

Algoritem za ocenjevanje prehodnega nivoja segmenta ST med spremljanjem 24-urnih ambulantnih posnetkov

Aleš Smrdel

Fakulteta za računalništvo in infomatiko, Univerza v Ljubljani, Ljubljana, Slovenia

E-pošta: ales.smrdel@fri.uni-lj.si

Povzetek. Predstavljen je algoritem za oceno prehodnega nivoja segmenta ST in za gradnjo funkcij nivoja segmenta ST v 24-urnih ambulantnih posnetkih EKG. Algoritem je bil razvit in testiran z uporabo podatkovne baze Long-Term ST Database (LTST DB). Na začetku se zgradijo povprečni srčni utripi iz normalnih in nešumnatih utripov posnetkov podatkovne baze v 16-sekundni okolici vsakega srčnega utripa. Nato se poiščejo položaji izoelektrične referenčne točke in kolena J v vsakem povprečnem utripu. Funkcije nivoja segmenta ST so dobljene za vsak odvod EKG kot razlika amplitud v točki merjenja nivoja segmenta ST (80 ms za kolenom J) in v izoelektrični referenčni točki. Celotna povprečna napaka med amplitudami vzorcev funkcij nivoja segmenta ST za vseh 86 posnetkov baze LTST DB, v skupnem trajanju 1991:50:49 [h:min:sec], zgrajenih avtomatsko in tistih zgrajenih na podlagi ročno določenih položajev izoelektrične referenčne točke ter kolena J, je bila samo $0.69 \mu\text{V}$ (st. dev. $8.89 \mu\text{V}$). Dobljene funkcije nivoja segmenta ST niso vsebovale izrazitih artefaktov.

Ključne besede: 24-urni ambulantni monitoring EKG, nivo segmenta ST, položaj izoelektričnega nivoja, položaj kolena J

An algorithm to estimate the transient ST segment level during 24-hour ambulatory monitoring

An algorithm to estimate the transient ST segment level and to construct the ST segment-level functions from 24-hour ambulatory ECG records is presented. The algorithm was developed and tested using the Long-Term ST Database (LTST DB). Initially, the average heart beats are constructed from normal and non-noisy heart beats of the records of the database in a 16-second neighborhood of each heart beat. Then positions of the isoelectric reference point and the J point are located in each average heart beat. The ST segment-level functions are derived for each ECG lead as a difference in the amplitudes at the point of measurement of the ST segment level (80 ms after the J point) and at the isoelectric reference point. The aggregate average error between the amplitudes of the samples of the ST segment-level functions for all 86 records of the LTST DB, of the total duration of 1991:50:49 [h:min:sec], constructed automatically and those constructed using manually determined positions of the isoelectric reference points and J points was only $0.69 \mu\text{V}$ (st. dev. $8.89 \mu\text{V}$). The ST segment-level functions derived contained no significant artifacts.

1 UVOD

Elektrokardiogram (EKG) je zapis električne srčne aktivnosti. Nenormalna srčna stanja se odražajo kot spremembe v morfologiji signala EKG. Najpomembnejše so spremembe v nivoju segmenta ST in v morfologiji segmenta ST kompatibilne z ishemijo (ishemične spremembe). Ker te spremembe niso vedno prisotne

in nastajajo med normalnimi dnevnimi aktivnostmi, najpogosteje asimptomatsko, se EKG snema v daljših obdobjih (24 ur ali več). Ti ambulantni EKG (AEKG) podatki lahko kažejo obsežne in izrazite ($>100 \mu\text{V}$) klinično pomembne prehodne spremembe v amplitudi nivoja segmenta ST in morfologiji segmenta ST povezane z ishemijo. Žal lahko nastajajo tudi neishemične spremembe amplitude in morfologije segmenta ST. Te spremembe nastajajo zaradi sprememb v srčni frekvenci (spremembe, povezane s srčno frekvenco), zaradi sprememb električne srčne osi povzročene z nenadnimi spremembami položaja telesa (premiki osi), zaradi sprememb v prevajanju srčnih ventriklov (spremembe v prevajanju) ali zaradi učinkov zdravil ali normalnih dnevnih aktivnosti (počasna lezenja). Za odkrivanje prehodne ishemije in za razlikovanje med ishemičnimi ter neishemičnimi spremembami je treba zgraditi funkcije nivoja segmenta ST. Funkcije nivoja segmenta ST so potrebne, ker v njih iščemo prehodne epizode segmenta ST, ki vsebujejo časovno dimenzijo in so lahko dolge od 30 sekund pa do več ur. Prehodne epizode karakterizira sprememba nivoja segmenta ST vzdolž časa. Ker prehodne epizode segmenta ST vsebujejo časovno dimenzijo, je treba za pravilno ocenjevanje in odkrivanje prehodnih epizod segmenta ST slediti časovnemu poteku sprememb nivoja segmenta ST vzdolž posnetka. Ogromna količina podatkov narekuje uporabo avtomatskih procedur za gradnjo teh funkcij. Veliko avtomatskih sistemov se opira na analizo funkcij nivoja segmenta ST v časovnem prostoru za odkrivanje sprememb segmenta

ST [1], [2], [3], [4], [5], [6]. Za zanesljivo delovanje takih sistemov v časovnem prostoru je treba zanesljivo oceniti nivo segmenta ST, funkcije nivoja segmenta ST pa morajo biti zanesljivo zgrajene.

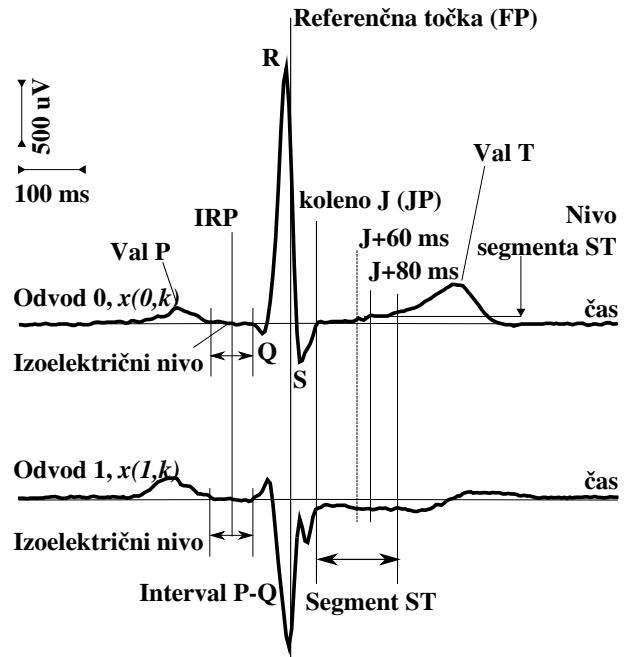
V tem članku je predstavljen natančen in zanesljiv algoritem za oceno nivoja segmenta ST. Glavna prednost razvitega algoritma je, da deluje na 24-urnih ambulantnih posnetkih EKG in v vsakem srčnem utripu poišče položaj kolena J.

2 METODE

Algoritem je bil razvit in testiran z uporabo posnetkov podatkovne baze Long-Term ST Database (LTST DB) [7]. Baza LTST DB vsebuje 86 2- in 3-odvodovnih 24-urnih posnetkov AEKG 80 pacientov, vzorčenih z 250 vzorci na sekundo ($\Delta T = 4$ ms) na odvod, zbranih med redno klinično prakso. Posnetki baze LTST DB so prestali znatno fazo predprocesiranja [7] med razvojem baze, ki je vključevala: pridobitev stabilnih referenčnih točk kompleksa QRS za vsak srčni utrip (FP, *Fiducial point*) z uporabo detektorja aritmij ARISTOTLE [8], odstranjevanje šuma, izračun trenutne srčne frekvence, avtomatsko iskanje položaja izoelektričnega nivoja, merjenje nivoja segmenta ST, izračun morfoloških vektrojev značilnk za kompleks QRS in segment ST, temelječih na transformaciji Karhunena in Loèveja (KL), odstranitev nepravilnih srčnih utripov in njihovih sosedov ter odstranitev šumnatih utripov v prostoru značilnk KL. Nato so strokovnjaki označevalci baze LTST DB ročno določili položaje izoelektričnega nivoja in kolena J za normalne in nešumnate srčne utripe, ki so bili uporabljeni za izračun funkcij nivoja segmenta ST. Funkcije odstopanja segmenta ST so bile nato dobljene kot funkcije nivoja segmenta ST, od katerih se je odštel ročno označen časovno spremenljiv referenčni nivo segmenta ST. Nazadnje pa so bile prehodne ishemične in prehodne neishemične epizode zaradi spremenjene srčne frekvence ročno označene v funkcijah odstopanja segmenta ST.

Vhod v razviti algoritem so bili osnovni podatki posnetkov EKG in ARISTOTLE-jeve referenčne točke normalnih in nešumnatih srčnih utripov, ki so prestali fazo predprocesiranja baze LTST DB. (Referenčne točke so shranjene v datotekah *.ari baze LTST DB in so dostopne uporabnikom baze LTST DB.) Na začetku algoritma zgradi povprečni srčni utrip za vsak individualen normalen in nešumnat srčni utrip z uporabo normalnih in nešumnatih srčnih utripov v 16-sekundni okolici trenutnega srčnega utripa. Slika 1 prikazuje primer dvodvodovnega srčnega utripa, kot se vidi v odvodu 0 (zgoraj, $x(0, k)$) in v odvodu 1 (spodaj, $x(1, k)$), kjer k označuje številko vzorca signala. V teh povprečnih srčnih utripih iščeta dve proceduri izoelektrično referenčno točko (IRP) (položaj izoelektričnega nivoja) in koleno J (JP, *J point*) (konec kompleksa QRS) v vsakem odvodu.

Za določitev položaja IRP, $I(i, j)$, kjer i označuje



Slika 1: Povprečni srčni utrip z zaznamovanimi vrhovi in intervali. Srčni utrip je prikazan v odvodu 0 ($x(0, k)$) in v odvodu 1 ($x(1, k)$).

številko odvoda, j pa številko srčnega utripa, procedura na začetku išče od ARISTOTLE-jeve referenčne točke, $FP(j)$, nazaj v vsakem odvodu EKG vse do točke $FP(j) - T_Q$ ($T_Q = 60$ ms) vzorec signala, kjer je razlika amplitud dveh zaporednih vzorcev signala enaka nič ali pa spremeni predznak, $Q(i, j)$. $Q(i, j)$ je dejansko lahko konec intervala P-Q, vrh R, ali celo zobec Q (glej sliko 1). Vidi se lahko, da ARISTOTLE-jeva referenčna točka ni poravnana z vrhom R, ampak leži v težišču odkritega kompleksa QRS (v vseh odvodih). Procedura nato išče od $Q(i, j)$ nazaj do točke $FP(j) - T_{iso}$ ($T_{iso} = 108$ ali 148 ms) "najbolj raven" 20 ms interval [9]. Najbolj raven najdeni interval je definiran kot tisti interval, ki ima najmanjšo vsoto absolutnih odstopanj razlik vzorcev signala od intervalove lastne srednje vrednosti. Najbolj raven najdeni interval se šteje za interval P-Q, ki vsebuje IRP, srednji vzorec tega intervala pa določa položaj IRP, $I(i, j)$.

Običajna povprečna širina kompleksa QRS je 80 ms pri večini ljudi in v večini primerov, vendar včasih nastanejo srčni utripi s širšimi kompleksi QRS. Po drugi strani pa je položaj ARISTOTLE-jeve referenčne točke postavljen v težišče kompleksa QRS, kar ni nujno blizu vrha R. V takih primerih lahko IRP leži precej daleč stran od $FP(j)$. Zaradi teh vzrokov išče procedura položaj IRP v dveh režimih [10]. Za posnetke s širšimi kompleksi QRS uporablja procedura daljši interval za iskanje položaja IRP, $T_{iso} = T_{P-Q_w} = 148$ ms; sicer pa uporablja krajši interval, $T_{iso} = T_{P-Q} = 108$ ms. T_{iso} se določi v učni fazi, ki obsega prvih 50 normalnih in nešumnatih srčnih utripov. V tej fazi procedure išče

$I(i, j)$ z uporabo $T_{iso} = 108$ ms in izračuna oddaljenost $Q(i, j)$ od $FP(j)$. Če je ta razlika $T_{Q_i} = 48$ ms ali več za vsaj 40 izmed prvih 50 srčnih utripov v vsaj enem odvodu EKG se T_{iso} postavi za vse preostale srčne utripe na $T_{iso} = T_{P-Q_w}$; sicer pa se postavi na $T_{iso} = T_{P-Q}$.

Dejstvo je, da bi morali biti položaji IRP v zaporednih srčnih utripih blizu. Žal pa lahko nastanejo prehitre spremembe položajev izoelektričnega nivoja v zaporednih srčnih utripih zaradi napačno določenih položajev IRP. Zaradi teh razlogov procedura izračuna povprečno oddaljenost položajev IRP za trenutni srčni utrip od ustreznih referenčnih točk za zadnjih $N = 16$ srčnih utripov [10]

$$\overline{D_I}(i, j) = \frac{1}{N} \sum_{m=1}^N (FP(j-m) - I(i, j-m)), \quad (1)$$

in primerja to povprečno oddaljenost z oddaljenostjo položaja trenutne IRP,

$$D_I(i, j) = FP(j) - I(i, j). \quad (2)$$

Če se $\overline{D_I}(i, j)$ in $D_I(i, j)$ razlikujeta za več kot 8 ms, procedura ponovno išče najbolj raven 20 ms interval, tokrat od $FP(j) - \overline{D_I}(i, j)$, v eni ali drugi smeri za 8 ms proti $FP(j) - D_I(i, j)$, srednji vzorec tega 20 ms intervala pa določa položaj IRP, $I(i, j)$; sicer ostane $I(i, j)$, kot je bil prvotno določen [10]. To zagotavlja robustnost procedure in tudi omogoča sledenje počasnim spremembam oddaljenosti položajev IRP [10].

Do zdaj so bili položaji IRP za dani utrip dobljeni v vsakem posameznem odvodu. Ker se položaji IRP v različnih odvodih za dani srčni utrip zgodijo simultano, je pričakovano, da bodo njihove ocene, določene z algoritmom, blizu. Če se položaji IRP za j -ti srčni utrip, $I(i, j)$, v vsaj dveh odvodih razlikujejo za več kot 8 ms, procedura določi en enoten končni položaj IRP za j -ti srčni utrip za vse odvode; sicer ostanejo položaji IRP, $I(i, j)$, kot so bili določeni. Ta enotni položaj IRP je izbran izmed obstoječih položajev IRP, $I(i, j)$, v tem srčnem utripu. Procedura sešteje absolutna odstopanja prek vseh odvodov (v 20 ms intervalih) za vsak položaj IRP, $I(i, j)$. Tisti položaj IRP, $I(i, j)$, za katerega je ta vsota absolutnih odstopanj najmanjša, se vzame kot en enoten dokončen položaj IRP za vse odvode, $I(j)$. To pravilo zagotavlja, da so položaji IRP za j -ti odvod enotni, a vendar dovoljuje majhna odstopanja [10].

Nato druga procedura algoritma išče položaje JP, $J(i, j)$. Procedura na začetku išče v vsakem odvodu EKG od $FP(j)$ naprej do točke $FP(j) + T_S$ ($T_S = 32$ ms) vzorec signala, kjer je razlika amplitud dveh zaporednih vzorcev signala enaka nič, ali zamenja predznak, $S(i, j)$. To je dejansko lahko vrh R ali celo zobec S (glej sliko 1). Procedura nato išče od te točke, $S(i, j)$, (ali preprosto ponovno od $FP(j)$, če tak vzorec signala ni bil najden) do točke $S(i, j) + T_J$ ($T_J = 68$ ms) interval, ki se "začenja ravnati" [10]. Procedura izračuna,

za vsak vzorec signala, absolutno razliko amplitud med povprečjem vzorcev signala v 12 ms intervalu pred in v 12 ms intervalu za trenutnim vzorcem signala. Če je absolutna razlika med tema dvema 12 ms intervaloma manj kot $K_J = 15 \mu V$ za zaporedne vzorce signala (znotraj 12 ms), potem se prvi vzorec signala znotraj te 12 ms sekvence šteje kot položaj JP, $J(i, j)$. Kriterij naklona za odkrivanje spremembe morfologije signala je bil povzet po [11]. Včasih pa pravilnega položaja JP preprosto ni mogoče določiti avtomatsko. Če ne obstaja noben segment signala, ki se začne ravnati, postavi procedura položaj JP preprosto 40 ms po $FP(j)$, $J(i, j) = FP(j) + 40$ ms, ker je običajna povprečna širina kompleksa QRS 80 ms. Nato se določi enoten položaj JP za j -ti srčni utrip, $J(j)$, kot tisti položaj kolena J iz odvodov, ki je najbolj oddaljen od $FP(j)$,

$$J(j) = \max_{i=1,2,\dots} (J(i, j)). \quad (3)$$

Tako kot pri položajih IRP bi morali biti položaji JP v zaporednih povprečnih utripih blizu. Razdalje kolen J od ustreznih referenčnih točk bi morale biti podobne, sicer je prišlo do napačne ocene položaja kolena J. Zaradi teh razlogov izračuna procedura povprečne oddaljenosti položajev JP za trenutni utrip od ustreznih referenčnih točk za zadnjih $N = 16$ utripov,

$$\overline{D_J}(j) = \frac{1}{N} \sum_{m=1}^N (J(j-m) - FP(j-m)) \quad (4)$$

in primerja to povprečno oddaljenost z oddaljenostjo položaja trenutnega JP,

$$D_J(j) = J(j) - FP(j). \quad (5)$$

Če se $\overline{D_J}(j)$ in $D_J(j)$ razlikujeta za več kot 8 ms, je verjetno prišlo do napake v oceni, končni položaj JP pa se premakne za 8 ms v eni ali drugi smeri proti $FP(j) + \overline{D_J}(j)$; sicer ostane položaj JP, $J(j)$, kot je bil prvotno določen [10]:

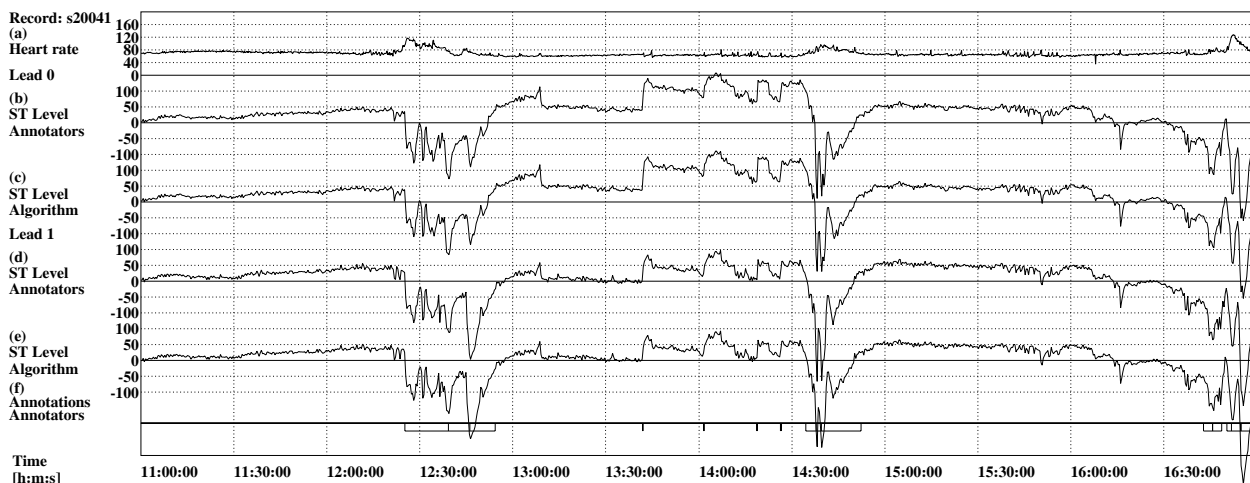
$$J(j) = \begin{cases} J(j) - 8 \text{ ms} & : \text{ če } (\overline{D_J}(j) - D_J < -8 \text{ ms}) \\ J(j) + 8 \text{ ms} & : \text{ če } (\overline{D_J}(j) - D_J > 8 \text{ ms}) \\ J(j) & : \text{ sicer.} \end{cases} \quad (6)$$

To zagotavlja robustnost procedure in obenem omogoča sledenje počasnim spremembam položajev JP.

Na podlagi položaja JP, $J(j)$, in srčne frekvence se določi točka merjenja nivoja segmenta ST, $S(j)$, sledeč [7]:

$$S(j) = \begin{cases} J(j) + 80 \text{ ms} & : \text{ če } HR(j) < 100 \\ J(j) + 72 \text{ ms} & : \text{ če } 100 \leq HR(j) < 110 \\ J(j) + 64 \text{ ms} & : \text{ če } 110 \leq HR(j) < 120 \\ J(j) + 60 \text{ ms} & : \text{ če } 120 \leq HR(j), \end{cases} \quad (7)$$

kjer $HR(j)$ označuje srčno frekvenco pri j -tem srčnem utripu, merjenem v utripih na minuto [unm]. Z uporabo položajev IRP in točke merjenja nivoja segmenta ST,



Slika 2: Šest urni segment funkcij nivoja segmenta ST posnetka s20041 (glej tudi slike 3, 4 in 5, posnetek številka 4) baze LTST DB, ki se začneja 11 ur po začetku snemanja. *Legenda:* (a) srčni utrip [unm]; (b) in (d) funkciji nivoja segmenta ST za odvod 0 oziroma 1, zgrajeni z uporabo ročno določenih položajev (glej besedilo) [μV]; (c) in (e) funkciji nivoja segmenta ST za odvod 0 oziroma 1, zgrajeni avtomatsko s strani razvitega algoritma [μV]; (f) prehodne ishemične epizode segmenta ST za odvod 0 in 1, združene v smislu logične funkcije ALI (majhni pravokotniki pod črto) ter premiki osi za odvod 0 in 1 (majhne navpične črte pod črto), kot so jih označili strokovnjaki označevalci baze LTST DB. Povprečne napake (odvod 0 oziroma 1 s standardnimi deviacijami) za položaje IRP so bile: 1.42 ± 3.74 ms in 1.33 ± 4.54 ms; za položaje JP so bile: -1.52 ± 6.23 ms in -0.83 ± 7.12 ms; in za amplitude vzorcev zgrajenih funkcij nivoja segmenta ST so bile: 3.08 ± 8.53 μV in 4.43 ± 11.00 μV .

$S(j)$, v povprečnih srčnih utripih, za dani odvod, algoritem nato zgradi funkcijo nivoja segmenta ST, $s(i, j)$, kot:

$$s(i, j) = a(i, j) - z(i, j), \quad (8)$$

kjer je $a(i, j)$ amplituda signala v točki merjenja nivoja segmenta ST, $S(j)$, $z(i, j)$ pa je amplituda signala v položaju IRP, $I(i, j)$. Obe amplitudi, $a(i, j)$ in $z(i, j)$, se določita kot srednja vrednost amplitud v 20 ms okolici $S(j)$ in $I(i, j)$.

Optimizacija algoritma je obsegala določitev optimalnih vrednosti za naslednje arhitekturne parametre: T_Q , T_{Q_i} , T_{P-Q} , T_{P-Q_w} , T_S , T_J , in K_J . Vrednosti so bile prvotno ocenjene empirično na podlagi strokovnega znanja o obliki in trajanju intervalov srčnega utripa EKG. Za vsako kombinacijo sprejemljivih vrednosti ($T_Q = 60$ ms, $T_{Q_i} = 48$ ms, $T_{P-Q} = 84, 88, 92, 96, 100, 104, 108$ ms, $T_{P-Q_w} = 148$ ms, $T_S = 32$ ms, $T_J = 68, 80, 92$ ms in $K_J = 5, 10, 15, 20$ μV) so bile dobljene funkcije nivoja segmenta ST. Izračunane so bile celotne povprečne napake med amplitudami vzorcev funkcij nivoja segmenta ST dobljenih avtomatsko in tistih, dobljenih z uporabo ročno določenih položajev IRP ter JP. Najboljši rezultati v smislu najmanjše celotne povprečne napake (0.69 μV) in brez izrazitih odstopajočih vzorcev v funkcijah nivoja segmenta ST so bili dobljeni z uporabo naslednjih vrednosti parametrov: $T_Q = 60$ ms, $T_{Q_i} = 48$ ms, $T_{P-Q} = 108$ ms, $T_{P-Q_w} = 148$ ms, $T_S = 32$ ms, $T_J = 68$ ms, in $K_J = 15$ μV .

3 REZULTATI

Slika 2 prikazuje 6-urni segment funkcij nivoja segmenta ST, dobljenih avtomatsko, in tistih, dobljenih z uporabo ročno določenih položajev IRP ter JP. Prehodne ishemične epizode segmenta ST so jasno vidne v funkcijah nivoja segmenta ST kot izrazite spremembe amplitude (glej tudi oznake epizod v sliki 2.f). Kot zaplet pa so prisotni tudi premiki osi med prvima dvema epizodama (glej oznake premikov osi v sliki 2.f) in počasno lezenje, ki nastaja v obeh odvodih med posnetkom. Vizualni pregled in primerjava funkcij nivoja segmenta ST, dobljenih avtomatsko ter dobljenih z uporabo ročno določenih položajev IRP in JP kažeta, da so si funkcije podobne, brez očitnih izrazitih artefaktov.

Tabela 1 prikazuje celotne povprečne napake med avtomatsko in ročno določenimi položaji IRP, med avtomatsko in ročno določenimi položaji JP in med amplitudami vzorcev funkcij nivoja segmenta ST, zgrajenih avtomatsko ter z uporabo ročno določenih položajev IRP in JP. (Položaji IRP in JP, kot so jih ročno določili strokovnjaki označevalci baze LTST DB, so dostopni uporabnikom baze LTST DB in so shranjeni v datotekah *.16a podatkovne baze.) Celotna povprečna napaka med avtomatsko in ročno določenimi položaji IRP za vseh 190 odvodov baze LTST DB je bila -3.15 ms (st. dev. 7.57 ms), celotna povprečna napaka med avtomatsko in ročno določenimi položaji JP za vse odvode pa je bila -3.22 ms (st. dev. 5.18 ms). Celotne povprečne napake med avtomatsko in ročno določenimi položaji

	IRP	JP	ST segment level
L 0	-2.80 ± 7.55 ms	-2.05 ± 5.06 ms	0.38 ± 9.17 μ V
L 1	-3.59 ± 7.77 ms	-3.84 ± 5.15 ms	1.60 ± 8.73 μ V
L 2	-2.70 ± 6.70 ms	-5.83 ± 5.90 ms	-2.23 ± 8.27 μ V
All	-3.15 ± 7.57 ms	-3.22 ± 5.18 ms	0.69 ± 8.89 μ V

Tabela 1: Celotne povprečne napake s standardnimi deviacijami med avtomatsko in ročno določenimi položaji IRP, JP ter amplitudami vzorcev funkcij nivoja segmenta ST dobljenih avtomatsko in z uporabo ročno določenih položajev IRP ter JP, za odvode 0 (L 0), 1 (L 1) in 2 (L 2) ter za vse odvode (All) baze LTST DB. Celotna dolžina posnetkov v bazi LTST DB je 1991 h, 50 min in 49 sec, skupaj vsebujoč 7,831,024 normalnih in nešumnatih srčnih utripov.

IRP ter JP so bile relativno majhne (upoštevajoč da je časovni korak med vzorci signala $\Delta T = 4$ ms), kar nakazuje dobre zmogljivosti algoritma v "resničnem svetu". Celotna povprečna napaka med amplitudami vzorcev funkcij nivoja segmenta ST, dobljenih z uporabo avtomatsko določenih položajev IRP in JP, ter tistih, dobljenih z uporabo ročno določenih položajev, za vse odvode baze LTST DB, obsegajoč 7,831,024 normalnih in nešumnatih srčnih utripov, je bila 0.69μ V (st. dev. 8.89μ V) (glej tabelo 1). Kot prej je bila tudi ta napaka relativno majhna (pod 1μ V), še zlasti če upoštevamo, da je amplituda klinično pomembne spremembe segmenta ST večja od 100μ V. Po drugi strani pa lahko vidimo, da so bile standardne deviacije še kar visoke, kar pomeni, da so vzorci funkcij nivoja segmenta ST, dobljeni z uporabo avtomatsko določenih položajev IRP in JP, oscilirali okoli vzorcev funkcij nivoja segmenta ST, dobljenih z uporabo ročno določenih položajev.

Slika 3 prikazuje rezultate primerjave avtomatsko in ročno določenih položajev IRP, medtem ko slika 4 prikazuje rezultate primerjave avtomatsko in ročno določenih položajev JP, za vseh 190 odvodov baze LTST DB. Povprečna napaka med avtomatsko in ročno določenimi položaji IRP je bila v večini primerov pod 8 ms. V le štirih odvodih je ta razlika presegla 20 ms: posnetek 59 (s20561) v odvodu 0 in posnetek 80 (s30751) v vseh treh odvodih. Podobno je bila tudi povprečna napaka med avtomatsko in ročno določenimi položaji JP v večini primerov pod 8 ms. Vendar je bila v 14 odvodih napaka v položajih JP več kot 20 ms: posnetek 5 (s20051) v obeh odvodih, posnetek 24 (s20241) v odvodu 1, posnetek 35 (s20321) v obeh odvodih, posnetek 52 (s20491) v odvodu 1, posnetek 53 (s20501) v obeh odvodih, posnetek 75 (s30721) v vseh treh odvodih in posnetek 84 (s30781) v vseh treh odvodih. In v obeh odvodih posnetka 35 (s20321) je napaka presegla 40 ms.

Slika 5 prikazuje rezultate primerjave med amplitudami vzorcev funkcij nivoja segmenta ST, dobljenih avtomatsko in dobljenih z uporabo ročno določenih položajev IRP ter JP, za vseh 190 odvodov baze LTST DB. Povprečna napaka je bila majhna in je bila pod

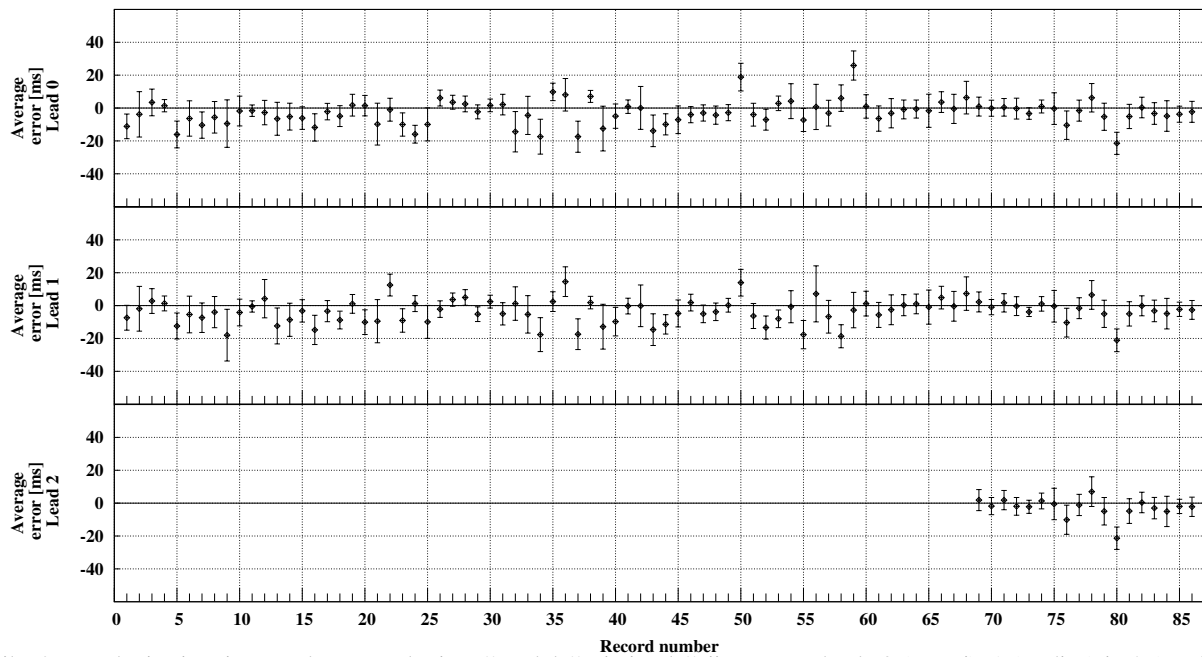
10μ V za večino odvodov. Le v petih odvodih je povprečna napaka presegla 25μ V: posnetek 24 (s20241) v odvodu 1, posnetek 34 (s20311) v odvodu 1, posnetek 35 (s20321) v odvodu 0 in posnetek 53 (s20501) v obeh odvodih. Noben izmed posnetkov z veliko povprečno napako v položajih IRP ni imel velike povprečne napake v amplitudi, a v štirih izmed petih odvodov z veliko povprečno napako v amplitudi so se avtomatsko in ročno določeni položaji JP znatno razlikovali.

Slika 6 prikazuje 6-urni segment funkcij nivoja segmenta ST, zgrajenih avtomatsko in ročno za posnetek s20501 (posnetek številka 53) baze LTST DB, ki je najslabši primer v oceni nivoja segmenta ST med posnetki baze LTST DB. Povprečna napaka med vzorci funkcij nivoja segmenta ST, dobljenih avtomatsko in z uporabo ročno določenih položajev IRP ter JP, je bila za ta posnetek največja. Avtomatsko dobljene funkcije nivoja segmenta ST so dejansko podobne dobljenim z uporabo ročno določenih položajev IRP in JP, čeprav je amplituda vzorcev avtomatsko dobljenih funkcij nivoja segmenta ST konstantno previsoka, a nikoli za več kot 100μ V. Poleg tega pa je po času 13:30:00 amplitudna sprememba po premiku osi v avtomatsko dobljeni funkciji nivoja segmenta ST premajhna. To je najbolj očitno približno od 13:30:00 v odvodu 0 in od 14:45:00 v odvodu 1, do približno 15:30:00 v obeh odvodih. Povprečna napaka za ta posnetek je velika, a še vedno ne povzroči klinično pomembnih artefaktov. Klinično pomembna sprememba nivoja segmenta ST je namreč 100μ V. Napaka v ocenjevanju nivoja segmenta ST za ta posnetek je nastala zaradi napačno določenih položajev kolena J (glej sliko 4, posnetek številka 53).

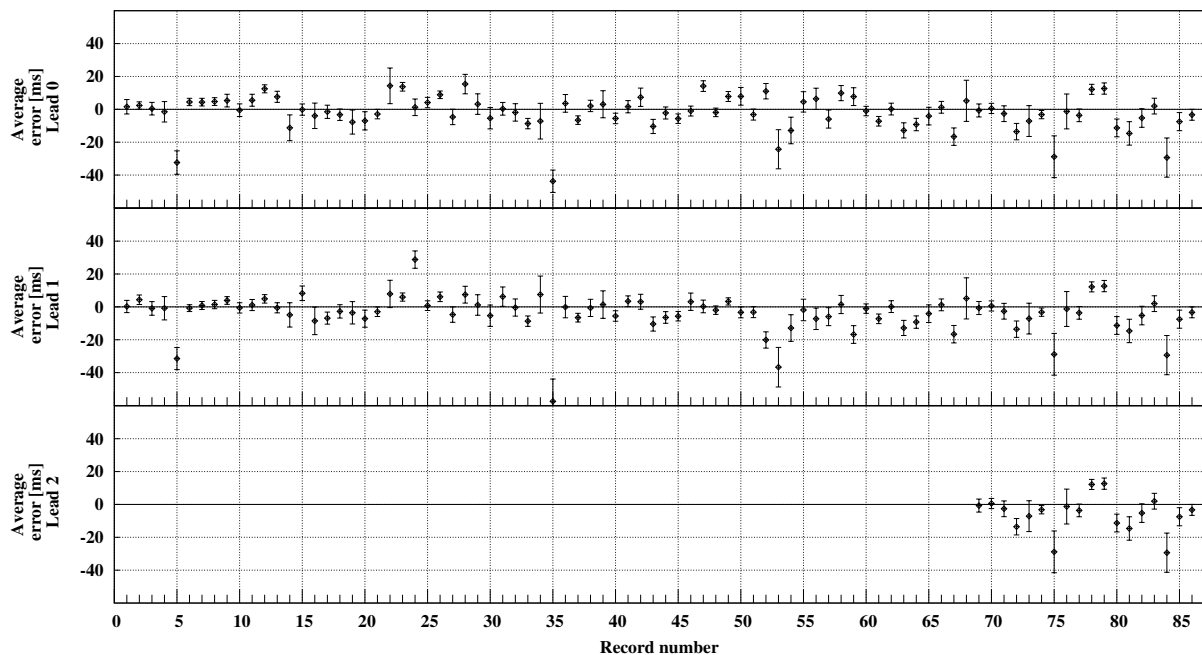
4 RAZPRAVA IN SKLEPI

Avtomatsko določeni položaji IRP so ponavadi postavljeni bolj stran od referenčne točke kot tisti, postavljeni ročno, saj je procedura sposobna razlikovati med majhnimi razlikami v "ravnosti", ki jih strokovnjak lahko spregleda. Te razlike v položajih IRP ne povzročijo izrazitih napak v funkcijah nivoja segmenta ST. Avtomatsko določeni položaji JP so ponavadi postavljeni bližje referenčni točki kot tisti, ki so postavljeni ročno. Popravek bi bilo mogoče doseči z ojačitvijo pogoja za določanje, kdaj se začne signal ravnati. Na splošno bi to povzročilo odkrivanje položajev JP bolj stran od referenčne točke, a bi bil v nekaterih primerih pogoj preveč strog, JP ne bi bil odkrit, zato bi bil postavljen privzeti položaj, to pa bi pripeljalo do večje napake.

Za nekatere izmed posnetkov baze LTST DB so strokovnjaki označevalci postavili enotne položaje IRP za vsak srčni utrip v vseh odvodih. Ti posnetki so bili: s20231, s20251, s20272, s20391, s20411 in od s20581 do s30801. Postavili so tudi enotne položaje JP v posnetkih od s20581 do s30801. V vseh preostalih posnetkih pa so postavili položaje IRP in/ali JP v vsakem odvodu posebej. Razviti algoritem postavi položaj IRP v



Slika 3: Rezultati primerjave med avtomatsko in ročno določenimi položaji IRP za odvode 0 (zgoraj), 1 (sredina) in 2 (spodaj) baze LTST DB. Prikazane so povprečne napake s standardnimi deviacijami.



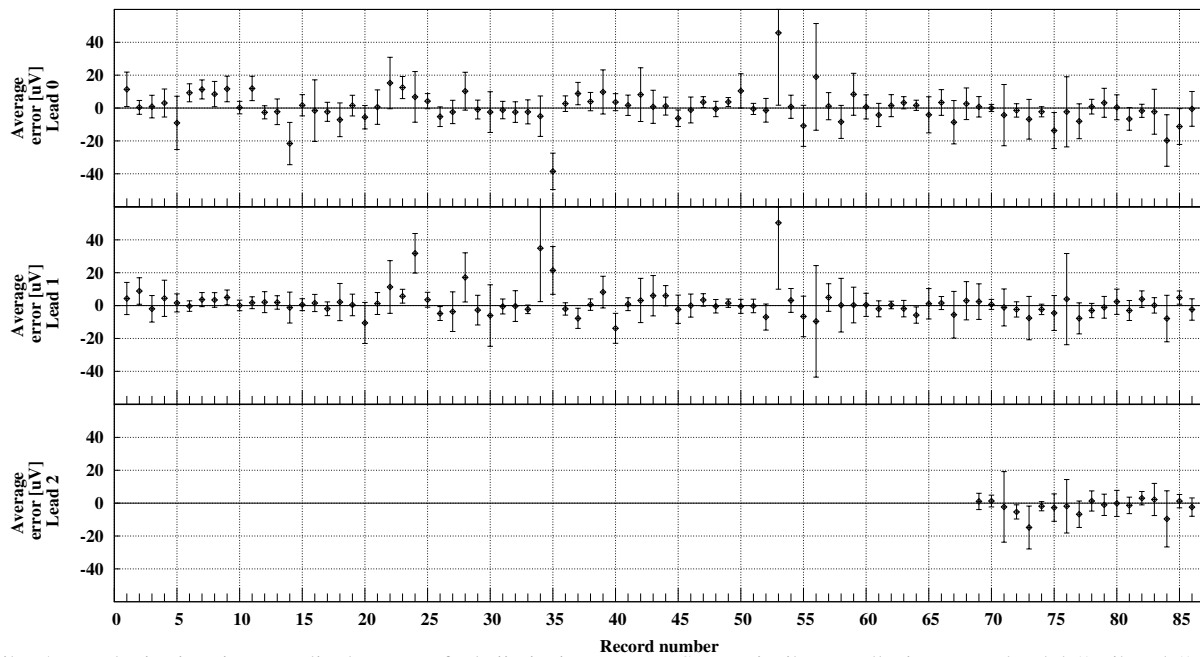
Slika 4: Rezultati primerjave med avtomatsko in ročno določenimi položaji JP za odvode 0 (zgoraj), 1 (sredina) in 2 (spodaj) baze LTST DB. Prikazane so povprečne napake s standardnimi deviacijami.

vsakem utripu v vsakem odvodu posebej, razen tedaj, ko so "ravni" intervali v različnih odvodih zelo narazen. V takih primerih algoritem obravnava položaje kot napačno določene in postavi robustno enoten položaj IRP za vse odvode. Poleg tega algoritem vedno postavi enoten položaj JP za vse odvode v srčnih utripih.

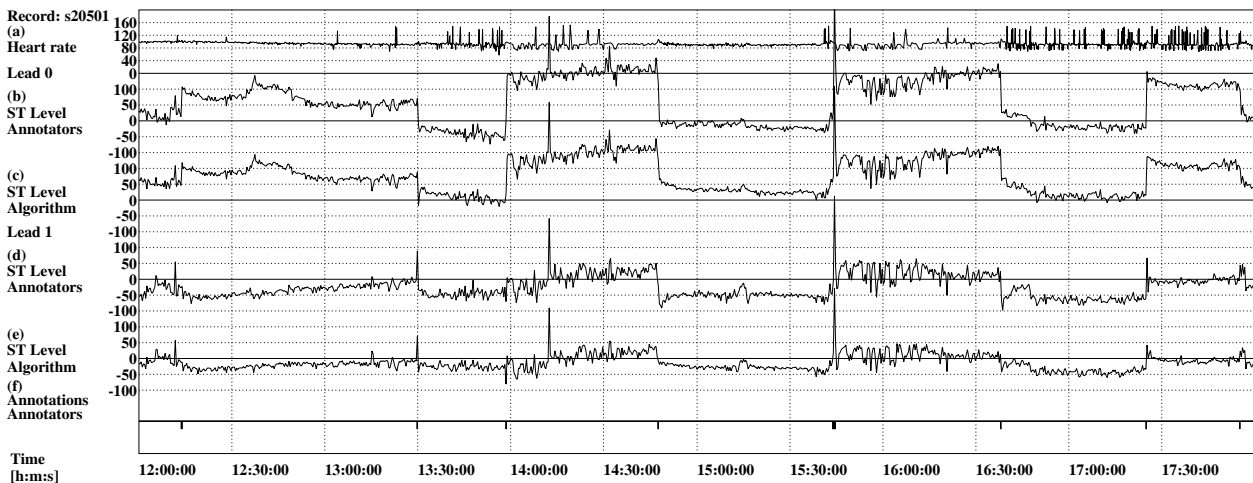
Povprečna napaka med amplitudami vzorcev funkcij nivoja segmenta ST, dobljenih avtomatsko, in tistih, dobljenih z uporabo ročno določenih položajev IRP ter JP, je bila majhna. Nekateri odvodi so imeli kar veliko

povprečno napako. Vendar sta vizualni pregled in primerjava avtomatsko dobljenih funkcij nivoja segmenta ST ter tistih, dobljenih z uporabo ročno določenih položajev IRP in JP, pokazala, da to ni vodilo v izrazite artefakte, kar še vedno ohranja ta algoritem primeren za avtomatsko gradnjo funkcij nivoja segmenta ST.

Primerjava zmogljivosti razvitega algoritma z drugimi algoritmi ni mogoča, saj ni objavljenih rezultatov vrednotenja drugih takih algoritmov. Številni drugi algoritmi sicer gradijo funkcije nivoja segmenta ST, vendar



Slika 5: Rezultati primerjave amplitud vzorcev funkcij nivoja segmenta ST zgrajenih na podlagi avtomatsko določenih položajev IRP in JP ter tistih, dobljenih na podlagi ročno določenih položajev, za odvode 0 (zgoraj), 1 (sredina) in 2 (spodaj) baze LTST DB. Prikazane so povprečne napake s standardnimi deviacijami.



Slika 6: Šest-urni segment funkcij nivoja segmenta ST posnetka s20501 (glej tudi Sl. 3, 4 in 5, posnetek številka 53) baze LTST DB, ki se začenja 12 ur po začetku snemanja. *Legenda:* (a) srčni utrip [unm]; (b) in (d) funkciji nivoja segmenta ST za odvod 0 oziroma 1, zgrajenih z uporabo ročno določenih položajev (glej besedilo) [μV]; (c) in (e) funkciji nivoja segmenta ST za odvod 0 oziroma 1, zgrajenih avtomatsko s strani razvitega algoritma [μV]; (f) premiki osi za odvod 0 in 1 (majhne navpične črte pod črto), kot so bili označeni s strani ekspertov označevalcev baze LTST DB. Povprečne napake (odvod 0 oziroma 1, s standardnimi deviacijami) za položaje IRP so bile: 2.85 ± 4.41 ms in -8.05 ± 5.38 ms; za položaje JP so bile: -24.30 ± 11.91 ms in -36.69 ± 12.03 ms; in za amplitude vzorcev zgrajenih funkcij nivoja segmenta ST so bile: 45.74 ± 44.03 μV in 50.33 ± 40.37 μV .

ali sploh ne iščejo položajev JP ali pa ne poročajo o zmogljivosti odkrivanja položajev JP. Prav tako še noben drug algoritem ni bil ocenjen glede na zmogljivosti odkrivanja položajev IRP. Podatkovna baza LTST DB omogoča oceno zmogljivosti algoritmov za iskanje položajev IRP in JP, saj vsebuje ročno postavljene oznake

položajev izoelektričnega nivoja in kolena J, vendar do zdaj še niso bile ocenjene zmogljivosti nobenega drugega tovrstnega algoritma. Veliko algoritmov za odkrivanje prehodne ishemijske išče položaje IRP in nekateri celo položaje JP, vendar niso bili objavljeni še nobeni rezultati. Določitev položajev JP v vseh posnetkih EKG

je zelo težavna. Zato ne obstajajo rezultati zmogljivosti takšnih algoritmov. Razviti algoritem je dober, saj zna poiskati JP v vseh posnetkih baze LTST DB in je do zdaj edini algoritem, katerega zmogljivosti so bile vrednotene na 24-urnih posnetkih. Drugi algoritmi, ki uporabljajo bazo LTST DB, odkrivajo prehodne epizode segmenta ST, klasificirajo med prehodnimi epizodami segmenta ST in neishemičnimi dogodki ter klasificirajo prehodne epizode segmenta ST na ishemične epizode in na epizode zaradi spremenjene srčne frekvence, nihče pa še ni ocenil natančnosti določitve položaja IRP in JP ter natančnosti določitve nivoja segmenta ST glede na ročno določene oznake, ki so dostopne v bazi LTST DB.

Za konec, razvit je bil preprost, natančen in učinkovit algoritem za avtomatsko iskanje položajev IRP ter JP, oceno nivoja segmenta ST in gradnjo funkcij nivoja segmenta ST. Algoritem deluje dobro v 24-urnih posnetkih baze LTST DB in tako dovoljuje zanesljivo odkrivanje prehodnih epizod segmenta ST.

LITERATURA

- [1] F. Jager, R. G. Mark, and G. B. Moody, "Analysis of transient ST segment changes during ambulatory ECG monitoring", *Proc of Comput Cardiol 1991*, pp. 453-456, 1991.
- [2] A. Taddei, G. Constantino, R. Silipo, M. Emdin, and C. Marchesi, "A system for the detection of ischemic episodes in ambulatory ECG", *Proc of Comput Cardiol 1995*, pp. 705-708.
- [3] J. Garcia, L. Sörnmo, S. Olmos, and P. Laguna, "Automatic detection of ST-T complex changes on the ECG using filtered RMS difference series: application to ambulatory ischemia monitoring", *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 47, pp. 1195-1201, 2000.
- [4] A. Smrdel and F. Jager, "Automated detection of transient ST segment episodes in 24-hour electrocardiograms", *Med Biol Eng Comp*, Vol. 42, pp. 303-311, 2004.
- [5] A. Mincholé, B. Skarp, F. Jager, and P. Laguna, "Evaluation of a root mean squared based ischemia detector on the Long-Term ST database with body position change cancellation", *Proc of Comput Cardiol 2005*, pp. 853-856, 2005.
- [6] L. Dranca, A. Goñi, and A. Illaramendi, "Real-time detection of transient cardiac ischemic episodes from ECG signals", *Physiol Meas*, Vol. 30, pp. 983-998, 2009.
- [7] F. Jager, A. Taddei, G. B. Moody, M. Emdin, G. Antolič, R. Dorn, A. Smrdel, C. Marchesi, and R. G. Mark, "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", *Med Biol Eng Comp*, Vol. 41, pp. 172-182, 2003.
- [8] G. B. Moody and R. G. Mark, "Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program", *Proc of Comput in Cardiol 1982*, pp. 39-44, 1982.
- [9] F. Jager, "Automated detection of transient ischemic ST-segment changes during ambulatory ECG-monitoring", *PhD thesis, University of Ljubljana, Faculty of Electrical and Computer Engineering*, 1993.
- [10] A. Smrdel, "Robust automated detection of transient ST segment episodes in 24-hour electrocardiograms", *PhD thesis, University of Ljubljana, Faculty of Computer and Information Science*, 2004.
- [11] I. K. Daskalov, I. A. Dotsinsky, and I. I. Christov, "Development in ECG acquisition, preprocessing, parameter measurement, and recording", *IEEE Eng Med Biol*, Vol. 17, pp. 50-58, 1998.

Aleš Smrdel je zaposlen kot predavatelj na Fakulteti za računalništvo in informatiko Univerze v Ljubljani. Njegovi raziskovalni interesi vključujejo procesiranje biomedicinskih signalov.