

# Zunanje motnje pri neinvazivnih meritvah krvnega tlaka

Vojko Jazbinšek, Janko Lužnik, Zvonko Trontelj

*Inštitut za matematiko, fiziko in mehaniko, Jadranska 19, SI-1000 Ljubljana*

*E-pošta: vojko.jazbinsek@imfm.uni-lj.si*

## External artefacts in non-invasive blood pressure measurements

Many oscillometric non-invasive blood pressure (NIBP) measuring devices are based on recording the arterial pressure pulsation in an inflated cuff wrapped around a limb during the cuff deflation. The recorded NIBP data contain the pressure pulses in the cuff, called oscillometric pulses, superimposed on the cuff deflation. Such recordings are often contaminated with the external artefacts caused mainly by movements of a person being measured. The objectives of this contribution are, first, to include external artefacts in NIBP recordings in a controlled manner, and second, to develop a method to extract artefacts from those recordings.

We performed measurements on 23 healthy volunteers. For each person, we made at least two reference measurements without external artefacts. In addition, we performed measurements, where external artefacts were induced. Most of the attention was paid to the external artefacts that could be repeated for every volunteer and arose from known effects: beating the cuff, vibration of the arm support, tremor, coughing, muscle contraction in the upper arm induced by moving the arm, hand, finger or fist, etc. The artefacts were periodically repeated during the measurements, which simplified identification of artefacts in recorded data.

We applied the Fourier analysis and digital filtering of NIBP data to separate the cuff deflation from the arterial pressure pulses. Digital filtering was also used to extract high frequency artefacts generated for example by tapping on the cuff and vibration of the arm support. For other artefacts, which have similar frequency response as normal arterial pulses, we used different approach. We introduced a transformation of data into the normalised heart beat view to get arterial pulses independent on variations of the heart beat duration. The transformed arterial pressure pulses obtained from different recording sessions can be compared with each other, or they can be averaged to obtain the normalised reference pulses. We have found that such reference can be used for extracting artefacts from measured data.

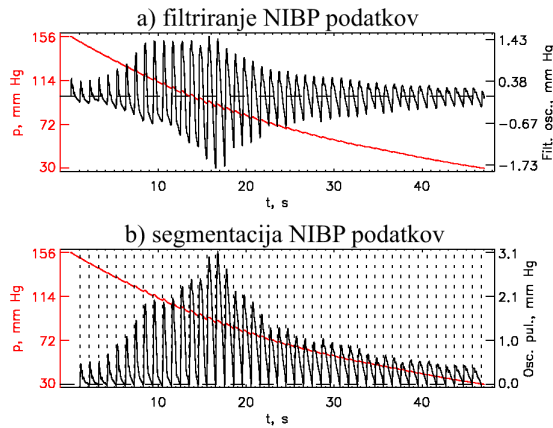
## 1 Uvod

Veliko naprav za neinvazivno merjenje krvnega tlaka (angl., **noninvasive blood pressure** - NIBP) deluje na osnovi merjenja utripanja arterijskega tlaka med puščanjem tlaka v napihnjeni manšeti, ki je ovita okoli

okončine [1]. Posneti signali vsebujejo tlačne utripe, pravimo jim tudi oscilometrični utripi, ki so naloženi na puščanje tlaka v manšeti. Te meritve so zelo občutljive na zunanje motnje. V tej raziskavi smo obravnavali frekvenčne lastnosti signalov, izmerjenih v NIBP napravi. V drugem poglavju smo opisali meritve in pokazali, kako lahko z digitalnim filtriranjem ločimo puščanje tlaka v manšeti od utripanj tlaka v arteriji pri meritvah brez zunanjih motenj. V tretjem poglavju smo pokazali, kako iz meritev izločimo motnje, ki imajo višjefrekvenčni odziv kot normalno utripanje tlaka. V četrtem poglavju smo vpeljali transformacijo v normalizirani prikaz srčnih utripov, ki nam omogoča primerjanje in povprečevanje signalov iz različnih meritev. Na ta način lahko izločimo motnje, ki imajo podoben frekvenčni odziv kot normalno utripanje tlaka.

## 2 Opis meritve

Meritve smo opravili na napravi, ki so jo za potrebe evropskega projekta "Simulator for NIBP" v 5. okvirnem programu, naredili v nizozemskem podjetju LODE iz Groningena [2]. Ta naprava ima v osebni računalnik (PC) vgrajen kompresor za napihovanje manšet in odjemnik za zaznavanje sprememb tlaka. Signale zajema s frekvenco 2000 Hz. Pri meritvah smo uporabili manšeto britanskega podjetja Accoson, ki smo jo ovili okoli nadlahti prostovoljcev brez znanih srčnih okvar. Za puščanje ali deflacijo tlaka iz manšete smo uporabili dva načina. Pri prvem je puščanje uravnaval računalnik preko povratne zanke, da je bilo puščanje približno konstantno s hitrostjo 3 mm Hg/s ali 2 mm Hg/s pri frekvencah srčnih utripov nad ali pod 60/min. Pri drugem načinu smo puščali tlak preko tako priprtega ventila, da je bila povprečna hitrost puščanja približno 3 mm Hg/s. Slika 1 prikazuje primer izmerjenih signalov za drugi način puščanja. Manšeto na začetku napihnemo na okoli 160 mm Hg in potem puščamo tlak do 30 mm Hg. Trajanje posamezne meritve je 40-50 s. Deflacije, ki je nizkofrekvenčni, praktično dc signal, se znebimo s pasovnim (0.3-20 Hz) digitalnim filtrom [3, 4] (slika 1a). Deflacije se lahko znebimo tudi s segmentacijo [3] NIBP podatkov na posamezne utripe (slika 1b). Deflacijo, ki jo v tem primeru izračunamo kot interpolacijo podatkov med zaporednimi mejami segmentov, odštejemo od izmerjenih podatkov, da dobimo le utripe s pozitivnimi odmiki. Pri tem meje segmentov sovpadajo s časovnimi točkami, ki določajo minimalno ovojnico filtriranih utripov na sliki 1a. Ovojnica oscilometričnih utripov je osnova za določitev gornje in spodnje vrednosti krvnega tlaka [1,3].

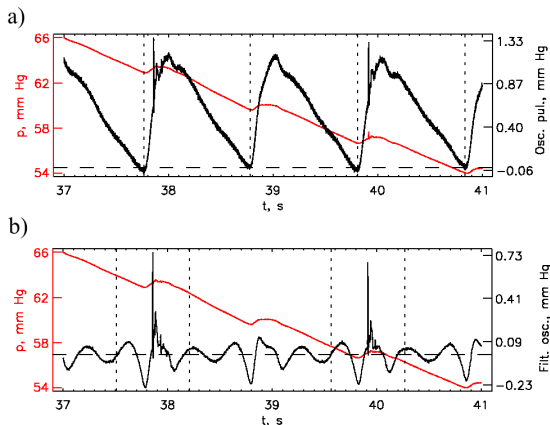


Slika 1. Izmerjeni NIBP podatki (leva skala) in filtrirani utripi (desna skala) dobljeni s pasovnim (0.3-20 Hz) filtrom. b) Oscilometrični utripi (desna skala) dobljeni s segmentacijo (prekinjene črte) na srčne utripe.

Meritve smo naredili na 23-tih prostovoljcih. Pri vsakem smo naredili po dve referenčni meritvi, pri katerih smo pazili, da med meritvijo ni bilo zunanjih motenj. Temu so sledile meritve, pri katerih so bile vključene zunanje motnje, kot so premikanje roke, dlani, prstov, kašljanje, tresenje, udarjanje po manšeti in podobne. Te motnje smo ponavljali v enakomernih časovnih razmikih, kar nam je pri obdelavi podatkov olajšalo iskanje teh motenj in nam omogočilo, da smo za vsak tip motnje s povprečevanjem določili njeno značilno obliko.

### 3 Visokofrekvenčne motnje

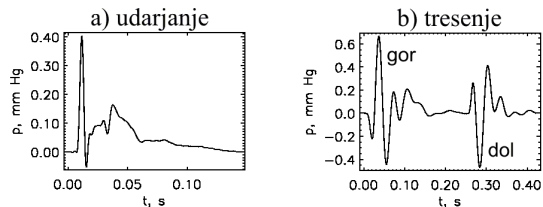
Primer takšne motnje je udarec po manšeti med samo meritvijo. Med meritvijo smo vsaki 2 sekundi narahlo udarili po manšeti s plastično cevko. Slika 2a prikazuje 4-sekundni izsek meritve, na kateri se pojavita dve



Slika 2. a) Del izmerjenih NIBP podatkov (leva skala) in ustrežni oscilometrični utripi (desna skala). b) Filtrirani (2.5-250 Hz) podatki (desna skala).

takšni motnji. Z digitalnim filtriranjem (pasovni filter 2.5-250 Hz) izločimo iz podatkov tako deflacijo kot večino signala zaradi utripanja krvnega tlaka (slika 2b). Okoli najvišjega vrha motnje izberemo 0.7 sekundni interval in s povprečevanjem dobimo tipično obliko signala za takšno motnjo, ki je prikazana na sliki 3a.

Visokofrekvenčne motnje dobimo tudi v primeru tresenja podlage, na kateri sloni roka med meritvijo. Do takšne motnje lahko pride, če med meritvijo prevažamo pacienta na vozičku in se pri tem zaletimo ali prevozimo kakšno oviro kot na primer prag. Meritev smo izvedli tako, da smo podlago roke postavili na linearni motor, ki je povzročal tresenje podlage s frekvenco 2 Hz. Slika 3b prikazuje tipično obliko takšne motnje, ko se podlaga premakne najprej gor in potem dol. Podobno kot v prejšnjem primeru smo to obliko dobili s povprečevanjem preko vseh motenj v izbrani meritvi.



Slika 3. a) Tipična oblika motnje pri udarjanju po manšeti. b) Tipična oblika motnje pri tresenju (gor-dol) podlage roke.

## 4 Nizkofrekvenčne motnje

Nizkofrekvenčne motnje imajo podoben frekvenčni odziv kot oscilometrični utripi zaradi nihanja tlaka v arterijah. Takšne motnje so običajno posledica premikov telesa, ki jih spremlja napenjanje mišic na nadlahtnici, okoli katere imamo ovito merilno manšeto. V teh primerih motnje ne moremo izločiti z digitalnim filtriranjem, ampak s primerjanjem z referenčnimi meritvami.

### 4.1 Transformacija v normalizirani prikaz

Med NIBP meritvami se dolžina srčnega utripa spreminja. Zato smo vpeljali transformacijo v normalizirani prikaz srčnih utripov, pri katerem spremenljivo dolžino ( $\Delta t_s$ ) za vsak izmerjeni srčni utrip pretvorimo v fiksno vrednost ( $\Delta t_f$ ). V prvem koraku (slika 1b) merske podatke segmentiramo na posamezne utripe. Pretvorbo  $\Delta t_s$  v  $\Delta t_f$  dosežemo s prevzorčenjem izmerjenega signala za vsak srčni utrip. Recimo, da so merski podatki na intervalu  $\Delta t_s$  vzorčeni s frekvenco  $v_s$  (2000 Hz v našem primeru), potem prevzorčimo signal s frekvenco  $v_f$  tako, da bo vsak srčni utrip predstavljen z enakim številom točk  $N_f = \Delta t_f \cdot v_f$ . Jedro transformacije ( $\Delta t_s$  v  $\Delta t_f$ ) je tako frekvenca prevzorčenja ( $v_p$ ), ki omogoča predstavitev vsakega srčnega utripa z enakim številom točk  $N_f = \Delta t_s \cdot v_p$ , čeprav so izvorni podatki določeni s spremenljivim številom  $N_s = \Delta t_s \cdot v_s$  točk:

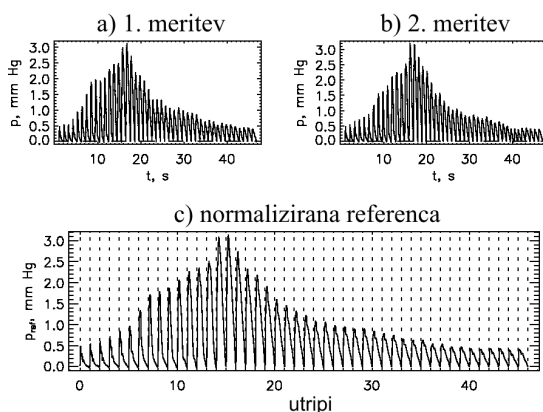
$$v_p = \frac{N_f}{\Delta t_s} = \frac{\Delta t_f}{\Delta t_s} v_f = \frac{N_f}{N_s} v_s \quad (1)$$

Za obratno transformacijo ( $\Delta t_f$  v  $\Delta t_s$ ) moramo prevzorčiti "normalizirane" podatke na intervalu  $\Delta t_f$  s frekvenco  $v_b$ , da dobimo nazaj  $N_s = \Delta t_f \cdot v_b$  točk:

$$v_b = \frac{N_s}{\Delta t_f} = \frac{\Delta t_s}{\Delta t_f} v_s = \frac{N_s}{N_f} v_f \quad (2)$$

Sliki 4a, b kažeta oscilometrične utripe dveh meritev na isti osebi. Prva je ista kot na sliki 1. Naprej pretvorimo oscilometrične utripe v normalizirani prikaz srčnih utripov. Vsak utrip iz časovnega prikaza z uporabo enačbe (1) prevzorčimo, da dobimo utripe v normaliziranem prikazu. Potem s povprečevanjem rezultatov obeh meritev izračunamo normalizirano referenčno obliko oscilometričnih utripov. Pred povprečevanjem primerjamo celotne oblike signalov. Pri tem dovolimo premike do N utripov (N običajno postavimo na 5), da dobimo najboljše ujemanje med obema posnetima signaloma. To proceduro imenujemo optimizacija celotne oblike utripov (OCOU). Povprečno obliko utripov potem dobimo s seštevanjem optimalno premaknjenih utripov. Pri optimizaciji upoštevamo relativno razliko, korelacijski koeficient in maksimalno razliko.

Za pretvorbo referenčnega signala nazaj v realno (izmerjeno) časovno skalo moramo vsak utrip prevzorčiti z uporabo enačbe (2). Ker pa se oscilometrični utripi med posameznimi meritvami malce razlikujejo, smo poleg OCOU (glej zgoraj) pri pretvorbi uporabili tudi optimizacijo posameznih utripov (OPU). V obeh primerih najprej pretvorimo izbrano meritev v normalizirani prikaz srčnih utripov. V primeru OCOU primerjamo celotno obliko posnetega signala z referenčnim. Poiščemo optimalni premik v obsegu N utripov in pretvorimo tako premaknjen referenčni signal v časovno skalo izbrane meritve. V



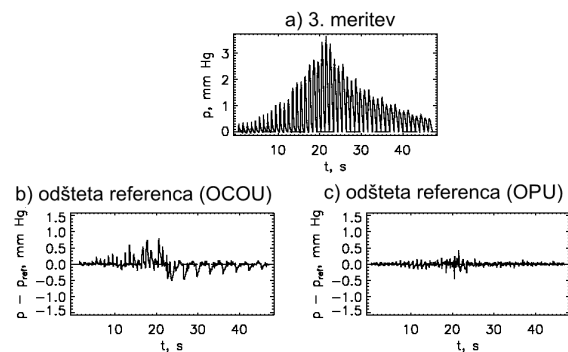
Slika 4. Oscilometrični utripi a) 1. meritve in b) 2. meritve ter c) normalizirana referenca dobljena s poprečevanjem teh dveh.

primeru OPU pa primerjamo posamezne utripe pri danem nivoju tlaka v manšeti (deflaciji) z utripi v normaliziranem referenčnem signalu. Pri tej primerjavi lahko v izbranem obsegu spreminjamo tako amplitudo kot časovni zamik začetka vsakega utripa. Končne rezultate lahko še vizualno pregledamo in po potrebi interaktivno popravimo. Slika 5 prikazuje rezultate obratne transformacije za tretjo meritev (slika 5a), ki smo jo posneli na isti osebi kot prvi dve meritvi (sliki 4a, b). Normalizirano referenco (slika 4c), ki smo jo dobili iz prvih dveh meritev, smo z uporabo tako OCOU kot OPU pretvorili v časovno skalo tretje meritve in tako dobljena referenčna signala odšteli od te meritve. Rezultata na slikah 5b in c kažeta, da z OPU generiramo boljše referenčno utripanje kot z OCOU. S takšno proceduro lahko iz meritve izločimo večino signala zaradi utripanja tlaka v arterijah, kar nam omogoča določitev oblike zunanjih motenj.

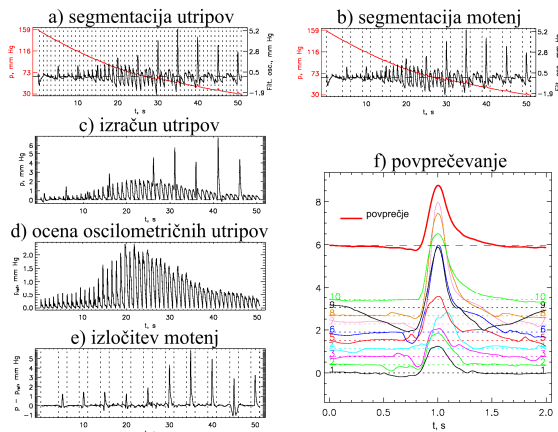
## 4.2 Tipične oblike motenj

Na sliki 6 je demonstrirana izločitev motenj zaradi stiskanja pesti. Med meritvijo je oseba vsakih pet sekund rahlo stisnila in potem spet razprla pest na roki, kjer smo merili tlak. Pri analizi podatkov smo naredili naslednje korake:

- segmentacija utripov (slika 6a) iz filtriranih podatkov (glej tudi sliko 1)
- segmentacija motenj (slika 6b) – 2 s interval okoli vrha motnje
- izračun utripov (slika 6c) z uporabo segmentacije s slike 6a
- ocena oscilometričnih utripov (slika 6d) z uporabo normalizirane reference, ki jo dobimo iz meritev, pri katerih ni bilo motenj (slika 4)
- izločitev motenj (slika 6e), ki jo dobimo kot razliko podatkov s slik 6c in 6d
- povprečevanje izločenih motenj (slika 6f).

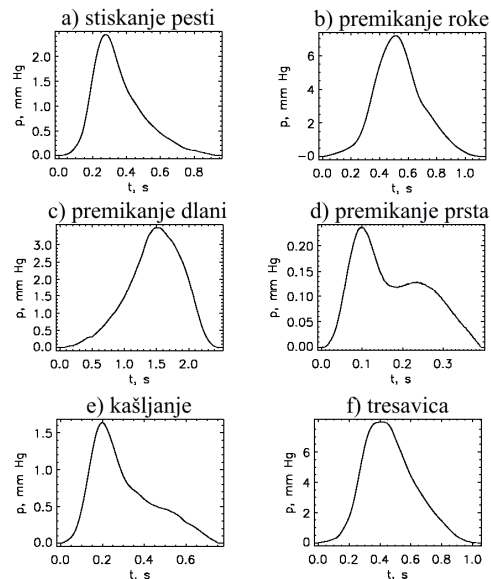


Slika 5. Oscilometrični utripi a) 3. meritve in ostanki po odštevanju reference, ki smo jo dobili z b) OCOU in c) OPU.



Slika 6. Koraki pri izločitvi motenj zaradi stiskanja pesti: a) segmentacija utripov, b) segmentacija motenj – 2s interval okoli vrha motnje, c) izračun utripov, d) ocena oscilometričnih utripov z uporabo normalizirane reference (slika 4c), e) izločitev motenj (razlika grafov c in d) in f) povprečevanje motenj (motnje iz grafa e so prikazane ena nad drugo in nad njimi je z debeljšo črta narisano povprečje, ki je prikazano tudi na sliki 7a).

Tak tip premikanja med meritvijo povzroči kratke, pulzom podobne motnje, ki trajajo en do dva srčna utripa. Amplitude teh motenj so približno v območju 1 do 6 mm Hg. Odvisne so od intenzitete, s katero stisnemo pest. Ugotovili smo, da je amplituda večine motenj zaradi premikanja osebe odvisna od tega, kako se pri tem krčijo mišice v nadlahtnici, okoli katere je ovita merilna manšeta. Na sliki 8 so prikazane značilne oblike različnih nizkofrekvenčnih motenj, ki smo jih iz meritev izločili na podoben način kot motnjo zaradi stiskanja pesti zgoraj. Premikanje roke, to je dvigovanje spodnjega dela (pod komolcem) gor in dol, povzroča največje motnje, ki lahko dosežejo tudi do 50 mm Hg, kar popolnoma pokvari meritve. Na sliki 7b je prikazana povprečna motnja, ki smo jo izločili iz meritve, pri kateri je oseba periodično dvigovala roko (gor-dol za približno 1 cm vsake 1,25 s). Na sliki 7c je prikazana povprečna oblika motnje zaradi premikanja dlani (levo-desno vsake 2,5 s). Takšno premikanje povzroči motnjo, ki je po obliki in amplitudi zelo podobna normalnim oscilometričnim utripom in jo je najtežje izločiti iz meritve. Na sliki 7d je prikazana povprečna oblika motnje zaradi premikanja kazalca (vsake 1,25 s). Takšno premikanje povzroči majhno motnjo, ki pa vseeno lahko pokvari karakteristično obliko oscilometričnega utripanja. Na slikah 7e in 7f sta prikazani še značilni obliki motenj zaradi kašljanja (vsakih 10 s) in tresavice (vsake 5 s). Pri obeh motnjah je amplituda le-te odvisna od tega, kako se pri tem stresejo oziroma napnejo mišice pod merilno manšeto.



Slika 7. Tipične oblike različnih motenj

## 5 Zaključek

V tem delu smo pokazali, da transformacija NIBP meritev v normalizirani prikaz srčnih utripov omogoča primerjavo oscilometričnih utripanj, ki jih dobimo iz različnih posnetkov. S povprečevanjem izračunamo normalizirano referenco. V primerih, ko so v NIBP posnetkih prisotne motnje, lahko to referenco uporabimo kot vzorec, s katerim iz takšne meritve izluščimo tako oscilometrično utripanje zaradi nihanja tlaka v arterijah kot obliko motnje.

## Literatura

- [1] K-G. Ng, CF .Small. Survey of automated non-invasive blood pressure monitors, *Journal of Clinical Engineering*; **19**:452-475, 1994.
- [2] European 5<sup>th</sup> framework programme "Simulator for NIBP", Grant No. G6DR-CT-2002-00706.V. .
- [3] Jazbinšek, J. Lužnik, Z. Trontelj. Frekvenčna analiza in prikaz signalov posnetih med neinvazivnim merjenjem krvnega tlaka. V B. Zajc, A. Trošt (ur.), Zbornik ERK 2005, vol. B: 269-272.
- [4] L.B. Jackson. Digital Filters and Signal Processing, Boston: Kluwer Academic Publishers, 1986.