

Nova metoda: Delineacija ABP signala korišćenjem EEMD raslojavanja

Autori: Vladimir Ostojić, Tatjana Lončar-Turukalo, Dragana Bajić

Razvijeno: u okviru projekta „Razvoj multivarijabilnih metoda za analitičku podršku biomedicinskoj dijagnostici”, na Katedri za telekomunikacije i obradu signala, Fakultet tehničkih nauka, Univerzitet u Novom Sadu

Godina: 2013.

Primena od: 20.08.2013.

Kratak opis

Signal arterijskog krvnog pritiska (*ABP*) predstavlja osnovni hemodinamički parametar u jedinicama intenzivne nege, a signal krvnog pritiska (*BP*), kao vitalan parametar, snima se neinvazivnim metodama u okviru rutinskih kardioloških pregleda. Arterijski krvni pritisak pruža uvid u funkcionisanje kardiovaskularnog sistema pacijenta i služi za procenu minutnog volumena, arterijske propustljivosti i periferne otpornosti. Analiza *ABP* i estimacija parametara vrši se uglavnom automatski, softverima ugrađenim u skupu opremu za nadzor pacijenata intenzivne nege. Algoritmi za parametriciju *ABP* su uglavnom kompanijski i ne publikuju se, a snimljeni signali su nedostupni u sirovom formatu, za validaciju algoritama i dalje kliničke studije. Izdvojeni parametri se dalje analiziraju vremenskim i frekvencijskim metodama, usled čega greške u njihovoj estimaciji propagiraju na dalje tokove obrade, rezultujući nepouzdanim analizama koje medicinsko osoblje usled nedostatka informacija ne može kritički da sagleda i može pogrešno da upotrebi. Greške u estimaciji parametara neretko dovode do lažnih alarma na odeljenjima, što posledično umanjuje osetljivost osoblja na alarme i povećava vreme reakcije i alarmiranja stručnijeg medicinskog osoblja [1]. Zbog uočenih propusta u parametrizaciji *ABP* i nemogućnosti provere njihovih performansi, ovo Tehničko rešenje predlaže metod za delineaciju *ABP* zasnovan na ansambalskoj empirijskoj dekompoziciji na modove (*EEMD – Ensemble Empirical Mode Decomposition*). Na ovaj način omogućeno je praćenje rada algoritma, robusno izdvajanje obeležja (sistolni pritisak, *SBP*, dijastolni pritisak, *DBP*, početka otkucaja (*onset*), pulsni interval *PI*, vrednost maksimalnog porasta krvnog pritiska Δp_{max}). Adaptivna procedura u osnovi predloženog algoritma omogućuje njegovu primenu na *ABP* signale različite učestalosti odabiranja, snimane različitim sensorima kako na ljudima, tako i na laboratorijskih životinjama koje se koriste u pretkliničkim istraživanjima.

TEHNIČKE KARAKTERISTIKE: Algoritam je realizovan u okviru softverskog paketa Matlab. U softverskom paketu Matlab je implementirano *EEMD* raslojavanje, kao i algoritam za delineaciju. Za pokretanje metode potreban je *ABP* signal digitalizovan sa naznačenom, poznatom frekvencijom odmeravanja. U slučaju da se ne navede frekvencija odmeravanja, podrazumevana vrednost iznosi 125 Hz. Moguće je navesti broj radnih modova za *EEMD* dekompoziciju, pri čemu je podrazumevni broj radnih modova 4. Program kao izlaz daje indekse i vrednosti estimiranih *SBP*, *DBP*, *onset* tačaka i vrednosti maksimalnog porasta krvnog pritiska Δp_{max} , kao i vrednosti pulsnih intervala.

Tehničke mogućnosti: Parametrizacija *ABP* signala koja podrazumeva određivanje *SBP*, *DBP*, *PI*, Δp_{max} i *onset* tačaka na *ABP* signalima. Algoritam je moguće primeniti nezavisno od načina akvizicije *ABP* signala i učestanosti odabiranja. Budući da se adaptivno prilagođava signalu i uči parametre, algoritam je

primenjiv i na ABP laboratorijskih životinja, gde je robusna estimacija parametara i dalja validna analiza otežana usled artefakata nastalih kretanjem i naglim pokretima.

Realizatori: FTN - Novi Sad

Korisnici: Kliničko-bolnički centar "Bežanijska kosa" u Beogradu, Medicinski fakultet u Beogradu, Katedra za telekomunikacije i obradu signala, Fakultet tehničkih nauka, Univerzitet u Novom Sadu.

Podtip rešenja: Nova metoda (M85)

Stanje u svetu

Algoritmi za delineaciju ABP signala su našli primenu u medicinskoj dijagnostici i koriste se u različitim uređajima za automasko praćenje stanja pacijenata na inenzivnoj nezi. Većinu algoritama za delineaciju razvijaju kompanije u komercijalne svrhe, stoga je u literaturi raspoloživ veoma mali broj radova u kojima se predlažu i porede algoritmi za parametrizaciju ABP signala [[2]-[4]. Razne tehnike se primenjuju za unapređenje parametrizacije kvaziperiodičnih, pulsatilnih, fizioloških signala (mahom EKG signala) kao što su filtriranje, usrednjavanje, mašinsko učenje. Usrednjavanje i metode mašinskog učenja uspešno umanjuju uticaj tranzijentnih artefakata, na uštrb ublažavanja ili čak maskiranja stvarnih fizioloških promena. Pored toga ove metode mogu biti izuzetno kompleksne zbog velike količine podataka koja se zahteva u trening fazi. Filtriranje, a posebno Kalmanov filter, pokazao se takodje kao pouzdano rešenje za delineaciju ABP. Kombinovanjem linearnih i nelinearnih filtera takodje se može postići efikasno rešavanje problema parametrizacije. Za neke od predloženih algoritama dostupna je i realizacija, čime se obezbeđuje direktno poređenje performansi algoritma [[2],[3]. Nedostatak algoritama predloženih u literaturi je nemogućnost primene na signale laboratorijskih životinjskih vrsta, čiji se ABP značajno razlikuje od ljudskog, kao i osetljivost na varijabilnost među samim subjektima. U takvim situacijama istraživači su prinuđeni da kupuju skup softver pravljen za ovakve specifične zahteve.

Konstrukcija i princip rada

Da bi se ostvarila visoka pouzdanost i dobre performanse algoritma, potrebno je omogućiti prilagodljivost specifičnostima signala nastalim usled varijabilnosti među subjektima (od pacijenta do pacijenta). Nadalje, potrebno je omogućiti jednostavnu logiku za estimaciju traženih parametara da bi se algoritam mogao primenjivati u realnom vremenu. Kao jedan od načina da se omogući jednostavna logika odlučivanja, moguće je koristiti različite spektralne opsege u svrhu detekcije različitih parametara, pri čemu će se koristiti jednostavan metod detekcije u svakom od opsega.

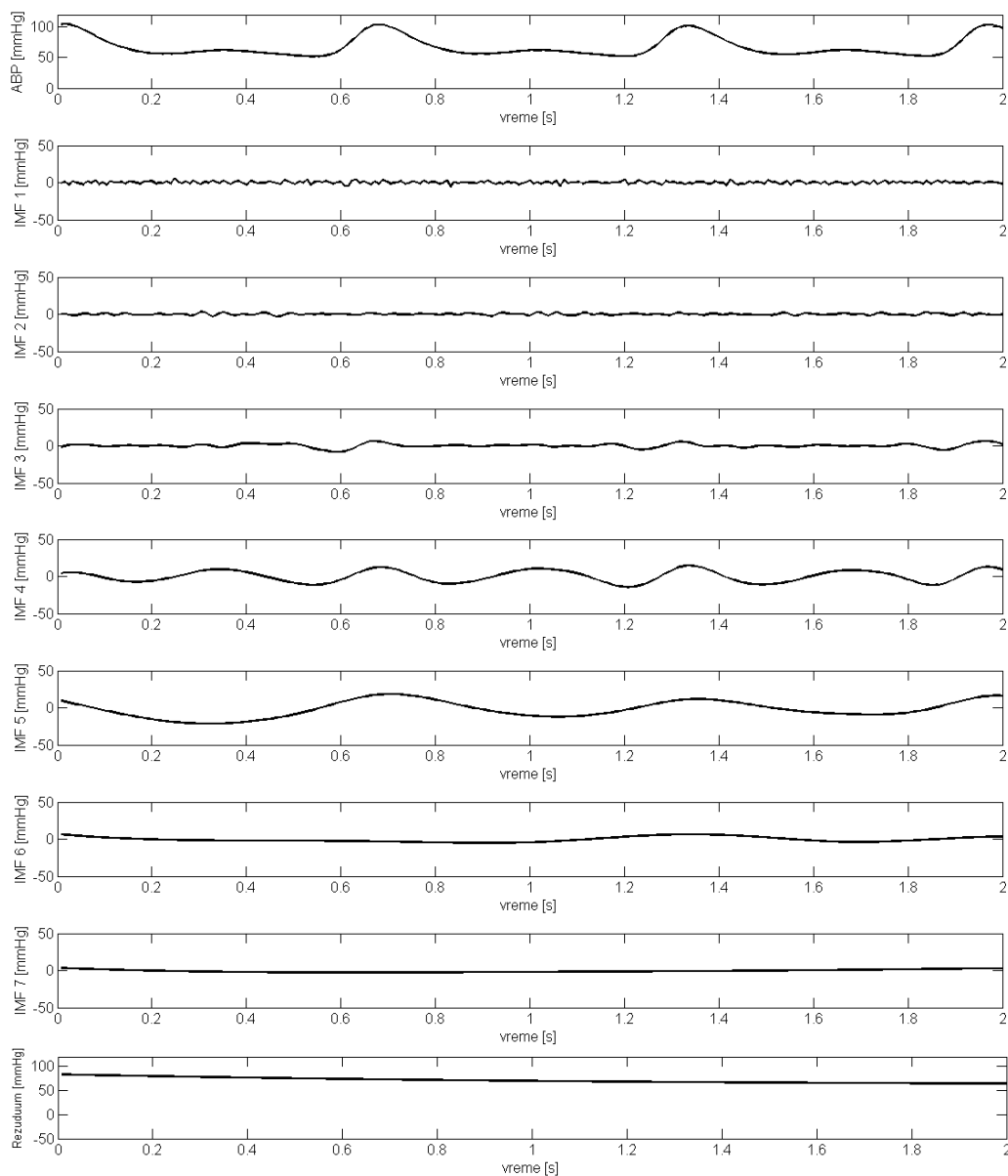
Da bi se objedinili ovi zadaci, kao osnova za metod je korišćeno empirijsko razdvajanje signala na modove zasnovano na ansamblu, odnosno EEMD (*Ensemble Empirical Mode Decomposition*). EEMD dekompozicijom signal se razlaže na funkcije svojstvenih oscilatornih komponenti, IMF (*Intrinsic Mode Function*). IMF je signal koji ima oscilatorni karakter (broj preseka sa nultom vrednošću, minimuma i maksimuma se razlikuje najviše za jedan) pri čemu je srednja vrednost gornje i donje obvojnice u svakom trenutku jednaka nuli. Metoda empirijskog razdvajanja na modove, EMD (*Empirical Mode Decomposition*), se koristi za raslojavanje signala na K IMF-ova, u oznaci $IMF_i(t)$ i reziduum, $r(t)$ [5]. Ove komponente se dobijaju kroz proces nazvan prosejavanje (*sifting process*). Sabiranjem IMF-ova i reziduuma je moguće rekonstruisati originalni signal:

$$ABP(t) = \sum_{i=1}^K IMF_i(t) + r(t) \quad i = 1, \dots, K$$

IMF-ovi dobijeni korišćenjem EMD metode svojstveni su za dati signal, i predstavljaju adaptivnu dekompozicionu bazu. Počev od prve izolovane IMF komponente, svaka sledeća treba da sadži sporije oscilacije od prethodne i po pravilu se ni u jednom trenutku ne smeju pojaviti iste frekvencije oscilovanja u dva različita IMF-a. Međutim, budući da je metod empirijski, prilikom realizacije metode dešava se da su dobijeni IMF-ovi zahvaćeni problemom mešanja modova (*mode mixing*). Ova pojava se ogleda u pojavi IMF-ova u sklopu kojih se pojavljuju delovi sa amplitudama koje su značajno različite, kao i pojava oscilacija istih učestanosti u susednim IMF-ovima. Da bi se ovaj problem ublažio, koristi se EMD metoda zasnovana na ansamblu, koja se potpomaže kontrolisanim uvođenjem šuma na sledeći način [6]:

1. Formiranje ansambla $ABP_i(t) = ABP(t) + w_i(t)$, pri čemu je $w_i(t)$ i -ta realizacija aditivnog belog šuma, $i=1, \dots, L$
2. EMD dekompozicija $ABP_i(t)$ na $IMF_i^k(t), k=1, \dots, K$
3. Krajnji k -ti IMF, $IMF^k(t)$, se računa kao srednja vrednost ansambla $IMF_i^k, i=1, \dots, L$ u svakom

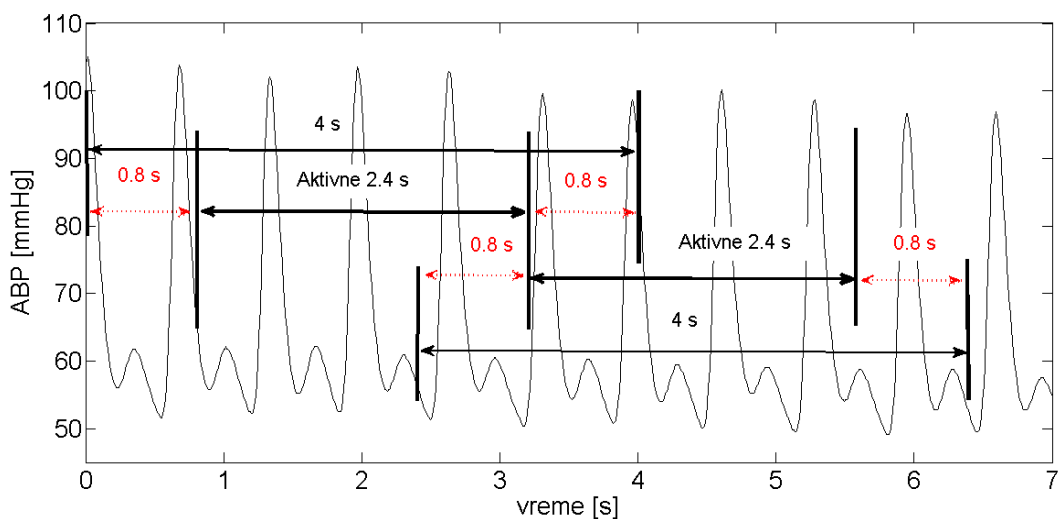
vremenskom trenutku:
$$\overline{IMF^k}(t) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L IMF_i^k(t)$$



Slika 1. Primer razlaganja signala korišćenjem EEMD metode

Ovom metodom se IMF definiše kao srednja vrednost IMF-ova po ansamblu, čime se uticaj unetog šuma umanjuje, ali ne eliminiše u potpunosti zbog malog broja članova ansambla, $L=10$. Prilikom dekompozicije, broj modova koje treba izdvojiti se fiksira na $K=7$, dok se broj iteracija u procesu prosejavanja ograničava na 10. Izbor ovih parametara opravdan je činjenicom da se postiže zadovoljavajuće razlaganje neophodno za robusnu parametrizaciju. Zbog zahteva za obradom u realnom vremenu nema ni potrebe, ni prostora za povećanje broja iteracija u sifting procesu ili broja članova ansambla, jer ovi parametri direktno utiču na vreme realizacije, bez efekta na performanse algoritma.

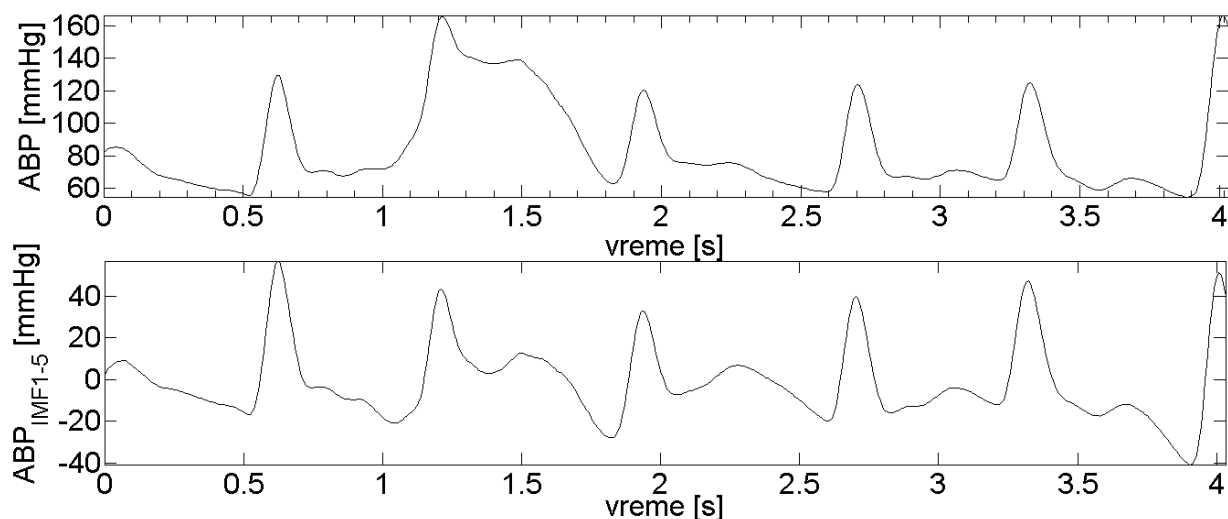
Da bi se zadovoljio uslov obrade u realnom vremenu, ABP signal se analizira koristeći metod klizajućeg prozora dužine 4 s sa preklapanjem od 1,6 s sa svake strane. Preklapanje se vrši kako bi se eliminisali ivični efekti EEMD metoda na IMF-ove, pošto ono omogućava isključivanje ivičnih 0,8 s iz dalje obrade.



Slika 2. Primer preklapanja dva susedna prozora. Primetiti da se prozori preklapaju u intervalu od 1,6 s, pri čemu se u svakom prozoru ivičnih 0,8 s eliminišu iz obrade.

DETEKCIJA SISTOLNOG KRVOG PRITISKA (SBP)

Adaptivnost i spektralna selektivnost algoritma korišćeni su prilikom ekstrakcije parametara da bi se ostvarila robusna procena. Za detekciju SBP tačaka je korišćena suma prvih 5 IMF-ova. Pošto EEMD metoda ne poništava sav dodati šum, umesto sabiranja prvih 5 IMF-ova, od signala su oduzeti krajnji IMF-ovi i reziduum, počevši od šestog IMF-a. Ovako dobijeni signal predstavlja adaptivno detrendovani originalni signal, u oznaci ABP_{IMF1-5} . Jedan primer adaptivno detrendovanog signala je prikazan na slici 3.

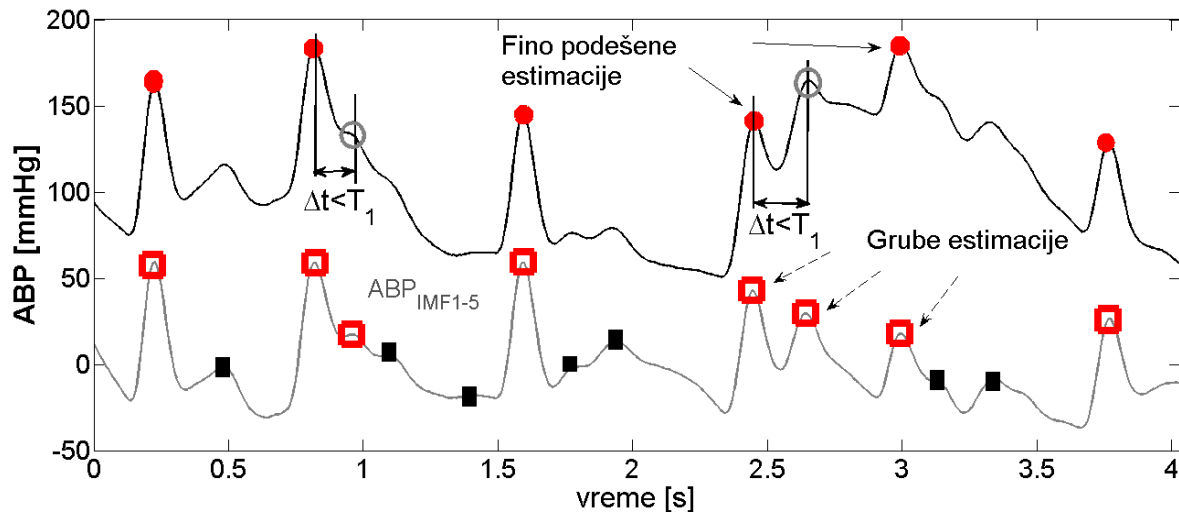


Slika 3. Prikaz adaptivnog detrendovanja ABP signala. Gornji grafik predstavlja originalni signal, dok donji predstavlja ABP_{IMF1-5} nastao adaptivnim detrendovanjem.

Određivanje SBP tačaka se sastoji iz dva koraka:

- Gruba detekcija:
 - Detekcija vrhova u ABP_{IMF1-5} . Ovaj korak je jednostavna detekcija lokalnih maksimuma.
 - Odbacivanje vrhova koji imaju amplitudu nižu od adaptivnog praga u oznaci Th_1 . Th_1 predstavlja 35% prosečne amplitude ABP_{IMF1-5} u trenucima sistolnog vrha, t_{sbp} .
- Fino podešavanje:
 - Fino podešavanje se vrši nad originalnim signalom u bliskoj okolini N_1 oko grubo detektovanih vrhova. Ova bliska okolina, tkz. kritično susedstvo, iznosi 15% od prosečnog trajanja intervala između dva otkucaja, sa sedištem u grubo estimiranom trenutku. Kao SBP vrh uzima se lokalni maksimum u ovom susedstvu.
 - Provera vremenskog intervala između trenutaka u kojima je detektovan SBP. Postoji fiziološko ograničenje za minimalno trajanje ovog perioda, tkz. period relaksacije, koje je u algoritam ugrađeno jednostavnim pravilom: ukoliko je naredni SBP trenutak na vremenskom rastojanju manjem od T_1 od poslednjeg ispravno detektovanog sistolnog vrha, data estimacija se odbacuje. Period T_1 se takođe adaptivno menja i procentualno iznosi 60% prosečnog interval između dva otkucaja.

Primer grube detekcije SBP vrhova i finog podešavanja nad originalnim signalom je predstavljen na slici **Error! Reference source not found.** Vrednosti pragova korišćenih prilikom estimacije SBP tačaka određene su uzimajući u obzir fiziološka ograničenja [7] i eksperimentalne rezultate. Ovi pragovi su sumirani i tabelarano predstavljeni u Tabeli 1.



Slika 4. Prikaz detekcije SBP vrhova na ABP signalu. Primetiti da su neki kandidati pronađeni na u ABP_{IMF1-5} procesu grube delineacije odbaceni nakon provere rastojanja u vremenu.

Tabela 1. Vrednosti parametara vezanih za detekciju SBP vrhova

Naziv	Opis
Th_1	35% prosečne amplitude SBP vrha u IMF domenu

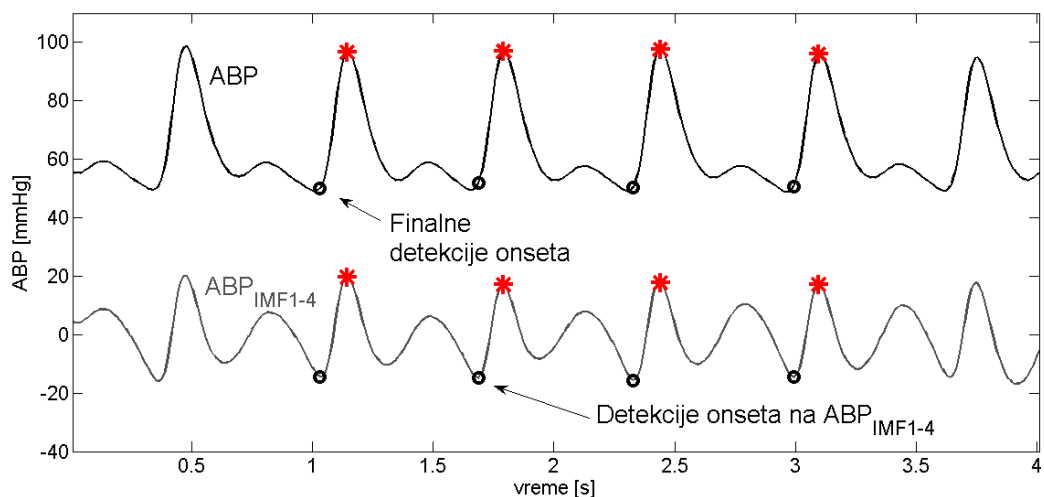
T_1	60% prosečnog tarjanja vremena između dva otkucaja
N_1	15% prosečnog trajanja vremena između dva otkucaja

DETEKCIJA ONSETA

Za detekciju onsetsa je korišćena suma prva 4 IMF-a. Kao i ABP_{IMF1-5} i ova suma, obeležena sa ABP_{IMF1-4} , je dobijena oduzimanjem sporijih IMF-ova i reziduuma od originalnog signala. Položaji onsetsa su detektovani na osnovu lokacija SBP vrhova po sledećem algoritmu:

- U intervalu trajanja T_2 pre svakog detektovanog SBP trenutka, t_{SBP} , pronađi lokalni minimum. Trajanje intervala T_2 adaptivno se određuje kao 30% prosečnog trajanja intervala između dva otkucaja.
- Selekcija minimuma koji je niži od Th_2 i najbliži SBP vrhu. Th_2 se adaptivno određuje kao 20% vrednosti SBP u ABP_{IMF1-4} .

Fino podešavanje nije potrebno za detakciju onsetsa. Primer detekcije onsetsa je predstavljen u slici **Error! Reference source not found.** Vrednosti pragova su određene uzimajući u obzir fiziološka ograničenja [7] i eksperimentalne rezultate i sumirani su Tabeli 2.



Slika 5. Prikaz detekcije SBP vrhova na ABP signalu.

Tabla 2. Vrednosti parametara vezanih za detekciju onsetsa

Naziv	Opis
Th_2	20% prosečne amplitude SBP vrha u IMF domenu
T_2	30% prosečnog trajanja vremena između dva otkucaja

DETEKCIJA DIJASTOLNOG KRVNOG PRITISKA (DBP) I PULSNOG INTERVALA (PI)

Dijastolni krvni pritisak (DBP) i pulsni interval (PI) se određuju na osnovu detektovanih SBP tačaka. Estimacija DBP se vrši nad originalnim ABP signalom i definiše se kao tačka minimalnog krvnog pritiska između dve uzastopne detektovane SBP tačke. Pulsni interval se takođe određuje u domenu ABP signala i definiše se kao vreme koje je proteklo između dve uzastopne sistole, odnosno kao vremenski period koji je protekao između uzastopno detektovanih trenutaka u kojima ABP dostiže maksimum (t_{SBP} tačke).

DETEKCIJA MAKSIMALNOG PORASTA KRVNOG PRITISKA (Δp_{max})

Maksimalni porast krvnog pritiska (Δp_{max}) se određuje na osnovu detektovanih DBP i SBP tačaka. Δp_{max} se estimira kao maksimalna promena krvnog pritiska između trenutka dijastole (t_{DBP}) i trenutka sistole (t_{SBP}) koji su pridružene istom otkucaju:

$$\Delta p_{max} = \max_{t_{DBP} < t < t_{SBP}} p(t+1) - p(t)$$

ADAPTIVNO PODEŠAVANJE PARAMETARA

Da bi se omogućilo vremenski promenljivo podešavanje pragova, korišćeno je napredno podešavanje parametara. Svaki parametar p koji je korišćen se ažurira nakon svakog obrađenog prozora podataka. Vrednost p predstavlja adaptivno dobijenu srednju vrednost parametra korišćenog za proračunavanje pragova. Ažuriranje parametara je definisano na sledeći način:

$$\begin{aligned}avrPks &= avrPks * 0.8 + pks * 0.2 \\inf &= \min(1, pks / avrPks) \\p &= p * (1 - inf * \alpha) + p_w * inf * \alpha\end{aligned}$$

$avrPks$ - prosečan broj detektovanih SBP vrhova u okviru jednog prozora

pks - broj detektovanih SBP vrhova u tekućem prozoru

p_w - vrednost parametra izračunata u tekućem prozoru

Inf - uticaj parametra izračunatog u okviru trenutnog prozora na vrednost p

Ako je broj vrhova koji je detektovan u prozoru mali, tada će inf smanjiti uticaj p_w na podešavanje parametra p . α je regulacioni parametar i za različite parametre mu vrednost varira od 0.3 do 0.5.

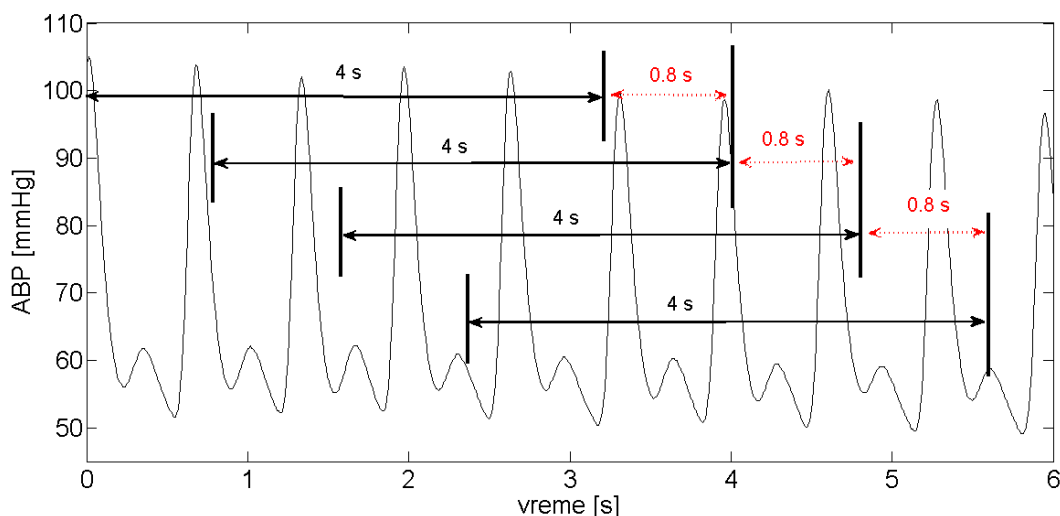
VALIDACIJA

Metoda je evaluirana na javno dostupnoj anotiranoj test bazi (<http://bsp.pdx.edu>). Baza se sastoji od dva snimka ABP signala različitih pacijenata. Trajanje snimaka je 60 minuta. Signali su odmeravani frekvencijom od 125Hz. Baza se sastoji od 13079 otkucaja, pri čemu je svaki otkucaj anotiran od strane stručnjaka. Kao parametri performanse metode su korišćeni osetljivost i pozitivna predikcija. Osetljivost predstavlja količnik ispravno detektovanih tačaka i ukupnog broja tačaka koje su anotirane od strane stručnjaka. Pozitivna predikcija predstavlja predstavlja količnik ispravno detektovanih tačaka i ukupnog

broja detektovanih tačaka. Predstavljeno rešenje je pokazalo osetljivost od 99,85% i pozitivnu predikciju od 99,76% za detekciju SBP vrhova. Za detekciju onseta je dobijena osetljivost od 99,89% i pozitivna predikcija od 99,82%. Rezultati predstavljenog tehničkog rešenja su upoređeni sa vrhunskim svetskim algoritmima za delineaciju SBP tačaka [2] i [3] onseta. Na test bazi predstavljeno tehničko rešenje je dalo uporediv i blago bolji rezultat od navedenih algoritama.

PRILAGOĐENJE ZA RAD U REALNOM VREMENU

U slučaju rada u realnom vremenu, jedina izmena koja se zahteva je način prozoriranja signala. Zbog zahteva za velikom pouzdanošću i malim kašnjenjem, realizacija se izvodi metodom klizajućeg prozora sa preklapanjem od 0,8s, tako da je celokupno kašnjenje algoritma približno jednako jednom prosečnom otkucaju srca kod čoveka. Na slici je prikazan modifikovan način prozoriranja za obradu u realnom vremenu.



Slika 6. Primer preklapanja prozora kod procesiranja u realnom vremenu.

Primena

Metode koje nude pouzdanu ekstrakciju parametara iz signala arterijskog krvnog pritiska od vitalnog su značaja u medicinskoj dijagnostici. Svaka dalja analiza bazičnih hemodinamskih parametara tačna je i klinički primenjiva samo ukoliko je zasnovana na robusnoj i pouzdanoj detekciji. Pored značaja u kliničke svrhe, pojavljuje se i velika potreba za ovakvim rešenjima u predkliničkim istraživanjima, upravo usled nedostatka javno dostupnih testiranih algoritama dobrih performansi.

Neke od mogućnosti koje pruža opisani metod:

- Veća pouzdanost pri estimaciji parametara od standardnih metoda.
- Konstukcija metode omogućava primenu u realnom vremenu.
- Automatsko prilagođenje metode specifičnostima signala usled varijabilnosti među subjektima
- Metoda je primenjiva i na ABP signale laboratorijskih životinja značajno drugačije dinamike, opsega i morfologije.

Navedene mogućnosti daju veliku podršku istraživačkim aktivnostima u oblasti obrade biomedicinskih signala. Predstavljeno tehničko rešenje daje doprinos povećanju pouzdanosti analize kardiovaskularnih signala i doprinosi postavljanju kvalitetnijih hipoteza usled veće pouzdanosti estimiranih parametara. Algoritam je implementiran u okviru softverskog paketa Matlab koji ima široku upotrebu u istraživačkim i tehničkim delatnostima, kao i simulacijama. Predstavljeno tehničko rešenje se stoga može jednostavno inkorporirati u postojeća softverska rešenja. Jednostavno rukovanje programom i pregledan prikaz estimiranih parametara u okviru xls dokumenta standardizovanog izgleda, omogućuje rukovanje programom uz minimalnu tehničku upućenost korisnika.

Tehničke karakteristike

- Programski paket Matlab
- Matlab skripte sa implementacijom algoritma

LITERATURA:

[1] Asgari S, Bergsneider M, Hu X. A Robust Approach Toward Recognizing Valid Arterial-Blood-Pressure Pulses. IEEE transactions on information technology in biomedicine, 2010, 14:166-172

[2] Aboy M et al. An Automatic Beat Detection Algorithm for Pressure Signals. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 2005; 52: 1662-1670

[3] Zong W, Heldt T, Moody GB, Mark RG. An Open-source Algorithm to Detect Onset of Arterial Blood Pressure Pulses. Computers in Cardiology 2003;30:259–262

[4] Nan LB, Dong MC, Vai MI. On an automatic delineator for arterial blood pressure waveforms. Biomedical Signal Processing and Control, 2010, 5:76–81

[5] Huang NE et al. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. Proc. R. Soc. Lond. 1998; 454: 903-995

[6] Wu Z, Huang NE. Ensemble empirical mode decomposition: A noise-assisted data analysis method. Advances in Adaptive Data Analysis 2009; 1:1–41

[7] Li Q, Mark RG, Clifford GD. Artificial arterial blood pressure artifact models and an evaluation of a robust blood pressure and heart rate estimator. BioMedical Engineering OnLine 2009, 8:13