

Frekvenčna analiza in prikaz signalov posnetih med neinvazivnim merjenjem krvnega tlaka

Vojko Jazbinšek Janko Lužnik Zvonko Trontelj
Inštitut za matematiko, fiziko in mehaniko
Jadranska 19, 1000 Ljubljana, Slovenija
vojko.jazbinsek@imfm.uni-lj.si

Frequency analysis and presentation of signals recorded during noninvasive blood pressure measurements

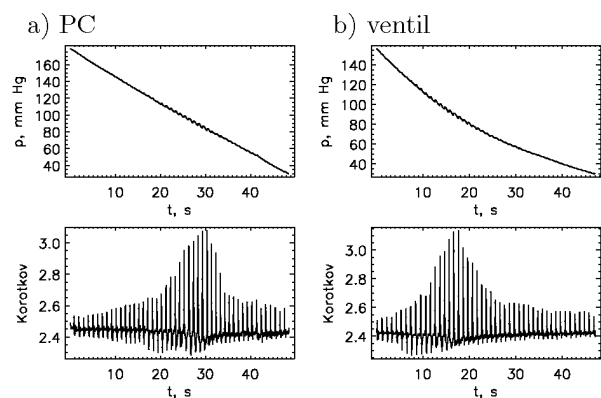
Many oscillometric noninvasive blood pressure measuring (NIBP) devices are based on recording the arterial pressure pulsation in an inflated cuff wrapped around a limb during the cuff pressure deflation [1]. The recorded NIBP data contain the pressure pulses in the cuff, called oscillometric pulses, superimposed on the cuff pressure deflation. Some of NIBP devices have also implanted microphone inside the cuff, which enables measuring of Korotkoff sounds [2] generated by the blood flow through the compressed artery. The objectives of this contribution is, firstly, to separate the deflation from the pressure pulses, and secondly, to extract the Korotkoff sounds from the microphone data. We have applied the Fourier frequency analysis and digital filtering [3] of the recorded data to achieve the aims. We have also found that oscillometric pulses can be estimated from the microphone data.

1. Uvod

Veliko naprav za neinvazivno merjenje krvnega tlaka (angl., **n**on**i**nvasive **b**lood **p**ressure - 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, ki jim pravimo tudi oscilometrični utripi, ki so naloženi na puščanje tlaka v manšeti. Nekatere od NIBP naprav imajo v manšeto vgrajen tudi mikrofonski, s katerim zaznajo Korotkov zvok [2], ki se pojavi ob pretoku krvi skozi stisnjeno arterijo. V tem prispevku bomo obravnavali frekvenčne lastnosti signalov izmerjenih v NIBP napravi. Pokazali bomo, kako lahko z digitalnim filtriranjem ločimo puščanje tlaka v manšeti od utripanj tlaka v arteriji. Z analizo signalov iz mikrofona bomo pokazali, kako lahko iz njih izluščimo tako oscilometrično utripanje kot Korotkov zvok.

2. Opis meritve

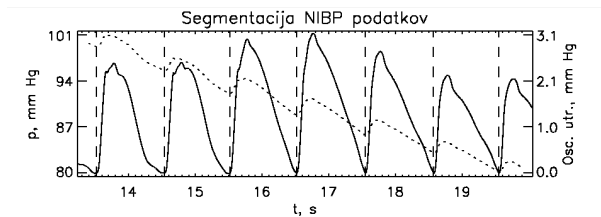
Meritve smo opravili na napravi, ki so jo za potrebe evropskega projekta "Stimulator for NIBP" v 5. okvirnem programu, naredili v nizozemskem podjetju LODE iz Groningena. Ta naprava ima v osebni računalnik (PC) vgrajen kompresor za napihovanje manšet in odjemnik za zaznavanje sprememb tlaka. Poleg tega omogoča sočasno snemanje signalov iz zunanje EKG naprave in mikrofona vstavljenega v manšeto. Vse te 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. V manšeto smo vstavili ploščati piezokeramični mikrofonski premera 4 cm. Poleg tega smo med manšeto in računalnik priključili komercialno napravo OSZ4 nemškega podjetja Seidel + Keller za avtomatsko določitev krvnega tlaka. Za puščanje ali deflacijo tlaka iz manšete smo uporabili dva načina. Pri prvem je puščanje uravnaval računalnik preko povratne zanke, tako da je bilo puščanje približno konstantno s hitrostima 3 mm Hg/s in 2 mm Hg/s pri frekvencah srčnih utripov nad in pod 60/min. Pri drugem načinu smo puščali tlak preko tako priprtega ventila, da je bila povprečna hitrost puščanja približno 3 mmHg/s. Slika 1 prikazuje primera izmerjenih signalov za oba načina puščanja.



Slika 1: Merjeni tlak v manšeti (p) in ustrezeni signal iz mikrofona (Korotkov), ko puščamo tlak preko: a) povratne zanke na PC računalniku in b) ventila.

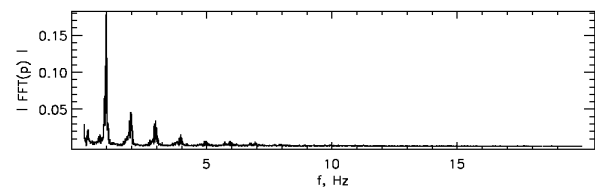
3. Oscilometrična metoda

Najpreprosteje ločimo puščanje tlaka v manšeti od arterijskih utripanj s segmentacijo podatkov na posamezne utripe. Puščanje tlaka določimo z interpolacijo signala med zaporednimi mejami segmentov, ki jo potem odštejemo od izmerjenih podatkov, da dobimo le oscilometrična utripanja s pozitivnimi amplitudami, glej sliko 2.

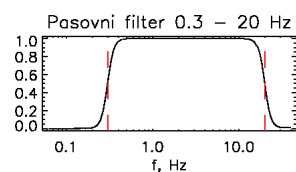


Slika 2: Del izmerjenih NIBP podatkov s slike 1b (leva skala, točkasta črta) in oscilometrična utripanja (desna skala, polna črta), ki smo jih dobili s segmentacijo (črtkane navpične črte) podatkov na posamezne utripe.

Puščanje tlaka je počasen, nizkofrekvenčen pojav. Zato lahko signal zaradi puščanja tlaka odstranimo iz NIBP podatkov s pasovnim filtriranjem z nizko spodnjo mejo. Na frekvenčnem spektru tlačnih sprememb v manšeti iz slike 1b, ki je prikazan na sliki 3, vidimo, da je praktično ves signal zajet med 1 in 10 Hz. Zato smo za filtriranje uporabili digitalni pasovni Butterworthov filter 6-tega reda [3] na intervalu med 0.3 in 20 Hz, glej sliko 4. S hitro Fourierovo transformacijo (FFT) smo prestavili podatke v frekvenčni prostor, kjer smo jih pomnožili s funkcijo na sliki 4 in z obratno FFT prestavili podatke nazaj v časovni prostor. Najboljše rezultate smo dobili, če smo originalne podatke pred filtriranjem z dvojnimi zrcaljem preko mejnih točk asimetrično raztegnili (slika 5a). Mejni pojav zaradi končne časovne širine izmerjenih podatkov smo tako prestavili na mejni področji novega, razširjenega časovnega okna (slika 5b). V originalnem časovnem oknu ostanejo tako le oscilometrični utripi. Učinkovitost digitalnega filtriranja smo povečali z

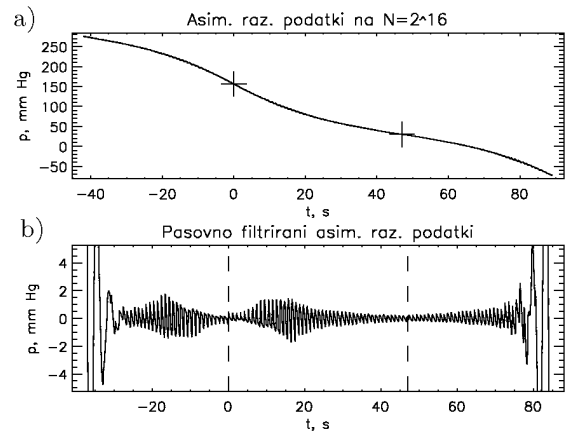


Slika 3: Frekvenčni spekter tlačnih sprememb s slike 1b.

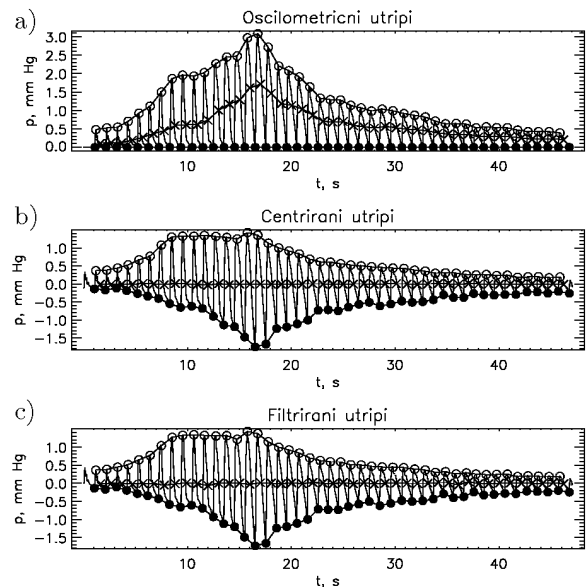


Slika 4: Butterworthov filter 6-tega reda, ki prepušča informacije na intervalu 0.3–20 Hz.

zmanjšanjem vzorčenja signala z 2000 na 100 Hz. Poleg tega smo število točk v signalu povečali na potenco števila 2, kar omogoča hitrejše izvajanje FFT. Slika 6 prikazuje oscilometrična utripanja, ki smo jih dobili na različne načine. Težiščno ali centrirano utripanje (slika 6b), ki je praktično enako kot filtrirano utripanje (slika 6c), smo dobili tako, da smo iz oscilometričnih utripanj (slika 6a) odšteli interpolacijo težišč posameznih utripov. Časovne točke, ki določajo minimalno oziroma negativno ovojnico (● na sliki 6) pri filtriranih in težiščnih utripanjih sovpadajo z mejami segmentov, s katerimi so določena oscilometrična utripanja na slikah 2 in 6a.



Slika 5: a) asimetrično raztegnjeni podatki preko prve in zadnje točke (+) izmerjenih podatkov in b) pasovno (0.3 - 20 Hz) filtriranje raztegnjenih podatkov. Črtkani navpični črta označujeta prvotno časovno okno.



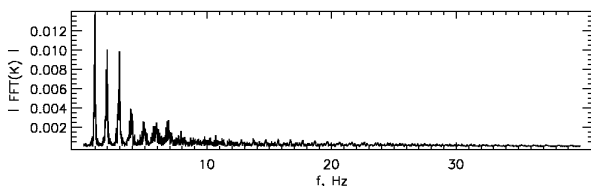
Slika 6: Različni prikazi tlačnih utripanj: a) oscilometrični, b) težiščni ali centrirani in c) filtrirani. Ovojnice so označene z o - maksimalna, x - srednja ali težiščna in • - minimalna vrednost tlaka za vsak utrip.

4. Analiza signalov iz mikrofona

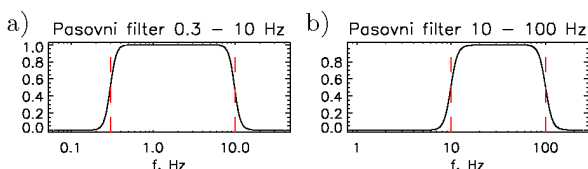
Slika 7 prikazuje frekvenčni spekter signala s slike 1b, ki je bil posnet z mikrofonom. Podobno kot pri spektru tlačnih sprememb v manšeti, ki je prikazan na sliki 3, je tudi tu večina informacij zajeta v prvih 10 Hz, nekaj informacij pa se nahaja tudi pri višjih frekvencah v slišnem delu spektra. Tem signalom pravimo Korotkov zvok, ki se uporablja pri najbolj razširjeni metodi neinvazivnega merjenja krvnega tlaka, kjer tlak v manšeti ročno uravnavajo in ga opazujejo na živosrebrnem manometru, Korotkov zvok pa poslušajo z stetoskopom. Za analizo signalov iz mikrofona smo uporabili dva digitalna filtra na intervalih 0.3–10 Hz (slika 8a) in 10–100 Hz (slika 8b). Rezultata filtriranja signala s slike 1b, ko smo puščali tlak iz manšete preko ventila, sta prikazana na sliki 9. Nizkofrekvenčni del signala na sliki 9a je zelo podoben numeričnemu časovnemu odvodu dp/dt tlačnih sprememb v manšeti

$$\frac{dp}{dt}(t_i) = \frac{p(t_i + \Delta t) - p(t_i - \Delta t)}{2 \cdot \Delta t}, \quad (1)$$

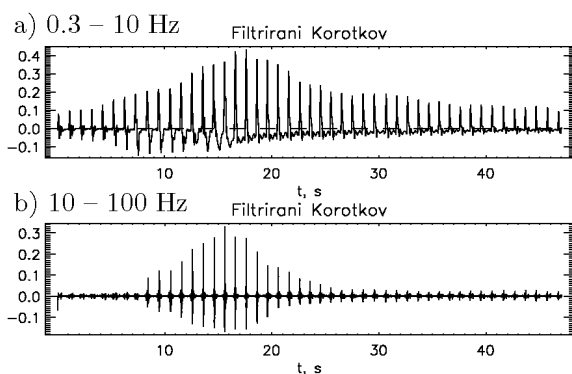
ki je prikazan na sliki 10. To vodi do ideje, da z



Slika 7: Frekvenčni spekter signala iz mikrofona s sl. 1b.



Slika 8: Butterworthova filtra 6-tega reda, ki prepuščata signale na intervalih a) 0.3 - 10 Hz in b) 10 - 100 Hz.



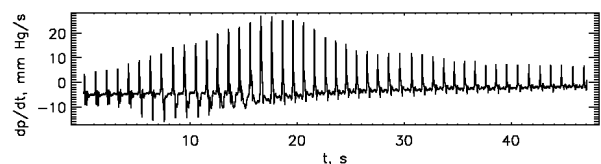
Slika 9: Filtrirana signala iz mikrofona (Korotkov) s slike 1b na intervalih a) 0.3 - 10 Hz in b) 10 - 100 Hz.

obratno proceduro kot je numerično odvajanje v enačbi (1), to je antidodvom, poskusimo rekonstruirati oscilometrična utripanja tlaka v manšeti. Slika 11a prikazuje numerični antidodvod F , ki ga določa iterativna enačba

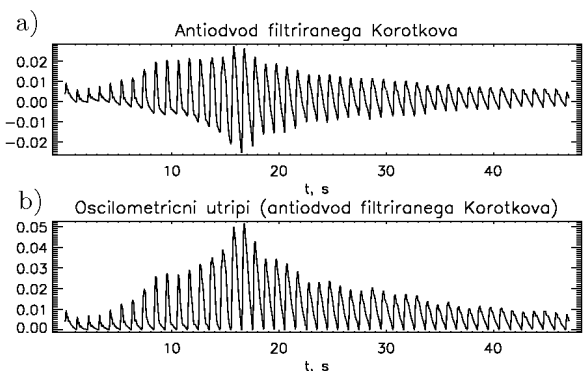
$$F(t_i + \Delta t) = 2 \cdot \Delta t \cdot K(t_i) + F(t_i - \Delta t), \quad (2)$$

z začetnimi vrednostmi $F(t < \Delta t) = 0$, kjer je K nizkofrekvenčni del signala iz mikrofona s slike 9a. Če od tega signala, ki je po obliki zelo podoben filtriranim utripom na sliki 6c, odštejemo še negativno ovojnico, dobimo približek oscilometričnih utripov iz slike 6a, ki je prikazan na sliki 11b. Pri kvantitavni primerjavi ovojnic oscilometričnih utripanj s slik 6a in 11b smo najprej normalizirali amplitude in prikazali ovojnice v odvisnosti od nivoja tlaka v manšeti (deflacije). Rezultati, ki so za oba načina deflacije prikazani na sliki 12, kažejo, da pri obeh načinih deflacije iz nizkofrekvenčnih signalov iz mikrofona enako dobro rekonstruiramo ovojnico oscilometričnega utripanja. Relativna diferenca (RD) med obema ovojnicama je 0.12, korelacijski koeficient (CC) pa je 0.994.

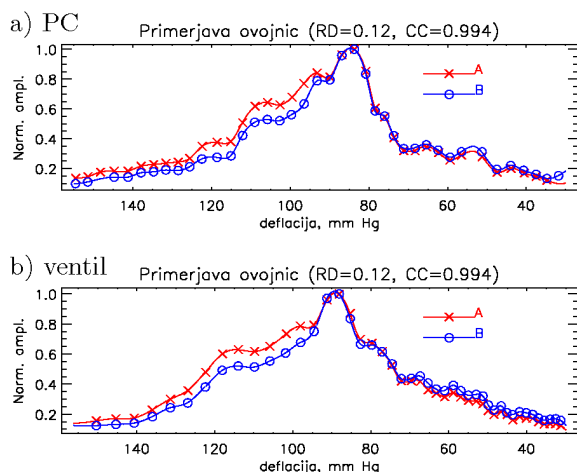
Avtomske naprave za določanje krvnega tlaka iz tako prikazanih ovojnic oscilometričnega utripanja (glej sliko 12) z različnimi algoritmi določijo vrednost sistoličnega in diastoličnega krvnega tlaka [1]. Ti algoritmi temeljijo ali na amplitudni metodi, kjer primerjajo amplitude ovojnic glede na maksimalno vrednost, ali na metodi strmine krivulje, kjer primerjajo, kako hitro nagib ovojnice raste oziroma pada. Za avtomatsko določitev krvnega tlaka je primeren tudi slišni del signala iz mikrofona, ki ga lahko direktno povežemo s standardno metodo



Slika 10: Časovni odvod tlačnih sprememb s slike 1b.



Slika 11: a) antidodvod signala s slike 9a in b) rekonstrukcija oscilometričnega utripanja.



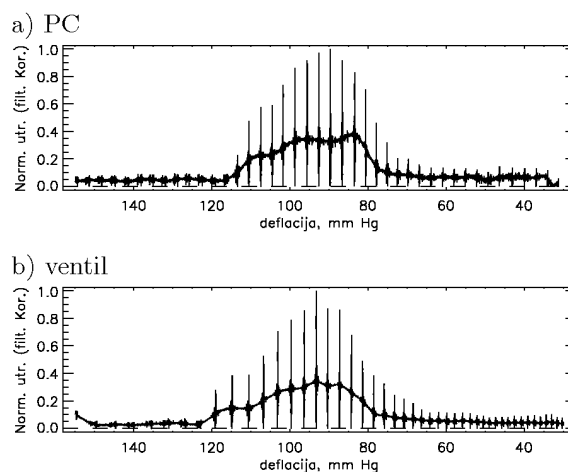
Slika 12: Primerjava normaliziranih ovojnica oscilometričnih utripanj dobljenih iz meritev tlaka v manšeti (A) in nizkofrekvenčnega signala iz mikrofona (B) v odvisnosti od deflacije, ko puščamo tlak preko: a) povratne zanke na PC računalniku in b) ventila.

poslušanja Korotkovih zvokov s stetoskopom. Slika 13 prikazuje slišni del signalov iz mikrofona pri obeh načinih deflacije, kjer smo dodatno odšteli negativno ovojnico filtriranega signala (glej sliko 9b) in prikazali tako dobljen signal v odvisnosti od deflacije. Komercialna naprava OSZ4 nam je za obe meritvi, ki smo ju predstavili v tem prispevku, izmerila naslednje vrednosti za sistolični in diastolični tlak ter srčni utrip: 117/78/60 za meritev na slikah 1a, 12a in 13a ter 127/83/60 za meritev na slikah 1b, 12b in 13b.

4. Zaključek

V tem delu smo prikazali uporabnost frekvenčne analize in digitalnega Fourierovega filtriranja pri analizi izmerjenih signalov v NIBP napravah.

Za spremembe tlaka v manšeti smo pokazali, da lahko z digitalnim filtriranjem uspešno ločimo puščanje tlaka v manšeti od utripanj tlaka v arteriji, ne da bi bilo potrebno pred tem izmerjeni signal segmentirati na posamezne utripe. Še več, same meje segmentov sovpadajo s točkami, ki določajo negativno ovojnico filtriranih utripanj. Ko odštejemo to negativno ovojnico od filtriranih utripanj, dobimo oscilometrična utripanja s samo pozitivnimi odmiki. Njihova ovojnica je osnova za različne algoritme za avtomatsko določanje sistolične in diastolične vrednosti krvnega tlaka.



Slika 13: Slišni del signalov iz mikrofona v odvisnosti od deflacije tlaka v manšeti, ko puščamo tlak preko: a) povratne zanke na PC računalniku in b) ventila. V tem prikazu smo odšteli negativno ovojnico, da smo dobili le pozitivne odmike, ki smo jih še normalizirali.

S frekvenčno analizo signalov iz mikrofona, ki smo ga vstavili v manšeto, smo pokazali, da lahko te signale razdelimo na dva dela. Nizkofrekvenčni del na intervalu 0.3–10 Hz je približno ekvivalenten časovnemu odvodu tlačnih sprememb v manšeti. Z numeričnim antidvodom lahko iz tega dela mikrofonskega signala rekonstruiramo tipično obliko oscilometričnih utripanj. Višjefrekvenčni, slišni del mikrofonskega signala predstavlja direktno povezavo z najbolj razširjeno metodo neinvazivnega merjenja krvnega tlaka s poslušanjem Korotkovih zvokov. Oblika tega signala tudi omogoča avtomatsko določitev krvnega tlaka.

Literatura

- [1] K-G. Ng, CF .Small. Survey of automated non-invasive blood pressure monitors, *Journal of Clinical Engineering*; **19**:452-475, 1994.
- [2] N.C. Korotkoff. On the subject of methods of determining blood pressure. *Bull. Imperial Mil. Med. Acad. (St. Petersburg)*, **11**:365-367, 1905.
- [3] L.B. Jackson. Digital Filters and Signal Processing, Boston: Kluwer Academic Publishers, 1986.