

Návrh algoritmů na detekci rozsahu pohybů v signálu naměřeném akcelerometrem

Jan MACHEK¹, Jakub PARÁK¹

¹ Katedra teorie obvodů, České vysoké učení technické v Praze, Technická 2, 166 27 Praha, Česká Republika

Abstract. V článku jsou popsány tři algoritmy pro detekci změn v signálu. Hlavním úkolem těchto algoritmů je najít začátek a konec změny v signálu, která reprezentuje určitý pohyb. Jsou vysvětleny základní principy, podle kterých byly tyto algoritmy navrhovány. Prvním principem je prokládání jednotlivých bodů signálu přímkou, druhým principem je analýza na základě diferenciálního počtu, třetím poté algoritmus kumulativního součtu (CUSUM). Po detekci změn je také potřeba spočítat rozsah této změny. To je dalším úkolem popsaných algoritmů. Namodelované algoritmy byly testovány na reálných datech pocházejících z měření akcelerometrem na lidských pacientech při rehabilitačních cvičení.

Keywords. Detekce změn, akcelerometr, diferenciální počet, stacionární body, CUSUM, detekce špiček

I. ÚVOD

Inerciální senzory se používají napříč medicínskými aplikacemi. Jedním z mnoha příkladů použití je měření pohybu lidského těla či končetiny.

K tomuto účelu může být použit akcelerometr. Měřením při pohybu pacienta a vhodnou analýzou signálů z akcelerometru můžeme zajistit kvalitnější diagnózu při nejrůznějších rehabilitačních procesech.

Tento článek popisuje návrh tří algoritmů pro detekci změn v signálu a výpočet jejich rozsahu. Veškerá data, na kterých byly tyto algoritmy testovány, pochází z reálného měření na pacientech během rehabilitačních cvičení a testech rozznovány podle Tinnetové.

Signály v článku jsou průběhy úhlu mezi vybranými dvěma osami a byly naměřeny akcelerometrem.

II. NAVRHNUTÉ ALGORITMY

Před zpracováním signálu navrhnutými algoritmy musela být zvolená data předfiltrována dolnoprostopustným filtrem s konečnou impulsní odezvou (FIR).

Jelikož zatím nebyly algoritmy implementované na reálném hardwaru, mohli jsme si dovolit navrhnout použitý FIR filtr tak, aby přefiltrovaný signál byl co nejvíce hladký. A to bez omezení na cenu reálného provedení takového filtru.

A. První algoritmus

Při návrhu prvního algoritmu jsme využili znalosti o přibližné rychlosti změny úhlu. Změny, které chceme detekovat jsou i po vyhlazení signálu dolnoprostopustným filtrem poměrně strmé.

K nalezení rozsahu změn v signálu projdeme všechny body přefiltrovaného signálu po kroku N . Vždy dva za sebou následující body proložíme přímkou a zjistíme směrnici této přímky. Tuto směrnici porovnáme s prahovou hodnotou, kterou stanovíme odhadem na základě očekávaného charakteru pozorovaného průběhu signálu, a když je tato směrnice větší, stanovíme aktuální bod jako začátek změny v signálu.

My jsme se rozhodli stanovit tento práh na 0.1.

Pokud je směrnice proložené přímkou větší než stanovený práh, vybíráme další body průběhu signálu a zjistíme jejich vzdálenost od proložené přímky. Dokud je tato vzdálenost menší než další stanovený práh, pokračujeme.

Když je vzdálenost aktuálního bodu od přímky vyšší než prahová hodnota, zastavíme prohledávání a zaznamenáme si poslední vyhovující bod jako konec změny v signálu.

Pro změny záporné stačí uvažovat i zápornou směrnici proložené přímky.

B. Výsledky prvního algoritmu

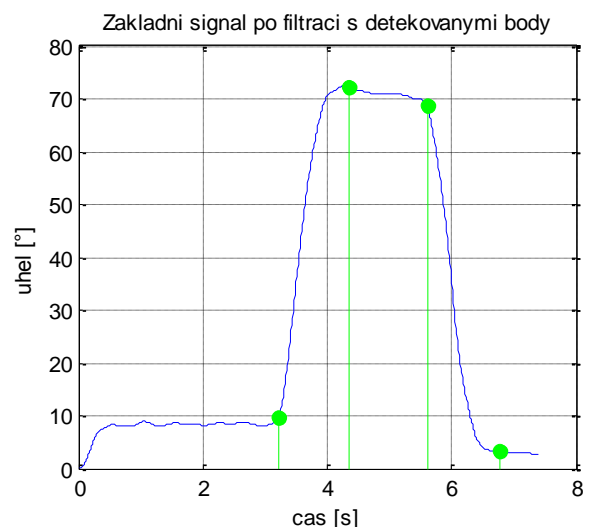


Fig. 1. Přefiltrovaný signál s nadetekovanými body

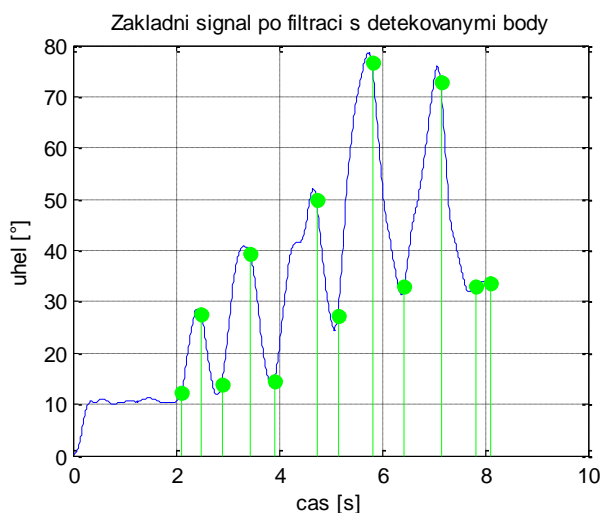


Fig. 2. Přefiltrovaný signál s nadetekovanými body

C. Druhý algoritmus

Druhý algoritmus vychází ze základů diferenciálního počtu. Přefiltrovaný signál byl zderivován a následně byly nalezeny všechny stacionární body, tedy body, kde je první derivace rovna nule.

Jelikož jsou takové body v signálu těžce nalezitelné, jako stacionární body bereme takové, mezi kterými první derivace mění znaménko.

Takové body reprezentují lokální minima a maxima. Takových bodů bude na křivce průběhu signálu hodně, proto musíme vybrat pouze takové, mezi nimiž je dostatečně velký rozdíl v amplitudě (tedy úhlu).

Zvolíme vhodný práh a projdeme všechny vypočítané stacionární body po jednom a tím dostaneme následující výsledky.

D. Výsledky druhého algoritmu

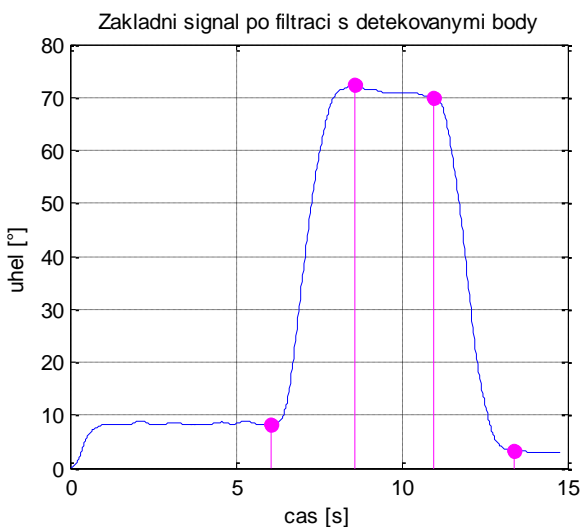


Fig. 3. Přefiltrovaný signál s vypočítanými stacionárními body

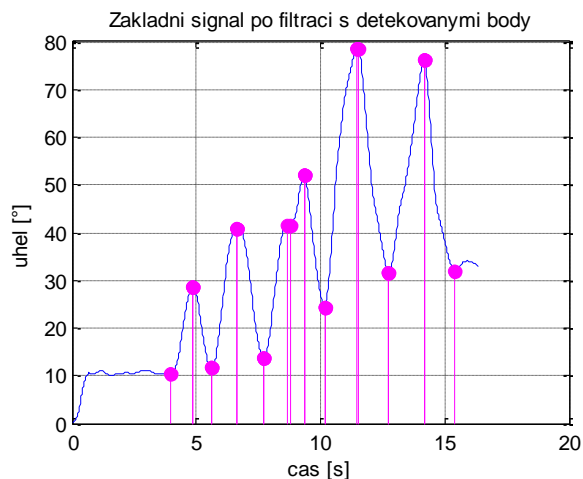


Fig. 4. Přefiltrovaný signál s vypočítanými stacionárními body

E. CUSUM algoritmus

Třetí algoritmus využívá metody kumulativního součtu (CUSUM). Touto metodou vznikne nová křivka podle vzorce:

$$\begin{aligned} \text{CUSUM}(1) &= 0 + (\text{fbs}(1) - \mu) \\ \text{CUSUM}(i) &= \text{CUSUM}(i-1) + (\text{fbs}(i) - \mu), \end{aligned} \quad (1)$$

kde fbs reprezentuje přefiltrovaný základní signál (signál byl přefiltrován již zmiňovaným filtrem s konečnou impulsní odezvou) a μ reprezentuje průměrnou hodnotu přefiltrovaného signálu.

Křivka kumulativního součtu je nyní dvakrát zderivována.

Nově získaná křivka je poté analyzována detektorem špiček [6] a jsou nalezeny kladné i záporné špičky. Následně je spočítána průměrná hodnota kladných špiček a také průměrná hodnota záporných špiček.

V dalším kroku nalezneme inflexní body nezderivované křivky CUSUM takové, že jsou nejbliže kladným a záporným špičkám, které mají větší amplitudu než příslušný průměr.

Pro kladné špičky, které jsou větší než kladný práh, kterým je průměr všech detekovaných kladných špiček, hledáme nejbližší inflexní bod s časovou značkou nižší než tato špička. Pro záporné špičky menší než záporný práh hledáme body s vyšší časovou značkou.

Takto nalezené body poté reprezentují začátek a konec změny v signálu.

F. Výsledky CUSUM algoritmu

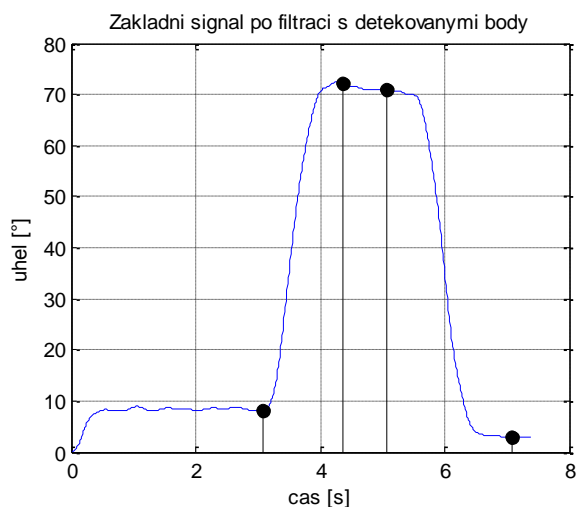


Fig. 5. Přefiltrovaný signál s nadetekovanými body

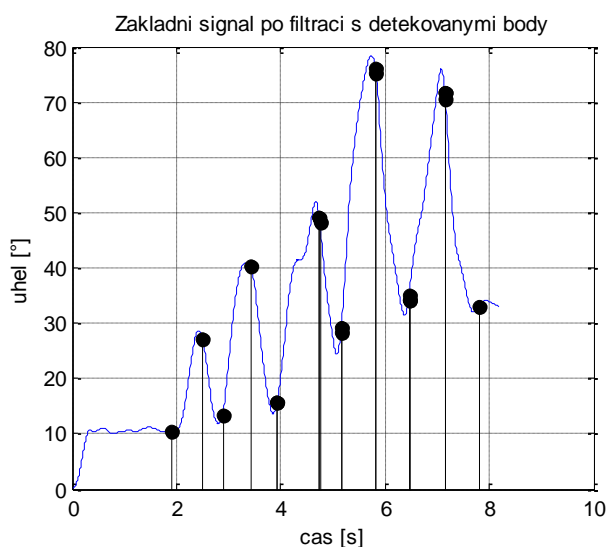


Fig. 6. Přefiltrovaný signál s nadetekovanými body

III. VÝPOČET ROZSAHU POHYBU

Navrhnuté algoritmy byly použity k výpočtu rozsahu pohybu při rehabilitaci pacienta po endoprotéze kyčle.

Zobrazené signály pocházejí z měření podle obrázku č. 7. Uvedené měření bylo provedeno na nemocné noze.



Fig. 7. Obrázek popisující rehabilitační pohyb pacienta (akcelerometr byl připevněn na stehně)

Data z tohoto měření již nejsou tak hladká jako data z návrhové části článku. Změn je tedy nadetekováno více.

Jelikož nás ale teď zajímá pouze velké kladné změny,

nastavíme práh, který všechny malé změny, které jsou způsobeny malými výchylkami končetiny ze stabilní polohy, odfiltruje.

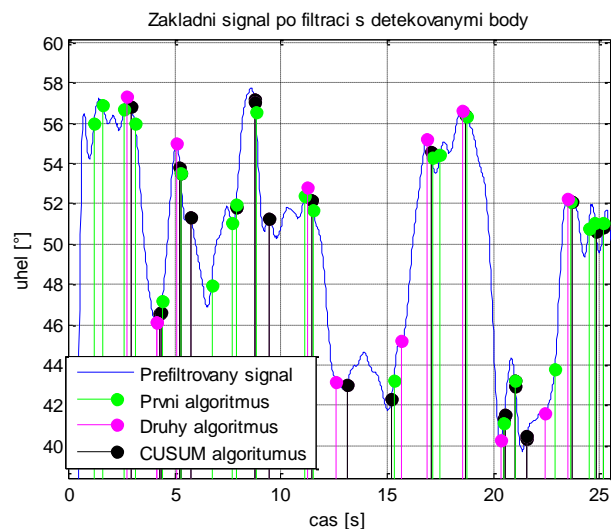


Fig. 8. Naměřený signál a body nadetekované všemi třemi algoritmy

Z nadetekovaných bodů byly vypočítány příslušné změny odpovídající určitému pohybu. V tomto případě jsme chtěli pouze kladné změny.

Vypočítané hodnoty ukazují následující tabulka.

Tab. 1. Algoritmy vypočítané a ručně odhadnuté rozsahy jednotlivých velkých změn v signálu

Rozsah změny	1. [°]	2. [°]	3. [°]
První algoritmus	6,35	11,07	8,3
Druhý algoritmus	8,88	10,03	10,64
CUSUM algoritmus	7,22	12,24	11,61
Ručně vypočítané	8,9	13,42	11,7

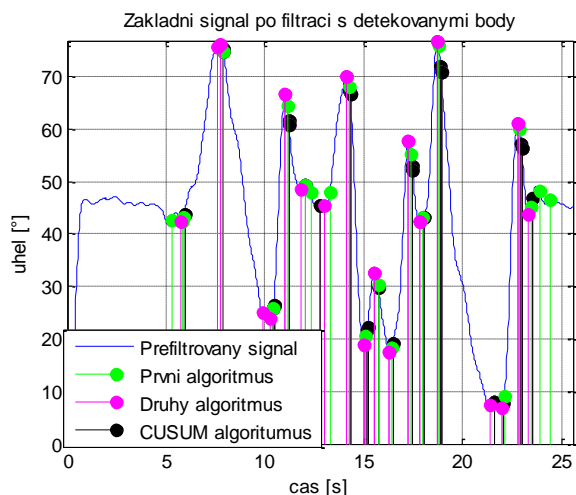
Je vidět, že pro velké změny funguje nejlépe CUSUM algoritmus. Pro menší naopak algoritmus využívající základy matematické analýzy.

Data z akcelerometru byla naměřena také pro další rehabilitační cvičení. Pacient cvičil podle obrázku č. 9.



Fig. 9. Obrázek popisující rehabilitační pohyb pacienta (akcelerometr byl připevněn na stehně)

Dále ukazaná data pochází z akcelerometru upevněném na kotníku pacienta.



Tab. 10. Algoritmy vypočítané a ručně odhadnuté rozsahy jednotlivých velkých změn v signálu

Nadetekované rozsahy změn jsou opět uvedeny v následující tabulce.

Tab. 2. Algoritmy vypočítané a ručně odhadnuté rozsahy jednotlivých velkých změn v signálu

Rozsah změny	1. [°]	2. [°]	3. [°]	4. [°]
První algoritmus	31,45	38,63	36,96	50,84
Druhý algoritmus	33,16	42,78	40,2	54,06
CUSUM algoritmus	31,54	35,34	33,86	49,61
Ručně vypočítané	33,5	42,8	40,3	54,1

IV. SHRNU TÍ

Byly navrženy tři algoritmy pro detekci změn v signálu z akcelerometru a pro výpočet rozsahu změn.

Tyto algoritmy byly testovány na datech z testů rovnováhy a také na datech z rehabilitačních cvičení.

Pro naměření všech dat byl použit akcelerometr.

Výsledky algoritmů ukázaly, že algoritmus založený na základech matematické analýzy je nejvhodnější pro detekci změn v signálech, které se velmi rychle mění. To je vidět na datech naměřených při rehabilitaci s akcelerometrem umístěným na kotníku pacienta.

CUSUM algoritmus vykazuje dobré výsledky při zpracování signálu, který není tak hladký a změny v něm nejsou tak strmé. Není tak náchylný k detekci pouze lokálních minim či maxim.

První algoritmus vykazuje větší odchylky. Je ale nejsnáze modifikovatelný i pro jiné typy signálu.

V budoucnu je plánováno další testování a zpřesnění navržených algoritmů s využitím dalších naměřených dat z rehabilitace pacientů.

PODĚKOVÁNÍ

Tato práce byla podpořena grantem č. SGS12/143/OHK3/2T/13 Českého vysokého učení technického v Praze.

Účast na konferenci je hrazená z prostředků poskytnutých Nadačním fondem Stanislava Hanzla (ČVUT v Praze).

ZDROJE

- [1] F. Ioana-Iuliana, D. Rodica-Elena, "Detection of daily movements from data collected with two tri-axial accelerometers," in *Proc. 34th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP)*, Hungary 2011, p. 376 – 380.
- [2] Li Qiang, J.A. Stankovic, M.A. Hanson, A.T. Barth, J. Lach, Gang Zhou, "Accurate, Fast Fall Detection Using Gyroscopes and Accelerometer-Derived Posture Information," in *Proc Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, USA 2009, p.138 - 143.
- [3] J. Martin-Moreno, D. Ruiz-Fernandez, A. Soriano-Paya, V. J. Berenguer-Miralles, "Monitoring 3D movements for the rehabilitation of joints in physiotherapy," in *Proc 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Canada 2008, p. 4836 – 4839.
- [4] J. Parak, L. Talackova, J. Havlik, L. Lhtoska, "Rehabilitation of patients using accelerometer: First experiment", *Lékař a technika*, 2012, vol. 2, pp 65 – 68.
- [5] L. Talackova, J. Parak, J. Havlik, L. Lhtoska, in *Proc. Smart Homes 2012*, Prague 2012 (in press).
- [6] Mike Brooks. (2005). Peak detector. [Online]. Available: <http://www.ee.ic.ac.uk/hp/staff/dmb/voicebox/doc/voicebox/findpeaks.html>