

# Algoritem za izračun gleženjskega indeksa z oscilometrično metodo meritve krvnega tlaka

<sup>1</sup>Marko Meža, <sup>2</sup>Jakob Šušterič, <sup>2</sup>Tomo Krivc, <sup>1</sup>Jurij F. Tasič

<sup>1</sup>Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, Tržaška 25, 1000 Ljubljana, Slovenija

<sup>2</sup>MESI, razvoj medicinskih naprav, d.o.o., Vojkova cesta 63, 1000 Ljubljana, Slovenija

E-pošta: marko.meza@fe.uni-lj.si

**Povzetek.** Razvili smo algoritem za izračun gleženjskega indeksa – GSI, ki govori o razmerju krvnih tlakov, izmerjenih v posameznih okončinah. Na podlagi meritve GSI je mogoče oceniti stopnjo zamašenosti žil v okončini. Meritev GSI in ocena stopnje zamašenosti je preprosta, v splošni ambulanti izvedljiva presejalna diagnostična metoda na podlagi katere identificiramo kandidate za podrobnejši diagnostični pregled ožilja. Za izračun GSI smo morali izmeriti krvne tlake, ki smo jih merili v treh okončinah hkrati. Meritev smo izvedli z oscilometrično metodo, s katero krvni tlak izmerimo tako, da opazujemo nihanje tlaka zraka v manšeti v odvisnosti od absolutnega tlaka v manšeti, ki ga povzroči utripanje žil merjene okončine. Opisan je postopek predobdelave signala in obdelave signala z izračunom sistolnega, diastolnega in srednjega tlaka ter frekvence srčnega utripa. Prav tako je podan opis izračuna zakasnitve nihanja tlaka kanalov. Metodo smo razvili na 59 simuliranih in 13 dejanskih potekih tlakov manšet.

**Ključne besede:** oscilometrična meritev krvnega tlaka, gleženjski indeks

## An algorithm to determine the ankle-brachial pressure index using the oscillometric blood pressure measurement method

An algorithm enabling calculation of the ankle-brachial pressure index (ABPI) was developed. ABPI relates the blood pressure in different body limbs. Using ABPI the level of vessel occlusion can be predicted and used as a simple screening method for candidates for a more thorough clinical vascular examination. To measure ABPI, the blood pressure in body limbs must be measured. In our approach, the oscillometric blood pressure measurement method was applied. It employs the usage of an inflatable cuff placed on the measured limb. The blood pressure is measured by observing the squeezed vessel pulsations caused pressure oscillations in the cuff as a function of the absolute air pressure in the cuff. First, the pressure course is preprocessed and systolic, diastolic, mean blood pressure, heart rate and channel delays are then calculated. The algorithm was developed using 59 simulated and 13 real patients-obtained pressure courses.

## 1 UVOD

S spreminjanjem življenjskega sloga se povečuje verjetnost za žilne bolezni [1]. Zato je vedno bolj prisotna potreba po diagnostični metodi, s katero lahko hitro in na učinkovit način zaznamo tovrstne bolezni [2]. Med pogostejšimi žilnimi boleznimi je delna zamašitev žile v okončini telesa. Že obstoječa neposredna, klinično uporabljana metoda za ugotavljanje zamašenosti žil je ultrazvočna preiskava žil [3], s katero ustrezno izurjen

zdravnik identificira stopnjo in lokacijo zamašitve žile. Preiskava je razmeroma dolgotrajna in zahtevna. Izvaja jo ustrezno izobražen zdravnik specialist z uporabo naprave za ultrazvočno preiskavo. Zato je ta preiskava razmeroma draga in posledično nedostopna širši populaciji.

### 1.1 Izračun gleženjskega indeksa

Diagnostična metoda za hitro zaznavanje žilne bolezni zamašitve žil je meritev gleženjskega indeksa. Gleženjski indeks je razmerje krvnih tlakov v rokah in nogah. Interpretiramo ga kot stopnjo zamašenosti žile okončine. Če je namreč žila v določeni okončini zamašena, je izmerjen krvni tlak v okončini za obstrukcijo znižan [4]. Osnovna ideja postopka meritve in izračun GSI je hkratno merjenje krvnega tlaka na več okončinah in primerjanje izmerjenega tlaka. Če med izmerjenimi tlaki zaznamo odstopanje od pričakovane vrednosti, je pacient kandidat za podrobnejše preiskave.

Ker je postopek merjenja krvnega tlaka na več okončinah hkrati v primerjavi z ultrazvočno preiskavo ožilja razmeroma preprosta metoda, za njeno izvajanje ni potreben zdravnik specialist. Postopek merjenja krvnega tlaka zahteva uporabo razmeroma poceni opreme v primerjavi z ultrazvočno napravo. Zato je mogoče preiskavo opraviti v splošnih ambulantah. Omenjena metoda je torej diagnostični postopek za presejalno testiranje žilnih bolezni. S postopkom je mogoče identificirati potencialne kandidate za podrobnejšo diagnostiko pri ustreznih specialistih.

## 2 DEFINICIJA PROBLEMA

Ukvarjali smo se z izdelavo algoritma za izračun GSI. Algoritem teče v napravi za hkratno trikanalno merjenje krvnega tlaka v okončinah – roki in obeh gležnjih. Za merjenje tlaka je bila izbrana oscilometrična metoda, ki iz poteka tlaka v posamezni napihljivi manšeti, nameščeni na posamezno okončino, ugotovi, pri katerem tlaku zraka v manšeti se oscilacije tlaka zaradi utripanja žile okončine pojavijo in pri katerem tlaku v manšeti oscilacije tlaka izginejo. Na podlagi teh tlakov algoritem izračuna sistolni, diastolni in srednji krvni tlak. Iz izračunanih krvnih tlakov v posameznih okončinah algoritem izračuna gleženjski indeks. Algoritem izračuna tudi zakasnitev oscilacij tlaka na posameznih kanalih. Gleženjski indeks in zakasnitev oscilacij tlaka na posameznih kanalih so podatki, na podlagi katerih se za posameznega pacienta določi stopnja zamašenosti žil in se ga po potrebi napoti na nadaljnje preiskave z natančnejšimi diagnostičnimi metodami.

## 3 OZADJE

### 3.1 Meritev krvnega tlaka

Krvni tlak v ožilju ni konstanten, ampak niha od maksimalne – t. i. *sistolne* do minimalne – t. i. *diastolne* vrednosti. Povzročča ga utripanje srčne mišice. Za razlago poteka krvnega tlaka delovanje srca razdelimo v dva takta, imenovana sistola in diastola. Pri sistoli se srčna mišica krči in požene kri v arterije v telesu. V sistoli je v ožilju najvišji tlak celotnega cikla. Ta, najvišja vrednost tlaka se imenuje sistolni tlak. V diastoli se srce razširi in se ponovno napolni s krvjo. Tik pred ponovnim krčenjem srčne mišice je tlak v ožilju najnižji. Ta, najnižja vrednost tlaka se imenuje diastolni tlak. Vrednost krvnega tlaka se podaja v enoti [*mmHg*].

Krvni tlak je mogoče izmeriti na več načinov. Najnatančneje ga izmerimo neposredno, pri čemer v arterijo, v kateri želimo izmeriti tlak, namestimo kateter, prek katerega z zunanjim senzorjem merimo krvni tlak. Metoda se uporablja v klinični praksi, vendar je zaradi invazivnosti neprivlačna. Poleg omenjene invazivne metode za merjenje krvnega tlaka obstaja niz neinvazivnih, posrednih metod meritve krvnega tlaka [6].

### 3.2 Neinvazivno merjenje krvnega tlaka

Najbolj razširjene metode posrednega merjenja tlaka uporabljajo napihljivo manšeto, ki stisne okončino, v kateri merimo tlak.

Pri auskulatorni metodi zračni tlak v manšeti počasi pada, dokler ni manjši od najvišjega tlaka krvi v žili. V trenutku, ko je tlak manšete na žilo enak sistolnemu tlaku, začne kri pronicati skozi predhodno zažeto žilo. Pronicanje krvi je turbulentno in ga je mogoče zaznati s stetoskopom, s katerim slišimo turbuletni tok krvi kot t. i. korotkove zvoke. Ko tlak v manšeti znižujemo, postajajo zvoke vedno glasnejši, dokler ne začno pojemati.

Ko je tlak v manšeti nižji od diastolnega tlaka, to je najnižjega tlaka krvi v žili, pritisk manšete na žilo ne vpliva več in se korotkovi zvoki ne slišijo več [5].

Variacija meritve tlaka turbuletno prehanje krvi skozi zažeto žilo namesto s stetoskopom spremlja z dopplerjevo ultrazvočno napravo.

Metoda s spremljanjem korotkovih zvokov za široko uporabo ni primerna, ker zahteva izkušenega merilca, ki dobro pozna anatomijo in je sposoben najti žilo. Zato je najširše uporabljena metoda za posredno meritev krvnega tlaka oscilometrična metoda [6].

### 3.3 Oscilometrična metoda

Z oscilometrično metodo izmerimo krvni tlak posredno, prek meritve nihanj tlaka v manšeti, ki ga povzroči utripanje žile v okončini, v kateri merimo tlak.

Pri metodi tlak v manšeti počasi znižujemo tako, da iz nje izpuščamo zrak. Opazimo, da pri določenem tlaku zraka v manšeti, ko tlak krvi v žili premaga tlak zraka v manšeti in začne skozi zažeto žilo teči kri, nastanejo nihanja tlaka zaradi utripanja žile. Nihanja tlaka se z zniževanjem tlaka v manšeti povečujejo do maksimalne vrednosti in ob nadaljnjem padanju tlaka izginejo. Iz izmerjenega poteka amplitude nihanj tlaka v manšeti v odvisnosti od tlaka zraka v manšeti je mogoče oceniti sistolni in diastolni krvni tlak.

Oscilometrično metodo uporablja večina komercialnih merilnikov krvnega tlaka [6]. Ker so merilniki komercialni, proizvajalci algoritma ne objavljajo, objavljene pa so raznovrstne splošne implementacije algoritma [7].

V našem pregledu literature nismo zasledili uporabe oscilometrične metode za izračun tlakov treh kanalov in izvedenega izračuna gleženjskega indeksa. Prav tako nismo zasledili algoritma, ki bi izračunaval zakasnitev oscilacij tlaka v treh kanalih za ugotavljanje stanja zamašitve žil.

## 4 MATERIALI IN METODE

### 4.1 Merjenje tlaka

Poteke tlaka smo izmerili na obeh gležnjih in roki ležečim in umirjenim pacientom, za kar smo uporabili v ta namen razvito medicinsko napravo ABPI MD, razvito v podjetju MESI. Naprava zajame posamezen potek tlaka z meritvijo napetosti na temperaturno kompenziranih in kalibriranih tlačnih senzorjih ter analogno napetost vzorči s 16-bitnim AD-pretvornikom s frekvenco vzorčenja 100 Hz.

### 4.2 Orodje za razvoj algoritma

Algoritem smo razvili v programskem okolju Matlab verzija 7.9.0. Po fazi razvoja in preizkušanja algoritma smo le-tega prevedli v programski jezik C.

**4.2.1 Izdelava filtrov:** V algoritmu smo potrebovali dva nizkopasovna filtra. Izdelali smo ju z Matlabovim orodjem za načrtovanje filtrov: *filter design*.

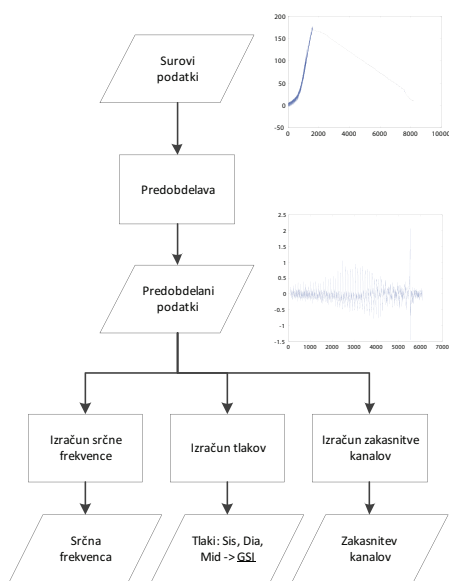
4.2.2 *Izdelava funkcije za prilaganje podatkom:* Interpolacijsko metodo za izdelavo interpolacijske funkcije skozi ekstreme utripanja tlaka v manšeti zaradi oscilacij žile smo izdelali z Matlabovim orodjem za izdelavo prilaganj podatkov: *cftool*.

### 4.3 Pridobivanje testnih podatkov

Za razvoj algoritma smo pridobili dva nabora podatkov. Prvi je bil pridobljen s simulatorjem, ki je simuliral oscilacije tlaka z značilnostmi prednastavljene vrednosti sistolnega in diastolnega tlaka. Z uporabo simulatorja smo pridobili 59 potekov tlaka.

Drugi nabor podatkov smo pridobili z meritvami na dejanskih pacientih. V raziskavo smo vključili 13 pacientov, ki smo jim izmerili tlak z našo napravo, hkrati pa smo izmerili krvni tlak tudi z referenčno merilno napravo za auskultatorno merjenje tlaka Ohmron M6 Comfort in ultrazvočno dopplerjevo sondo Huntleigh Dopplex MD2. Izmerjene poteke tlaka in referenčne vrednosti krvnega tlaka smo shranili v datoteke, ki smo jih uporabili za razvoj algoritma.

## 5 ALGORITEM



Slika 1: Pregled algoritma

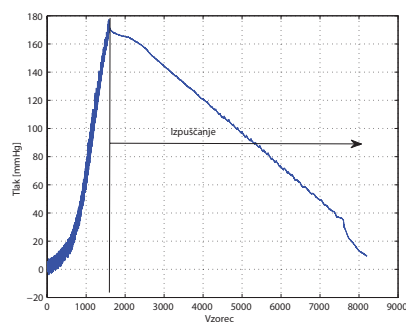
Algoritem hkrati obdeluje tri kanale poteka tlaka, izmerjene na posameznih okončinah. Iz posameznega poteka izračuna višino oscilacij tlaka zaradi utripanja žile. Iz višine oscilacij izračuna sistolni in diastolni tlak posameznega kanala, srčno frekvenco in zakasnitve med posameznimi kanali.

Algoritem je razdeljen v več korakov: predobdelavo podatkov, izračun srčne frekvenca, izračun vrednosti sistolnega diastolnega in srednjega tlaka ter izračun časovne zakasnitve kanalov. Potek algoritma je ilustriran na sliki 1.

### 5.1 Predobdelava podatkov

Rezultat predobdelave so podatki, ki vsebujejo le oscilacije zaradi utripanja žile. V koraku preobdelave kvantizirane vzorce napetosti s sensorja tlaka pretvorimo v dejanske vrednosti tlaka. V nadaljevanju potek tlaka razrežemo na odsek, ki predstavlja napihovanje, in odsek, ki predstavlja spuščanje tlaka v manšeti. Potem iz podatkov odstranimo šum ter iz poteka tlaka odstranimo potek spuščanja tlaka v manšeti tako, da ohranimo samo oscilacije zaradi utripanja žile.

Algoritem začne obdelavo surovih podatkov, ki predstavljajo 3-kanalni potek tlaka na treh sensorjih tlaka posameznih manšet. Posamezen potek tlaka je predstavljen z nizom vzorcev napetosti sensorja tlaka, zajetih s frekvenco  $F_s = 100\text{Hz}$  in kvantiziranih s 16 biti. Na sliki 2 je predstavljen neobdelan potek tlaka v manšeti enega kanala. Potek je z navpično črto razdeljen v dva dela. Levi del predstavlja napihovanje manšete, desni del pa spuščanje zraka iz manšete. Za nas je zanimiv desni del, na katerem se pri določenem tlaku zraka v manšeti pojavijo oscilacije tlaka zaradi utripanja žile, ki po nadaljnjem padanju tlaka v manšeti izginejo.



Slika 2: Potek signala tlaka v manšeti pred predobdelavo. Z navpično črto je potek razdeljen v del, ki predstavlja napihovanje, in del, ki predstavlja spuščanje zraka iz manšete

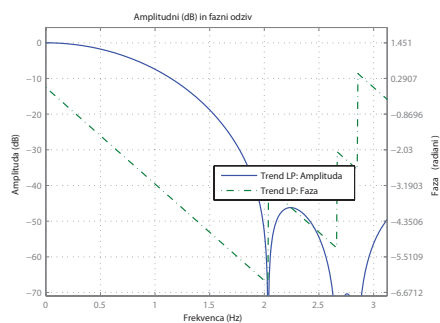
5.1.1 *Pretvorba vzorcev napetosti v dejanske vrednosti tlaka:* Povezava med tlakom v enoti  $[mmHg]$  in med sklopom sensorja za pritisk ter AD-pretvornikom je podana z enačbami 1, s katerimi vzorce pretvorimo v dejanske vrednosti tlaka, s katerimi algoritem operira v nadaljevanju.

$$\begin{aligned}
 ADC_{ref} &= 2521 \\
 ADC_0 &= 325 \\
 n &= \frac{ADC_0 * 65536}{ADC_{ref}} \\
 k &= \frac{(ADC_{200} - ADC_0) * 65536}{200 * ADC_{ref}} \\
 p &= \frac{adc - n}{k} \quad (1)
 \end{aligned}$$

5.1.2 *Razrez poteka tlaka na napihovanje in spuščanje:* V tem koraku potek tlaka razrežemo na

dva odseka, ki predstavljata napihovanje manšete in spuščanje zraka iz manšete. V poteku podatkov je namreč zajet celoten potek tlaka v manšeti, vključno z delom, ko so obratovale črpalke in napihovale manšeto do določenega tlaka. Ko je tlak v posamezni manšeti dosežen, se črpanje zraka za to manšeto ustavi. Ko je dosežen želeni tlak v vseh manšetah, se odprejo ventili za izpuščanje zraka iz manšet. Potek tlaka po odprtju ventilov je za nas zanimiv odsek tlaka. Ker v napravi poznamo trenutek odprtja ventilov, ki je za vse kanale enak iz vseh nizov podatkov o poteku tlaka izrežemo del, ki predstavlja spuščanje tlaka.

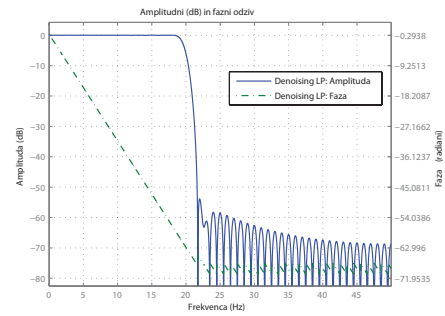
**5.1.3 Ugotavljanje poteka tlaka zaradi spuščanja tlaka iz manšete:** V tem koraku želimo ugotoviti potek tlaka zaradi spuščanja zraka iz manšete. Ta potek bi dobili, če bi manšeto ovili okoli predmeta, v katerem ne bi bilo utripanja žil. Dobljeni potek bomo pozneje izločili iz obdelovanega signala in tako pridobili le potek nihanja tlaka zaradi utripanja žil. Potek pridobimo z nizkopasovnim filtriranjem podatkov. V ta namen uporabimo nizkopasovno hammingovo FIR sito reda 100 s frekvenco rezanja  $F_c = 0,1\text{ Hz}$ . Frekvenco 0,1 Hz smo izbrali empirično in je veliko pod pričakovano najnižjo frekvenco zanimivega signala. Odziv sita je ilustriran na sliki 5.1.3.



Slika 3: Zanimiv izsek amplitudnega in faznega poteka nizkopasovnega hammingovega FIR sita reda 100  $F_{cut} = 0,1\text{ Hz}$  za izločanje poteka tlaka zaradi spuščanja zraka iz manšete

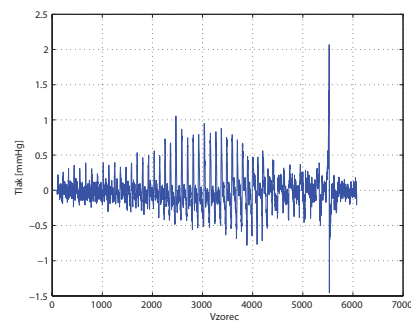
**5.1.4 Odstranjanje šuma:** V tem koraku iz podatkov izločimo visokofrekvenčni šum. V ta namen podatke filtriramo z nizkopasovnim hammingovim FIR sitom reda 100 s frekvenco rezanja  $F_c = 20\text{ Hz}$ . Frekvenco 20 Hz je bila izbrana empirično in je precej nad pričakovano frekvenco zanimivega signala.

**5.1.5 Izločanje poteka tlaka zaradi spuščanja tlaka iz manšete:** V tem koraku iz poteka tlaka izločimo potek tlaka zaradi spuščanja zraka iz manšete in obdržimo le oscilacije zaradi utripanja žile. V ta namen od signala poteka tlaka, ki smo mu pred tem odstranili šum, odštejemo predhodno ugotovljen potek tlaka v manšeti zaradi izpuščanja zraka iz manšete. Rezultat je predstavljen na sliki 5. Na sliki 5 predstavljen signal zajema le del izpuščanja zraka iz manšete in ne vsebuje dela signala, ki zajema napihovanje manšete. Vidimo,



Slika 4: Zanimiv izsek amplitudnega in faznega poteka nizkopasovnega hammingovega FIR sita reda 100  $F_{cut} = 20\text{ Hz}$  za izločanje visokofrekvenčnega šuma

da se amplitude utripov od določenega vzorca naprej povečuje, doseže vrh in začne upadati. Ta signal uporabimo v naslednjih korakih algoritma.



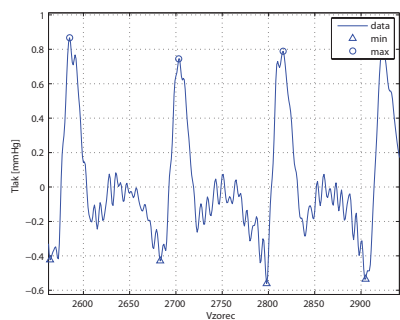
Slika 5: Signal poteka oscilacij tlaka v manšeti zaradi utripanja žile po predobdelavi

## 5.2 Izračun tlakov

V nadaljevanju algoritma je treba ugotoviti absolutno ovojnico ekstremov utripanja signala, predstavljenega na sliki 5. V ta namen je treba najti lokalne maksimume in minimume signala. V nadaljevanju skozi maksimume in minimume potegnemo interpolacijski funkciji, ki ju odštejemo, in dobimo absolutno ovojnico ekstremov utripanja signala. Iz ovojnice določimo vrednosti diastolnega in sistolnega tlaka. Kot vrednost sistolnega tlaka izberemo vrednost tlaka zraka v manšeti, pri kateri vrednost absolutne ovojnice ekstremov utripanja tlaka prvič preseže določeno vrednost  $P_s$ . Kot vrednost diastolnega tlaka izberemo vrednost tlaka zraka v manšeti, pri kateri vrednost absolutne ovojnice ekstremov utripanja tlaka zadnjič pade pod vrednost  $P_d$ . Vrednosti  $P_s$  in  $P_d$  določimo z referenčno napravo dejansko izmerjenih tlakov.

**5.2.1 Iskanje ekstremov nihanja tlaka zaradi utripanja žile:** Da lahko ugotovimo ovojnico ekstremov, moramo najprej ugotoviti, kje se v delno zašumljenem signalu posamezni ekstremi nahajajo [9]. Ker si lokalni maksimumi in minimumi sledijo izmenično drug za

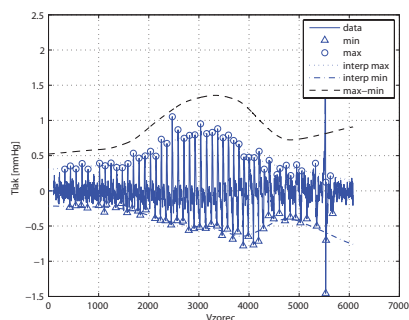
drugim, se skozi podatke sprehodimo s funkcijo, ki v podatkih izmenično išče lokalne maksimume in minimume, katerih vrednost se med sabo razlikuje vsaj za vrednost  $\delta$ , ki jo kot parameter podamo funkciji. Vrednost parametra  $\delta$  glede na podatke, ki jih analiziramo, določimo empirično. Ko algoritem najde posamezne ekstremne točke si zabeleži njihove vrednosti in položaje. Delovanje algoritma za zaznavanje lokalnih ekstremov je ilustrirano na sliki 6.



Slika 6: Ugotavljanje lokalnih maksimumov in lokalnih minimumov. Z neprekinjeno črto je narisana potek tlaka, v katerem iščemo ekstreme. S krogi so označeni najdeni lokalni maksimumi, s trikotniki so označeni najdeni lokalni minimumi

Podatke o lokalnih ekstremih v nadaljevanju uporabimo za izračun interpolacijske funkcije.

**5.2.2 Izračun interpolacijske funkcije ekstremov:** Iz lokalnih ekstremov izračunamo interpolacijsko funkcijo z uporabo funkcije smoothing spline [10].



Slika 7: Absolutne oscilacije tlaka zaradi utripanja žile. Najdeni lokalni ekstremi oscilacij tlaka: minimumi in maksimumi, interpolacijska krivulja skozi minimume in maksimume ter njuna razlika

### 5.3 Izračun GSI

GSI je razmerje tlakov izmerjenih na posameznih okončinah. Izračunamo ga kot kvocient P1/P2.

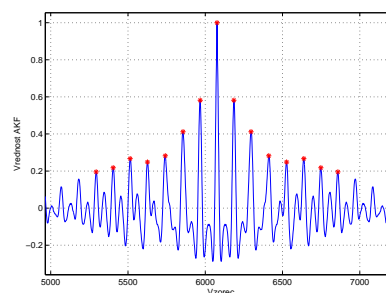
### 5.4 Izračun frekvence srčnega utripanja

Potek tlaka, ki ga povzročijo posameznih utripanja srca je med seboj zelo podoben. Pri izračunu frekvence srčnega

utripanja predvidevamo skozi ves čas meritve približno enako frekvenco utripanja srca.

Frekvenco srčnega utripanja iz poteka tlaka izračunamo tako, da najprej izračunamo avtokorelacijsko funkcijo filtriranega poteka osciliranja tlaka v manšeti. V trenutkih, ko zamik avtokorelacije poteka tlaka ustreza celoštevilčnemu številu utripov, se pojavijo vrhovi avtokorelacijske funkcije. Izsek poteka avtokorelacijske funkcije je ilustriran na sliki 8. V nadaljevanju postopka ugotovimo položaje vrhov avtokorelacijske funkcije z metodo, ki je opisana v podpoglavju 5.2.1. Iz položajev lokalnih maksimumov avtokorelacijske funkcije izračunamo njihovo povprečno medsebojno razdaljo  $t_{peak}$ . Zaznani lokalni maksimumi na avtokorelacijski funkciji so na sliki 8 označeni z zvezdicami. Ker poznamo frekvenco vzorčenja signala  $F_s = 100\text{Hz}$  izračunamo frekvenco utripanja srca v utripanjih na minuto po formuli 2:

$$hr = \frac{60 * F_s}{t_{peak}} \quad (2)$$

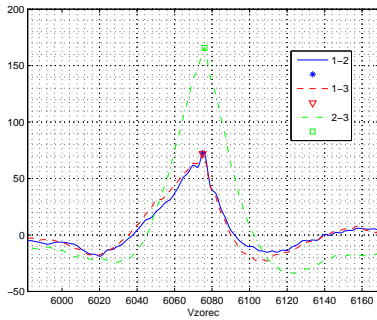


Slika 8: Izsek avtokorelacijske funkcije signala poteka osciliranja tlaka v manšeti za ugotavljanje srčne frekvence. Na poteku funkcije so označeni lokalni maksimumi

### 5.5 Izračun zakasnitve kanalov

V tem koraku izračunamo relativno zakasnitev med posameznimi kanali. Različne zakasnitve posameznih kanalov govorijo o morebitni zamašitvi žile. Zakasnitve med posameznimi kanali izračunamo z uporabo korelacijske funkcije med podatki posameznih kanalov in ugotavljanjem zamika vrha korelacijske funkcije posameznih kanalov. Na sliki 9 je ilustriran izrez korelacijske funkcije med posameznimi kanali. Opazimo, da sta kanala 1-3 in 2-3 enako zakasnjena, zakasnitev med kanalom 1-2 pa je manjša. Ker poznamo frekvenco vzorčenja, lahko iz števila vzorcev zakasnitve izračunamo čas zakasnitve.

Zakasnitve med kanali  $d_{12}$ ,  $d_{13}$  in  $d_{23}$  izračunamo z uporabo enačb 4.



Slika 9: Izsek korelacijske funkcije posameznih parov kanalov za ugotavljanje zakasnitve med posameznimi kanali. Na potekih funkcij so z zvezdicami označeni maksimumi

$$\begin{aligned}
 d_{min} &= \min(\text{idx}(ch12_{max}), \dots, \text{idx}(ch23_{max})) \\
 d_{12} &= \frac{ch12_{max} - d_{min}}{F_s} \\
 d_{13} &= \frac{ch13_{max} - d_{min}}{F_s} \\
 d_{12} &= \frac{ch12_{max} - d_{min}}{F_s}
 \end{aligned} \quad (3)$$

## 6 REZULTATI

Z razvitim algoritmom smo izračunali tlake in GSI na meritvah, ki smo jih imeli na voljo. Z referenčno merilno napravo izmerjene vrednosti tlaka smo uporabili za določanje pragovnih vrednosti vrednosti  $P_d$  in  $P_s$  oscilacij tlaka v manšeti. Minimalni kvadrat napake med izmerjenimi in izračunanimi vrednostmi krvnega tlaka smo dosegli pri izbranih vrednostih  $P_d = 2.77\text{mmHg}$  in  $P_s = 1.87\text{mmHg}$ . Z izbranimi vrednostmi je bil za izmerjene podatke standardni odklon napake za izračun diastolnega pritiska  $\sigma_d = 6.3\text{mmHg}$  in standardni odklon napake sistolnega tlaka  $\sigma_s = 4.5\text{mmHg}$ .

## 7 SKLEP

Razviti algoritem je primeren za vgradnjo v napravo, s katero bomo izvedli klinična testiranja in meritve na večjem številu pacientov z dejansko potrjeno diagnozo žilne bolezni. Rezultate izračunanega GSI, zakasnitve na kanalih in znano stopnjo zamašitve žil bomo uporabili za izdelavo modela, ki bo iz izračunanega GSI in zakasnitve na kanalih ocenil stopnjo zamašitve žil. Nadaljnje delo, pri katerem bodo na voljo podatki, izmerjeni na pacientih s potrjeno diagnozo zamašitve žil, bo razkrilo, katere pare pritiskov uporabiti za izračun GSI in ali je zakasnitev med kanali mogoče uporabiti za napovedovanje zamašitve žil.

## LITERATURA

- [1] Eržen B, Šabovič M, Šebeštjen M, Poredoš P, "Endothelial dysfunction, intima-media thickness, ankle-brachial pressure index, and pulse pressure in young post-myocardial infarction patients with various expressions of classical risk factors" *Heart and Vessels*, vol. 22, no. 4, pp. 215–22, 2007.
- [2] Šebeštjen M, Šabovič M, Eržen B, Simčič S, Žegura B, Poredoš P, Keber I, "Role of endothelial function and inflammation in patients with cardiovascular risk factors, with and without a history of myocardial infarction." *Cardiology*, vol. 107, no. 1, pp. 1–7, 2007.
- [3] Eržen B, Šabovič M, Poredoš P, Šebeštjen M, Keber I, Simčič S, "Inflammation markers in young post-myocardial patients exhibiting various expressions of classic coronary risk factors." *Coronary Artery Disease*, vol. 17, no. 4, pp. 325–30, 2006.
- [4] Al-Qaisi M, Nott DM, King DH, Kaddoura S, "Ankle Brachial Pressure Index (ABPI): An update for practitioners." *Vascular Health and Risk Management*, vol. 5, no. X, pp. 833–41, 2009.
- [5] Webb CH, "The measurement of blood pressure and its interpretation." *Primary care*, vol. 7, no. 4, pp. 637–51, 1980.
- [6] Geršak G, Drnovšek J, "Evaluation of noninvasive blood pressure simulators." *11th Mediterranean Conference on Medical and Biomedical Engineering and Computing 2007*, pp. 342-5, 2007.
- [7] Guarini M, Urzua J, Cipriano A, Gonzalez W, "Estimation of Cardiac Function from Computer Analysis of the Arterial Pressure Waveform." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 45, no. 12 pp. 1420-8, 1998.
- [8] Podhraški M, Krivic T, Šušterič J, Možek M, "An Automated Ankle Brachial Pressure Index Measurement Device," *Proceedings of 19th international Electrotechnical and Computer conference ERK 2010*, pp. 91-4, 2010.
- [9] Billauer E, "Peakdet: Peak detection using MATLAB." <http://www.billauer.co.il/peakdet.html>, Zadnji dostop julij 2011.
- [10] Wikipedia, "Smoothing spline." [http://en.wikipedia.org/wiki/Smoothing\\_spline](http://en.wikipedia.org/wiki/Smoothing_spline), Zadnji dostop julij 2011.

**Marko Meža** je diplomiral in doktoriral na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani v letih 2001 in 2007. Trenutno dela kot raziskovalec v LDOS na Fakulteti za elektrotehniko. Njegovo raziskovalno področje zajema telemedicino, uporabo algoritmov strojnega učenja na specifičnih problemih v medicini in digitalno obdelavo signalov.

**Jakob Šušterič** študira elektrotehniko, smer elektronika, na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Dela kot organizator razvoja v podjetju MESI, d.o.o., kjer razvijajo medicinske naprave. Trenutno se intenzivno ukvarja z razvojem avtomatske naprave za merjenje gleženjskega indeksa.

**Tomo Krivic** študira elektrotehniko, smer elektronika, na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Dela kot raziskovalec in razvojni inženir v podjetju MESI, d.o.o., kjer razvijajo medicinske naprave. Trenutno se intenzivno ukvarja z razvojem avtomatske naprave za merjenje gleženjskega indeksa.

**Jurij F. Tasič** je diplomiral, magistriral in doktoriral na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani v letih 1971, 1973 and 1977. je redni profesor na Fakulteti za elektrotehniko ter predstojnik Laboratorija za digitalno obdelavo signalov, slik in videa, kjer se ukvarja z napredni algoritmi za obdelavo signalov, komunikacijskimi sistemi in vzporednimi algoritmi.