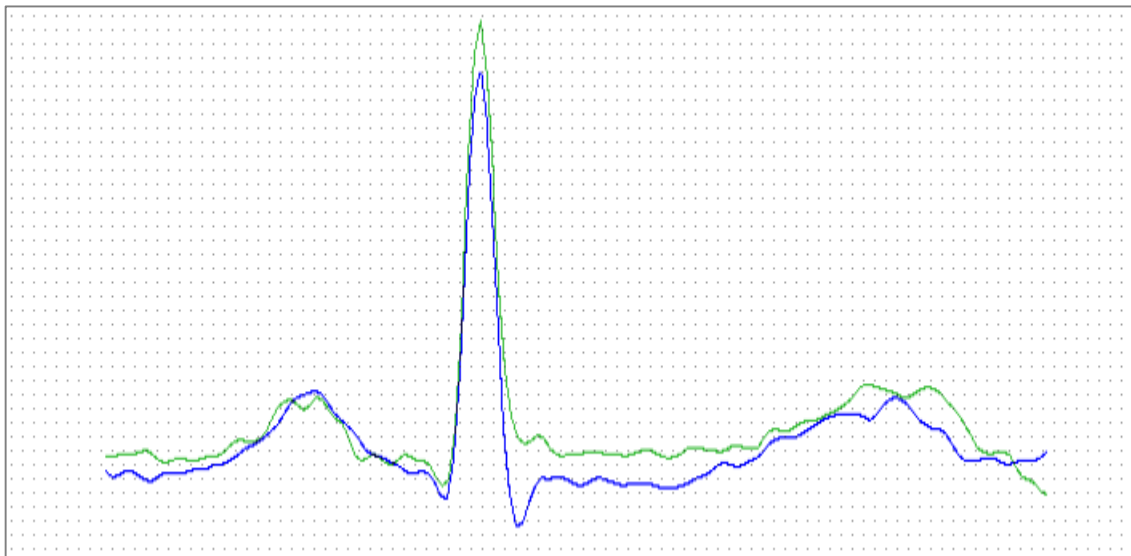
Predvsem v višjih koeficientih obeh transformacij je zaznati le nekaj več prisotnosti višje frekvenčnih nihanj, ki so opazni tudi na zgornji sliki EKG srčnega utripa v maksimumu opazovane epizode.



Slika 9-6: Potek razvoja morfoloških značilnik KLT (zgoraj) in LPT (spodaj) po protokolu A ter nivoja segmenta ST (na vrhu) in reference (rdeče) v okolici utripa s primerom elevacije (v na dnu označenem maksimumu epizode) s prejšnje slike (M) ter referenčnega utripa (R).

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient

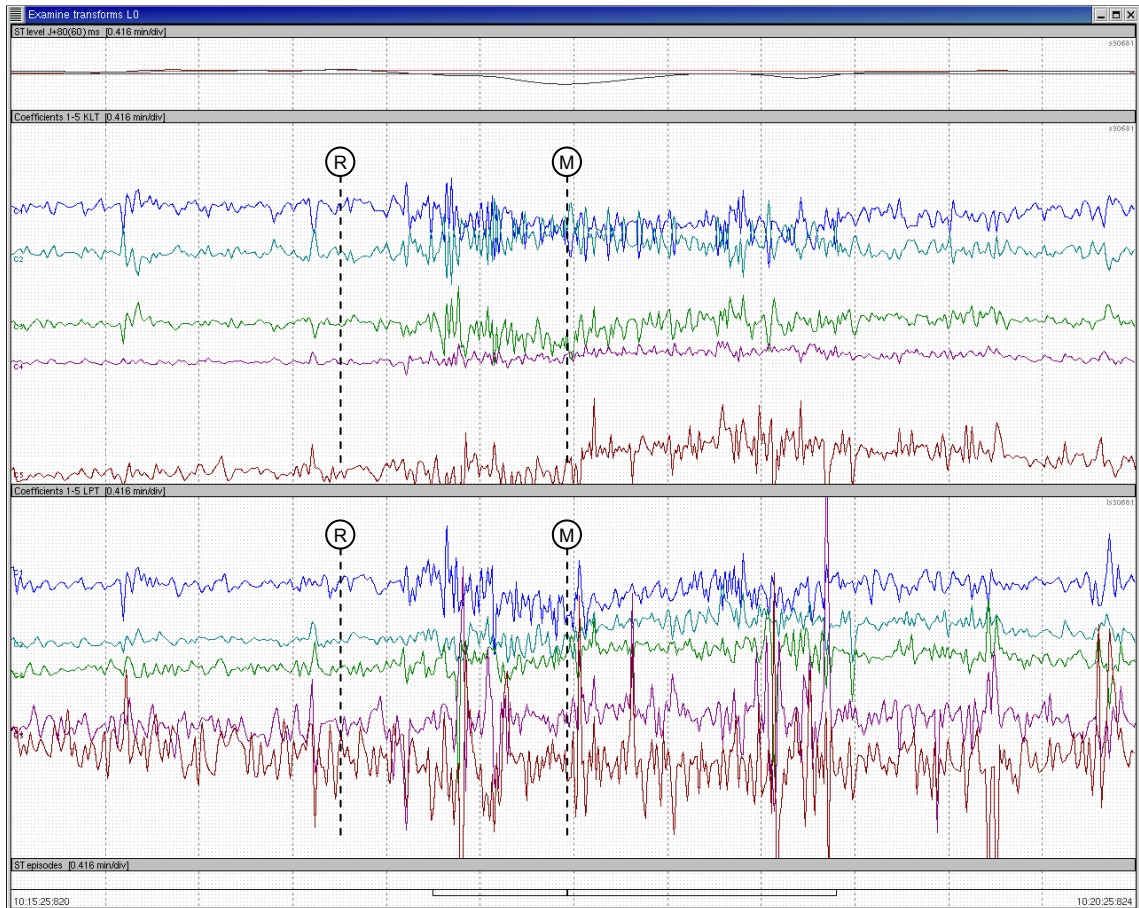
9.4.1.4. Depresija in ukrivljanje



Slika 9-7: Primer depresije in ukrivljanja: utrip 10:17:54 (modro) in po časovni osi ter na izoelektrični nivo poravnani referenčni normalni utrip 10:16:50 (zeleno) pri istem subjektu v posnetku s30681, odvod 0.

Čeravno ukrivljanje ni zelo izrazito, je porast tretjega koeficienta LPT ob maksimumu opazovane epizode na sliki desno dobro opazen. Razen depresije, ki je razvidna iz prvega koeficienta obeh transformacij (LPT mnogo izraziteje), transformacija KLT ne daje jasne slike o morfologiji preučevanega segmenta ST opazovanega utripa.

V časovnem prostoru opazna višje frekvenčna nihanja se prenesejo v porast višjih koeficientov, kar obeta dobre možnosti za algoritme za izločanje motenj tudi v prostoru transformacije LPT.

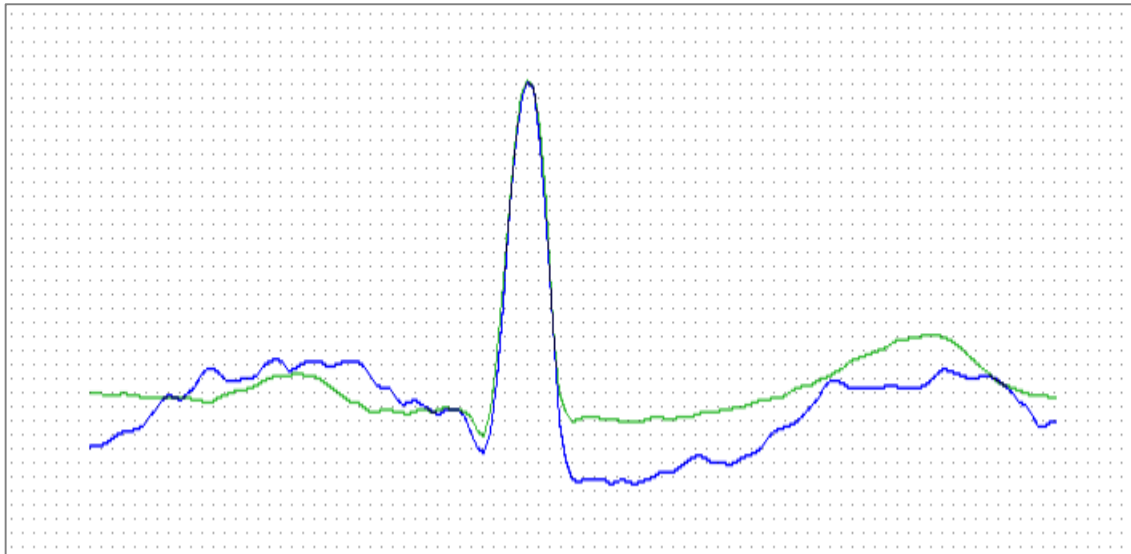


Slika 9-8: Potek razvoja morfoloških značilnik KLT (zgoraj) in LPT (spodaj) po protokolu A ter nivoja segmenta ST (na vrhu) in reference (rdeče) v okolici utripa s primerom depresije in ukrivljanja (v na dnu označenem maksimumu epizode) s prejšnje slike (M) ter referenčnega utripa (R).

Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient

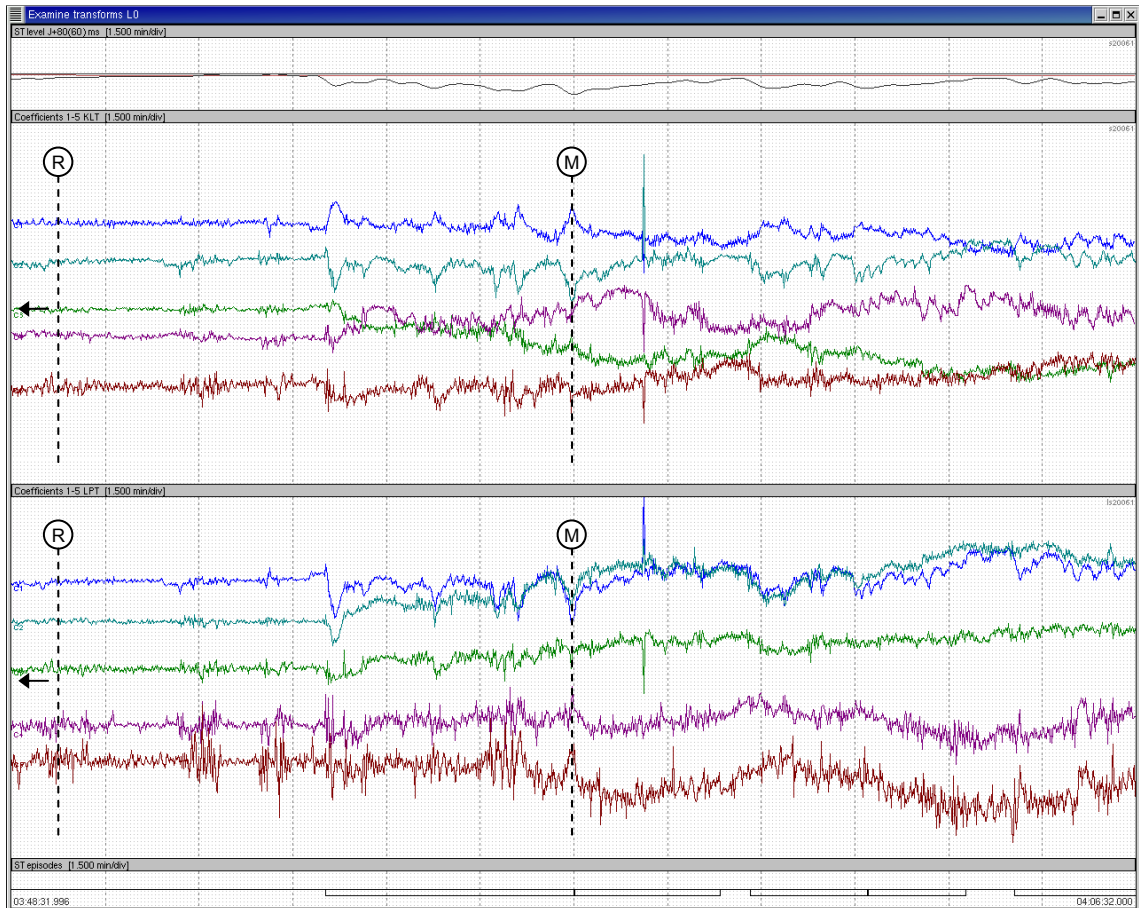
9.4.2. Karakterizacija neishemičnih sprememb segmenta ST

9.4.2.1. Depresija kolena J s pozitivnim nagibom



Slika 9-9: Primer depresije kolena J s pozitivnim nagibom: utrip 3:57:32 (modro) in po časovni osi ter na izoelektrični nivo poravnani referenčni normalni utrip 3:35:00 (zeleno) pri istem subjektu v posnetku s20061, odvod 0.

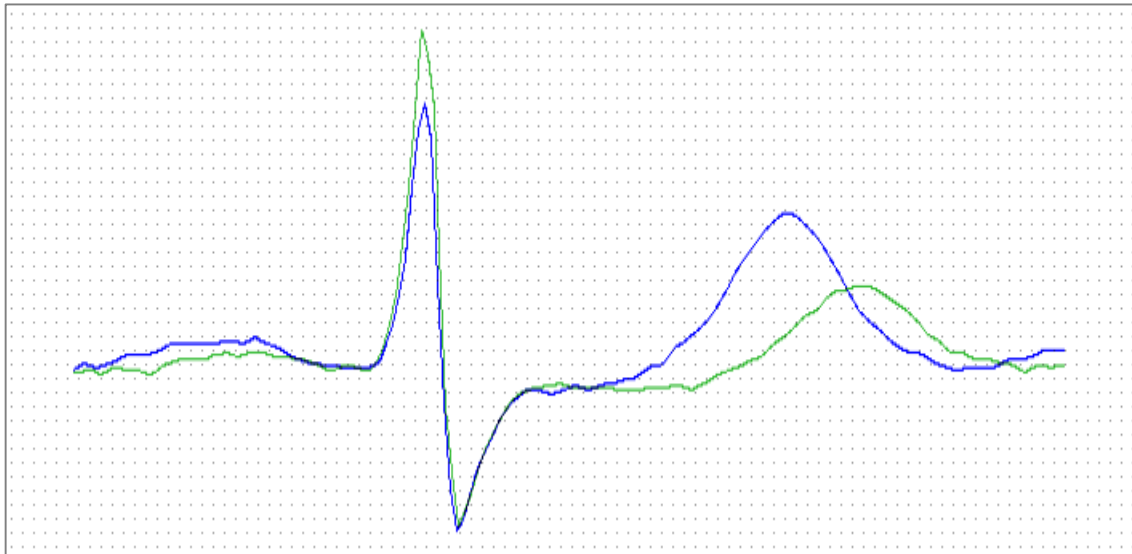
Slika desno prikazuje izrazit porast drugega koeficienta LPT kot posledice nagiba segmenta ST, kakršnega pri ishemičnih epizodah nismo zaznali. Prisotnost nihanj v prvem koeficientu LPT prav tako nakazuje, da gre za razliko od pretežno stabilnih časovnih vrst pri prejšnjih ishemičnih primerih za drugačne fiziološke procese. Narašča tudi tretji koeficient LPT, iz česar bi lahko sklepali, da se zaradi višje srčne frekvence val T pomika vse bližje kolenu J, kar povzroča ukrivljanje (ožanje) segmenta ST. Odstopanja koeficientov LPT so že na videz izrazitejša od predhodnih opazovanj pri ishemičnih epizodah.



Slika 9-10: Potek razvoja morfoloških značilnk KLT (zgoraj) in LPT (spodaj) po protokolu A ter nivoja segmenta ST (na vrhu) in reference (rdeče) v okolici utripa s primerom depresije kolena J s pozitivnim nagibom (v na dnu označenem maksimumu epizode) s prejšnje slike (M) ter referenčnega utripa (R).

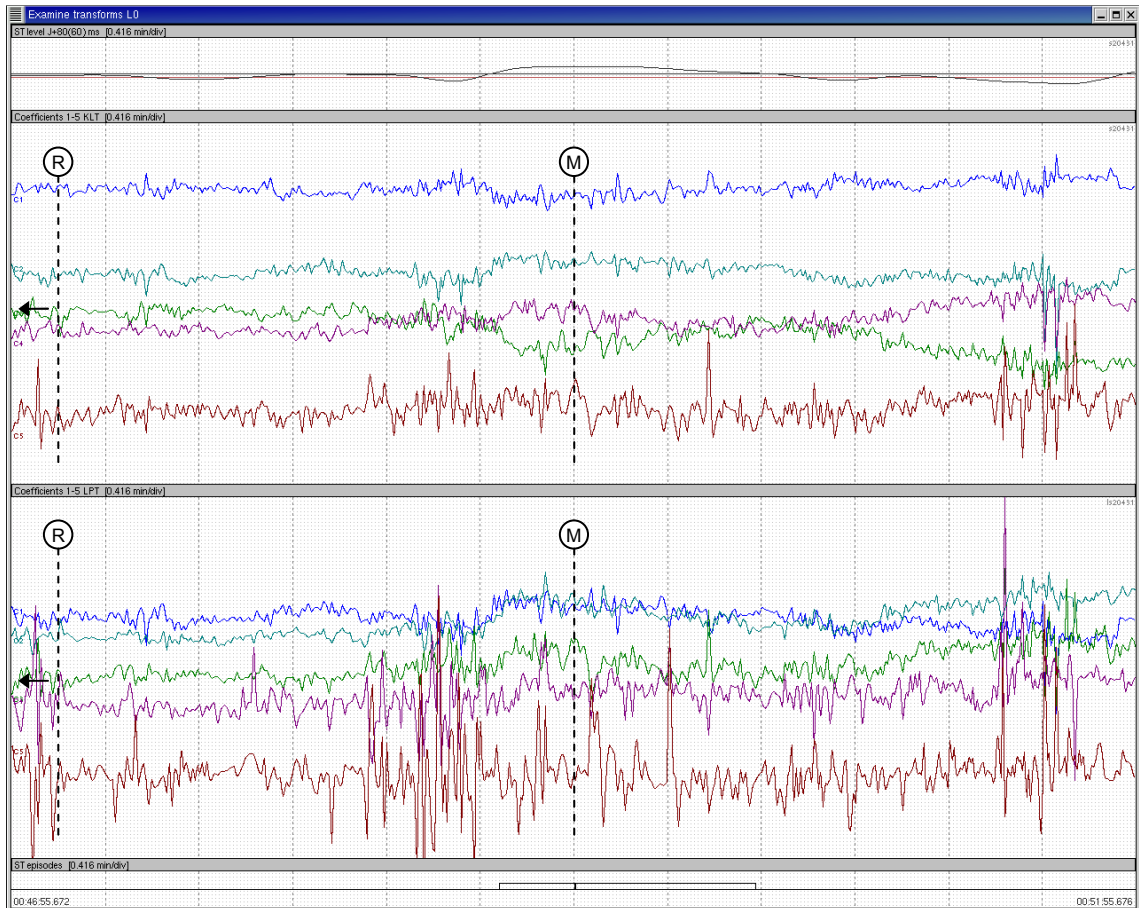
Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient

9.4.2.2. Pomik vala T v segment ST



Slika 9-11: Primer pomika vala T v segment ST: utrip 0:49:26 (modro) in po časovni osi ter na izoelektrični nivo poravnani referenčni normalni utrip 0:43:28 (zeleno) pri istem subjektu v posnetku s20431, odvod 0.

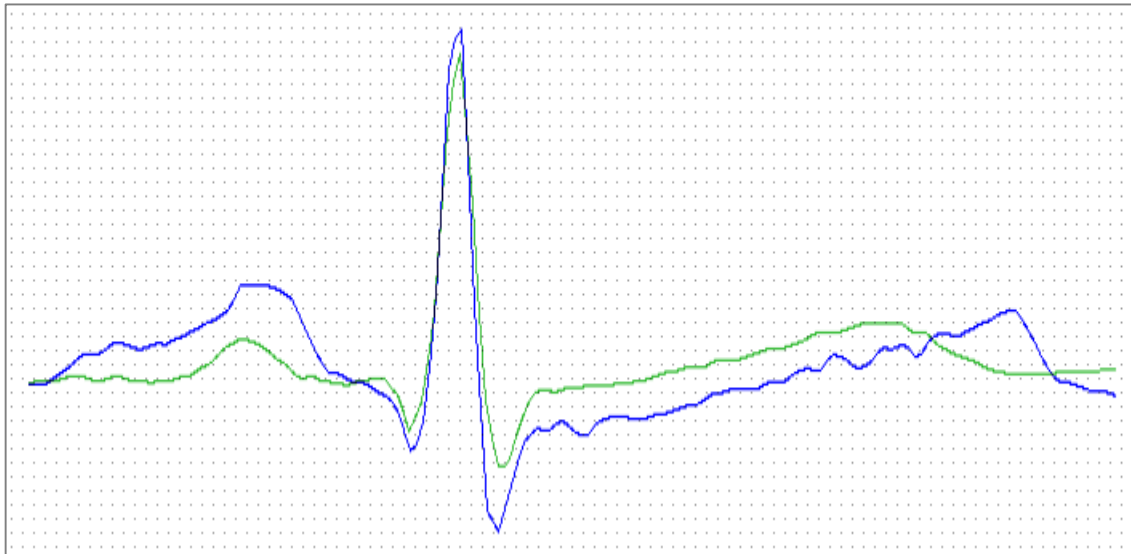
Pomik vala T v segment ST povzroča ukrivljanje in nagib segmenta ST, kar se odrazi predvsem v povečanju drugega in tretjega koeficienta LPT na grafu poteka časovnih vektorjev morfoloških značilk na sliki desno. Potek koeficientov transformacije KLT daje manj predstavljivo sliko o dogajanju v opazovanem srčnem utripu ob maksimumu epizode na sredini časovnega intervala slike desno.



Slika 9-12: Potek razvoja morfoloških značilnk KLT (zgoraj) in LPT (spodaj) po protokolu A ter nivoja segmenta ST (na vrhu) in reference (rdeče) v okolici utripa s primerom pomika vala T v segment ST (v na dnu označenem maksimumu epizode) s prejšnje slike (M) ter referenčnega utripa (R).

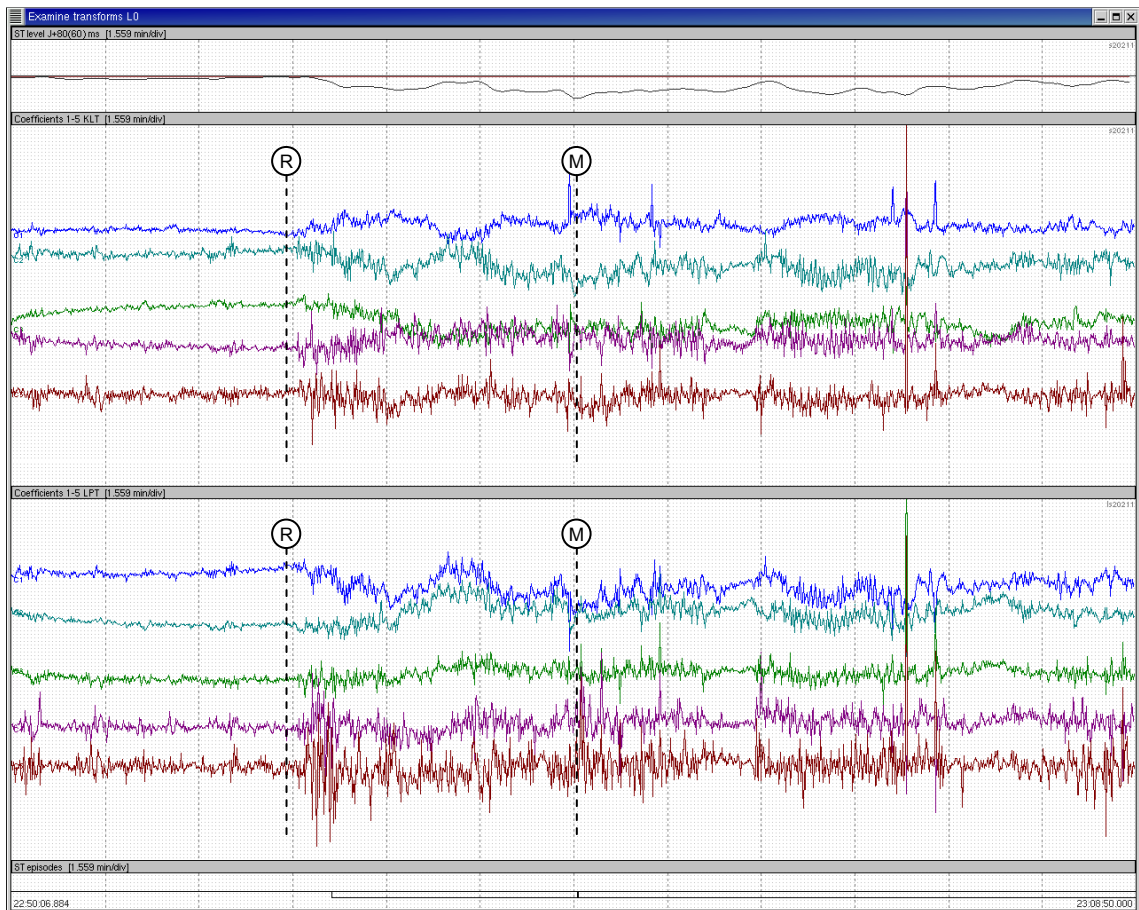
Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient

9.4.2.3. Paralelni pomik segmenta ST



Slika 9-13: Primer paralelnega pomika segmenta ST: utrip 22:59:32 (modro) in po časovni osi ter na izoelektrični nivo poravnani referenčni normalni utrip 22:54:38 (zeleno) pri istem subjektu v posnetku s20211, odvod 0.

Ob paralelnem pomiku navzdol segmenta ST lahko opazujemo rahel nagib, kar se odraža v porastu drugega koeficienta LPT na sliki desno ter depresijo, ki povzroči padec prvega koeficienta LPT. Paralelni pomik segmenta ST lahko dobro razločimo od ostalih predhodno opazovanih morfologij po povsem ravni (sicer nagnjeni) obliki opazovanega segmenta ST, kar je na sliki desno jasno razvidno po izrazito stabilnem (ravnem) tretjem koeficientu LPT.



Slika 9-14: Potek razvoja morfoloških značiln KLT (zgoraj) in LPT (spodaj) po protokolu A ter nivoja segmenta ST (na vrhu) in reference (rdeče) v okolici utripa s primerom paralelnega pomika segmenta ST (v na dnu označenem maksimumu epizode) s prejšnje slike (M) ter referenčnega utripa (R).

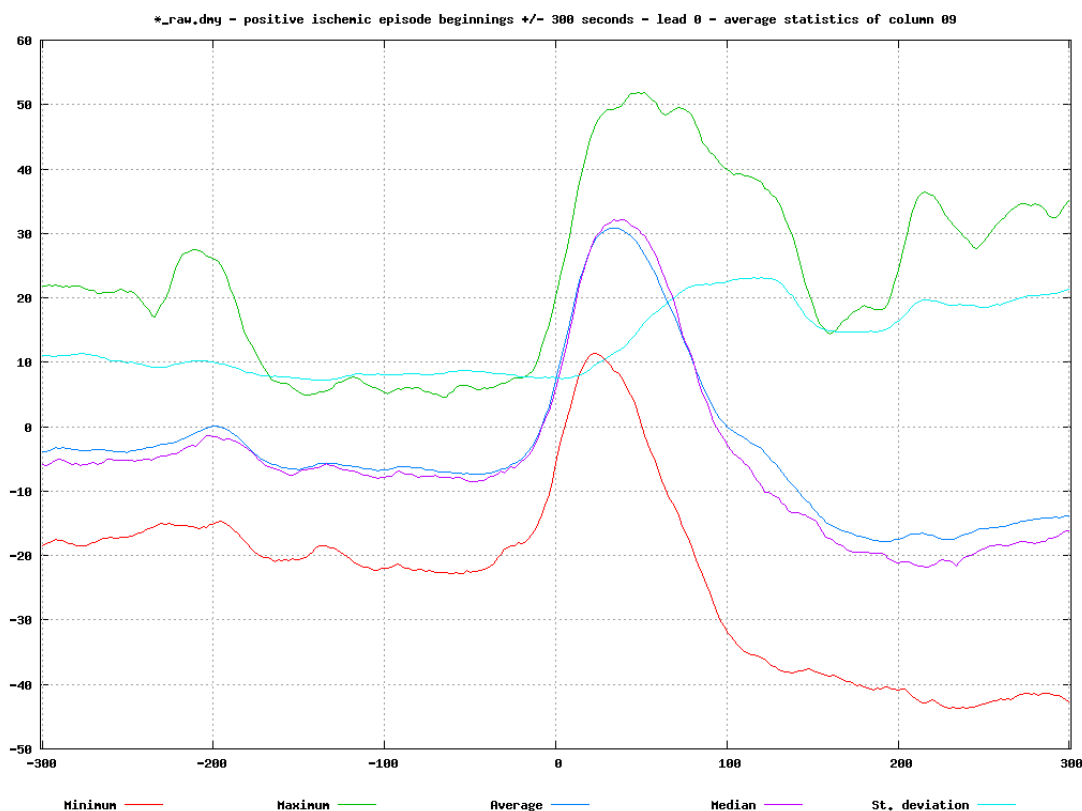
Legenda: ■ 1. koeficient, ■ 2. koeficient, ■ 3. koeficient, ■ 4. koeficient, ■ 5. koeficient

9.4.3. Karakterizacija prehodnih epizod segmenta ST

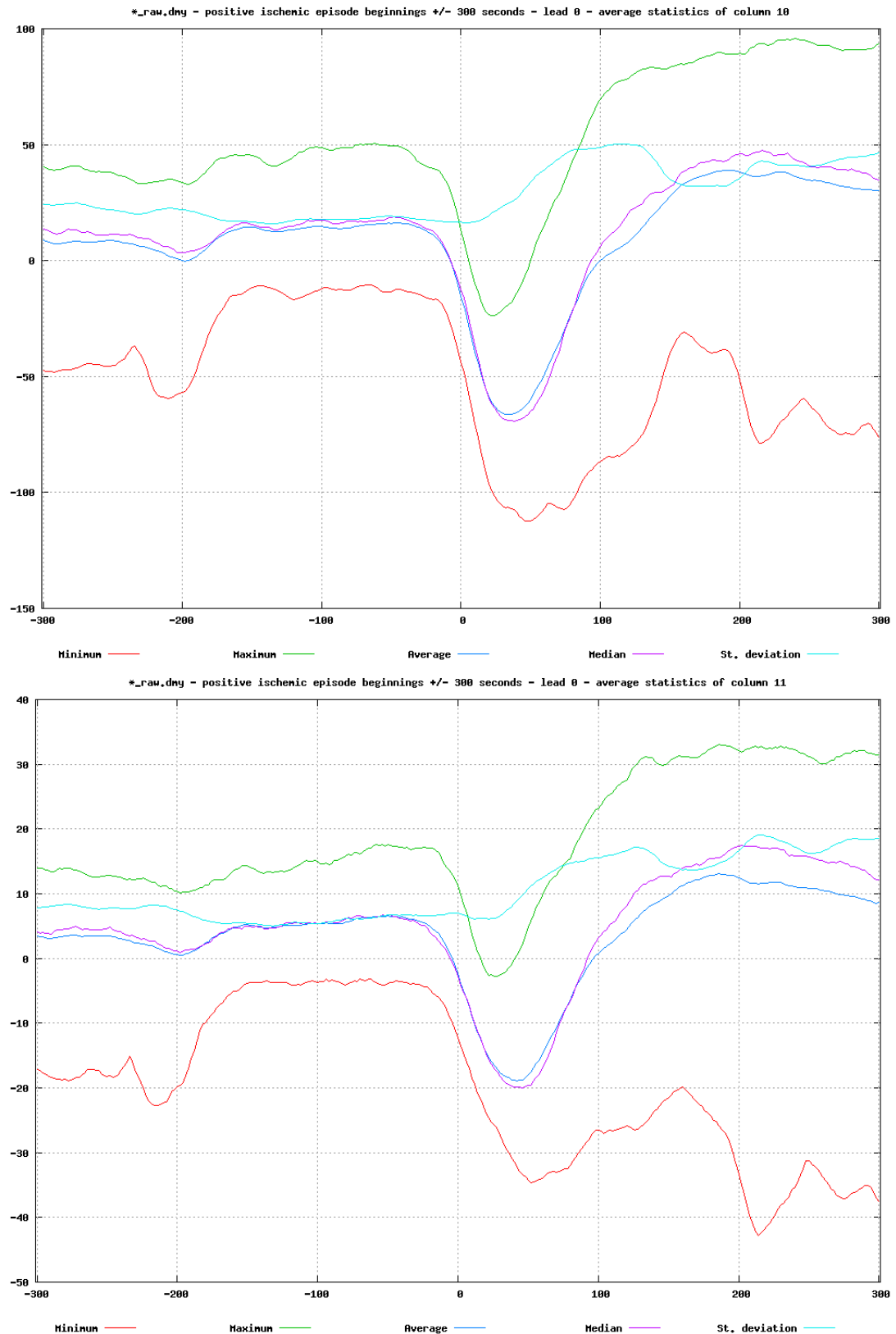
Preučiti želimo trende obnašanja vektorjev značilnik obeh transformacij ob začetkih in maksimumih ishemičnih in »lažnih« neishemičnih epizod. V nadaljevanju predstavljamo rezultate statističnih analiz izbora posnetkov z izrazito ishemičnimi ter izbora posnetkov izrazito neishemičnimi epizodami – tj. posnetki, ki vsebujejo zgolj ishemične ali zgolj neishemične epizode.

9.4.3.1. Začetek ishemične epizode

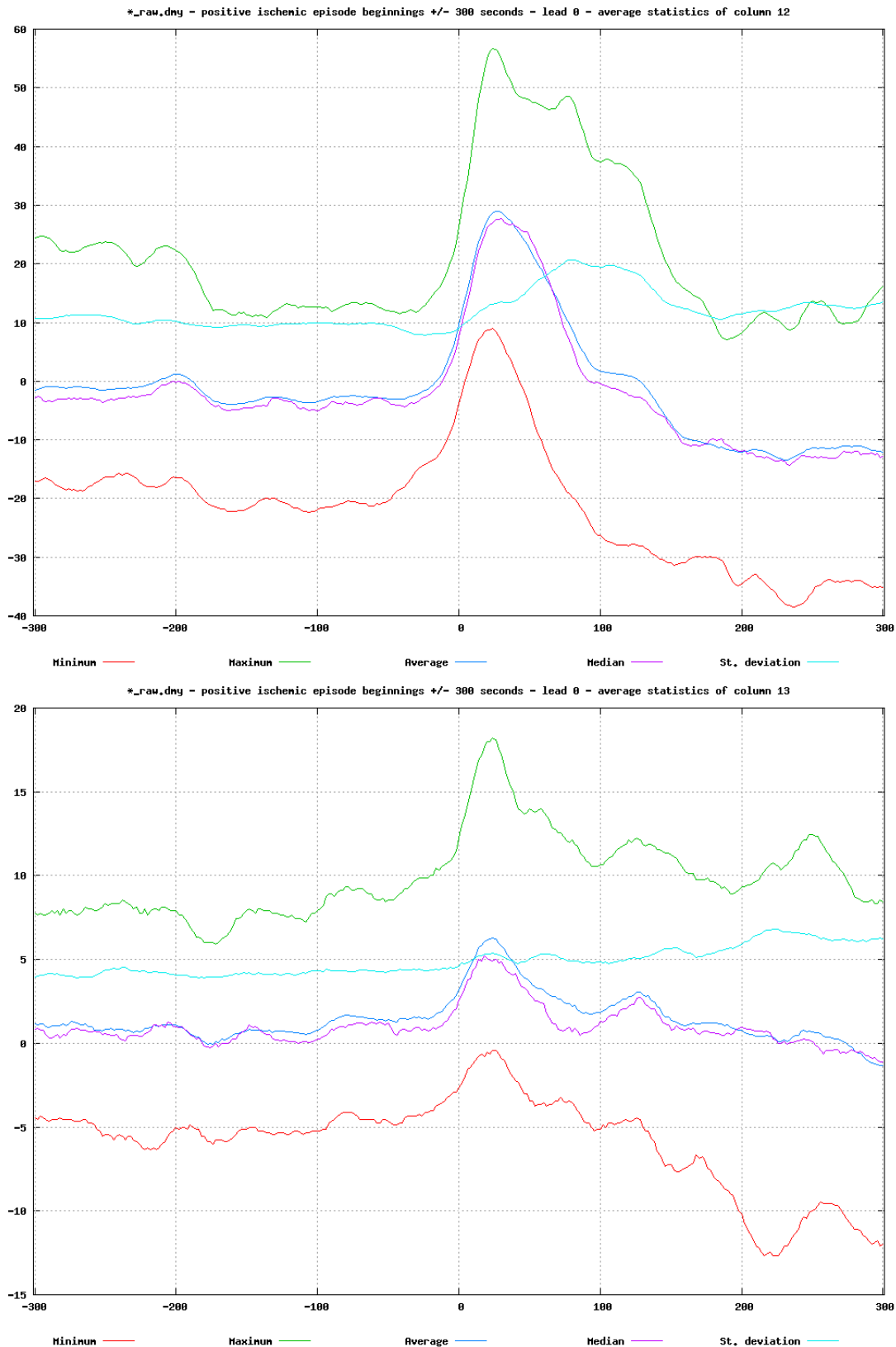
Slike spodaj prikazujejo celotne povprečne statistike (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) okolice +/- 300s okoli začetkov ishemičnih epizod, poravnanih na sredino časovne osi grafa. Koeficienti LPT od 3 naprej kažejo nekoliko manjšo razločljivost med morfologijo pred začetkom in po začetku ishemične epizode, vendar zaradi zaželeno načrtno izbrane oblike baznih funkcij, kot opazovano že v prejšnjem poglavju, pričakujemo boljšo razločljivost med ishemičnimi in neishemičnimi epizodami, kar obravnavamo v nadaljevanju (neishemične epizode).



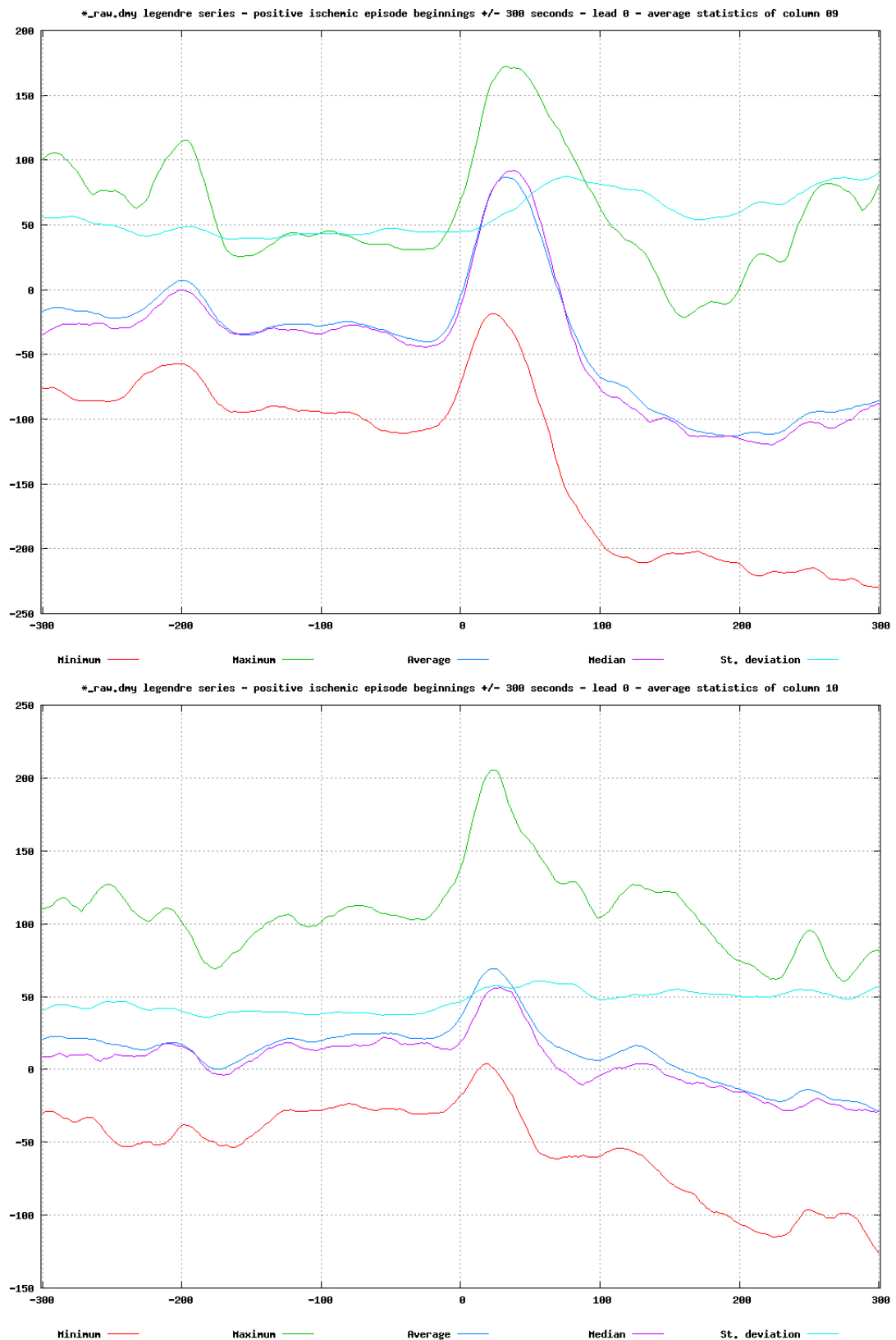
Slika 9-15: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



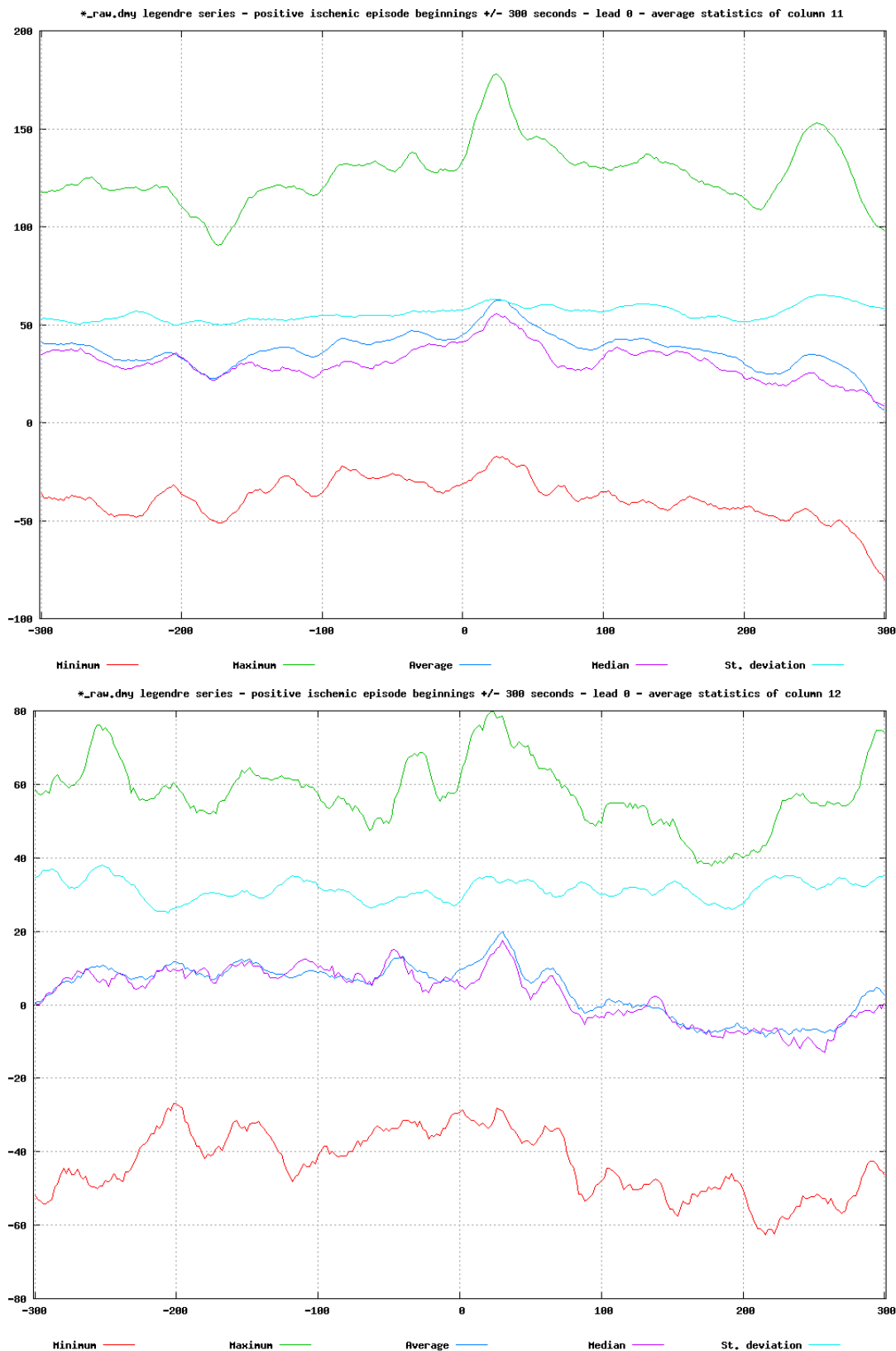
Slika 9-16: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 2. in 3. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



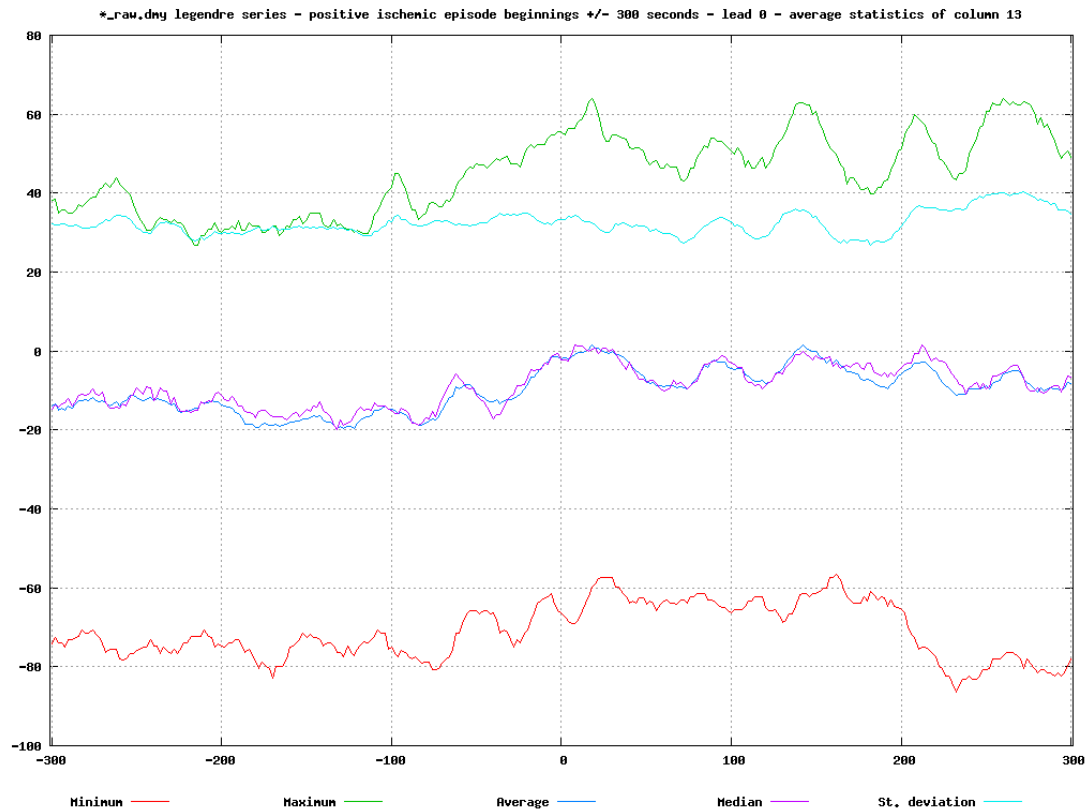
Slika 9-17: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 4. In 5. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



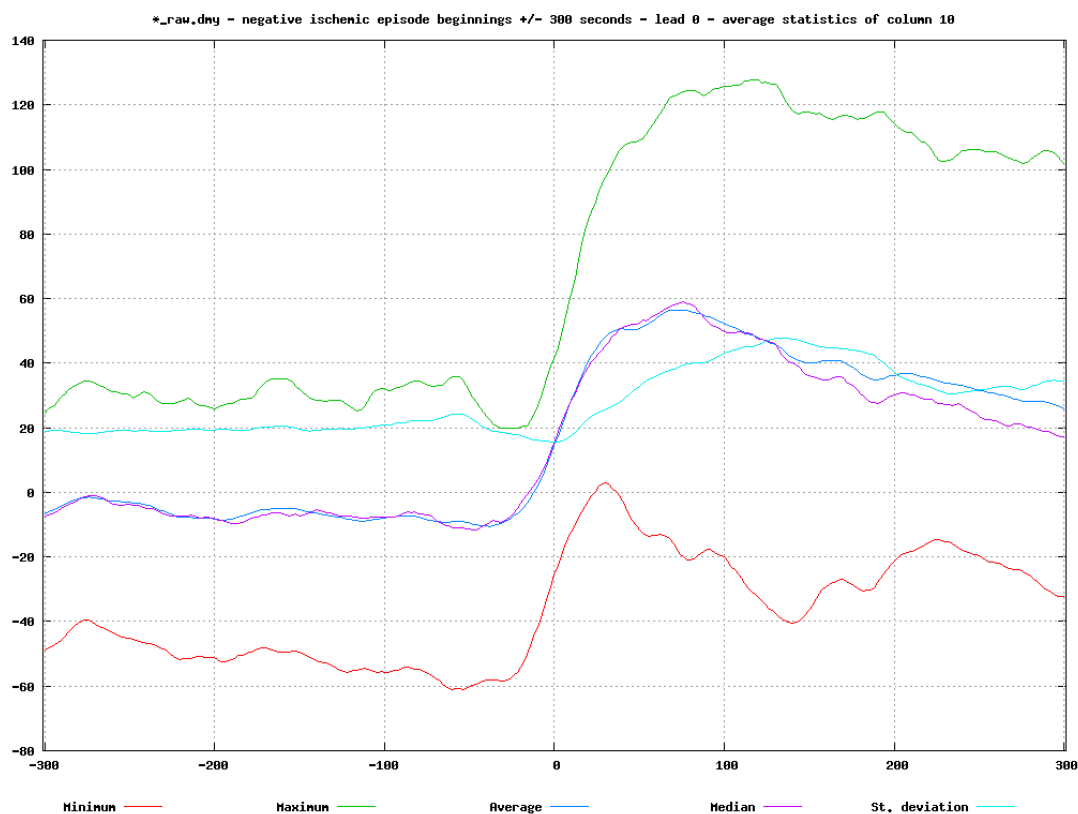
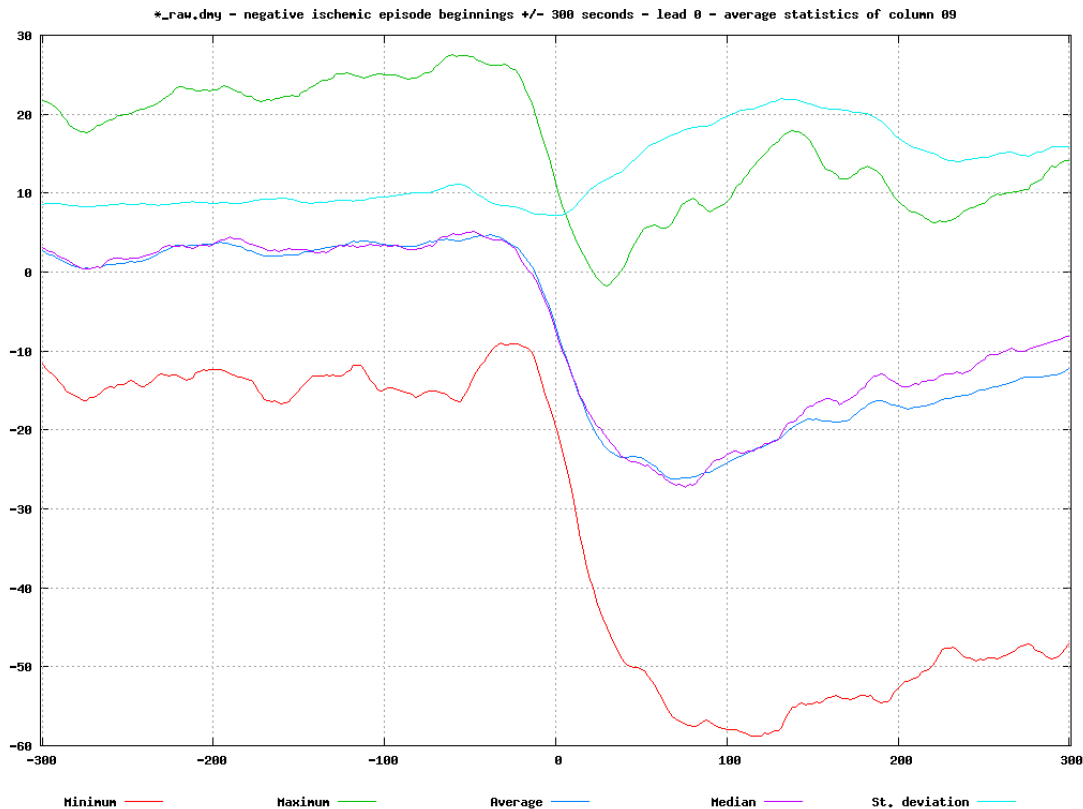
Slika 9-18: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



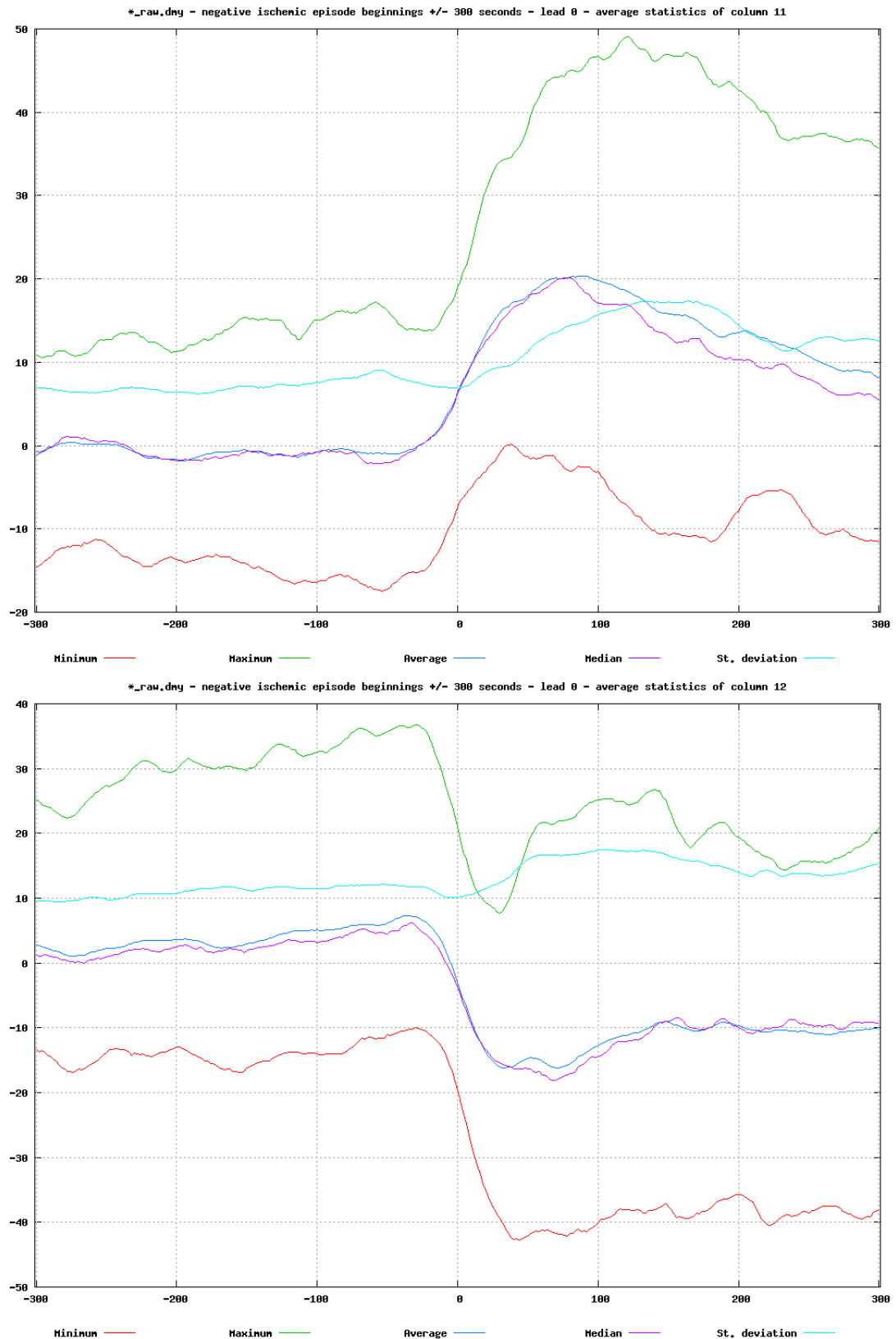
Slika 9-19: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



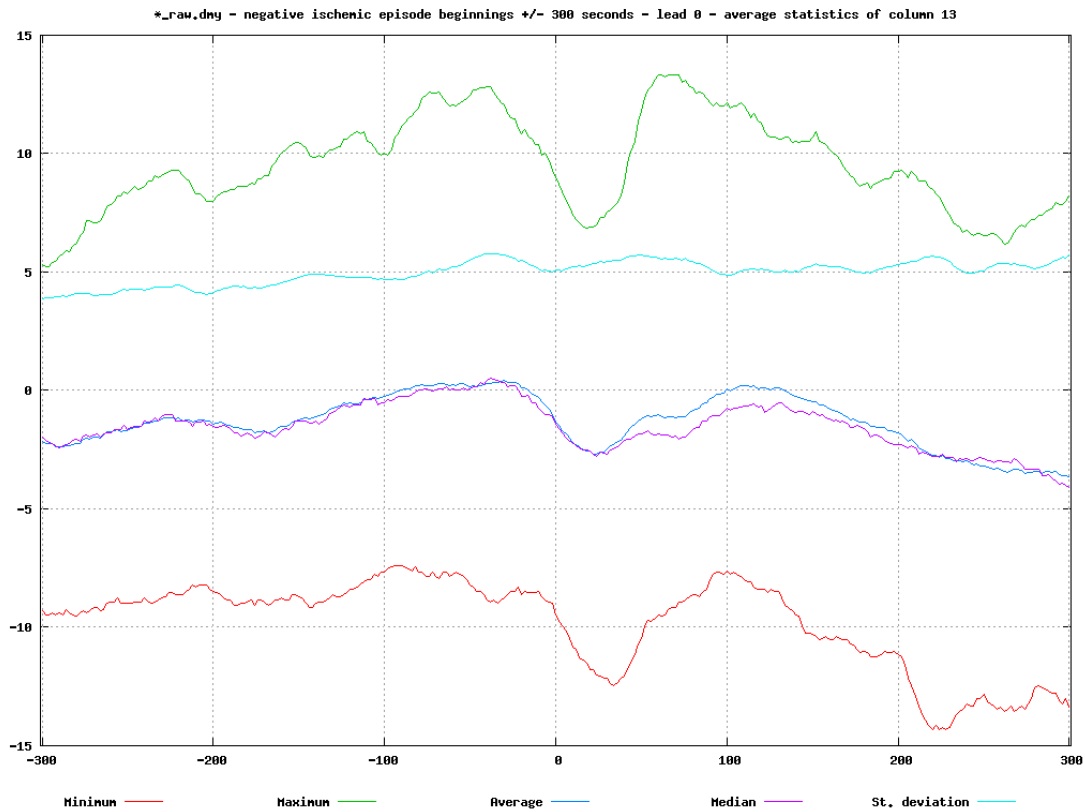
Slika 9-20: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



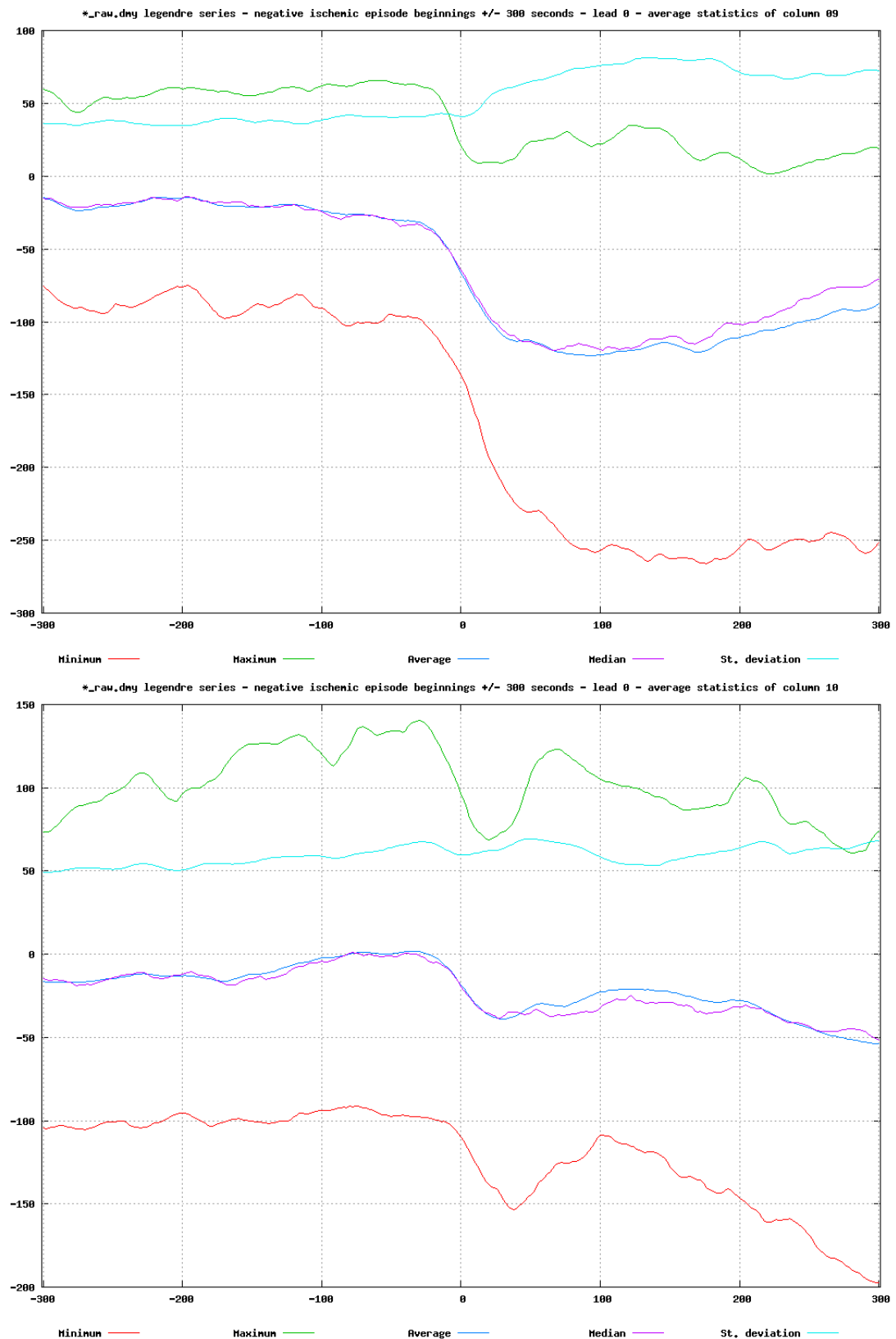
Slika 9-21: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



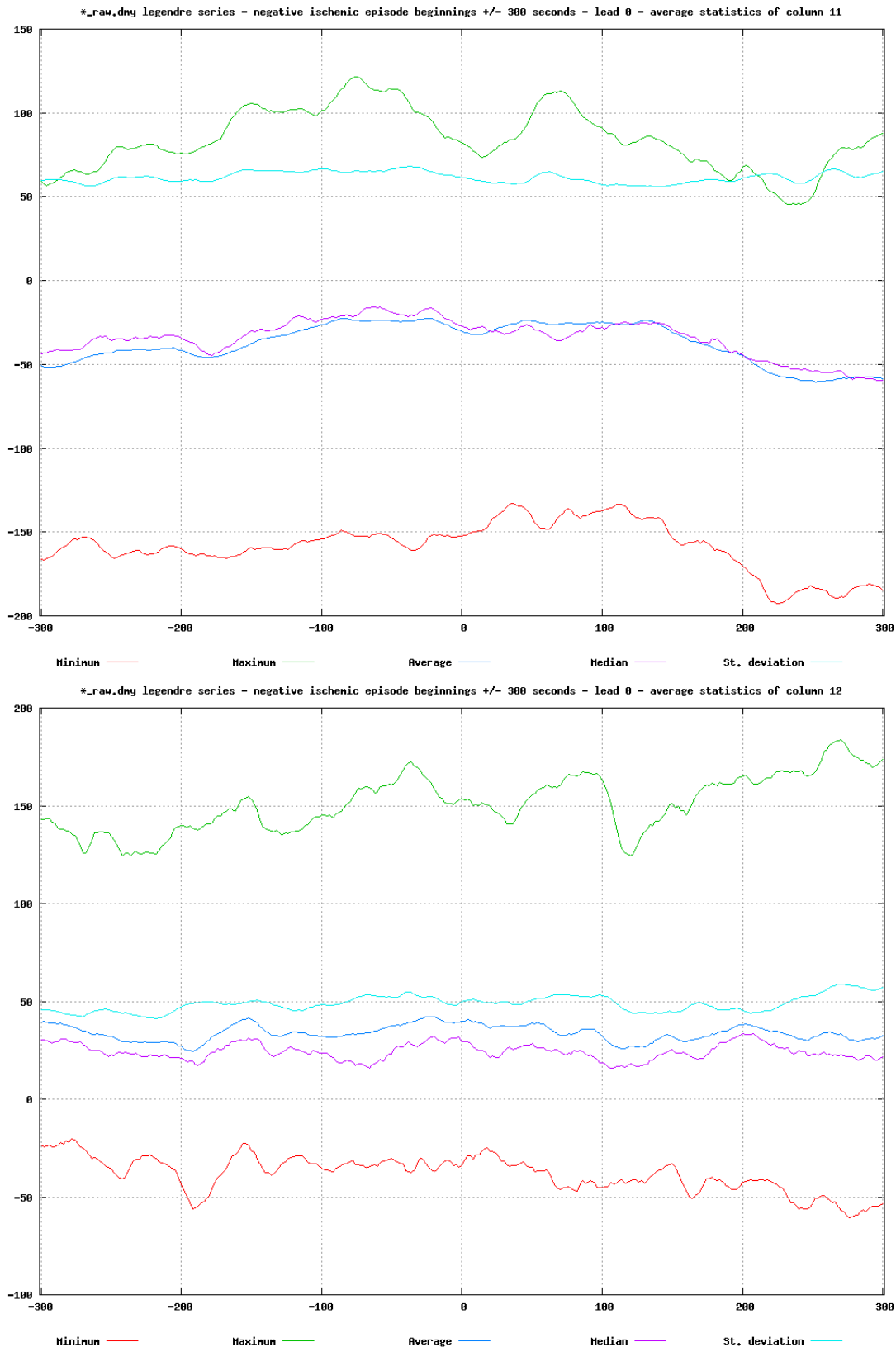
Slika 9-22: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



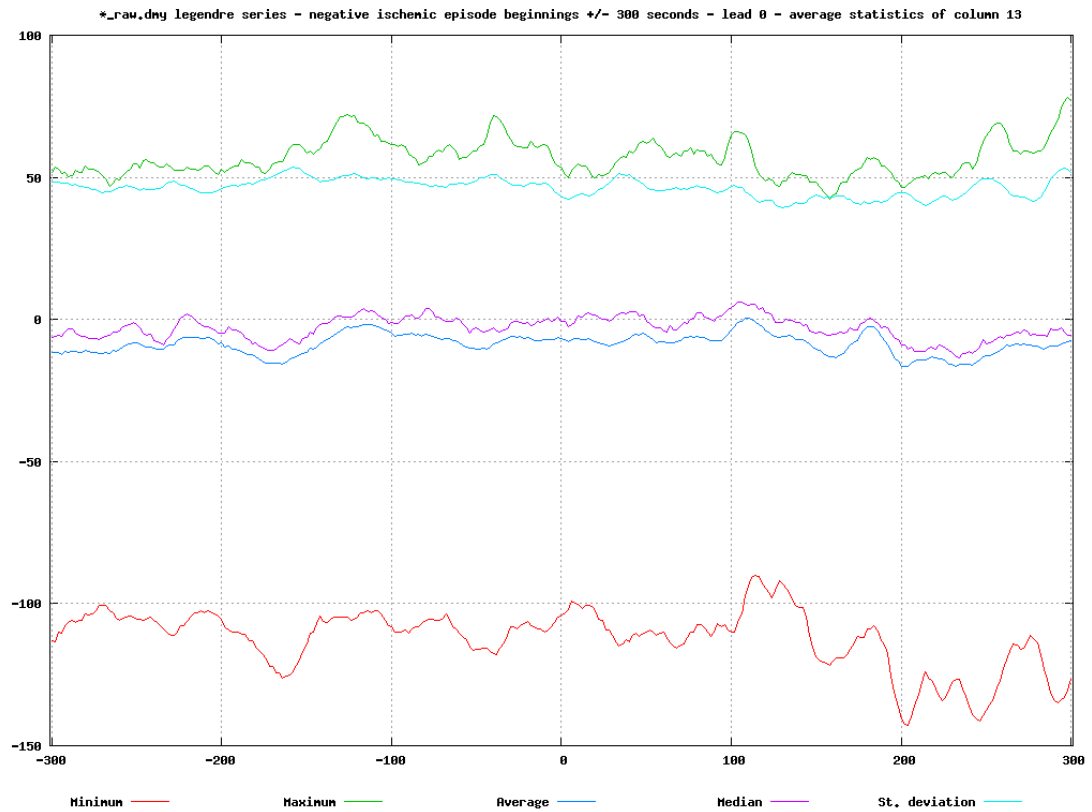
Slika 9-23: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



Slika 9-24: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



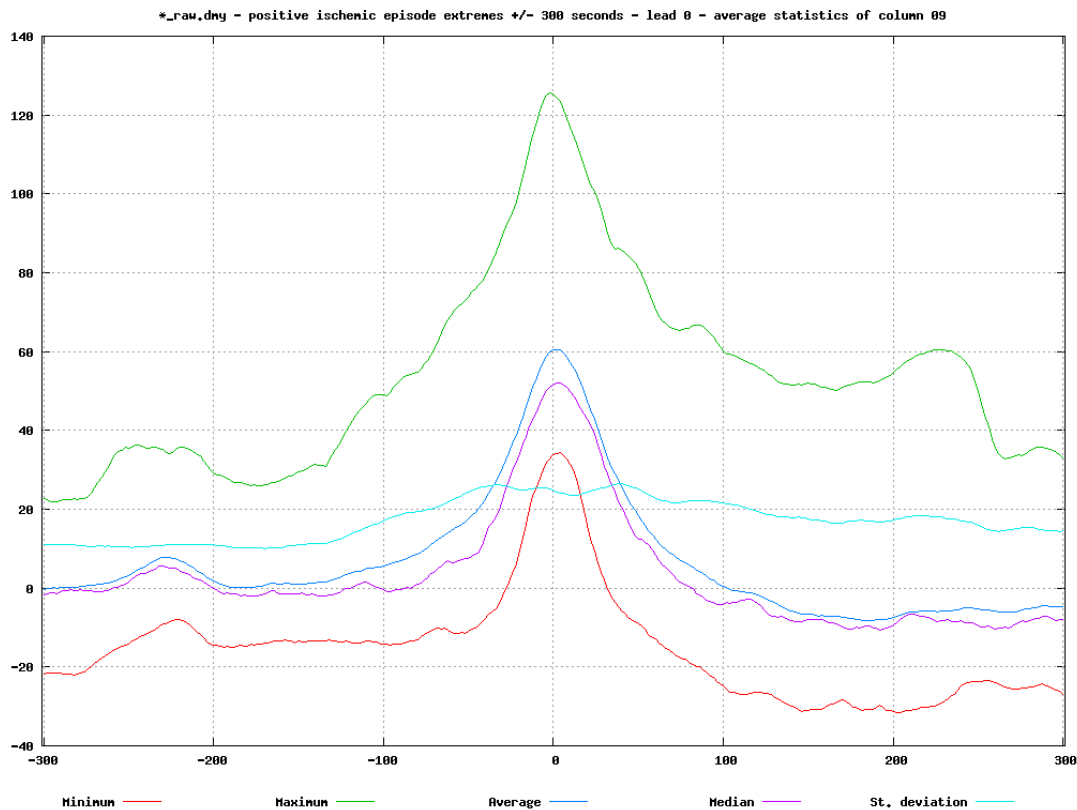
Slika 9-25: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



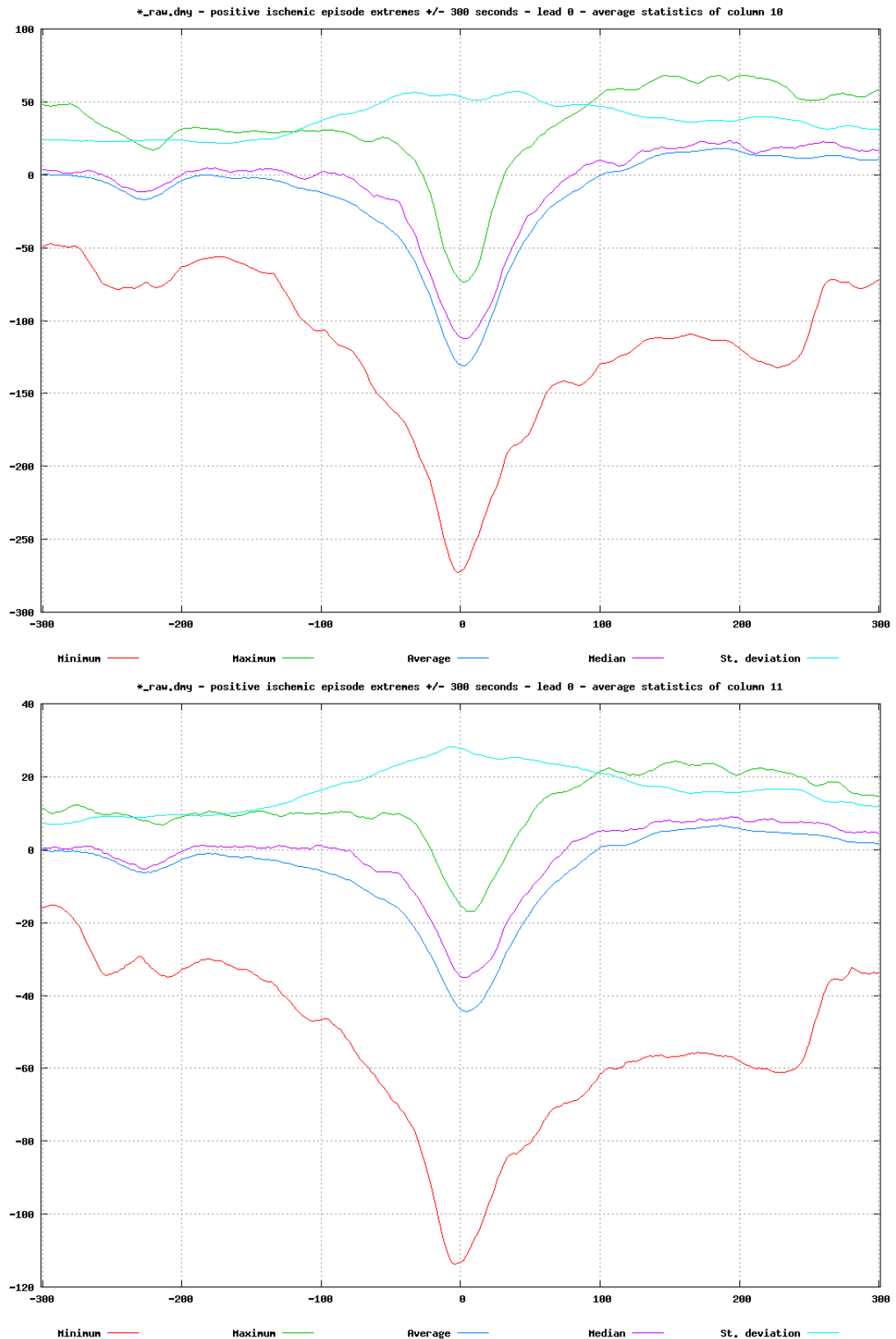
Slika 9-26: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).

9.4.3.2. Maksimum ishemične epizode

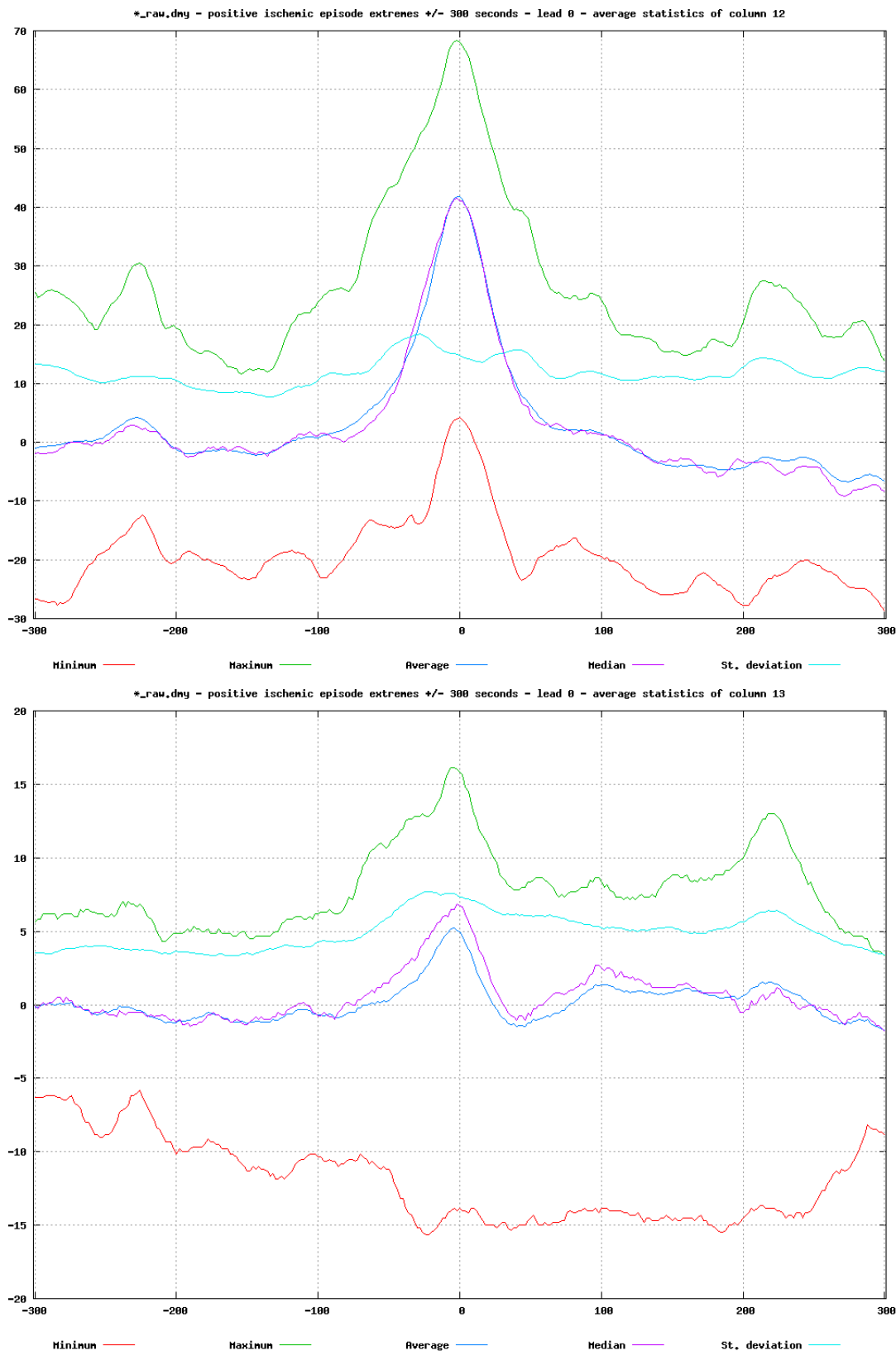
Slike spodaj prikazujejo celotne povprečne statistike (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) okolice +/- 300s okoli maksimumov ishemičnih epizod, poravnanih na sredino časovne osi grafa. Posebno pri pozitivnih ishemičnih epizodah tudi koeficienti LPT od 3 naprej kažejo razločljivost med morfologijo pred maksimumom in v maksimumu ishemične epizode.



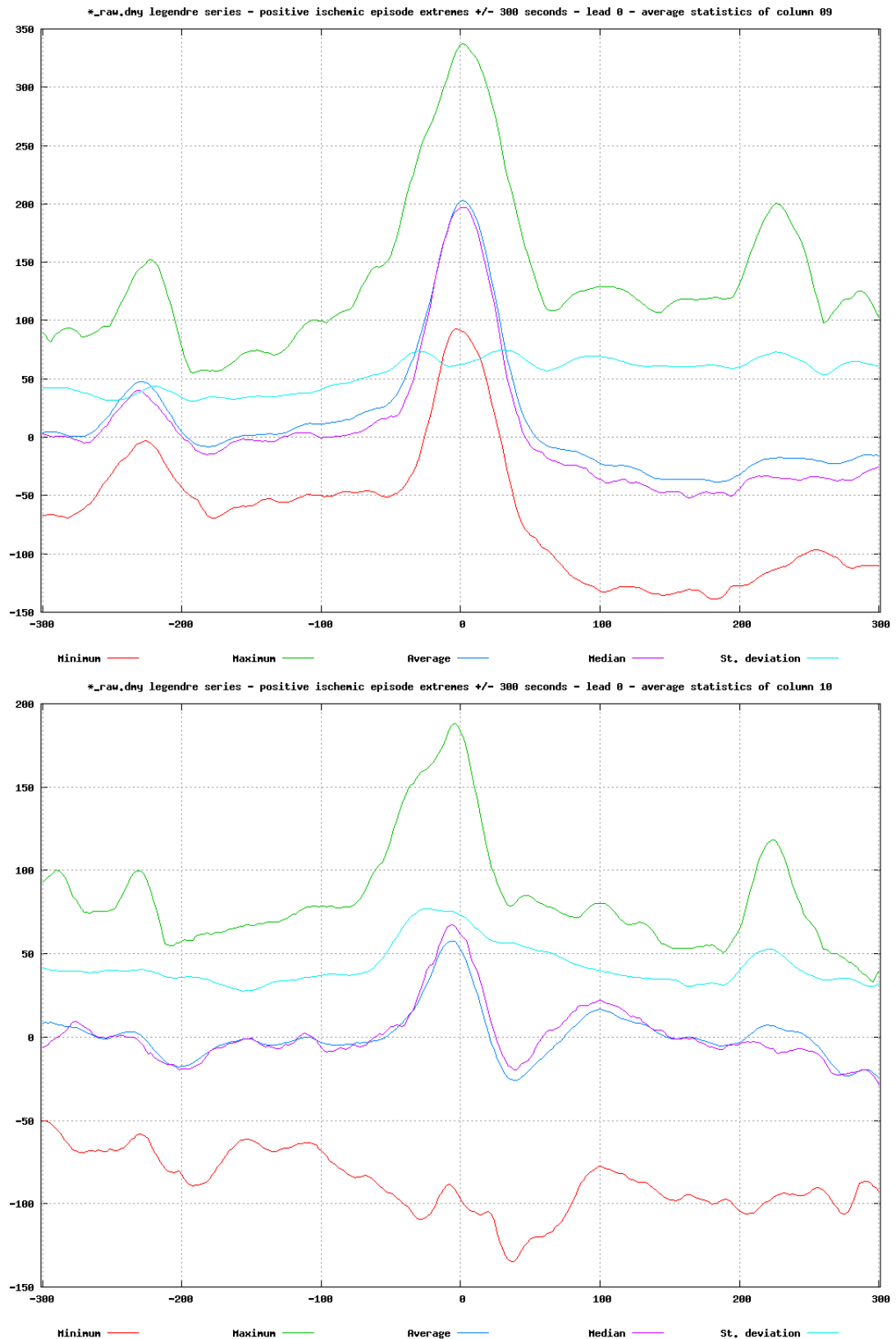
Slika 9-27: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



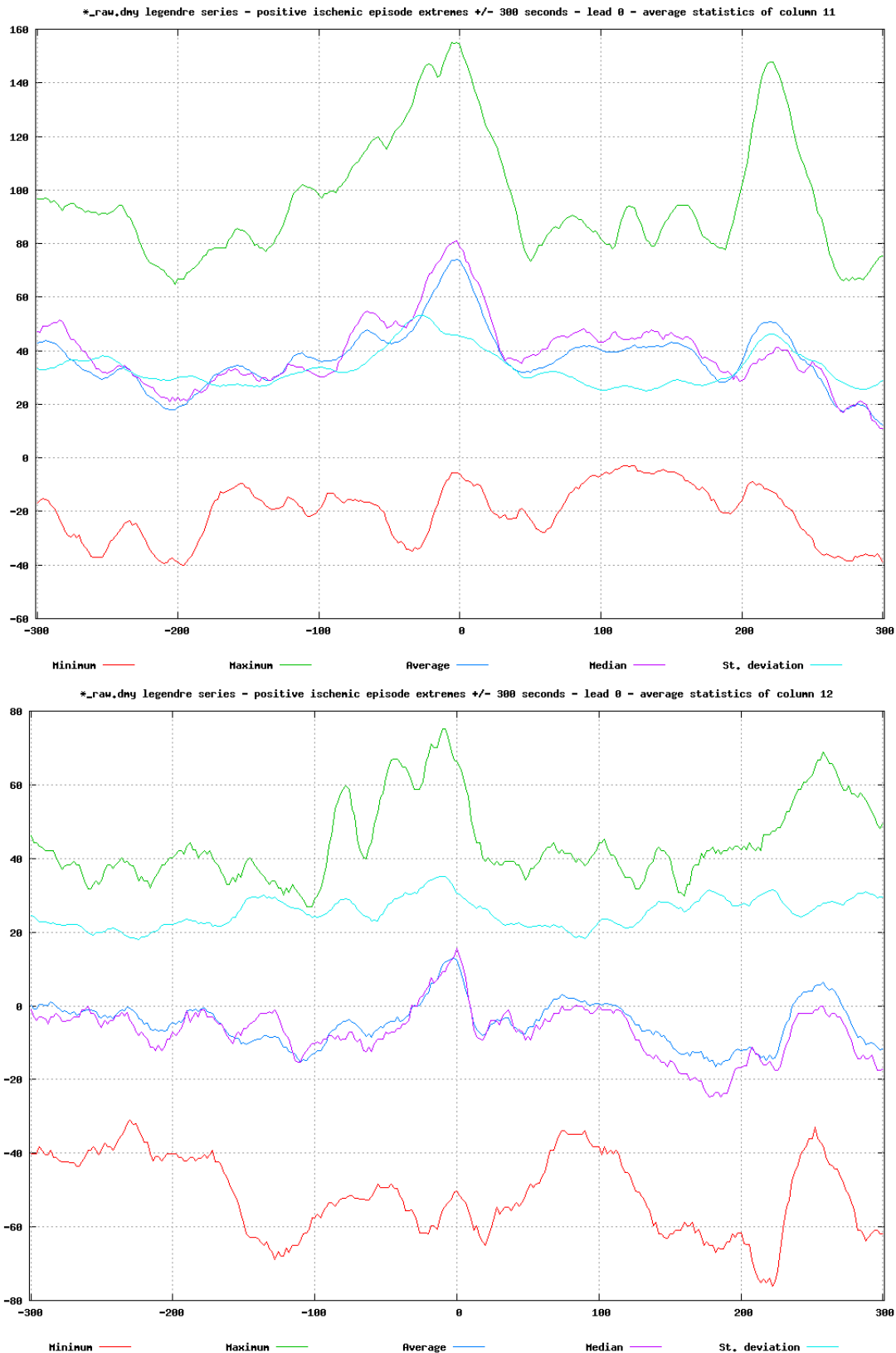
Slika 9-28: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 2. in 3. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



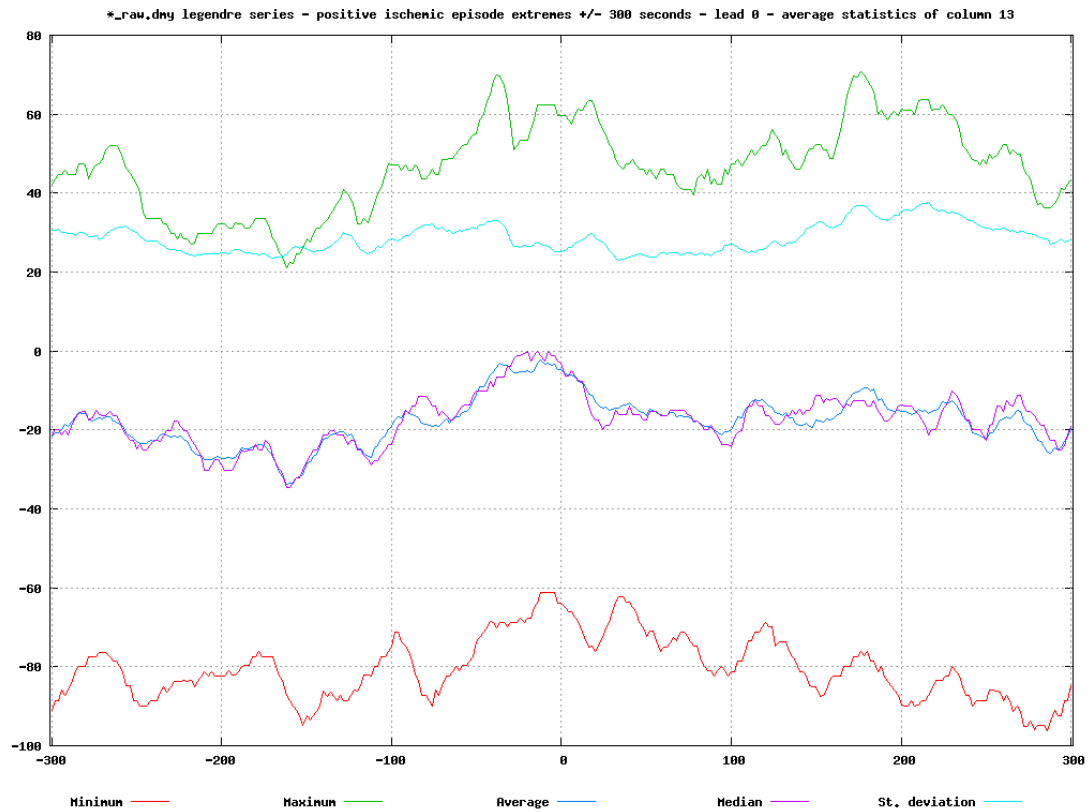
Slika 9-29: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 4. in 5. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



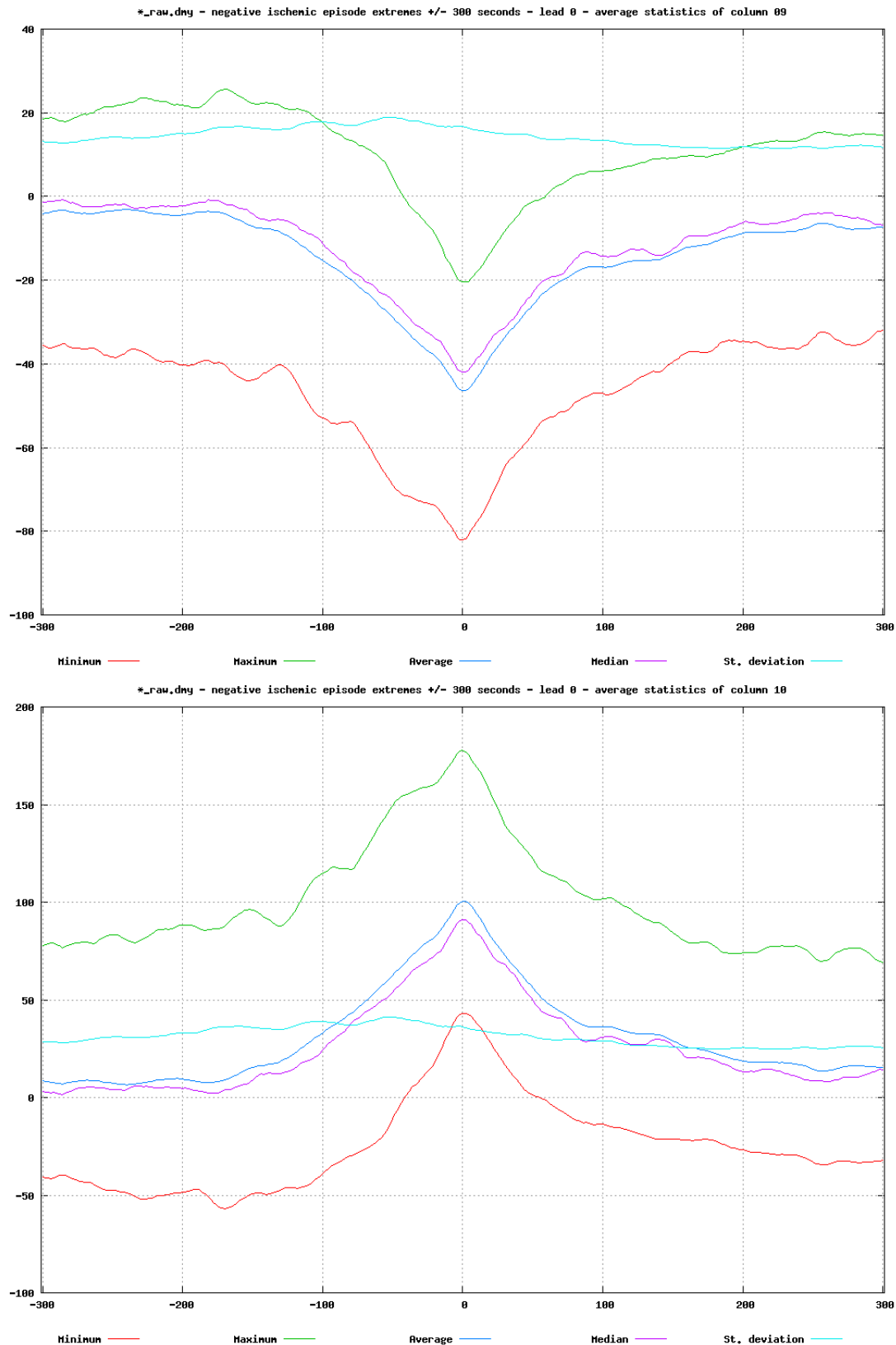
Slika 9-30: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



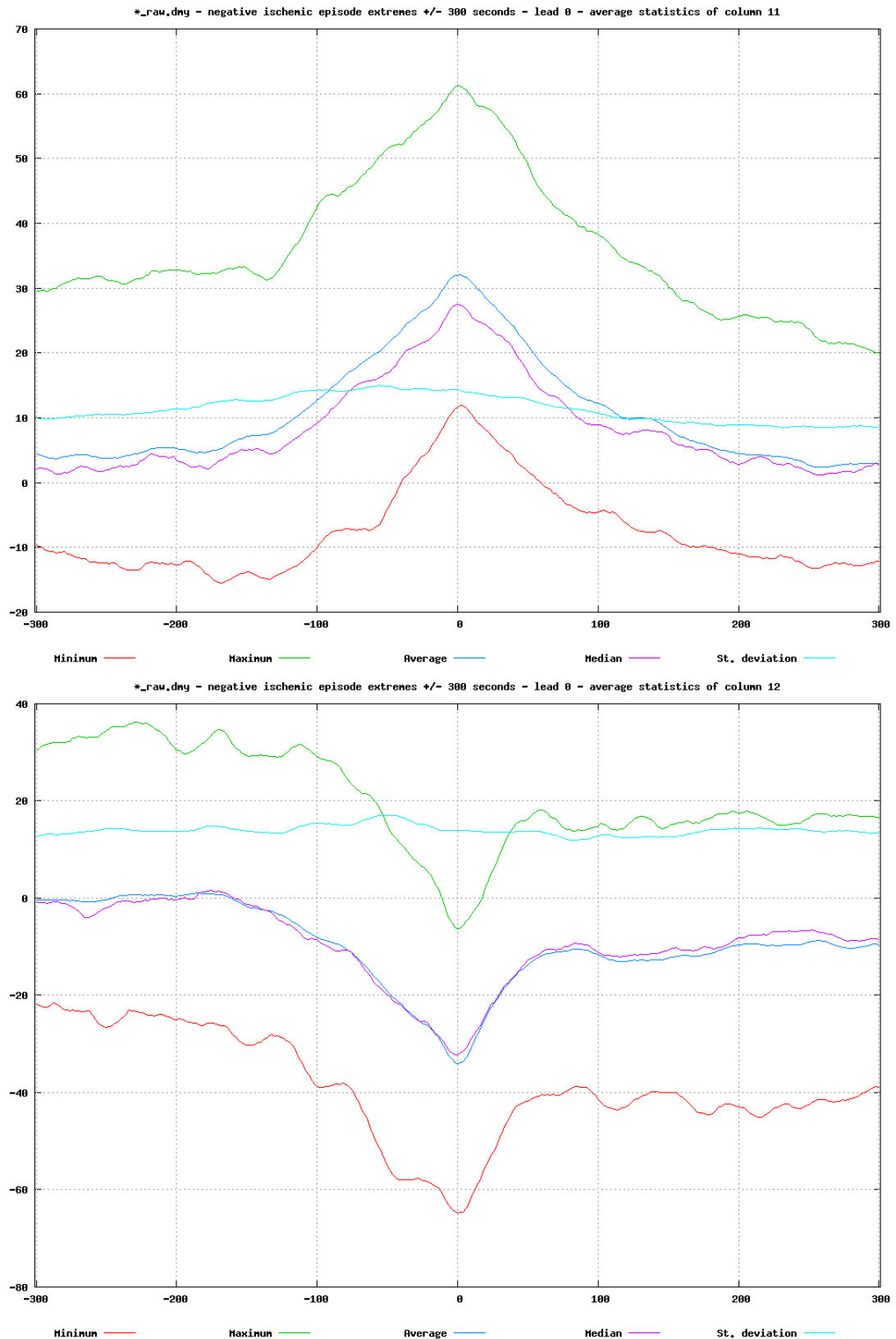
Slika 9-31: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



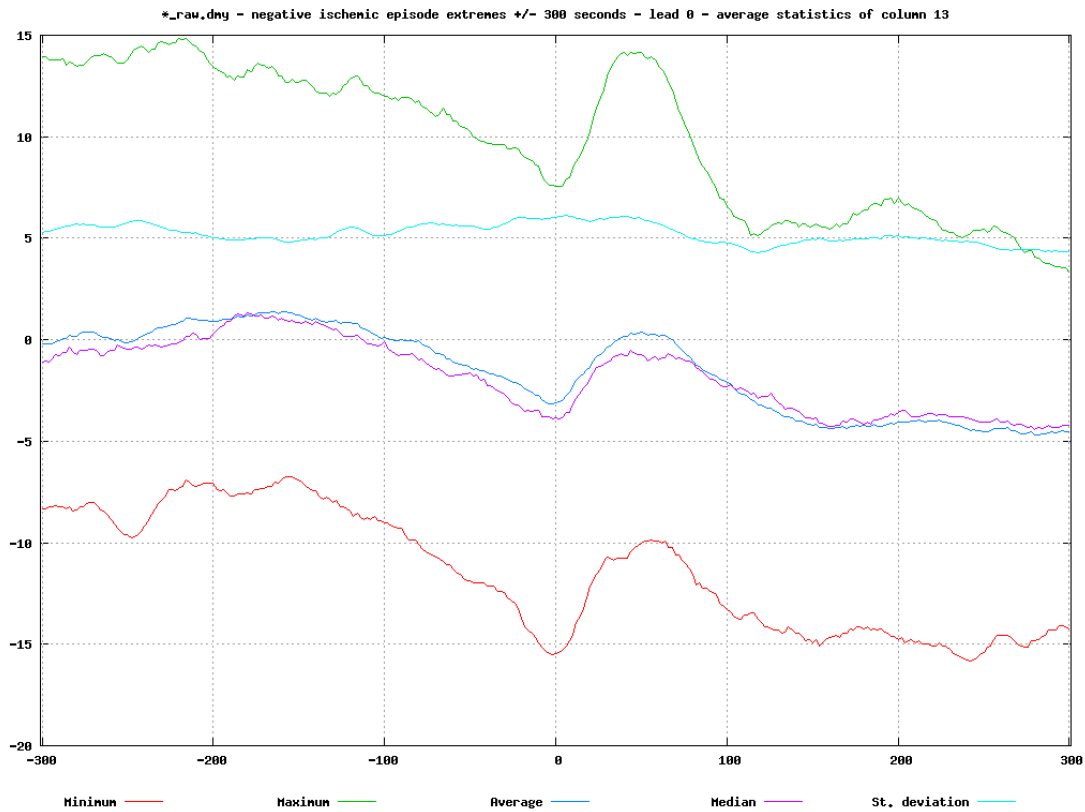
Slika 9-32: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



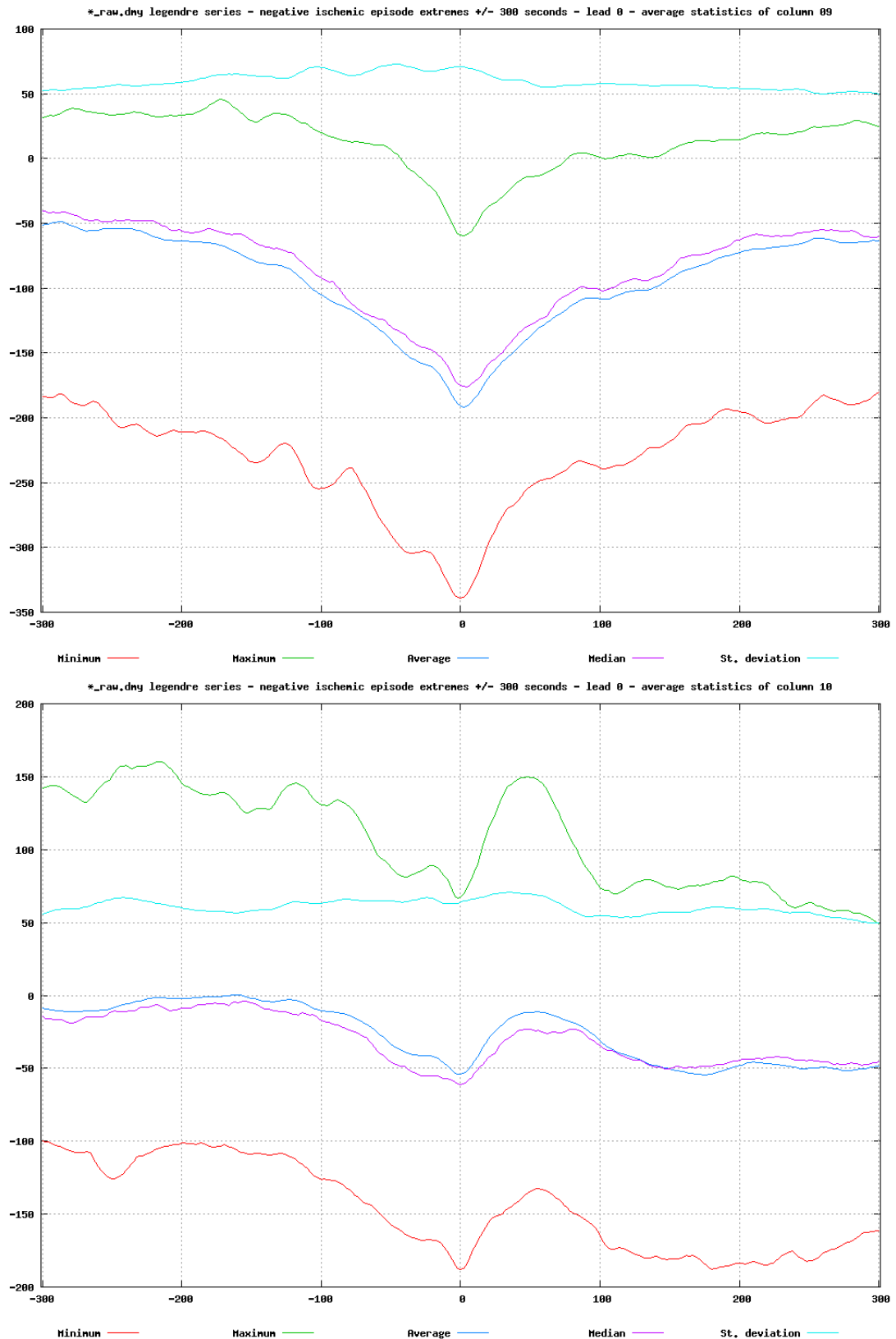
Slika 9-33: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



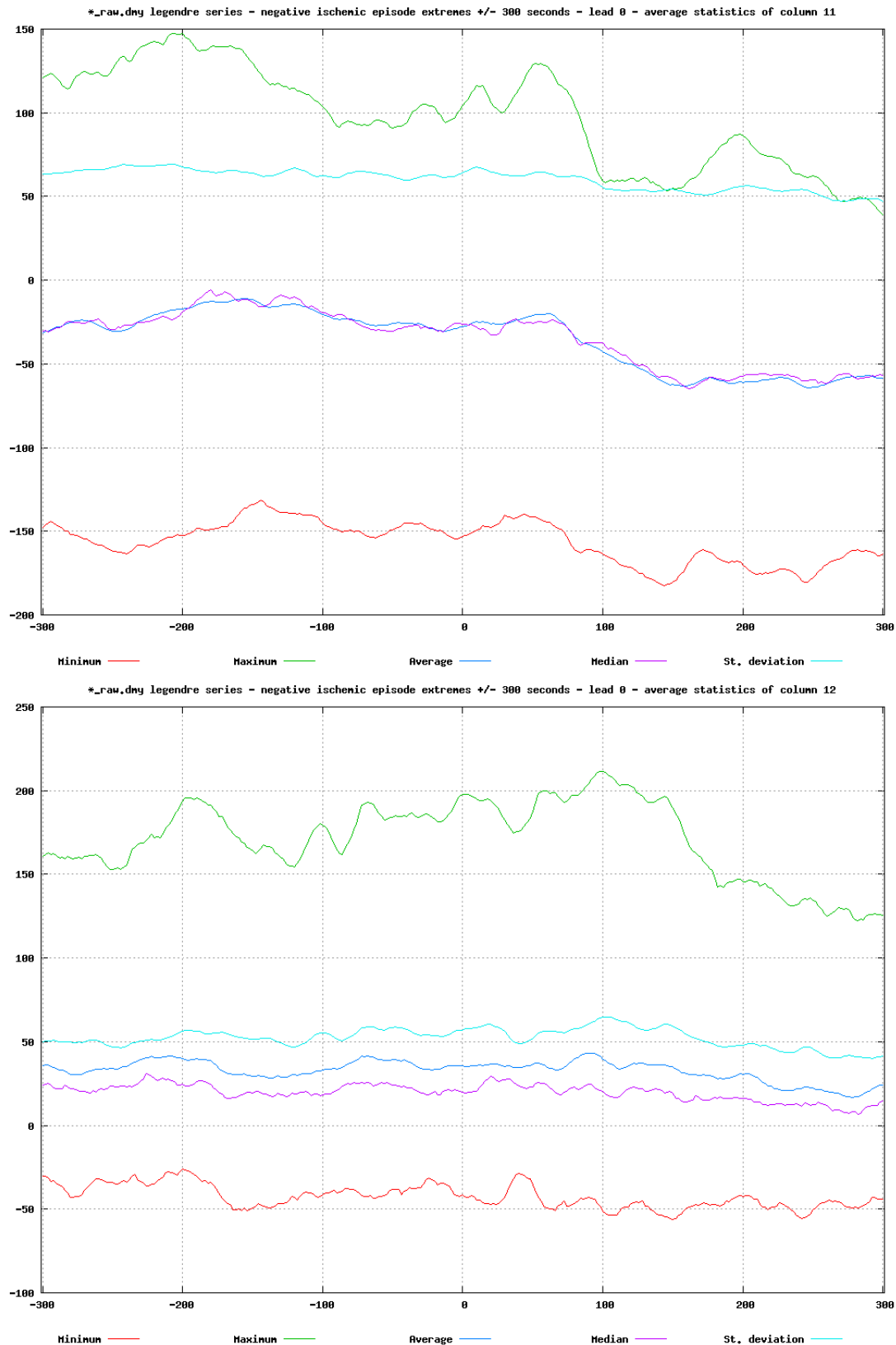
Slika 9-34: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



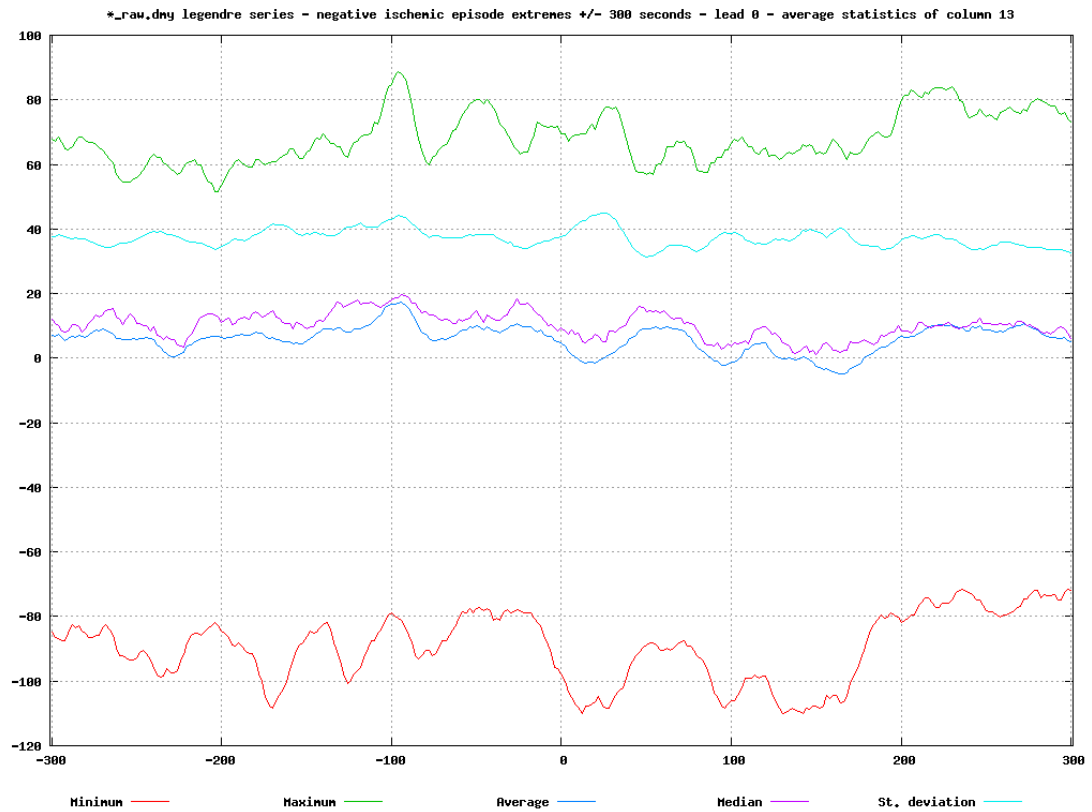
Slika 9-35: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



Slika 9-36: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).



Slika 9-37: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).

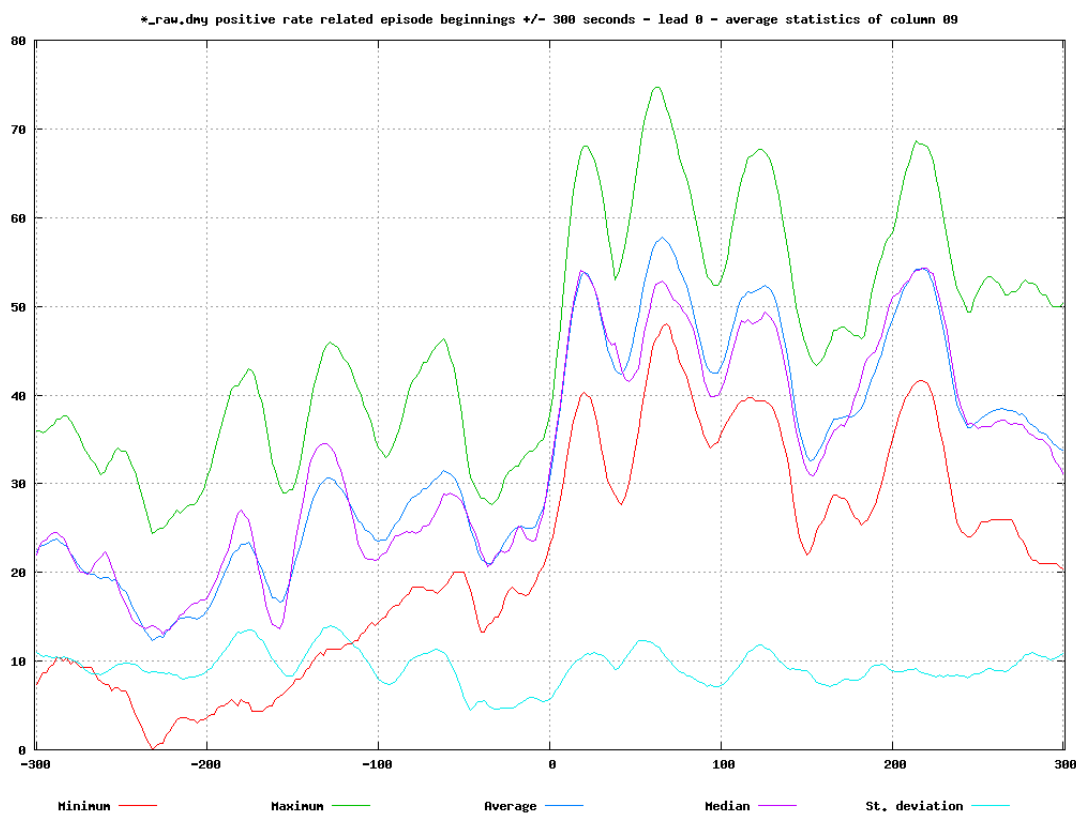


Slika 9-38: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih ishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi epizodami (s20021, s20041, s20151, s20161, s20171, s20181, s20271, s20272, s20273, s20274, s20291, s20301, s20591, s20611, s30681, s30711).

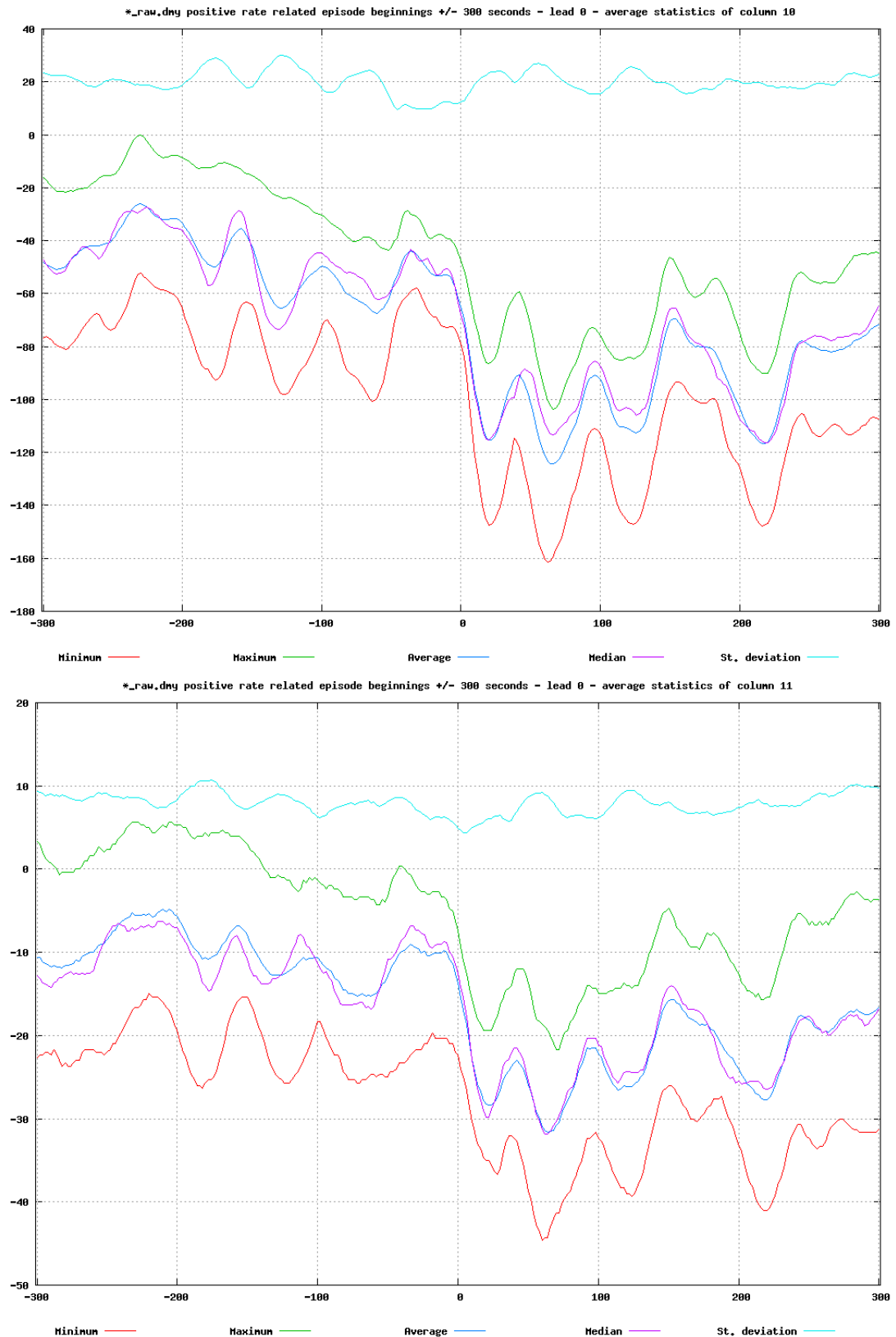
9.4.3.3. Začetek neishemične epizode

Slike spodaj prikazuje celotne povprečne statistike (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) okolice +/- 300s okoli začetkov neishemičnih epizod, poravnanih na sredino časovne osi grafa. Tako koeficienti KLT kot LPT kažejo razločljivost v morfologiji pred začetkom in po začetku neishemične epizode. V časovnih vrstah koeficientov od 3 naprej je pri obeh transformacijah zaznati pri neishemičnih epizodah večjo nestabilnost (kar kaže na morebitnih več različnih izvornih fizioloških procesov ter pripadajočih morfologij) in večje razlike v morfologiji pred in po epizodah.

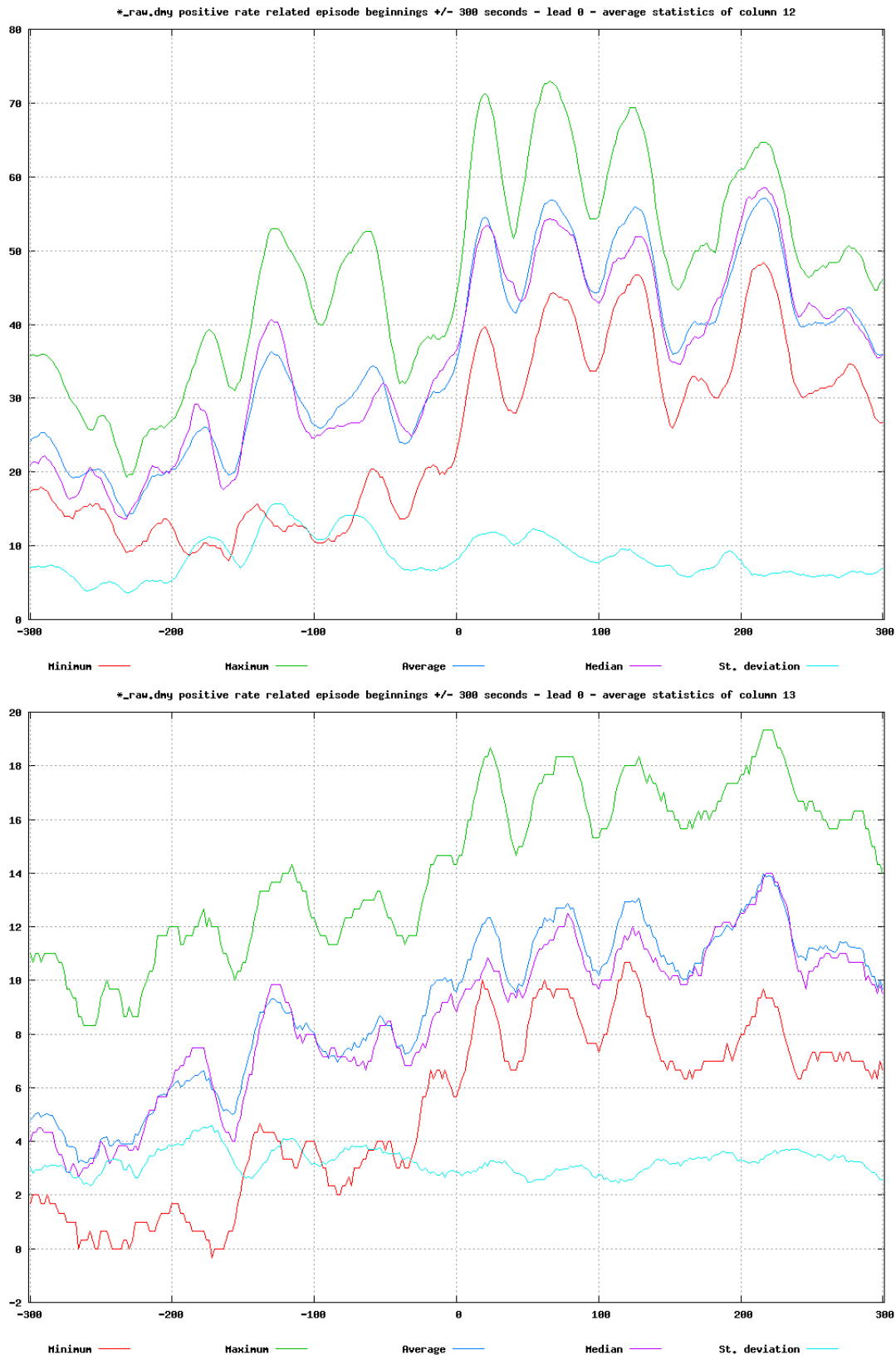
Slika 9-51 kaže na statistično povezavo med povišano srčno frekvenco in pojavom neishemičnih epizod, medtem ko na porazdelitev ishemičnih epizod sprememba v srčni frekvenci ne vpliva znatno.



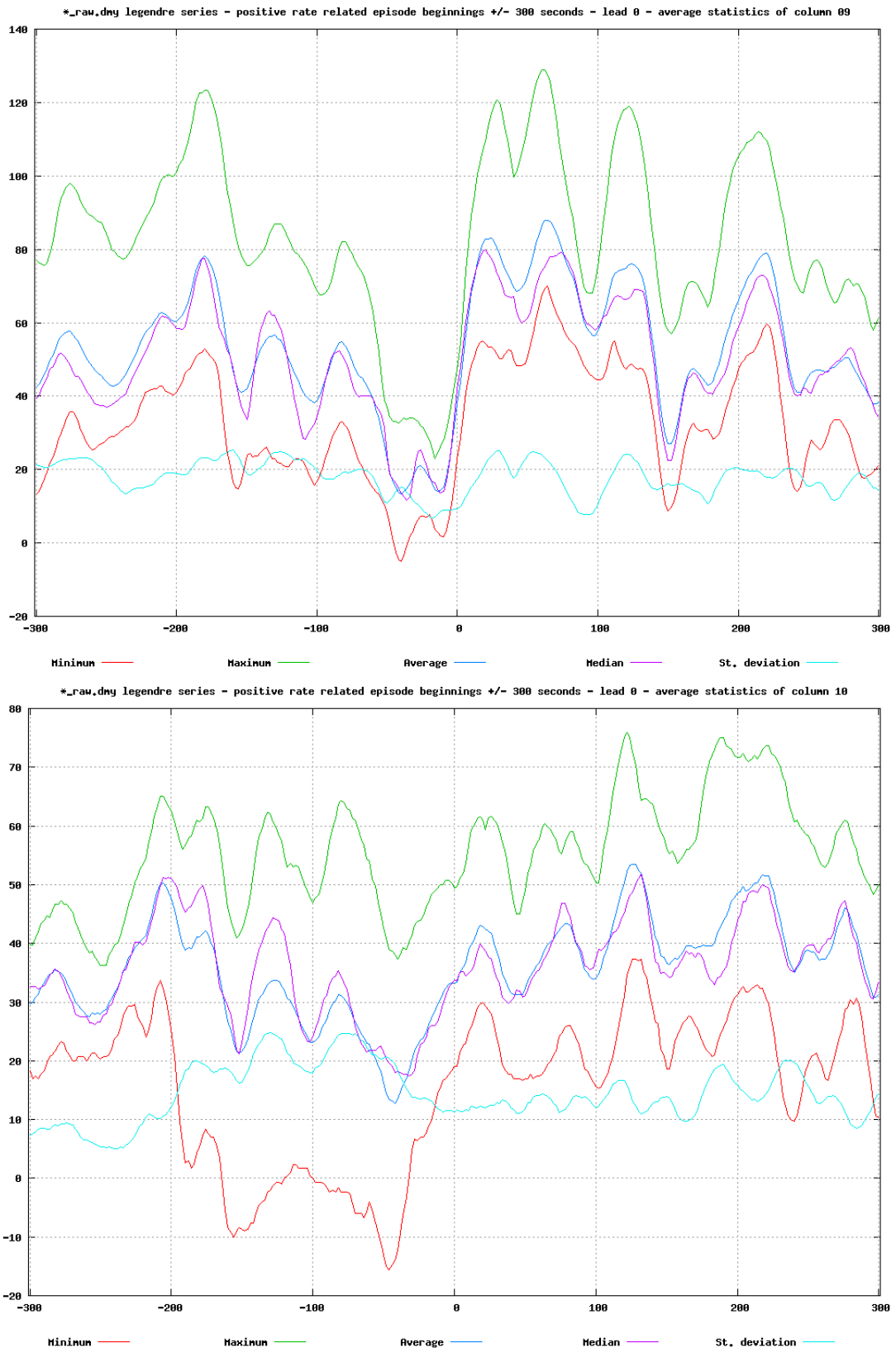
Slika 9-39: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



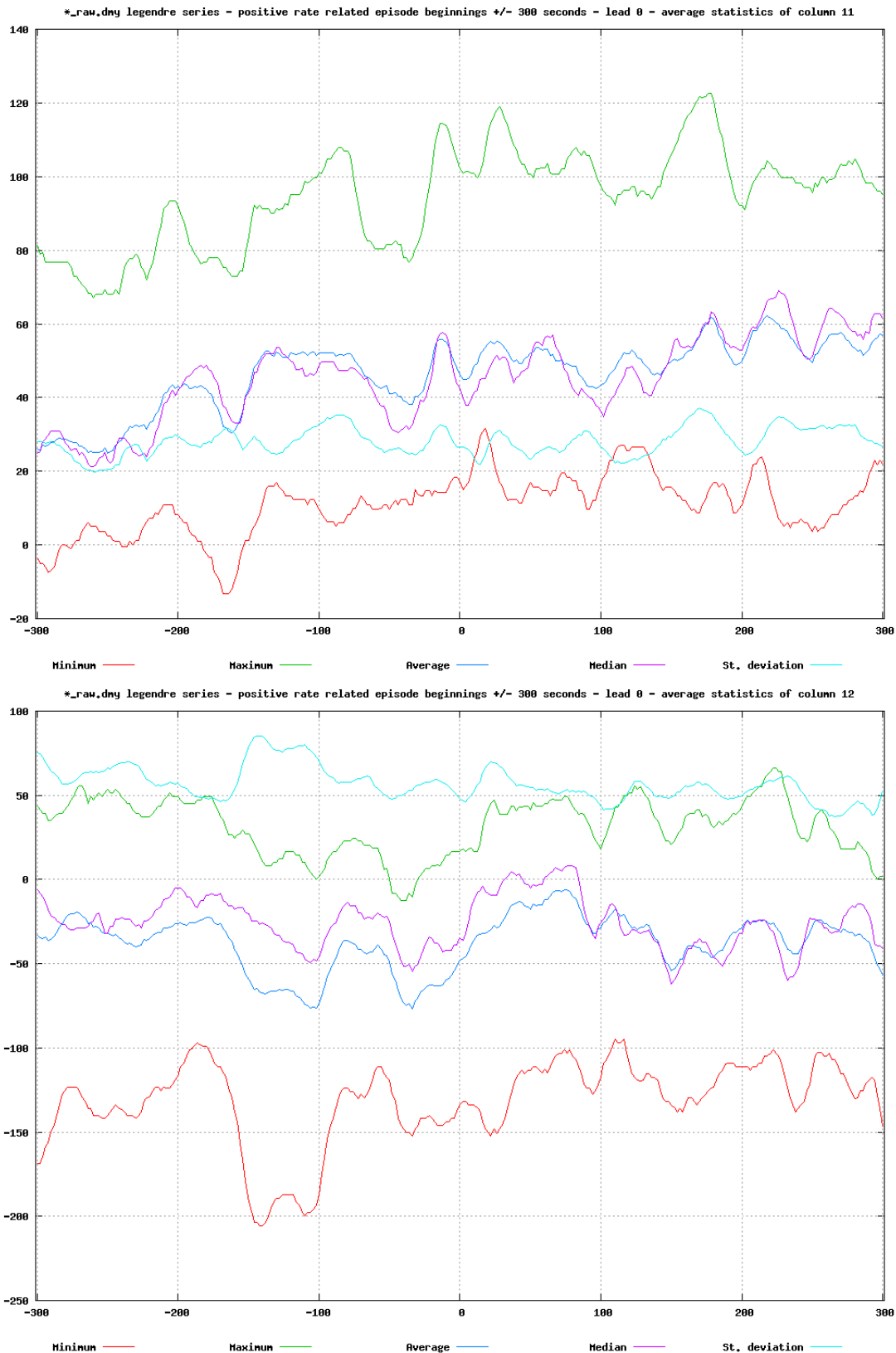
Slika 9-40: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 2. in 3. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



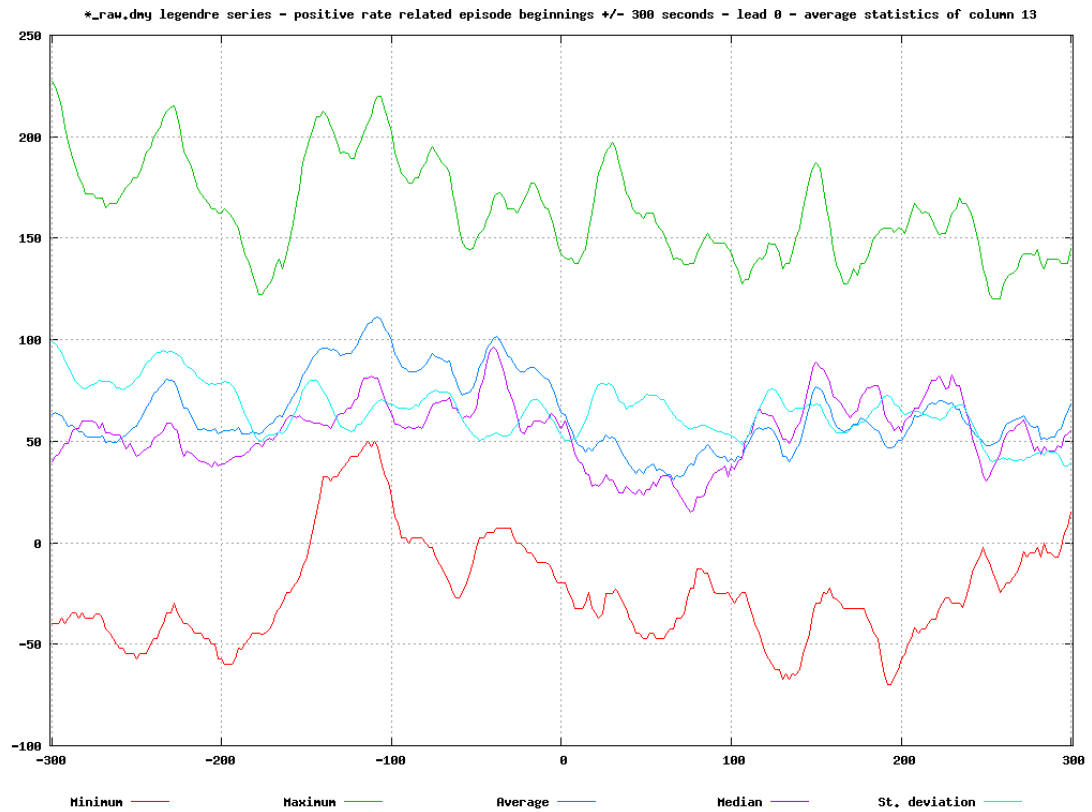
Slika 9-41: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 4. in 5. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



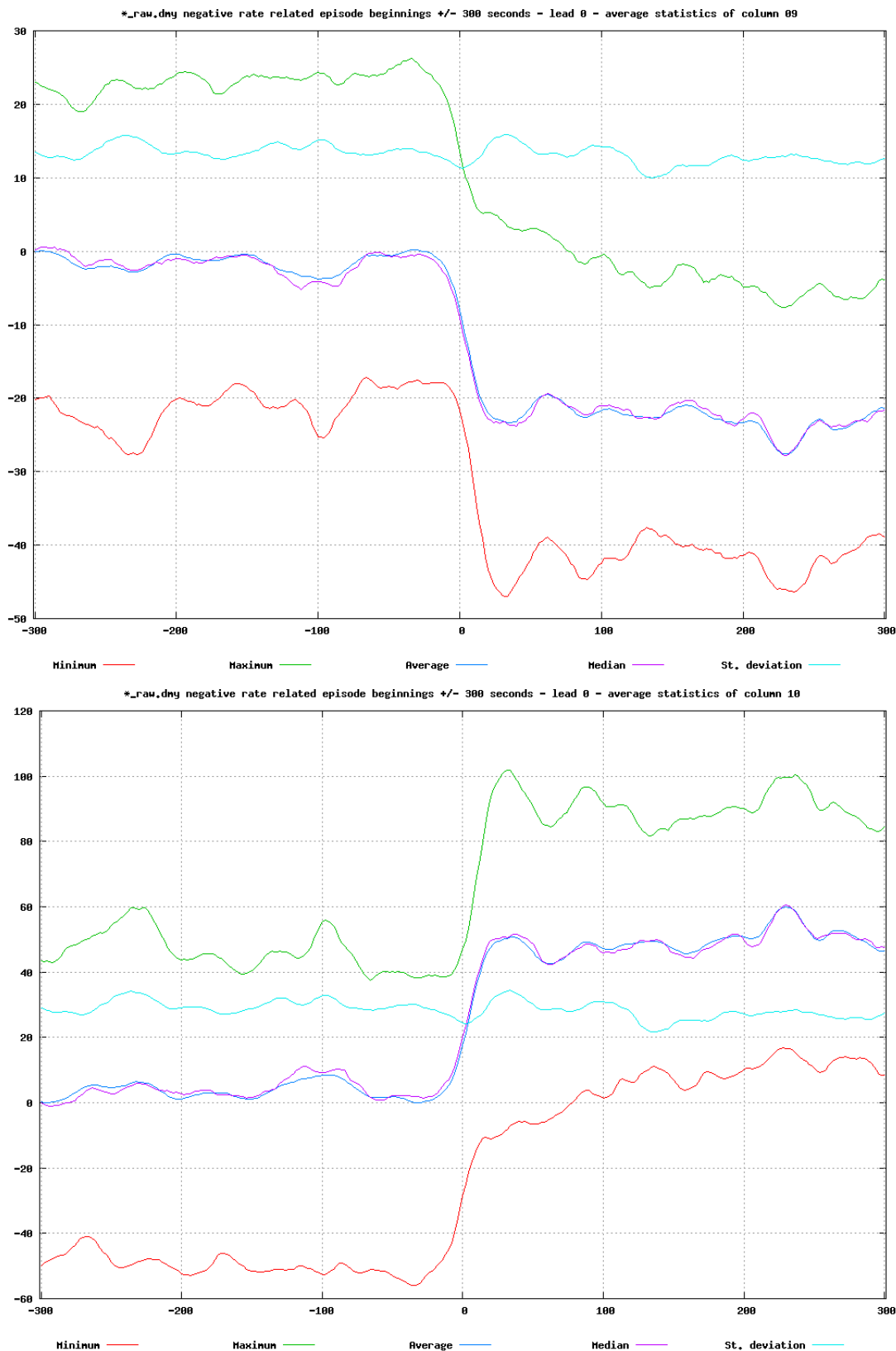
Slika 9-42: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



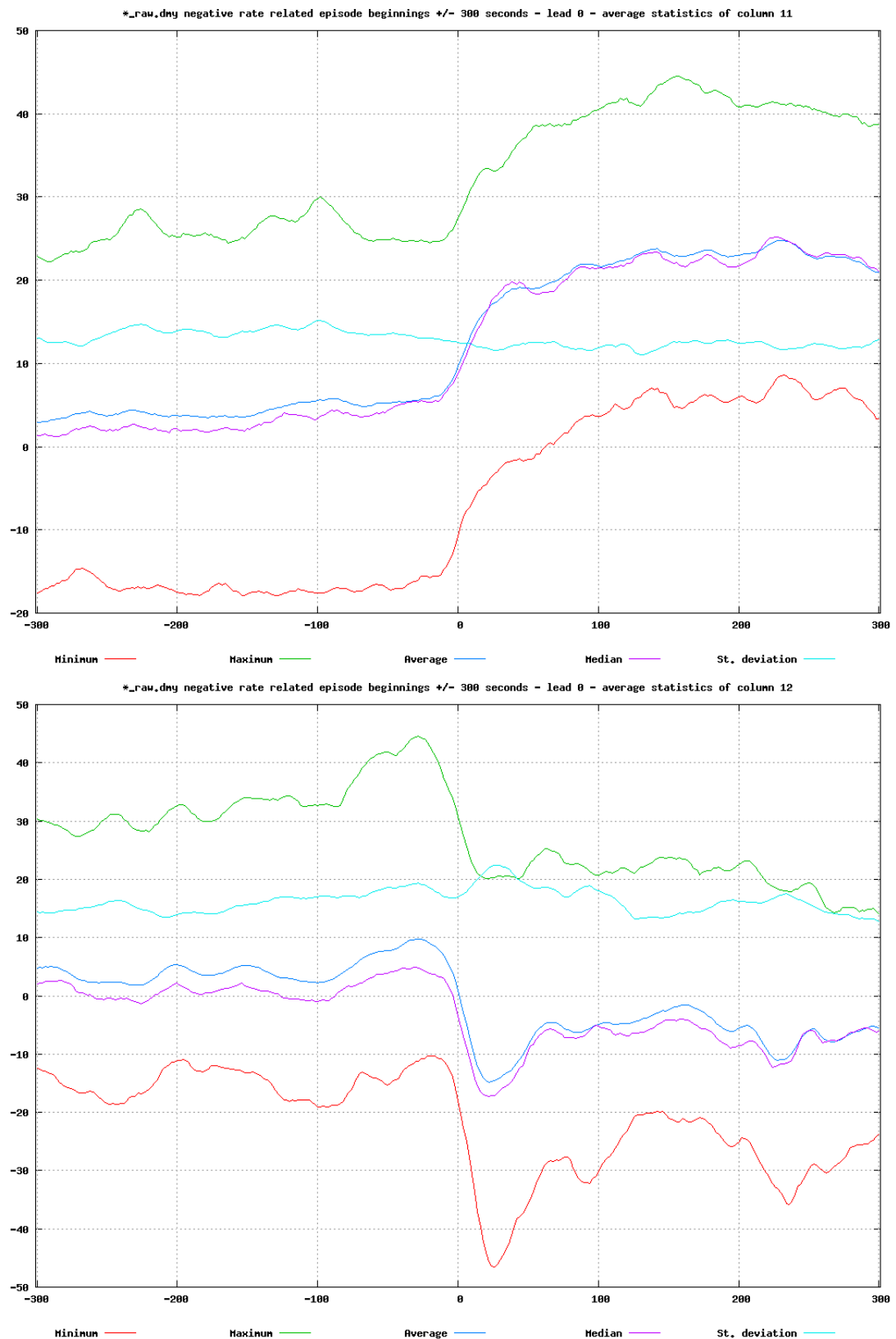
Slika 9-43: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



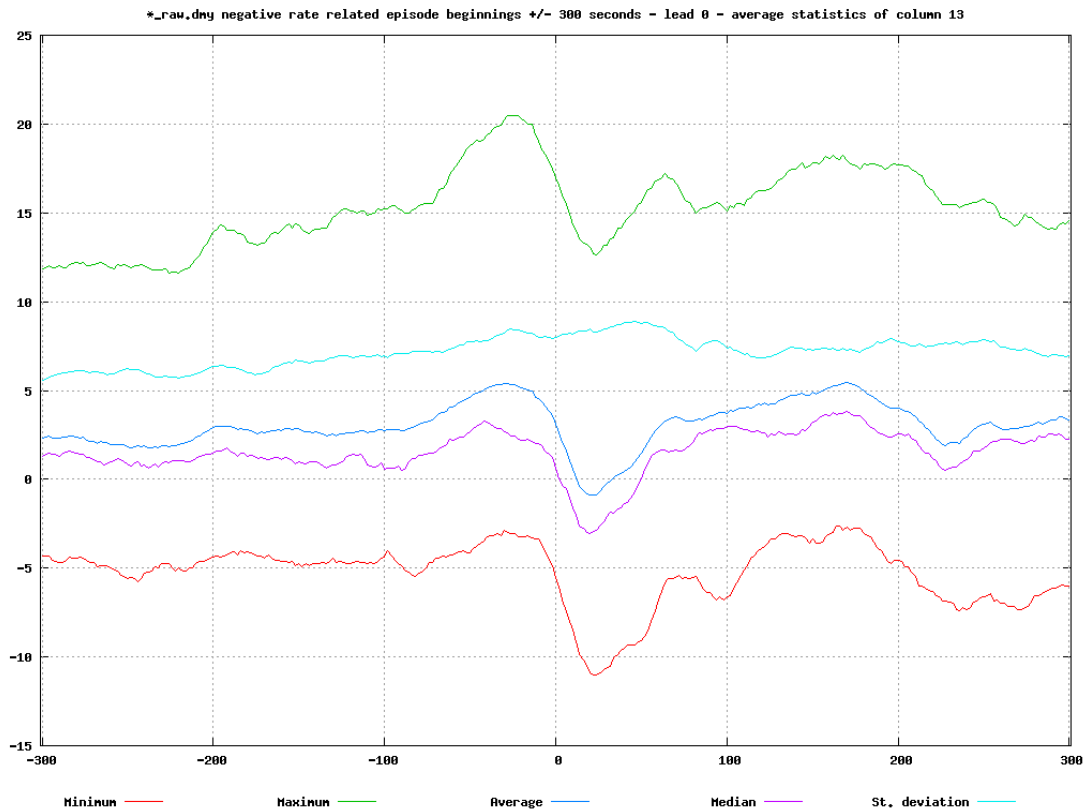
Slika 9-44: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



Slika 9-45: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



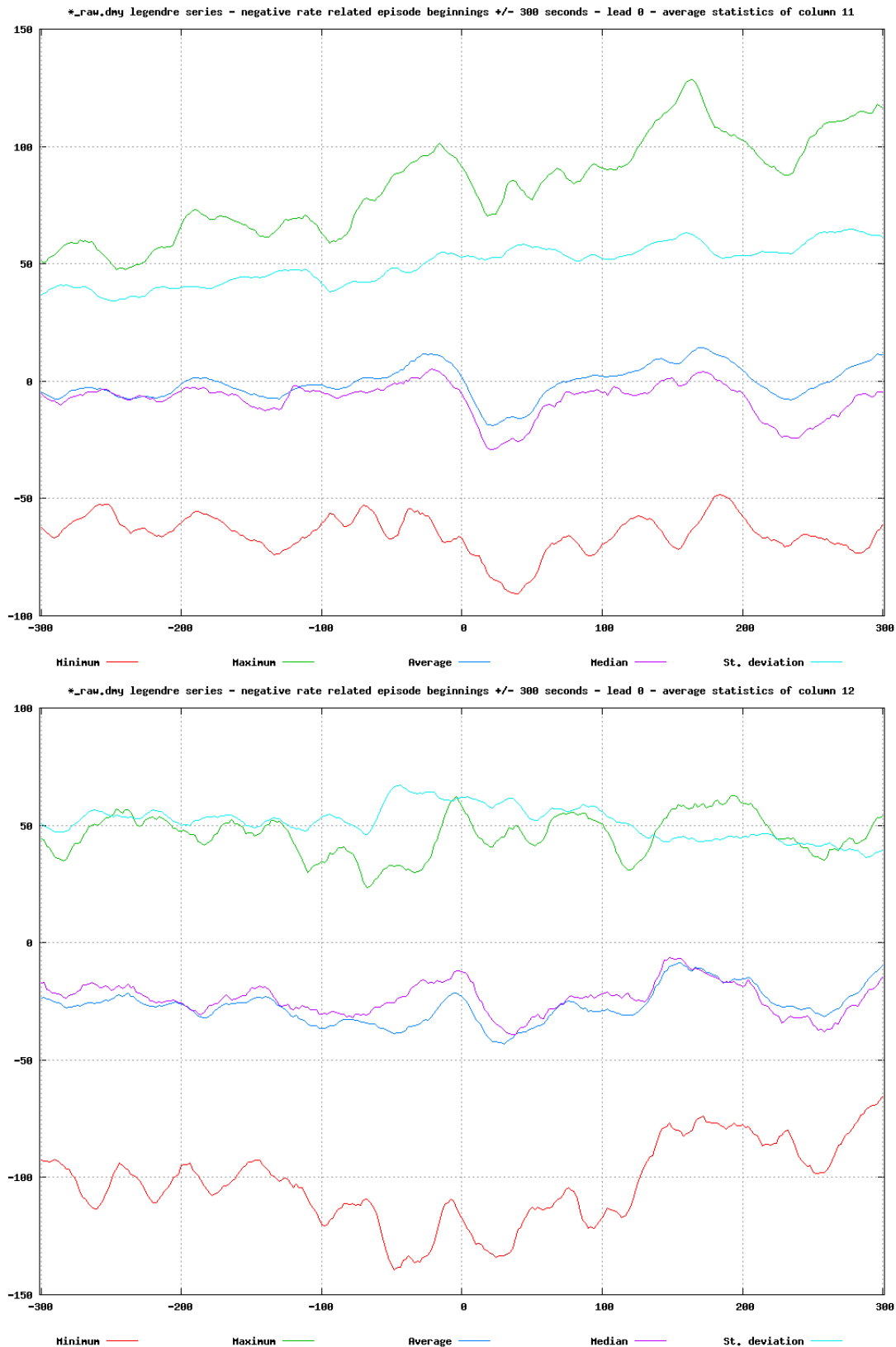
Slika 9-46: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



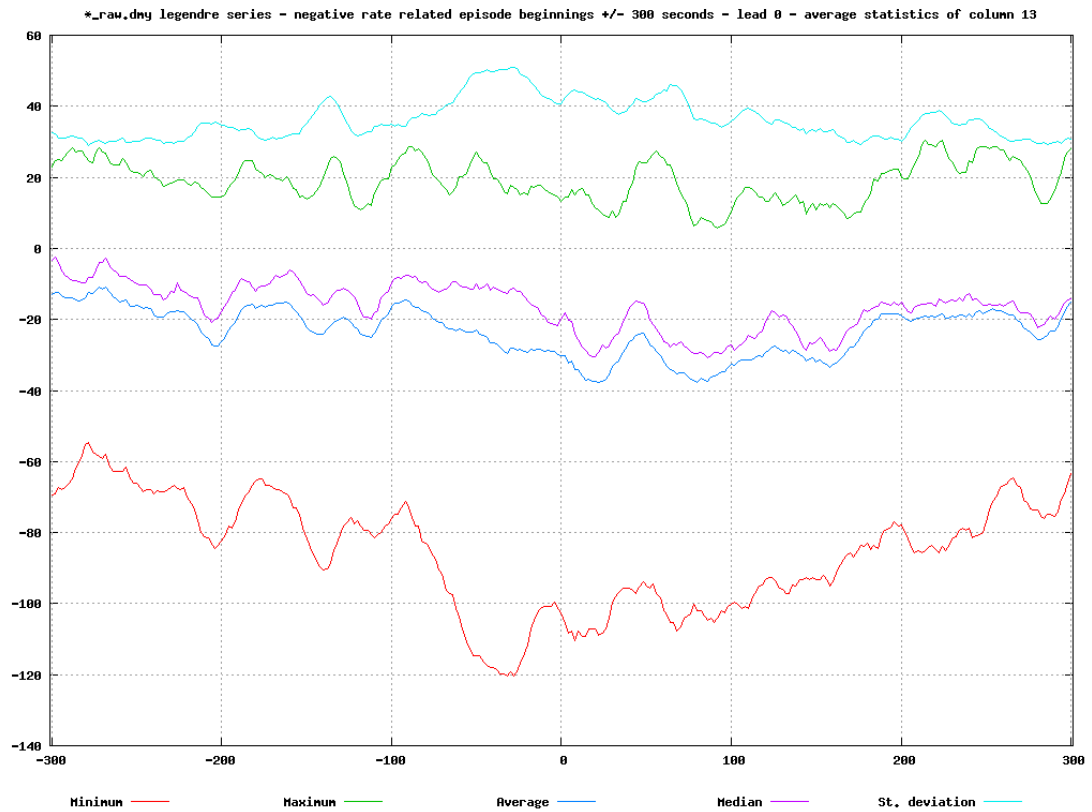
Slika 9-47: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



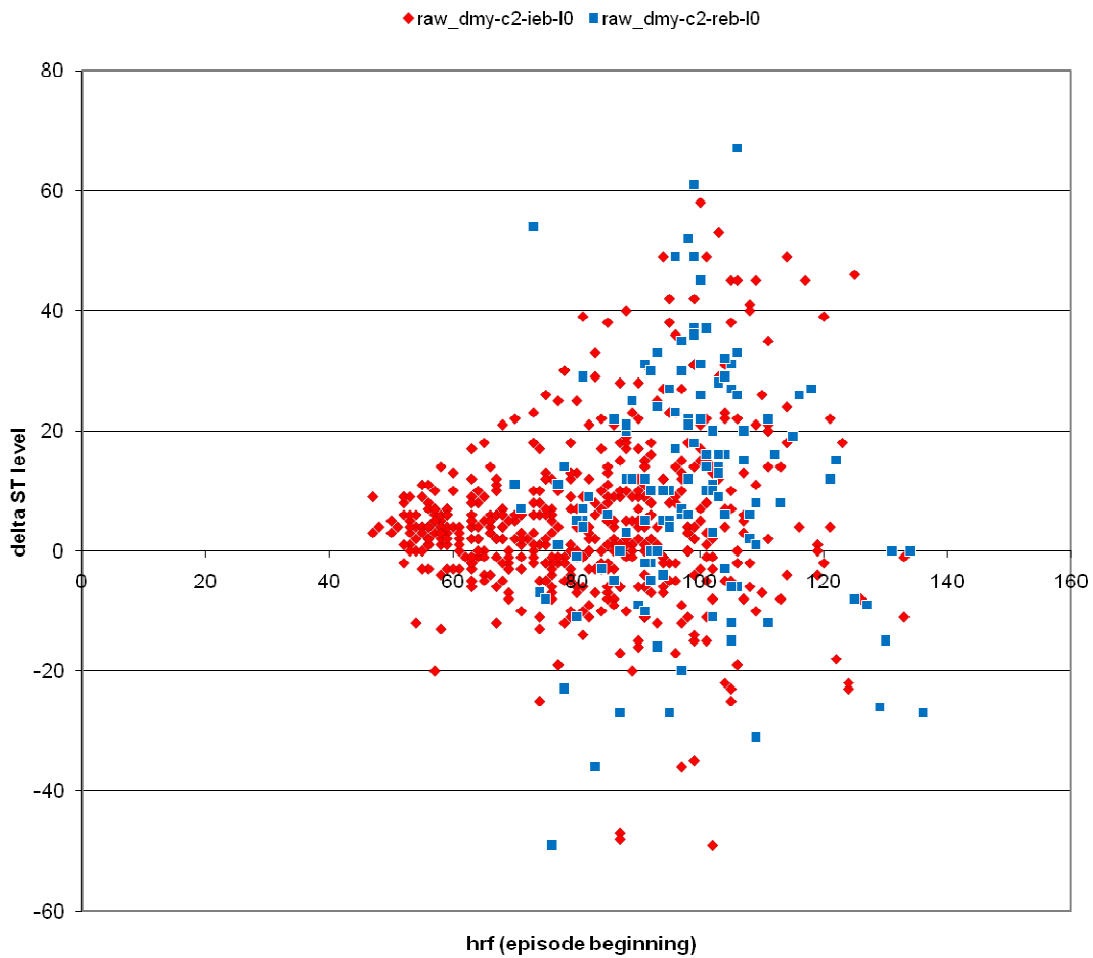
Slika 9-48: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



Slika 9-49: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



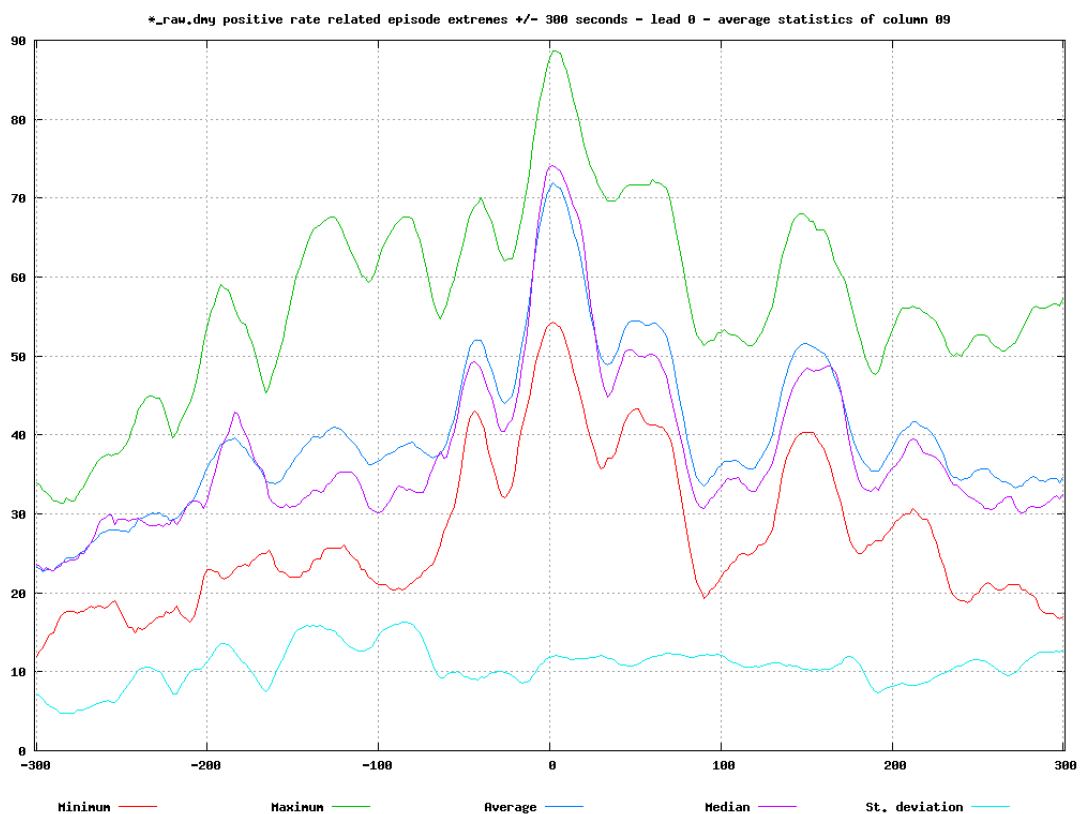
Slika 9-50: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred začetkom do 300s po začetku za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



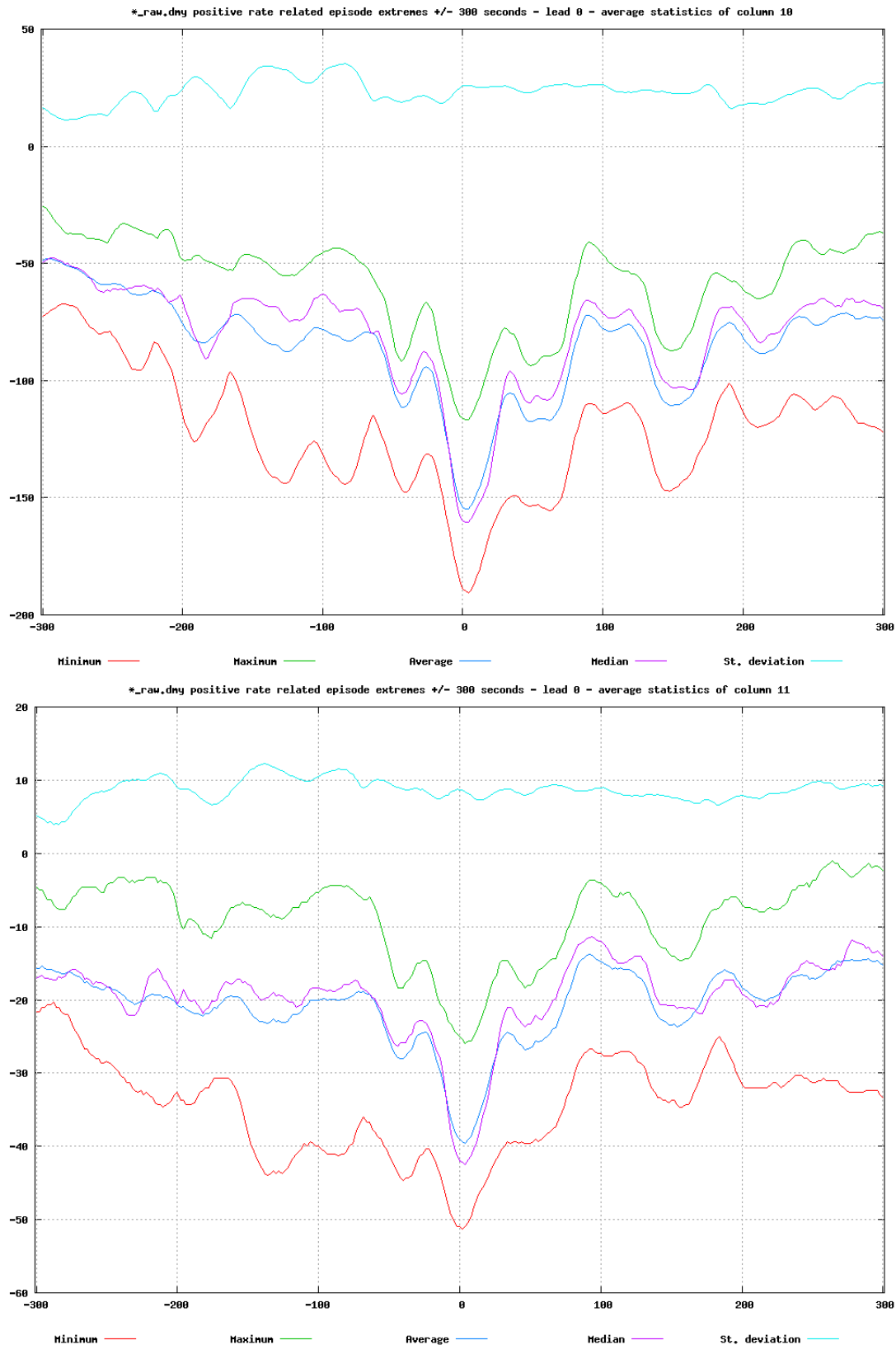
Slika 9-51: Graf prikazuje razpršitev razlike izmerjenega nivoja segmenta ST (navpično) 60s pred začetkom in 60s po začetku ishemičnih (rdeče) in neishemičnih (modro) epizod v odvisnosti od srčnega ritma (vodoravno), s katerega je razvidna povezava med povišanim srčnim ritmom in pojavom neishemičnih epizod odmika segmenta ST.

9.4.3.4. Maksimum neishemične epizode

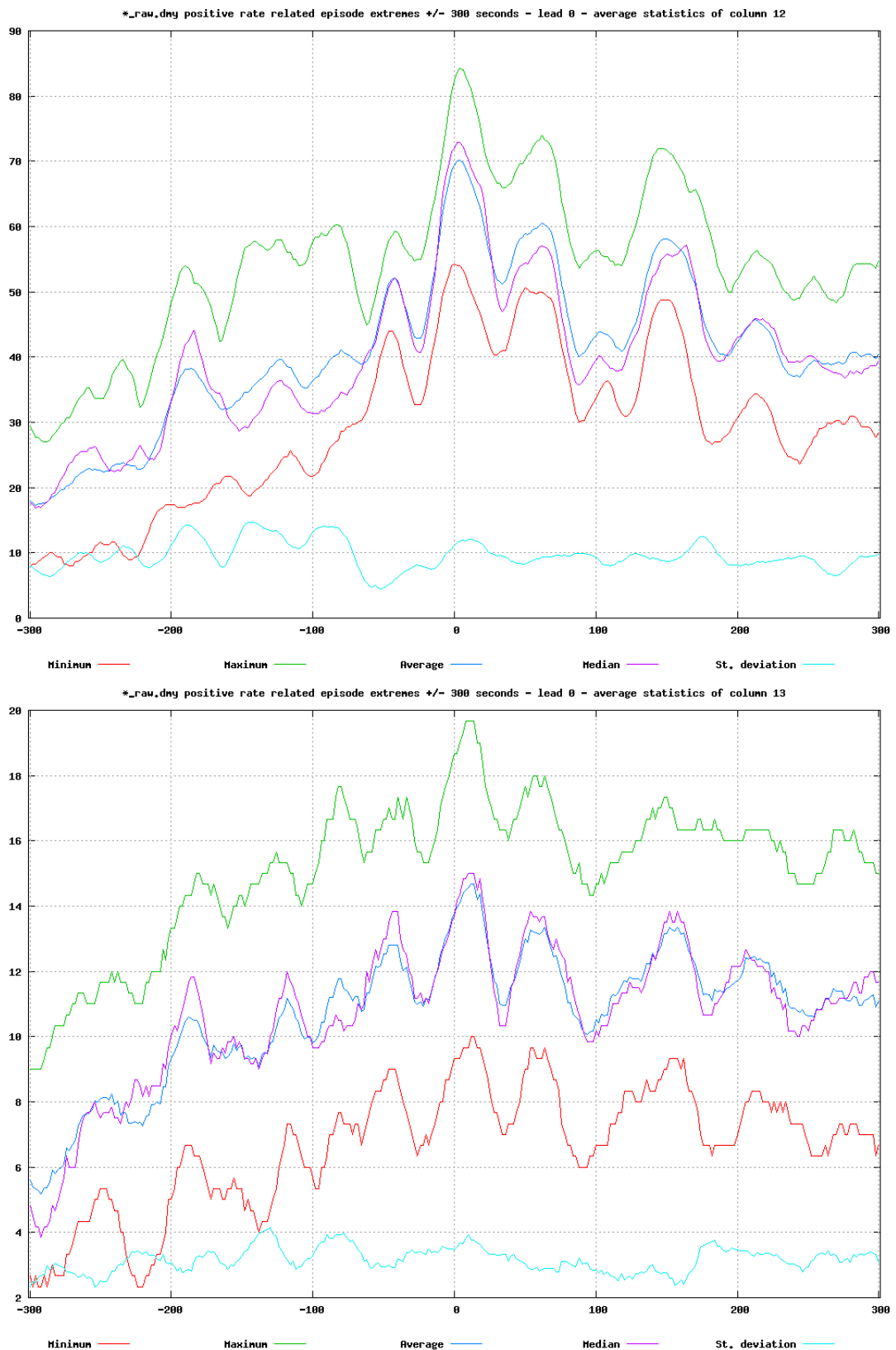
Slike spodaj prikazujejo celotne povprečne statistike (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) okolice +/- 300s okoli maksimumov neishemičnih epizod, poravnanih na sredino časovne osi grafa. Tako koeficienti KLT kot LPT kažejo razločljivost v morfologiji pred začetkom in po začetku neishemične epizode. Posebno v koeficientih LPT 3 in 5 opazimo izrazito razločevanje z maksimumi ishemičnih epizod, med tem ko pri koeficientih KLT te razlike niso izrazite. Koeficienta 3 in 5 v maksimumu pozitivnih neishemičnih epizod padeta, med tem ko v maksimumu pozitivnih ishemičnih epizod narasteta. Sorodno obnašanje opazimo tudi za koeficient 3 LPT pri negativnih epizodah, kjer v maksimumu neishemične epizode naraste, v maksimumu ishemične epizode pa pade.



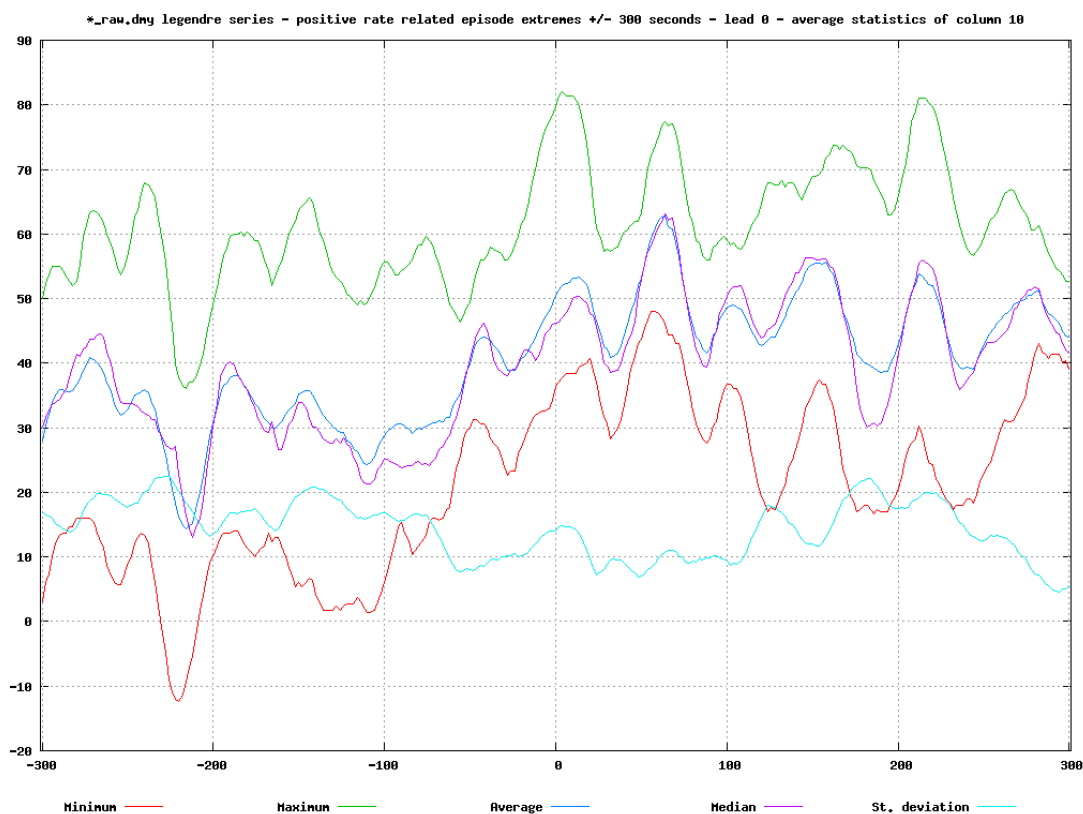
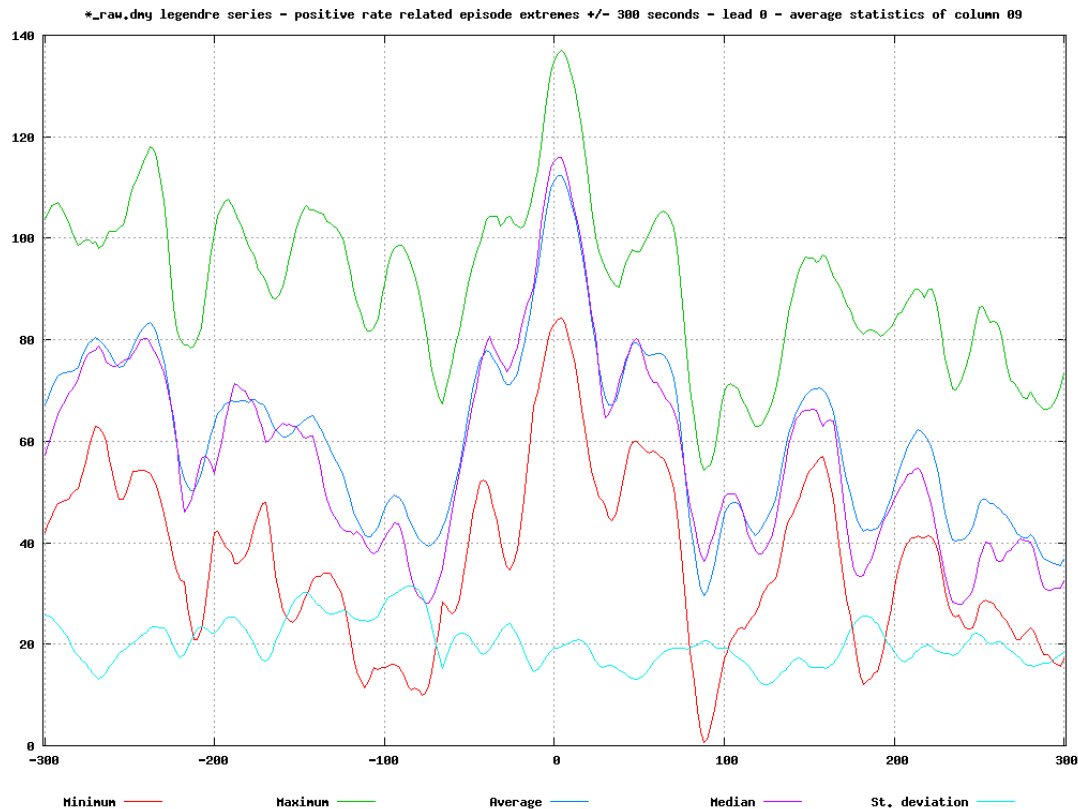
Slika 9-52: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



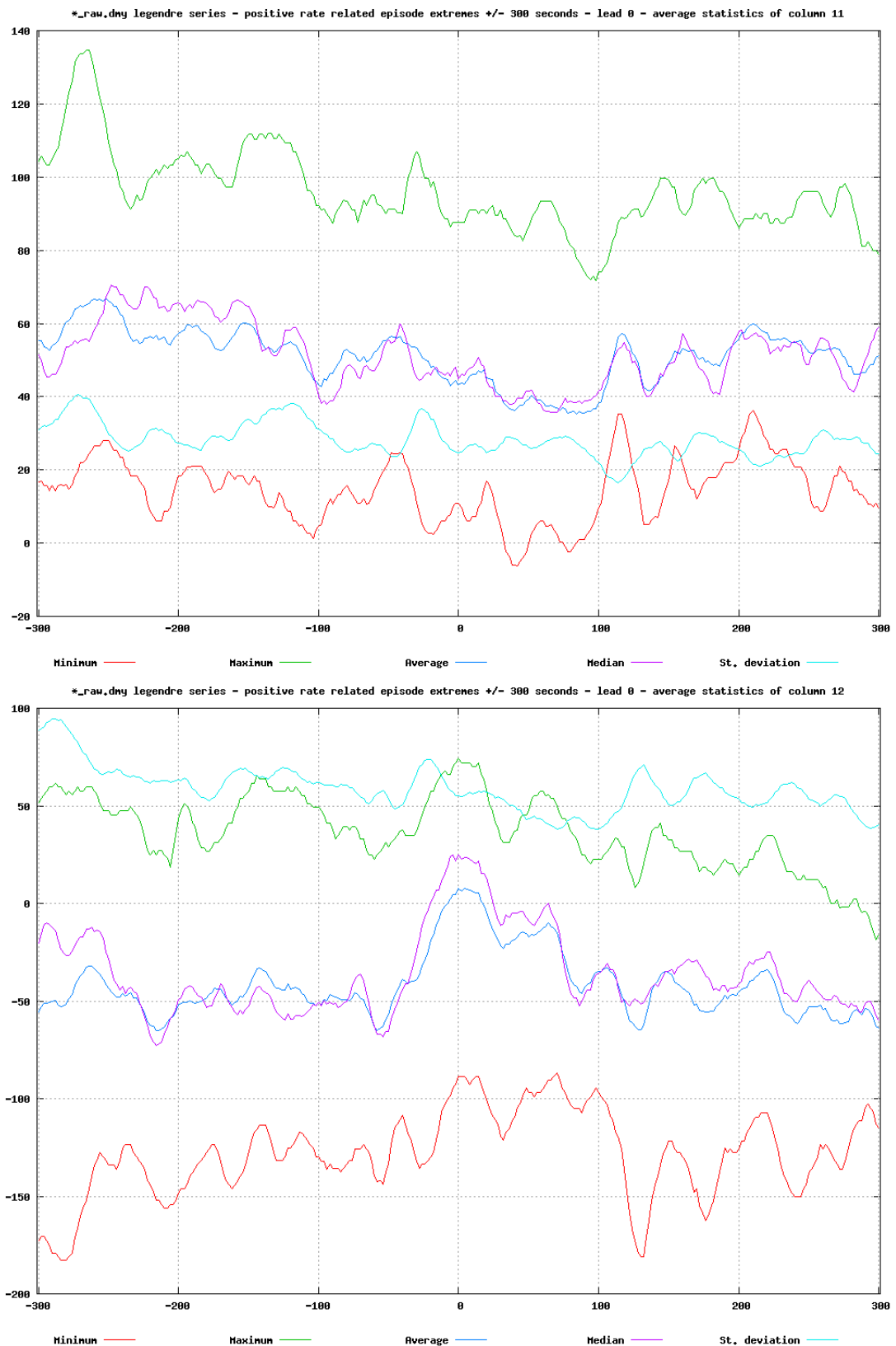
Slika 9-53: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 2. in 3. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



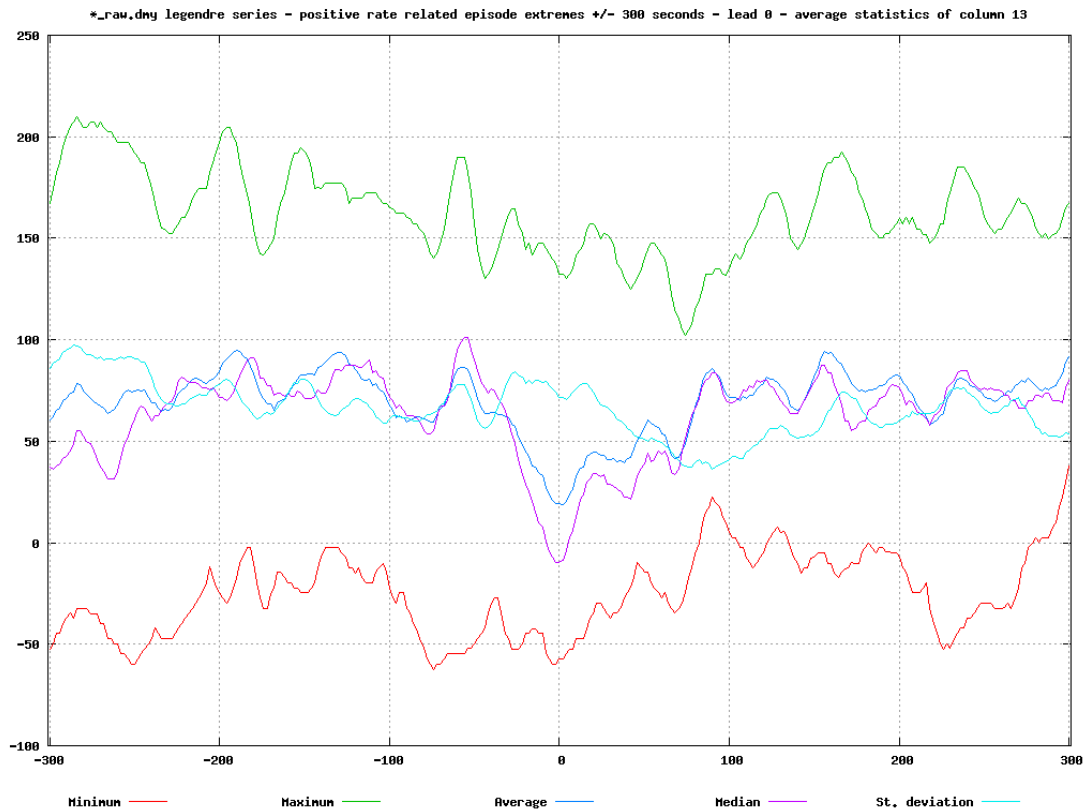
Slika 9-54: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 4. in 5. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



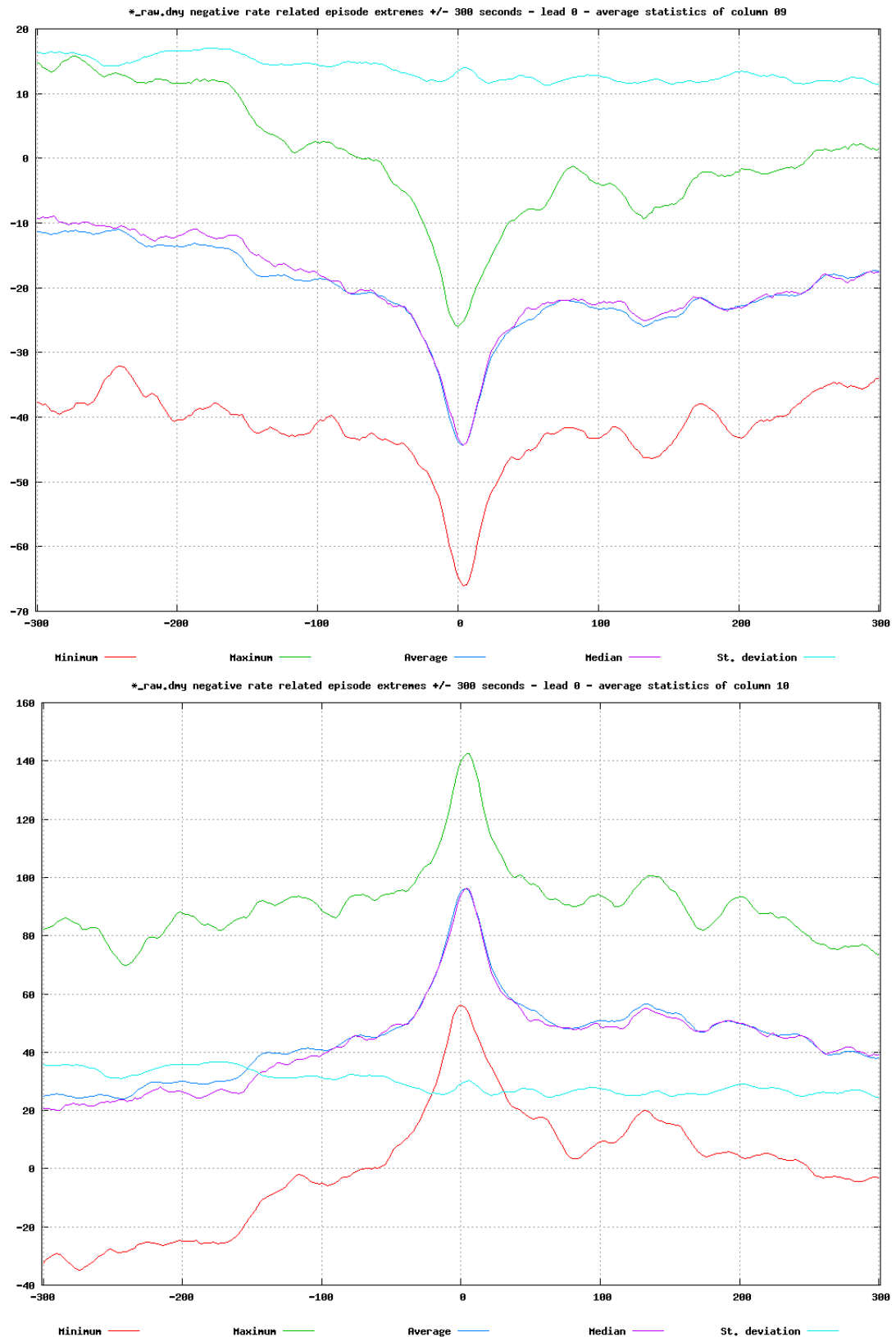
Slika 9-55: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



Slika 9-56: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



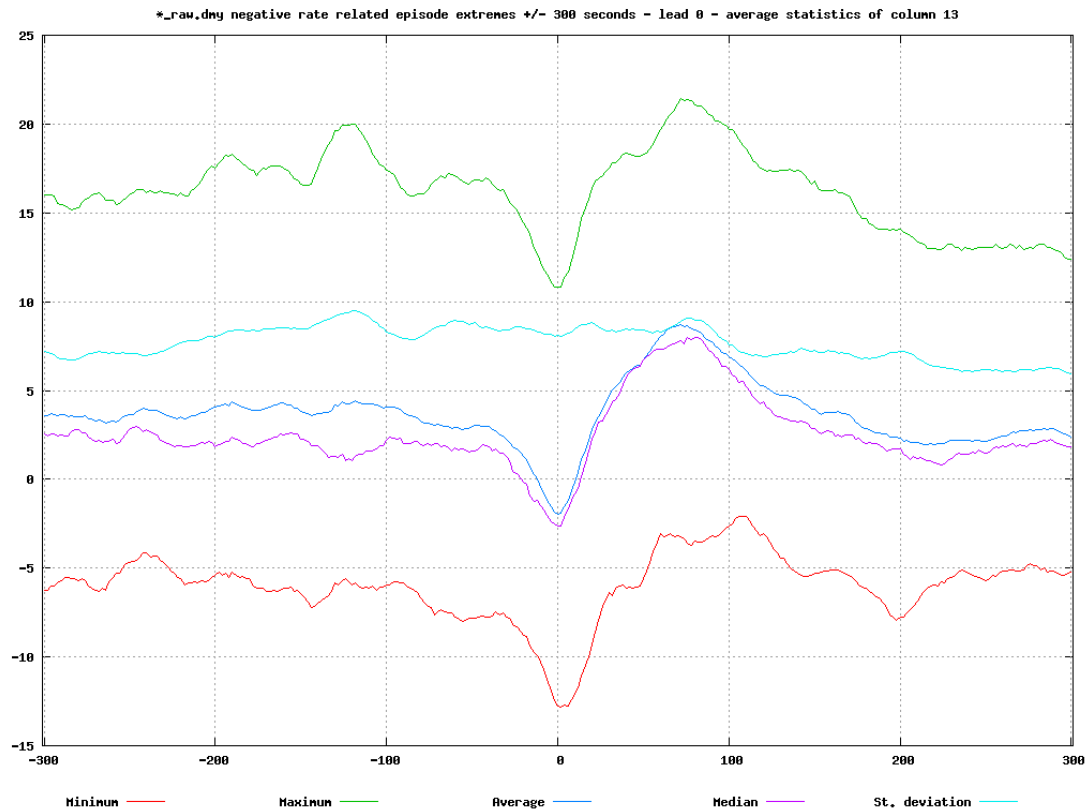
Slika 9-57: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) pozitivnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



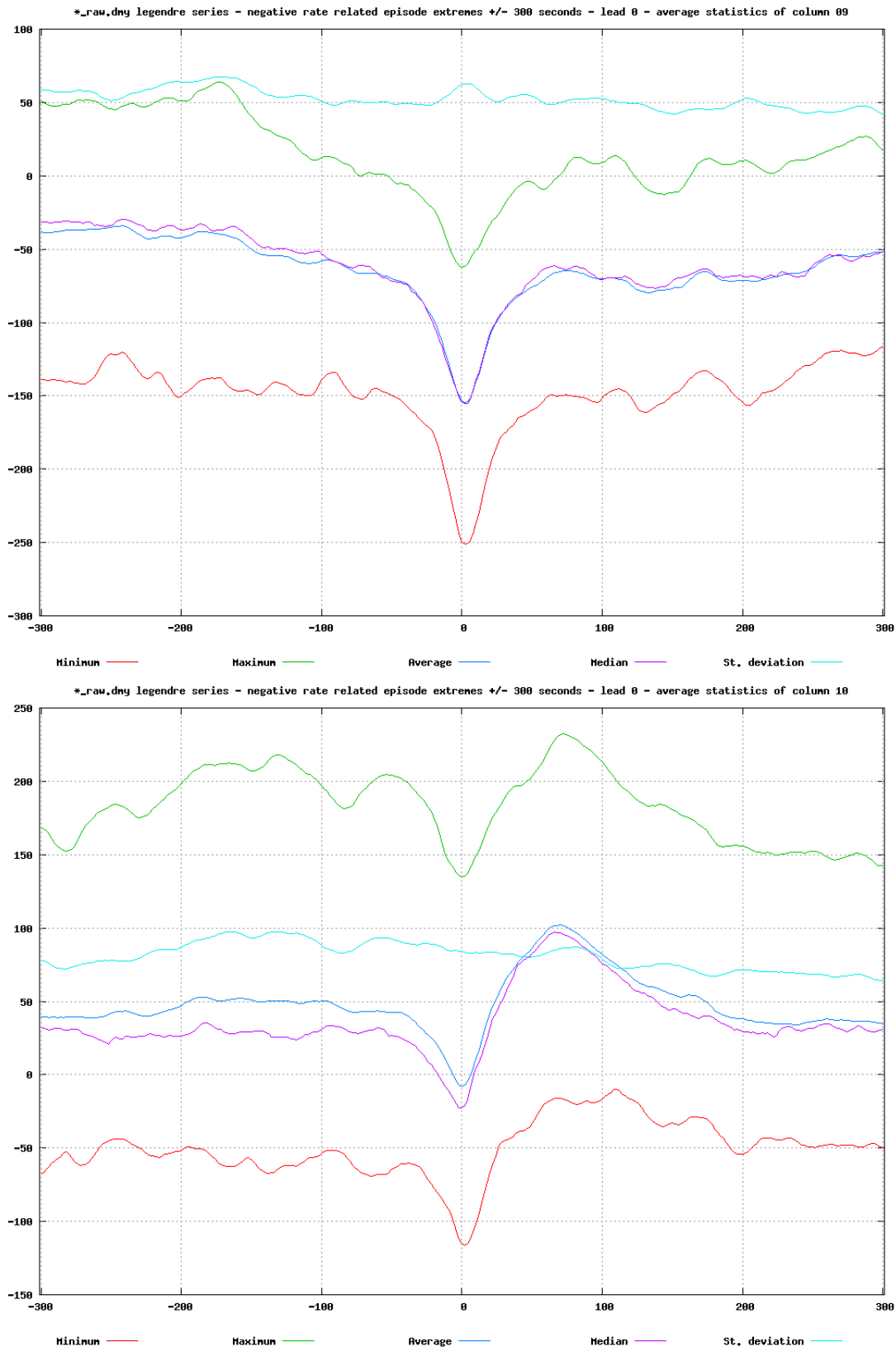
Slika 9-58: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



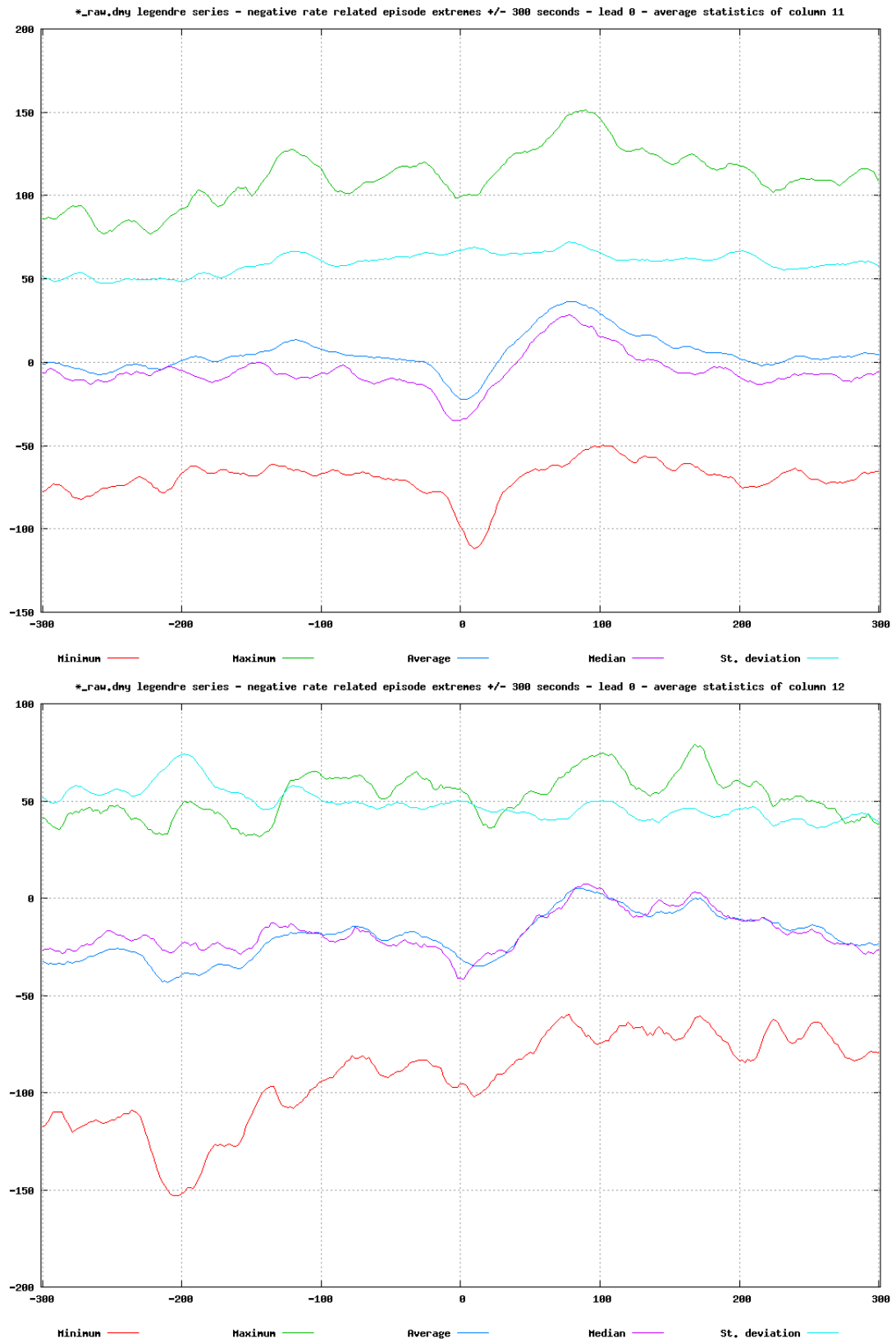
Slika 9-59: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



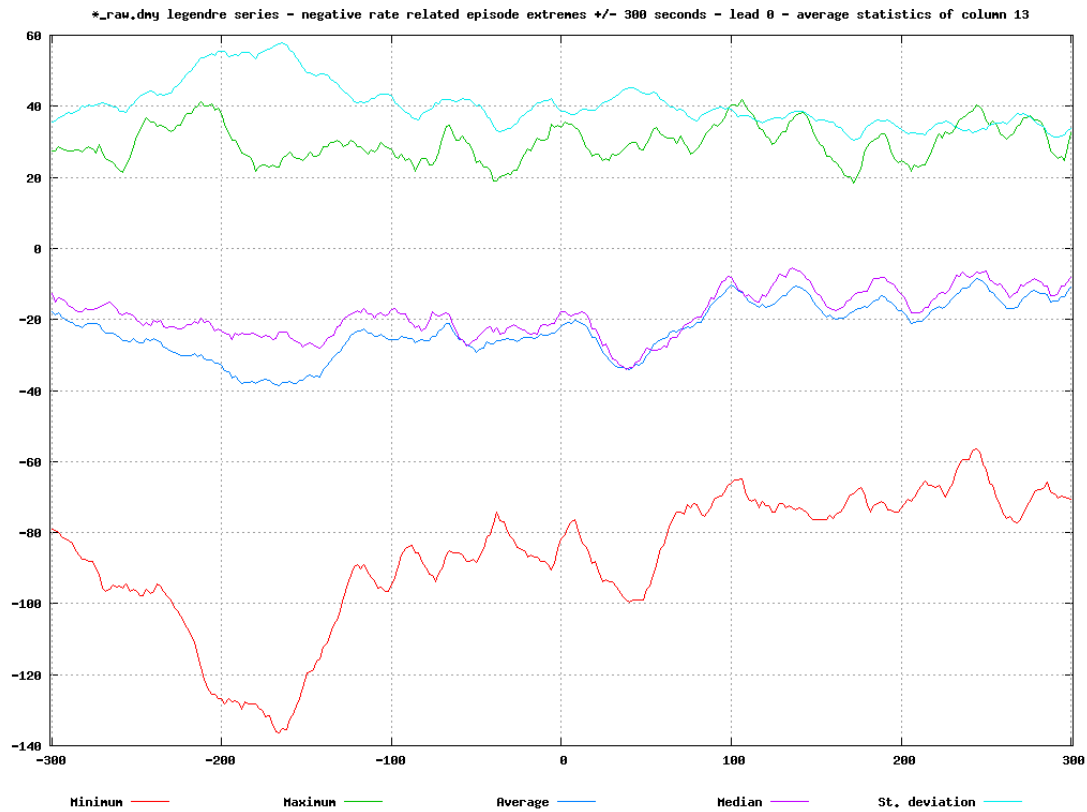
Slika 9-60: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



Slika 9-61: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



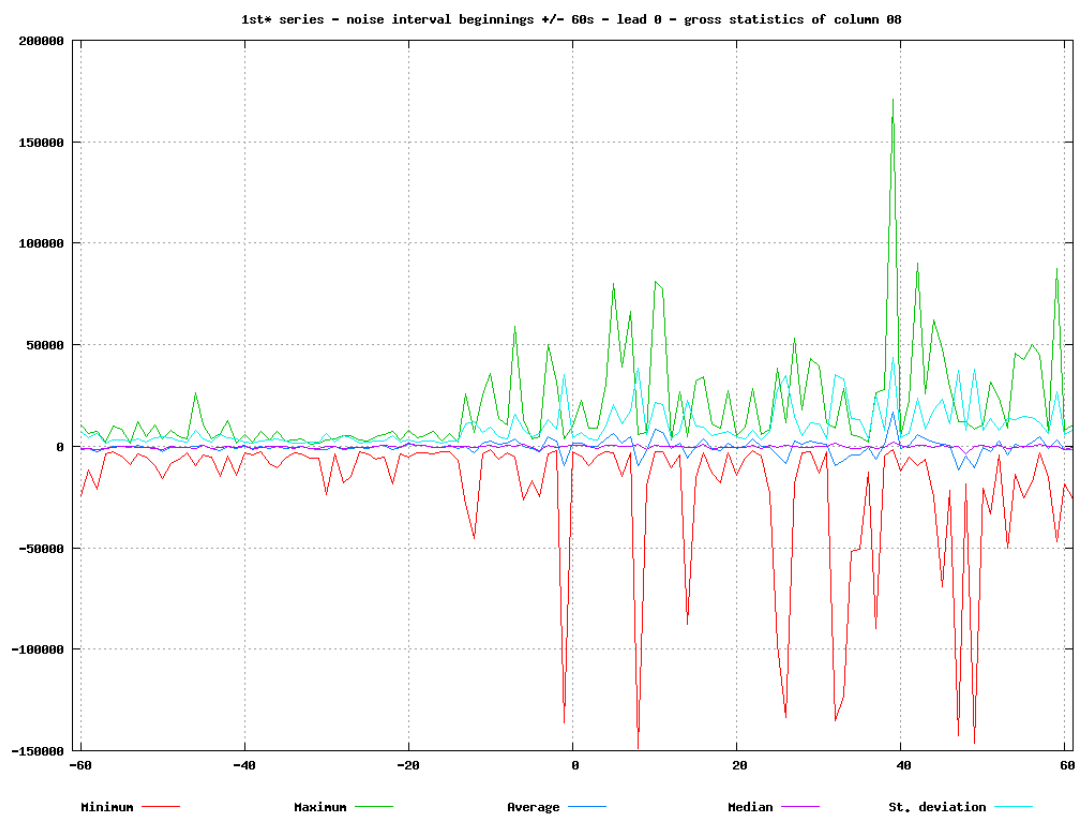
Slika 9-62: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).



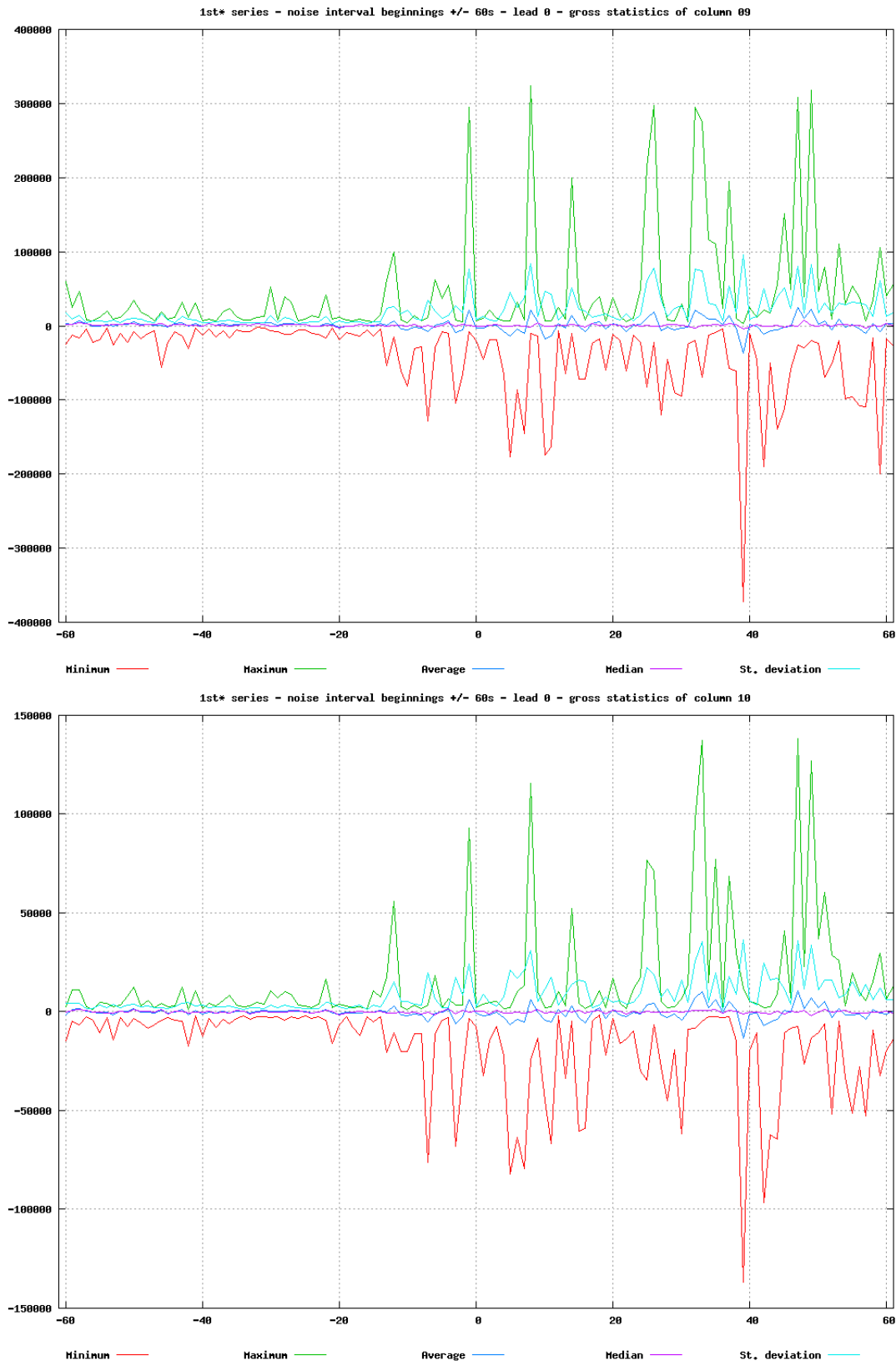
Slika 9-63: Grafi celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) negativnih neishemičnih epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu za izbor posnetkov z izrazito neishemičnimi epizodami (s20011, s20061, s20091, s20141, s20201, s20211, s20221, s20231, s20241, s20521, s20541, s20621, s20631, s20641, s20651).

9.4.4. Šumni srčni utripi

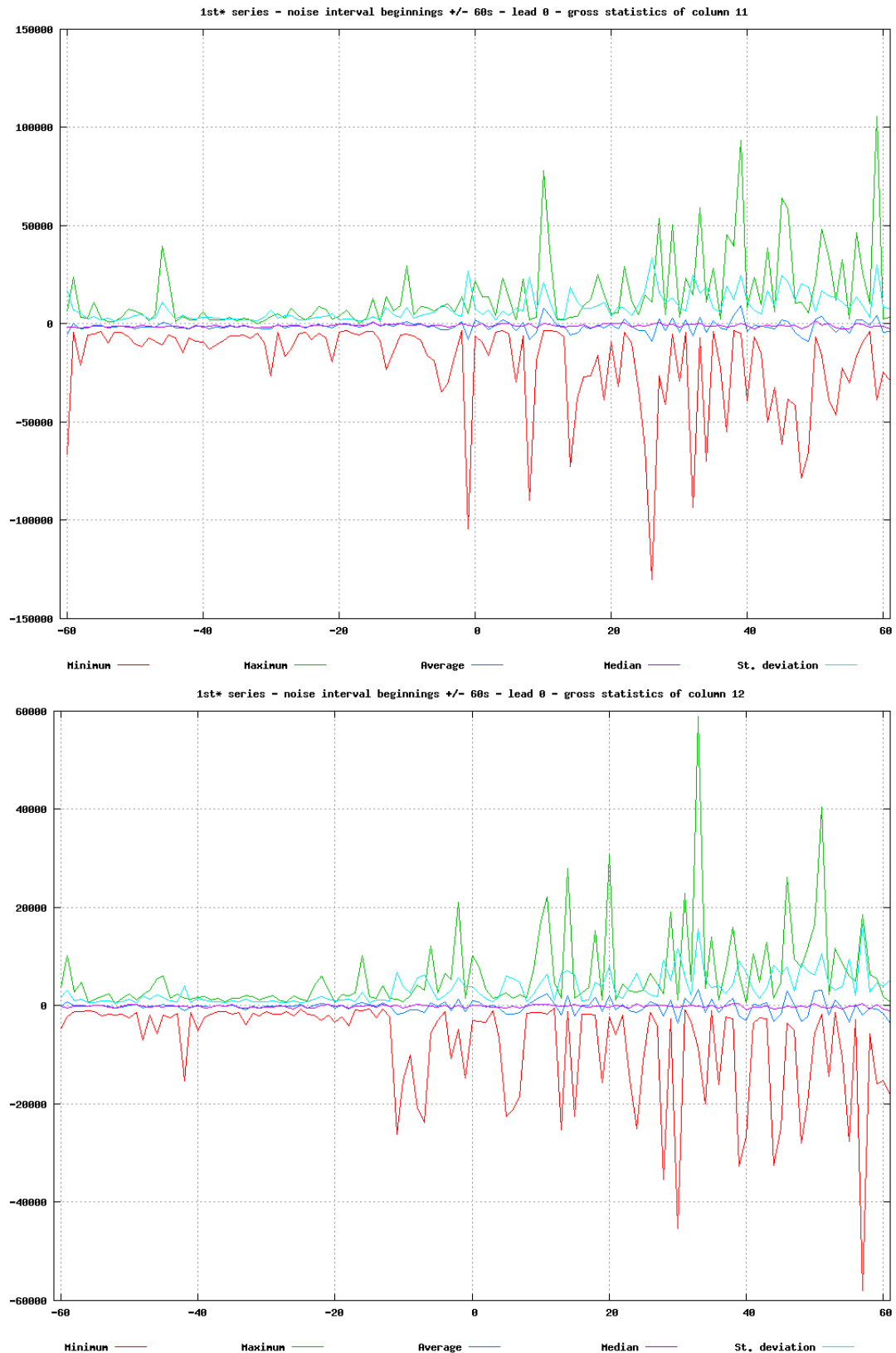
Slike spodaj prikazuje grafe celotnih skupnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) okolice ± 60 s okoli začetkov šumnih intervalov, poravnanih na sredino časovne osi grafa. Iz grafov v nadaljevanju je razvidno, da tako koeficienti transformacije KLT kot tudi LPT omogočajo razločljivost med šumnimi in nešumnimi segmenti ST. Tako lahko pričakujemo, da bodo tudi vektorji značilnik transformacije LPT uporabni za algoritme za izločanje šumnih utripov.



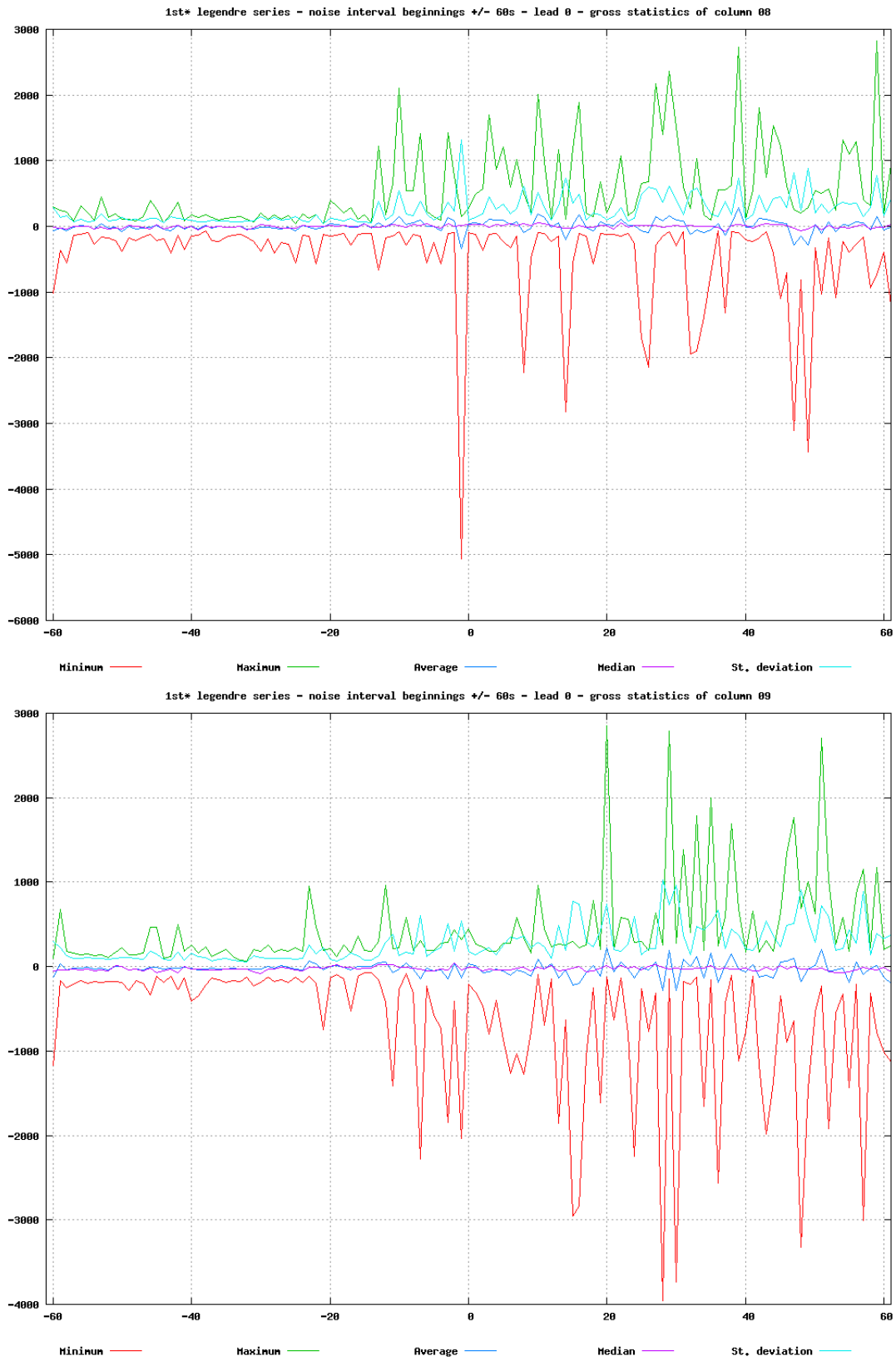
Slika 9-64: Grafi celotnih skupnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) šumnih intervalov v prvem odvodu od 60s pred začetkom do 60s po začetku za vse posnetke baze LTST DB.



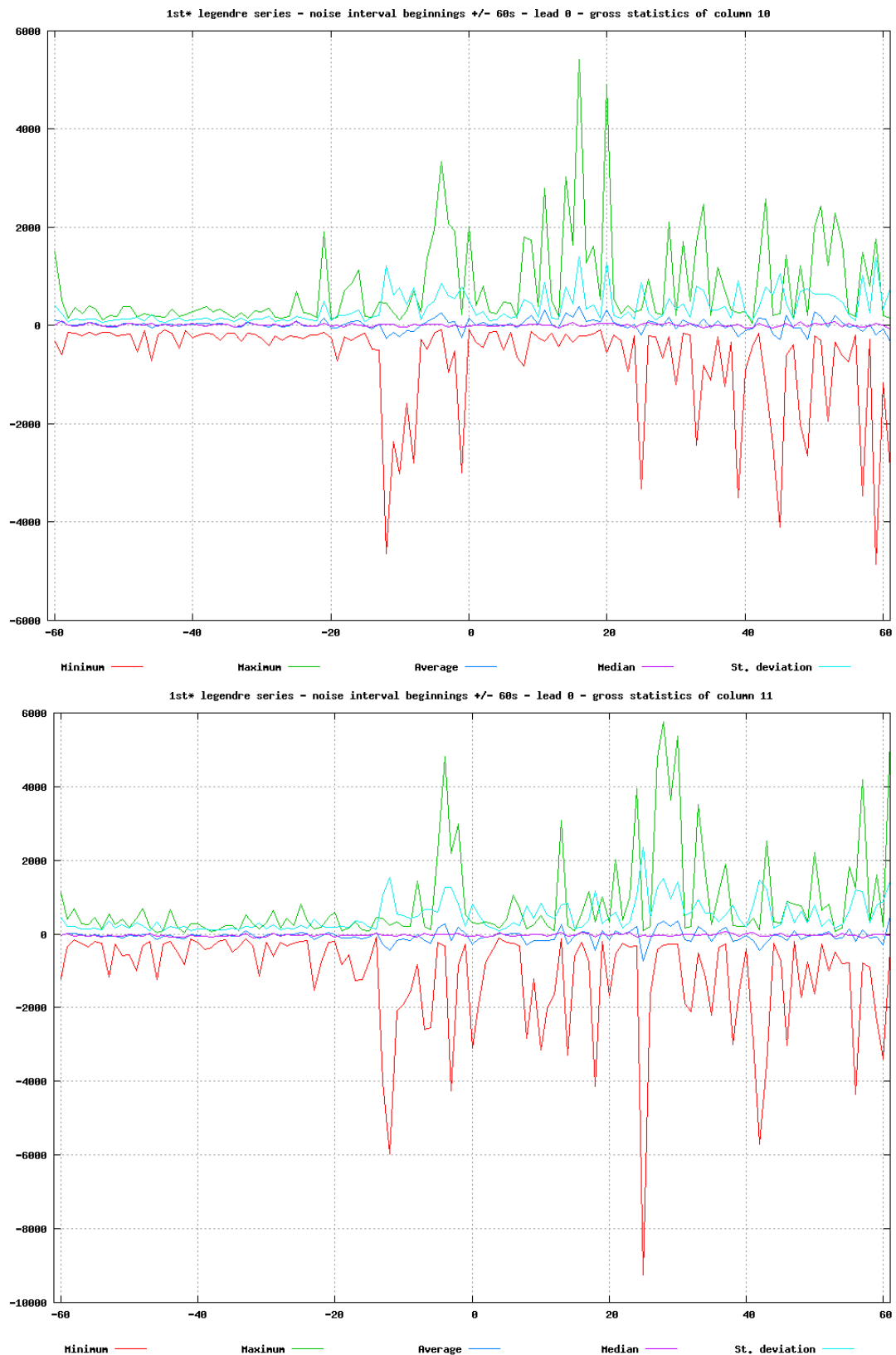
Slika 9-65: Grafi celotnih skupnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 2. in 3. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) šumnih intervalov v prvem odvodu od 60s pred začetkom do 60s po začetku za vse posnetke baze LTST DB.



Slika 9-66: Grafi celotnih skupnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 4. in 5. koeficienta KLT po protokolu A (od zgoraj navzdol) šumnih intervalov v prvem odvodu od 60s pred začetkom do 60s po začetku za vse posnetke baze LTST DB.



Slika 9-67: Grafi celotnih skupnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 1. in 2. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) šumnih intervalov v prvem odvodu od 60s pred začetkom do 60s po začetku za vse posnetke baze LTST DB.



Slika 9-68: Grafi celotnih skupnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. in 4. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) šumnih intervalov v prvem odvodu od 60s pred začetkom do 60s po začetku za vse posnetke baze LTST DB.



Slika 9-69: Grafi celotnih skupnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 5. koeficienta LPT po protokolu A (od zgoraj navzdol) šumnih intervalov v prvem odvodu od 60s pred začetkom do 60s po začetku za vse posnetke baze LTST DB.

POGLAVJE 10

Diskusija

Od novih pridobljenih časovnih vrst vektorjev morfoloških značilnik transformacije KLT na osnovi robustne kovariančne matrike in transformacije na osnovi Legendrovih polinomov LPT pričakujemo izboljšane možnosti na področjih:

- izločanja motenj v signalih EKG,
- razločevanja med ishemičnimi in neishemičnimi epizodami ter
- natančnejše karakterizacije fizioloških procesov, ki se odražajo v segmentu ST,
- možnosti novega diagnostičnega kriterija.

10.1. Izločanje motenj

Študija učinkovitosti algoritmov za izločanje motenj v časovnem prostoru in algoritmov za izločanje motenj v prostoru transformacije KLT je pokazala, da so slednji bistveno učinkovitejši in robustnejši. Zato je toliko večji pomen razvoja novih baznih funkcij KLT s podvojeno frekvenco vzorčenja, na osnovi robustnega postopka izgradnje kovariančne matrike ter na osnovi tako obsežnega nabora učnih podatkov, kot je največja in najpopolnejša mednarodna podatkovna baza elektrokardiografskih signalov LTST DB. Pridobljene nove bazne funkcije so zaradi robustnosti postopka, kljub velikemu naboru različnih vrst in nivojev kakovosti izvornih podatkov, čiste in izrazite, hkrati pa po lastnostih in obliki podobne obstoječim baznim funkcijam, ki so bile pridobljene na sicer mnogo manjši bazi ESC DB.

Algoritmi na osnovi obdelav v časovnem prostoru puščajo v signalih veliko nepravilnosti, ki občutno zmanjšajo natančnost izvedenih časovnih vrst, kot so koeficienti transformacij

KLT in LPT ter meritve nivoja segmenta ST, po drugi strani pa zaradi nizke stopnje robustnosti po filtriranju v signalih po nepotrebem puščajo razmeroma dolge intervale brez utripov. Algoritmi na osnovi prostora transformacije KLT delujejo bolj izostreno, so učinkovitejši in robustnejši.

Transformacija LPT po pričakovanju ni optimalna v smislu vsebovanosti največje možne količine informacije v začetnih koeficientih (za učne razrede vhodnih signalov) tako kot KLT. Zato kakovost reprezentacije in rekonstrukcije segmentov ST pravih čistih srčnih utripov s številom uporabljenih začetnih koeficientov ne narašča tako hitro kot pri KLT oz. s tem enako tako hitro ne pada residualna napaka. Toda razlika v kakovosti rekonstrukcije segmentov ST čistih in šumnih srčnih utripov je kljub temu v podobnem velikostnem razredu kot pri KLT (četudi vendar nekoliko manjša). Zato lahko pričakujemo, da bodo algoritmi za izločanje motenj tudi na osnovi prostora transformacije LPT delovali učinkovito.

10.2. Razločevanje med ishemičnimi in neishemičnimi epizodami

Velika pridobitev transformacije LPT v primerjavi s KLT je možnost neposrednega vpogleda v obliko segmenta ST zgolj s poznavanjem parametrov morfoloških značilnih koeficientov transformacije LPT. Prvi koeficient namreč neposredno govori o elevaciji ali depresiji nivoja segmenta ST, ki je osnovno merilo za določanje epizod odstopanja segmenta ST.

Za razliko od tradicionalnih metod merjenja nivoja segmenta ST v eni sami točki, prvi koeficient transformacije LPT daje povprečni vertikalni odmik oz. energijo celotnega segmenta ST. Slednje se mnogo bolj sklada z naravnim fiziološkim pomenom odmika segmenta ST, kjer je denimo v primeru ishemije v ozadju fiziološki proces (pomanjkanja kisika v srčnem mišičevju), ki poteka prek celotnega segmenta ST srčnega utripa. Meritev nivoja segmenta ST v eni sami točki - četudi delno prilagodljivi glede na srčno frekvenco - daje v primerih različnih oblik segmenta ST, denimo ob povečani srčni frekvenci in pomiku vala T proti kolenu J in ožanju segmenta ST, celo ob primerljivi energiji celotnega segmenta povsem različne in zavajajoče rezultate. Tako tudi v praksi pri različnih algoritmi in sistemih pogosto prihaja do meritev »lažnih« epizod segmenta ST, ki v resnici niso posledica ishemije.

Hkrati z nivojem (ali energijo) segmenta ST je med ishemijo tako nadalje izjemno pomembna tudi njegova oblika, posebno njegov nagib ali ukrivljenost, o čemer neposredno govorita drugi in tretji koeficient transformacije LPT. Drugi koeficient nam podaja stopnjo nagiba, tretji pa stopnjo ukrivljenosti segmenta ST. Na tej osnovi je možno zgolj s spremljanjem poteka časovnih vrst teh morfoloških parametrov oz. vektorja koeficientov transformacije LPT opazovati razvoj določenega fiziološkega procesa.

Predpostavke potrjujejo študije, ki smo jih izvedli v okviru tega dela. Na obliko segmenta ST - in posledično razločevanje med ishemičnimi ali neishemičnimi epizodami - je možno sklepati z opazovanjem prvih treh do petih koeficientov segmenta ST. Razločevanje med ishemičnimi in neishemičnimi epizodami je sicer z algoritmi v časovnem prostoru kompleksen in pogosto omejeno zanesljiv proces. Pomembne razlike in možnosti za razločevanje kažejo tudi študije statistik poteka časovnih vrst vektorjev morfoloških značilnik transformacije LPT, denimo v okolici maksimumov ishemičnih in neishemičnih epizod. Slika 10-1 kaže primerjavo statistike obnašanja 3. koeficienta LPT v okolici (maksimuma) pozitivnih ishemičnih (zgoraj) in »lažnih« neishemičnih epizod (spodaj), kjer je jasno vidna razlika v poteku morfologije.

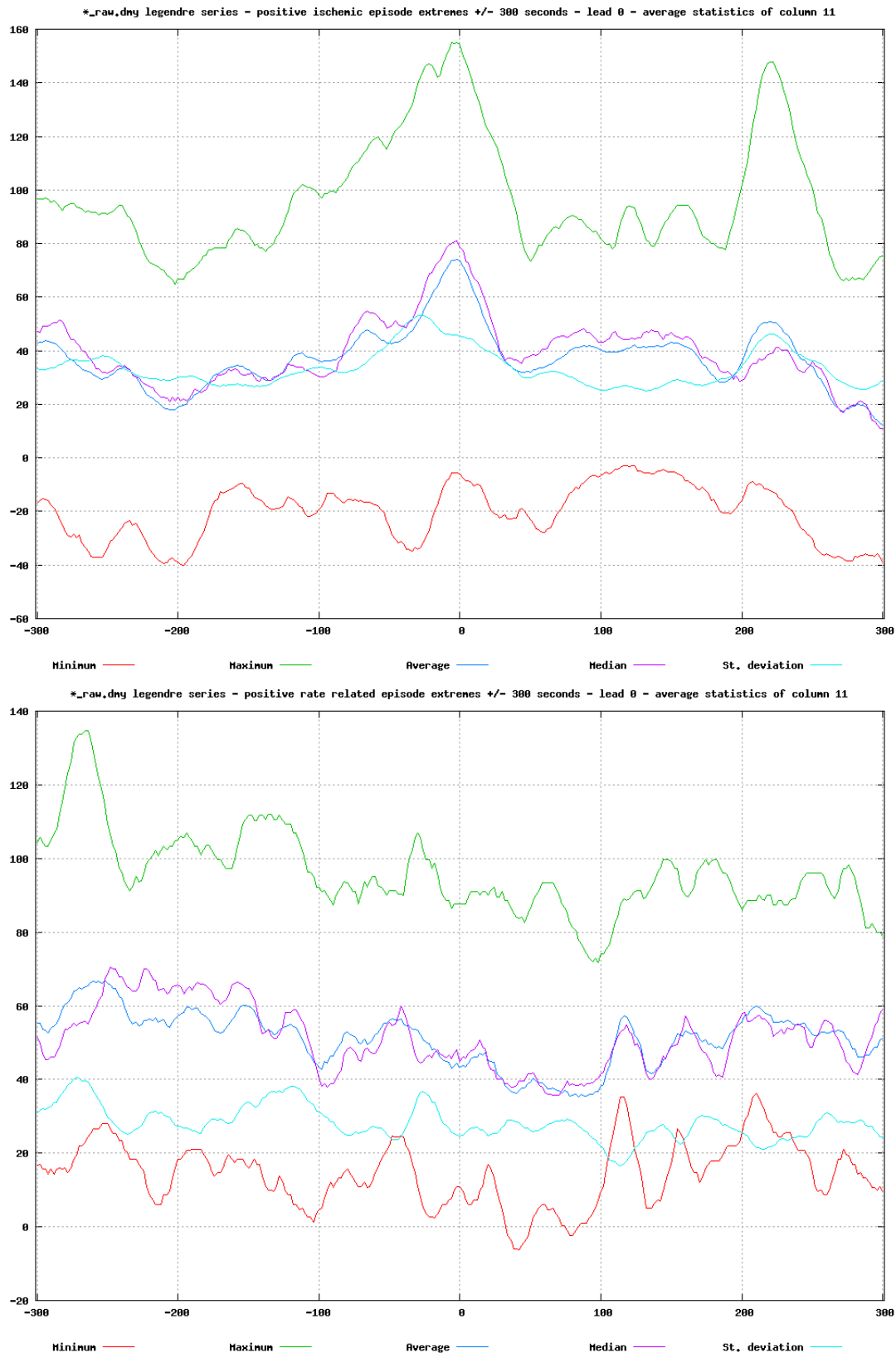
Tako transformacija LPT obeta boljše bodisi strojno bodisi človeško ekspertno obravnavo epizod odstopanj segmenta ST in razločevanje med pravimi ishemičnimi in »lažnimi« neishemičnimi epizodami, oziroma natančnejše zaznavanje zgolj pravih iskanih fizioloških procesov.

10.3. Nadaljnje možnosti natančnejše karakterizacije fizioloških procesov na osnovi transformacij segmenta ST

Pomen do sedaj na tem področju najpogosteje uporabljenih časovnih vrst značilnik morfoloških parametrov - transformacije KLT zaradi njene narave ni enostavno razložljiv oz. razumljiv. Prej je pričakovati, da je informacija o posameznih fizioloških procesih, ki generirajo različne oblike segmenta ST, kompleksno razpršena med različnimi koeficienti. Ti sicer statistično idealno modelirajo učne razrede različnih morfologij, ne upoštevajo pa »a priori« ekspertnega razumevanja fizioloških procesov v ozadju zaznane morfologije.

Bazne funkcije transformacije LPT so idealno matematično čiste in hkrati ustrezajo najpomembnejšim, na osnovi ekspertnega razumevanja fiziologije, prepoznanim lastnostim in oblikam segmenta ST. Zato časovne vrste morfoloških značilnik transformacije LPT omogočajo sledenje razvoja oblike segmenta ST ter s tem razvoja pomembnih fizioloških procesov zgolj s spremljanjem vrednosti prvih 3 do 5 koeficientov.

Kljub temu pa se je potrebno zavedati, da ustreznost transformacije na osnovi Legendrovih polinomov temelji zgolj na predhodnem - že osvojenem - znanju o procesih v ozadju morfologije segmenta ST, pridobljenem bodisi z ekspertnimi raziskavami bodisi statistično, denimo ravno na osnovi opazovanja baznih funkcij KLT (lastnih vektorjev kovariančne matrike). Zato so možnosti odkrivanja novega znanja in zakonitosti (denimo novih neznanih pomembnih fizioloških procesov oz. pomembnih morfologij) na



Slika 10-1: Primerjava grafov celotnih povprečnih statistik (minimum, maksimum, srednja vrednost, mediana, standardna deviacija) poteka 3. koeficienta LPT po protokolu A pozitivnih ishemičnih (zgoraj) in pozitivnih neishemičnih (spodaj) epizod v prvem odvodu od 300s pred maksimumom do 300s po maksimumu (izbor posnetkov z izrazito ishemičnimi in izrazito neishemičnimi epizodami).

osnovi preučevanja časovnih vrst transformacije LPT po vsej verjetnosti bolj omejene v primerjavi s transformacijo KLT. Čeravno jasnost pomena LPT lahko vodi do hitrejših spoznanj v primerjavi s časovnimi vrstami KLT, katerih pomenska interpretacija je kompleksnejša, posebno izven krogov matematičnih oz. računalniških strok, kar je v tako multidisciplinarni znanosti, kot je medicina, vsekakor pomembno.

Hkrati transformacija LPT prinaša nov matematično standardiziran pristop k preučevanju morfologije in lastnosti segmenta ST elektrokardiograma. Bazne funkcije transformacije KLT se namreč med različnimi implementacijami zaradi različnih učnih podatkov lahko znatno razlikujejo. Bazne funkcije transformacije LPT so Legendrovi polinomi in kot takšni predstavljajo nespremenljiv in od implementacije neodvisen standard ter tako zagotavljajo medsebojno primerljivost različnih študij ter njihovih rezultatov.

10.4. Možnosti novega diagnostičnega kriterija

V prvih 3 do 5 koeficientih v prostor LPT transformiranega segmenta ST se tako nakazuje možnost novega diagnostičnega kriterija za določanje ishemije. Za razliko od tradicionalnega določanja ishemije na osnovi točkovnega merjenja nivoja segmenta ST (v točki J+80(60)ms), na takšen način v odločitveni proces vnesemo mnogo več informacije o opazovanem fiziološkem dogajanju, saj sledimo potek spremenjene morfologije celotnega segmenta ST. Klinično pomembna informacija je zgoščena v prvih 3 do 5 koeficientih prostora LPT, urejena v komponente dejanskega fiziološkega pomena ter tako jasno predstavljena in uporabna za vzpostavitev po pričakovanjih dovolj enostavnega odločitvenega modela. Za pričakovati je, da bo takšen model določanja ishemije robustnejši v smislu manjše občutljivosti na motnje v morfologiji, npr. zaradi povečanega srčnega ritma in posledično »lažnih« ishemičnih epizod.

V nadaljnjem delu bomo poskušali vzpostaviti nov odločitveni model za določanje ishemije na osnovi LPT segmenta ST na eni strani z metodami umetne inteligence, na drugi strani pa z natančnejšo karakterizacijo obnašanja koeficientov ob fiziološko izrazitih morfologijah v sodelovanju s kardiološkimi eksperti. Nove odločitvene modele bo za tem potrebno kritično ovrednotiti v klinični praksi.

POGLAVJE 11

Sklep

Opravljenе študije tako transformacije na osnovi novih z robustno kovariančno matriko prek celotne baze LTST DB pridobljenih baznih funkcij KLT kot transformacije na osnovi Legendrovih polinomov LPT so pokazale več pomembnih pridobitev na področjih robustnega izločanja motenj, razločevanja med ishemičnimi in neishemičnimi epizodami ter karakterizacije in preučevanja fizioloških procesov v segmentu ST elektrokardiograma.

Potrdili smo hipotezo, da so Legendrovi polinomi zaradi svoje podobnosti baznim funkcijam transformacije Karhunenena in Loèveja segmenta ST ter hkrati ortogonalnosti pri konstantni utežni funkciji prav tako lahko dobra baza za dekompozicijo osnovnega signala segmenta ST v fiziološko pomembne komponente ter različne nadaljnje analize na tej osnovi.

Karakterizacija klinično pomembnih sprememb oblik segmenta ST elektrokardiograma potrjuje, da so posebno časovne vrste LPT, kot tudi KLT, uporabne za diagnostiko fizioloških procesov, ki so v ozadju posameznih oblik segmenta ST. Izkaže se, da transformacija na osnovi Legendrovih polinomov LPT tudi v praksi resnično omogoča učinkovit neposreden vpogled v pomembne elemente sprememb morfologije segmenta ST v časovnem prostoru neposredno iz transformiranega prostora časovnih vrst značilnih morfoloških parametrov transformacije LPT. Slednje med drugim obeta dobre možnosti za zanesljivejše razločevanje med ishemičnimi in neishemičnimi procesi, kar je pomembna naloga v sodobni kardiologiji. Izvedene statistične analize časovnih vrst LPT in KLT v okolici začetkov in maksimumov ishemičnih in neishemičnih epizod segmenta ST posebno za LPT dodatno potrjujejo dobre možnosti za razločevanje med ishemičnimi in neishemičnimi procesi.

S transformacijo LPT segmenta ST se tako kažejo možnosti razvoja novega diagnostičnega kriterija, ki z upoštevanjem celotne morfologije segmenta ST za razliko od tradicionalnega točkovnega merjenja in zahtevne nadaljnje obdelave v časovnem

prostoru obeta zanesljivejše odločanje, enostavnejše procesiranje in enostavnejše diagnosticiranje.

Izvedena študija učinkovitosti delovanja algoritmov za izločanje šumnih srčnih utripov v časovnem prostoru in v prostoru transformacije KLT nadalje izpostavlja pomen razvoja kakovostnih transformacij segmenta ST, ki iz slednjega izluščijo koristne informacije ter jih predstavijo na ustrezen način. Študija namreč potrjuje hipotezo, da je izločanje motenj v tako procesiranih podatkih mnogo učinkovitejše in robustnejše.

Izračunane časovne vrste vektorjev značilk morforloških parametrov transformacij LPT so bile dodane k bazi LTST DB in so poslej prosto dostopne prek spleta za nadaljnje študije (<http://www.physionet.org/physiobank/database/ltstdb/>), nove časovne vrste vektorjev značilk morforloških parametrov transformacij KLT pa so prav tako v postopku dodajanja na spletno stran Physionet.

POGLAVJE 12

Priloge

12.1. Opis formata zapisa časovnih vrst vektorjev značilk morfoloških parametrov LPT v podatkovni bazi LTST DB

Nove vrste značilk morfoloških parametrov transformacije LPT po protokolu C so za vsak posamezni posnetek shranjene v novih standardnih datotekah sXYYYYZ.loc (nenormalizirane časovne vrste) in sXYYYYZ.noc (s standardno deviacijo normalizirane časovne vrste) podatkovne baze LTST DB. X pomeni število odvodov, vsebovanih v datoteki (2 ali 3), YYY je številka pacienta, Z pa številka posnetka tega pacienta.

Datoteka je zapisana v enostavnem ASCII besedilnem formatu s podatki za posamezni časovni indeks v posamezni vrstici. V vrsticah so podatki urejeni v stolpce, ločene z znakom presledek, kot sledi:

1. stolpec: časovni indeks (Aristotle-jeva referenčna točka utripa)
2. stolpec: 1. normalizirani koeficient LPT za odvod 0 (pomnožen s 100)
3. stolpec: 2. normalizirani koeficient LPT za odvod 0 (pomnožen s 100)
4. stolpec: 3. normalizirani koeficient LPT za odvod 0 (pomnožen s 100)
5. stolpec: 4. normalizirani koeficient LPT za odvod 0 (pomnožen s 100)
6. stolpec: 5. normalizirani koeficient LPT za odvod 0 (pomnožen s 100)
7. stolpec: 6. normalizirani koeficient LPT za odvod 0 (pomnožen s 100)
8. stolpec: 7. normalizirani koeficient LPT za odvod 0 (pomnožen s 100)
9. stolpec: 8. normalizirani koeficient LPT za odvod 0 (pomnožen s 100)
10. stolpec: 9. normalizirani koeficient LPT za odvod 0 (pomnožen s 100)
11. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 1 koeficienti LPT za odvod 0
12. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 2 koeficienti LPT za odvod 0
13. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 3 koeficienti LPT za odvod 0

- 14. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 4 koeficienti LPT za odvod 0
- 15. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 5 koeficienti LPT za odvod 0
- 16. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 6 koeficienti LPT za odvod 0
- 17. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 7 koeficienti LPT za odvod 0
- 18. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 8 koeficienti LPT za odvod 0
- 19. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 9 koeficienti LPT za odvod 0

- 20. stolpec: 1. normalizirani koeficient LPT za odvod 1 (pomnožen s 100)
- 21. stolpec: 2. normalizirani koeficient LPT za odvod 1 (pomnožen s 100)
- 22. stolpec: 3. normalizirani koeficient LPT za odvod 1 (pomnožen s 100)
- 23. stolpec: 4. normalizirani koeficient LPT za odvod 1 (pomnožen s 100)
- 24. stolpec: 5. normalizirani koeficient LPT za odvod 1 (pomnožen s 100)
- 25. stolpec: 6. normalizirani koeficient LPT za odvod 1 (pomnožen s 100)
- 26. stolpec: 7. normalizirani koeficient LPT za odvod 1 (pomnožen s 100)
- 27. stolpec: 8. normalizirani koeficient LPT za odvod 1 (pomnožen s 100)
- 28. stolpec: 9. normalizirani koeficient LPT za odvod 1 (pomnožen s 100)

- 29. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 1 koeficienti LPT za odvod 1
- 30. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 2 koeficienti LPT za odvod 1
- 31. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 3 koeficienti LPT za odvod 1
- 32. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 4 koeficienti LPT za odvod 1
- 33. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 5 koeficienti LPT za odvod 1
- 34. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 6 koeficienti LPT za odvod 1
- 35. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 7 koeficienti LPT za odvod 1
- 36. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 8 koeficienti LPT za odvod 1
- 37. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 9 koeficienti LPT za odvod 1

V posnetkih s 3 odvodi so nadaljnji stolpci 38 – 55, ki predstavljajo:

- 38. stolpec: 1. normalizirani koeficient LPT za odvod 2 (pomnožen s 100)
 - 39. stolpec: 2. normalizirani koeficient LPT za odvod 2 (pomnožen s 100)
 - 40. stolpec: 3. normalizirani koeficient LPT za odvod 2 (pomnožen s 100)
 - 41. stolpec: 4. normalizirani koeficient LPT za odvod 2 (pomnožen s 100)
 - 42. stolpec: 5. normalizirani koeficient LPT za odvod 2 (pomnožen s 100)
 - 43. stolpec: 6. normalizirani koeficient LPT za odvod 2 (pomnožen s 100)
 - 44. stolpec: 7. normalizirani koeficient LPT za odvod 2 (pomnožen s 100)
 - 45. stolpec: 8. normalizirani koeficient LPT za odvod 2 (pomnožen s 100)
 - 46. stolpec: 9. normalizirani koeficient LPT za odvod 2 (pomnožen s 100)
-
- 47. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 1 koeficienti LPT za odvod 2
 - 48. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 2 koeficienti LPT za odvod 2
 - 49. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 3 koeficienti LPT za odvod 2
 - 50. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 4 koeficienti LPT za odvod 2

- 51. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 5 koeficienti LPT za odvod 2
- 52. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 6 koeficienti LPT za odvod 2
- 53. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 7 koeficienti LPT za odvod 2
- 54. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 8 koeficienti LPT za odvod 2
- 55. stolpec: residualna napaka rekonstrukcije s prvimi 9 koeficienti LPT za odvod 2

Nove datoteke z novimi časovnimi vrstami značilik morfoloških parametrov LPT so dostopne na strežniku Physionet (<http://www.physionet.org/physiobank/database/ltstdb/>).

12.2. Opis formata zapisa časovnih vrst vektorjev značilnik morfoloških parametrov KLT v podatkovni bazi LTST DB

Nove normalizirane vrste značilnik morfoloških parametrov transformacije KLT so za vsak posamezni posnetek shranjene v standardnih datotekah sXYYYYZ_fin.klQ in sXYYYYZ_raw.klQ podatkovne baze LTST DB. Prve vsebujejo izvirne funkcije na posameznih srčnih utripih, druge pa so prevzorčene na frekvenco vzorčenja 0,5 vzorcev/s in nadalje glajene z drsečim povprečenjem širine 7 vzorcev. X pomeni število odvodov, vsebovanih v datoteki (2 ali 3), YYY je številka pacienta, Z številka posnetka tega pacienta, Q pa pomeni vrsto baznih funkcij in posledično število časovnih vrst (Q="a": dva odvoda skupaj kot ena funkcija – za oba odvoda skupaj ena množica časovnih vrst, Q="b": vsak odvod ločeno – za vsak odvod svoja množica časovnih vrst, Q="c": dva odvoda skupno – za vsak odvod svoja množica časovnih vrst).

Datoteke so zapisane v enostavnem ASCII besedilnem formatu s podatki za posamezni časovni indeks v posamezni vrstici. V vrsticah so podatki urejeni v stolpce, ločene z znakom presledek.

Struktura stolpcev v datotekah sXYYYYZ_fin.klQ:

1. stolpec: časovni indeks (Aristotle-jeva referenčna točka utripa)
2. stolpec: srčna frekvenca (št. utripov/min)
3. stolpec: nivo segmenta ST v točki J+80(60) za odvod 0 ($20 = 100\mu\text{V}$)
4. stolpec: nivo segmenta ST v točki J+80(60) za odvod 1 ($20 = 100\mu\text{V}$)
5. stolpec: nivo segmenta ST v točki J+80(60) za odvod 2 ($20 = 100\mu\text{V}$)
6. stolpec: nivo segmenta ST v točki J+20 za odvod 0 ($20 = 100\mu\text{V}$)
7. stolpec: nivo segmenta ST v točki J+20 za odvod 1 ($20 = 100\mu\text{V}$)
8. stolpec: nivo segmenta ST v točki J+20 za odvod 2 ($20 = 100\mu\text{V}$)
9. stolpec: 1. normalizirani koeficient KLT segmenta ST (pomnožen s 100)
10. stolpec: 2. normalizirani koeficient KLT segmenta ST (pomnožen s 100)
11. stolpec: 3. normalizirani koeficient KLT segmenta ST (pomnožen s 100)
12. stolpec: 4. normalizirani koeficient KLT segmenta ST (pomnožen s 100)
13. stolpec: 5. normalizirani koeficient KLT segmenta ST (pomnožen s 100)
14. stolpec: funkcija mahalabisove razdalje segmenta ST (prvih 5 koeficientov, pomnožena s 100)

datoteke ».kla«:

- 15. stolpec: 1. normalizirani koeficient KLT kompleksa QRS (pomnožen s 100)
- 16. stolpec: 2. normalizirani koeficient KLT kompleksa QRS (pomnožen s 100)
- 17. stolpec: 3. normalizirani koeficient KLT kompleksa QRS (pomnožen s 100)
- 18. stolpec: 4. normalizirani koeficient KLT kompleksa QRS (pomnožen s 100)
- 19. stolpec: 5. normalizirani koeficient KLT kompleksa QRS (pomnožen s 100)
- 20. stolpec: funkcija mahalnobisove razdalje kompleksa QRS (prvih 5 koeficientov, pomnožena s 100)

datoteke ».klb« in ».klc«:

- 15. stolpec: 1. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100) (2. odvod)
- 16. stolpec: 2. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100) (2. odvod)
- 17. stolpec: 3. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100) (2. odvod)
- 18. stolpec: 4. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100) (2. odvod)
- 19. stolpec: 5. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100) (2. odvod)
- 20. stolpec: funkcija mahalnobisove razdalje segmenta ST (prvih 5 koeficientov, pomnožena s 100) (2. odvod)

- 21. stolpec: položaj začetka vala P (glede na Aristotle-jevo referenčno točko)
- 15. stolpec: položaj konca vala P
- 16. stolpec: položaj izoelektričnega nivoja
- 17. stolpec: položaj vala Q
- 18. stolpec: položaj točke J
- 19. stolpec: položaj začetka vala T
- 20. stolpec: položaj maksimuma vala T
- 21. stolpec: položaj konca vala T

Struktura stolpcev v datotekah sYYYYZ_raw.klQ:

- 1. stolpec: časovni indeks (Aristotle-jeva referenčna točka utripa)
- 2. stolpec: srčna frekvenca (št. utripov/min)
- 3. stolpec: nivo segmenta ST v točki J+80(60) za odvod 0 ($20 = 100\mu\text{V}$)
- 4. stolpec: nivo segmenta ST v točki J+80(60) za odvod 1 ($20 = 100\mu\text{V}$)
- 5. stolpec: nivo segmenta ST v točki J+80(60) za odvod 2 ($20 = 100\mu\text{V}$)
- 6. stolpec: nivo segmenta ST v točki J+20 za odvod 0 ($20 = 100\mu\text{V}$)
- 7. stolpec: nivo segmenta ST v točki J+20 za odvod 1 ($20 = 100\mu\text{V}$)
- 8. stolpec: nivo segmenta ST v točki J+20 za odvod 2 ($20 = 100\mu\text{V}$)

9. stolpec: 1. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100)
10. stolpec: 2. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100)
11. stolpec: 3. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100)
12. stolpec: 4. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100)
13. stolpec: 5. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100)
14. stolpec: funkcija mahalabisove razdalje segmenta ST (prvih 5 koeficientov, pomnožena s 100)

datoteke ».kla«:

15. stolpec: 1. normalizirani koeficient KLT kompleksa QRS (pomnožen s 100)
16. stolpec: 2. normalizirani koeficient KLT kompleksa QRS (pomnožen s 100)
17. stolpec: 3. normalizirani koeficient KLT kompleksa QRS (pomnožen s 100)
18. stolpec: 4. normalizirani koeficient KLT kompleksa QRS (pomnožen s 100)
19. stolpec: 5. normalizirani koeficient KLT kompleksa QRS (pomnožen s 100)
20. stolpec: funkcija mahalabisove razdalje kompleksa QRS (prvih 5 koeficientov, pomnožena s 100)

datoteke ».klb« in ».klc«:

15. stolpec: 1. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100) (2. odvod)
16. stolpec: 2. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100) (2. odvod)
17. stolpec: 3. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100) (2. odvod)
18. stolpec: 4. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100) (2. odvod)
19. stolpec: 5. normalizirani koeficient KLT segnemta ST (pomnožen s 100) (2. odvod)
20. stolpec: funkcija mahalabisove razdalje segmenta ST (prvih 5 koeficientov, pomnožena s 100) (2. odvod)

Nove datoteke z novimi časovnimi vrstami značilk morfoloških parametrov KLT bodo poslej dostopne na strežniku Physionet (<http://www.physionet.org/physiobank/database/ltstdb/>). Prenos novih datotek na strežnik Physionet je v teku.

Literatura in drugi viri

- [1] Taddei, A., Distanto, G., Emdin, M., Pisani, P., Moody, G. B., Zeelenberg, C., and Marchesi, C. (1992): The European ST-T database: standard for evaluating systems for the analysis of ST-T changes in ambulatory electrocardiography, *Eur. Heart J.* **1992** (Vol.13): 1164-1172.
- [2] Jager, F., Taddei, A., Moody, G. B., Emdin, M., Antolič, G., Dorn, R., Smrdel, A., Marchesi, C., Mark, R. G. (2003): Long-term ST database: A reference for the development and evaluation of automated ischaemia detectors and for the study of the dynamics of myocardial ischaemia, *Medical & Biological Engineering & Computing* **2003** (41): 172-182.
- [3] Kumar, P., Clark, M. (1994): *Clinical medicine: A textbook for medical students and doctors*, Bailliere Tindall, London.
- [4] Jager, F., Mark, R. G., Moody, G. B., Divjak, S. (1992): Analysis of transient ST segment changes during ambulatory ECG monitoring using the Karhunen-Loève transform, *Computers in Cardiology* **1992**: 691-694.
- [5] Moody, G. B., Mark, R. G. (1990): QRS morphology representation and noise estimation using the Karhunen-Loève transform, *Computers in Cardiology* **1989**: 269-272.
- [6] Buemi, M., Macerata, A., Taddei, A., Varanini, M., Emdin, M., Marchesi, C. (1991): Monitoring Patient Status Through Principal Components Analysis, *Computers in Cardiology* **1991**: 385-388.
- [7] Jager, F., Moody, G. B., Mark, R. G. (1998): Detection of transient ST segment episodes during ambulatory ECG monitoring, *Comput. Biomed. Res.* **1998** (31): 305-22.
- [8] Smrdel, A., Jager, F. (2004): Automated detection of transient ST-segment episodes in 24 h electrocardiograms, *Medical & Biological Engineering & Computing* **2004** (42): 303-311.
- [9] Laguna, P., Moody, G. B., Mark, R. G. (1994): Analysis of the cardiac repolarization period using the KL transform: applications on the ST-T database, *Computers in Cardiology* **1994**: 233-236.

- [10] García, J., Lander, P., Sörnmo, L., Olmos, S., Wagner, G., Laguna, P. (1998): Comparative study of local and Karhunen-Loève based ST-T indexes in recordings from human subjects with induced myocardial ischemia, *Comput. Biomed. Res.* **1998** (31): 271-292.
- [11] Laguna, P., Moody, G. B., García, J., Goldberger, A. L., Mark, R. G. (1999): Analysis of the ST-T complex of the electrocardiogram using the Karhunen-Loève transform: adaptive monitoring and alternans detection, *Medical & Biological Engineering & Computing* **1999** (37): 175-189.
- [12] Hampel, F. R., Ronchetti, E. M., Rousseeuw, P. J., Stahel, W. A. (1986): Robust Statistics, *John Wiley & Sons*, New York.
- [13] Weisstein, E. W.: Chebyshev Polynomial of the First Kind, *MathWorld—A Wolfram Web Resource*, dostopno na: <http://mathworld.wolfram.com/ChebyshevPolynomialoftheFirstKind.html>
- [14] Weisstein, E. W.: Legendre Polynomial, *MathWorld—A Wolfram Web Resource*, dostopno na: <http://mathworld.wolfram.com/LegendrePolynomial.html>
- [15] Oefinger, M. B. (2006): *Monitoring Transient Repolarization Segment Morphology Deviations in Mouse ECG*, Ph.D. Thesis, Massachusetts Institute of Technology.
- [16] Dorn, R., Jager, F. (2004): Semia: semi-automatic interactive graphic editing tool to annotate ambulatory ECG records, *Comput. methods programs biomed.* **2004** (75, no. 3): 235-249.
- [17] Jager, F. (2002): Feature Extraction and Shape Representation of Ambulatory Electrocardiogram Using the Karhunen-Loève Transform, *Electrotechnical Review* **2002** (April).
- [18] Jager, F., Moody, G. B., Taddei, A., Mark, R. G. (1991): Performance measures for algorithms to detect transient ischemic ST segment changes, *Computers in cardiology, Proceedings September 1991* (23-26), Venice, Italy. Los Alamitos. IEEE Computer Society Press, 1991: 369-372.
- [19] Smrdel, A., Jager, F. (2002): Advanced Detection of ST Segment Episodes in 24-Hour Ambulatory ECG Data by Automated Tracking of Transistent ST Segment Reference Level, *Computers in Cardiology, Memphis Sept 2002* (22-25), 2002, IEEE Pres, Piscataway, NJ: 325-328.
- [20] Moody, G. B., Mark, R. G. (1991): The MIT-BIH Arrhythmia database on CD-ROM and software for use with it, *Comput. Cardiol.* **1990**: 185-188.
- [21] Moody, G. B. (2003): *WFDB Programmer's Guide* (Tenth Edition), 6 May **2003**, dostopno na: <http://www.physionet.org/physiotools/wpg/wpg.htm>

- [22] Taddei, A., Emdin, M., Varanini, M., Macerate, A., Pisani, P., Santarcangelo, E., Marchesi, C. (1992): An approach to cardiorespiratory activity monitoring through principal component analysis, *J. Amb. Monit.* **1992** (5, 2-3): 167-173.
- [23] García, J., Olmos, S., Moody, G. B., Mark, R. G., Laguna, P. (1996): Adaptive estimation of Karhunen-Loève series applied to the study of ischemic ECG records, *Comput. Cardiol.* **1996**: 249-252.
- [24] Tou, J. T., Gonzales, R. C. (1974): *Pattern recognition principles*, Addison-Washley Publishing Company, Massachusetts.
- [25] Kittler, J., Young, P.C. (1973): A New Approach to Feature Selection Based on the Karhunen-Loève Expansion, *Pattern recognition* **1973** (5): 335-352.
- [26] Clifford, G. D., Azuaje, F., McSharry, P. E. (Editors) (2006): *Medical Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis* (Jager, F.: Chapter 9: Introduction to Feature Extraction, Chapter 10: ST Analysis), Artech House, Inc.
- [27] Devlin, S. J., Gnanadesikan, R., Kerrenring, J. R. (1981): Robust Estimation of Dispersion Matrices and Principal Components, *Journal of American Statistical Association* **1981** (76): 374, 354-362.
- [28] Jager, F. (1994): *Automated detection of transient ST-segment changes during ambulatory ECG-monitoring*, disertacija, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko in računalništvo, Ljubljana, Slovenija.
- [29] Weisstein, E. W.: Chi-Squared Distribution, *MathWorld—A Wolfram Web Resource*, dostopno na: <http://mathworld.wolfram.com/Chi-SquaredDistribution.html>
- [30] Weisstein, E. W.: Chi Distribution, *MathWorld—A Wolfram Web Resource*, dostopno na: <http://mathworld.wolfram.com/ChiDistribution.html>
- [31] Weisstein, E. W.: Gamma Distribution, *MathWorld—A Wolfram Web Resource*, dostopno na: <http://mathworld.wolfram.com/GammaDistribution.html>
- [32] Weisstein, E. W.: Gram-Schmidt Orthonormalization, *MathWorld—A Wolfram Web Resource*, dostopno na: <http://mathworld.wolfram.com/Gram-SchmidtOrthonormalization.html>
- [33] Moody, G. B., Mark, R. G. (1982): Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program, *Comput. Cardiol.* **1982**: 39-44.