

Odstranění artefaktů EKG pomocí empirického rozkladu (EMD)

Dominika Kozlová

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně
Email: xkozlo03@feec.vutbr.cz

Abstrakt – EKG signál bývá zatížen různým rušením, jako je například síťový brum a kolísání nulové izolinie (drift), jehož potlačení je klíčové pro další zpracování a hodnocení EKG. Tento článek se zabývá odstraněním tohoto nežádoucího rušení s využitím empirického rozkladu (EMD). Síťové rušení je odstraněno za využití filtrace první vnitřní funkce (IMF) získané z EMD a drift je potlačen postupem s využitím všech IMF. Je zde vysvětlena provedená realizace metody a výsledky jejího testování na datech z databáze MIT-BIH.

1 Úvod

Při snímání signálů je nutné počítat s výskytem určitých typů rušení. Mezi základní typy rušení u EKG patří síťový brum o frekvenci 50 Hz a drift, jehož frekvence se pohybuje v rozmezí 0,15 Hz až 2 Hz. Drift signálu je způsoben procesy na rozhraní elektroda-kůže, dýcháním a případně pomalými pohyby pacienta a působí problémy zejména při hodnocení ST segmentů. Jelikož se spektra rušivých signálů prolínají se spektrem signálu užitečného, je třeba brát ohled i na míru zkreslení vzhledem k následnému hodnocení signálu lékaři [1].

Existují různé metody potlačení rušení, a to s využitím IIR a FIR filtrů, vlnkové transformace a EMD. Tato práce vychází z metody odstranění šumu u EKG v publikaci [2] (autoři: S. A. Anapagamini a R. Rajavel). Síťové rušení je potlačeno pomocí EMD a FIR filtru, jak je podrobněji popsáno v kapitole 3.1. Pro odstranění driftu byla navržena strategie uvedená v kapitole 3.2, využívající též EMD, jehož princip je vysvětlen v následující kapitole.

2 Teorie EMD

Empirický rozklad signálu (EMD) je nelineární metoda, která je využívána pro zpracování nestacionárních signálů, které mají v čase proměnné statistické vlastnosti. Základem EMD je rozklad signálu na součet vnitřních funkcí (IMF, intrinsic mode function) a dále nedělitelný zbytek neboli reziduum. IMF jsou odvozovány jen ze zpracovávaného signálu, a to iterativním postupem, přičemž IMF musí vždy splňovat dvě podmínky.

1. Počet extrémů a průchodů nulou se musí shodovat nebo lišit maximálně o jeden.
2. V každém bodě musí být nulová (zanedbatelná) průměrná hodnota z obálky lokálních maxim a lokálních minim.

Funkce IMF zahrnují různá frekvenční pásma od vysokých u první vnitřní funkce po nízká u posledních IMF a rezidua. Suma všech IMF a rezidua získaných empirickým rozkladem by se měla shodovat se vstupním signálem, který byl rozklá-

dán, čímž lze ověřit korektnost tohoto rozkladu. Pomocí EMD je nejprve získána první IMF, která je odečtena od vstupního signálu. Vzniklé reziduum je dále rozloženo na druhou IMF a reziduum. Takto proces pokračuje až do monotónního rezidua, které nelze dále rozložit.

Základními kroky EMD jsou:

1. Najít všechny lokální minima a maxima signálu.
2. Interpolovat nalezené extrémy kubickým splajnem pro získání horní obálky $x_u(t)$ a dolní obálky $x_l(t)$.
3. Vypočítat průměr z obou takto získaných obálek: $m_1(t) = (x_u(t) + x_l(t))/2$.
4. Spočítat zbytek odečtením průměru $m_1(t)$ od signálu: $c_1(t) = x(t) - m_1(t)$.
5. Určit, zda $c_1(t)$ splňuje obě podmínky pro IMF a případně opakovat předchozí kroky do jejich splnění.
6. Získanou IMF odečíst od signálu a získané reziduum použít pro další rozklad, pokud nemá monotónní průběh [3].

3 Metoda potlačení šumu

EKG signál postižený šumem je nejprve rozložen na vnitřní funkce a reziduum pomocí EMD. Síťové rušení je odstraněno filtrací první IMF filtrem s konečnou impulsní charakteristikou (FIR) typu dolní propust. Kolísání nulové izolinie je odstraněno určením počtu jím ovlivněných IMF a jejich odečtením od EKG signálu.

3.1 Odstranění síťového brumu

Síťový brum je rušení o frekvenci 50 Hz nebo 60 Hz, po rozkladu signálu se tedy vyskytuje především v první IMF. První IMF je tedy od signálu odečtena. Získaný signál $x'(t)$ již není postižen brumem, odstranění první IMF ovšem může vést k různým problémům kvůli odstranění užitečných komponent signálu v ní obsažených. Možný problém může nastat například u QRS komplexu EKG.

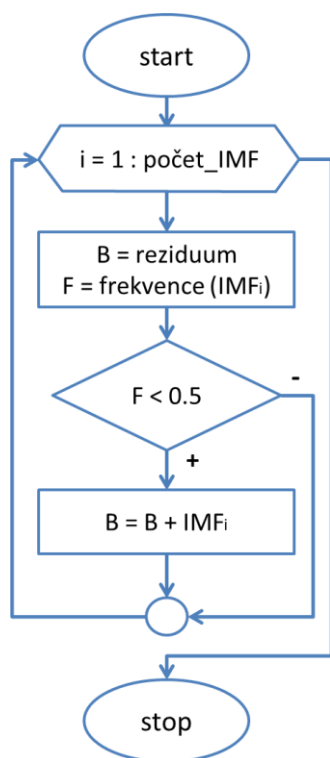
Proto je první IMF filtrována dolní propustí FIR s mezní frekvencí 31 Hz pro získání užitečných složek signálu a výsledek filtrace je přičten k $x'(t)$. Tímto způsobem je potlačeno síťové rušení bez velkého ovlivnění podoby průběhu EKG signálu.

3.2 Odstranění kolísání nulové izolinie

Kolísání nulové izolinie signálu je rušení o nízkých frekvencích. Proto je odstraněno odečtem posledního rezidua od EKG. Toto reziduum je monotónní funkce, neobsahuje tedy žádné extrémy. Odečet samotného rezidua ale nestačí, neboť

drift signálu extrémy obsahovat může a tudíž může být obsaženo i ve vyšších IMF. Počet IMF, které drift obsahují, se u různých EKG signálů liší.

V navržené metodě je tedy nejprve určen počet IMF, které obsahují drift. Vychází se z předpokladu, že frekvence tohoto typu rušení je ve většině případů přibližně 0,15 až 0,5 Hz. Proto jsou IMF s frekvencí nižší než 0,5 Hz označeny jako ty, které obsahují drift a jsou od signálu následně odečteny [2]. Navržený postup určení počtu driftem ovlivněných IMF ilustruje následující vývojový diagram na obrázku 1.

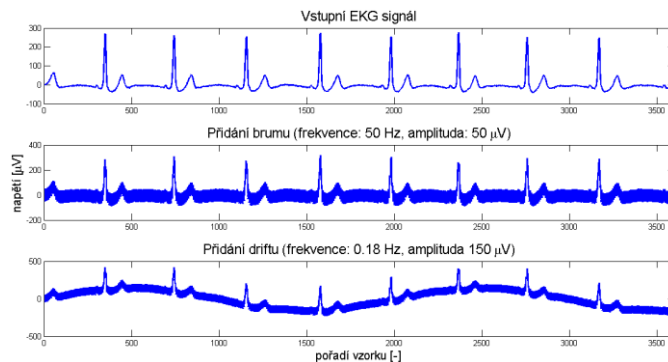


Obrázek 1: Vývojový diagram pro stanovení IMF s driftem

4 Realizace v Matlabu

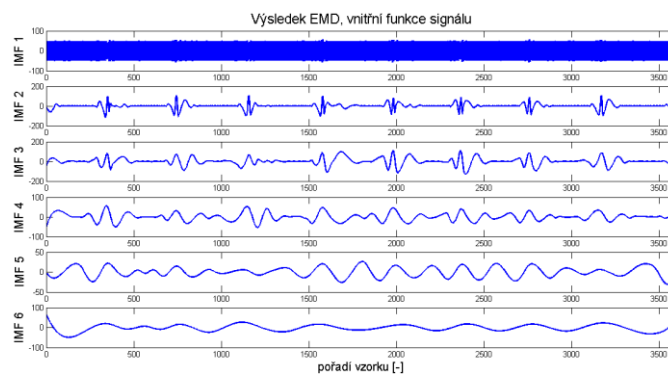
Realizovaná metoda byla testována na souboru dat získaných z databáze arytmií MIT-BIH (Massachusetts Institute of Technology – Beth Israel Hospital), která obsahuje signály EKG o délce 3600 vzorků s použitou vzorkovací frekvencí 360 Hz. Originální signály byly nejprve upraveny filtrací do vhodné podoby s minimem šumu pro umožnění závěrečného zhodnocení metody výpočtem odchylek výsledku od původního signálu, uvedených v kapitole 5.

Upravené signály byly následně zatíženy brumem o frekvenci 50 Hz a driftem s frekvencí 0.18 Hz o různých velikostech amplitudy. Na následujícím obrázku je uveden signál 202m, který je zašuměn brumem o velikosti amplitudy 50 μV a driftem 150 μV .



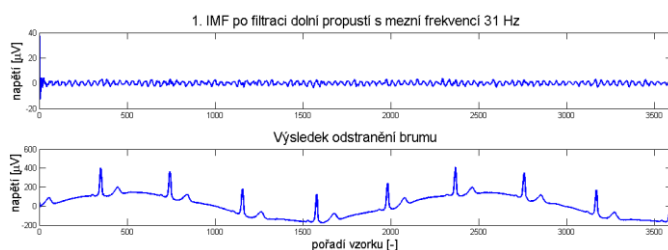
Obrázek 2: Výchozí signál 202m, uprostřed signál zatížený brumem, dole signál s brumem i driftem

Takto zašumělé EKG je následně zpracováváno realizovanou metodou potlačení šumu. Signál je nejprve rozložen na vnitřní funkce (IMF) a reziduum pomocí EMD, jehož princip je uveden v kapitole 2. Ukázka prvních šesti IMF signálů 202m je na následujícím obrázku.



Obrázek 3: Prvních 6 vnitřních funkcí signálu 202m

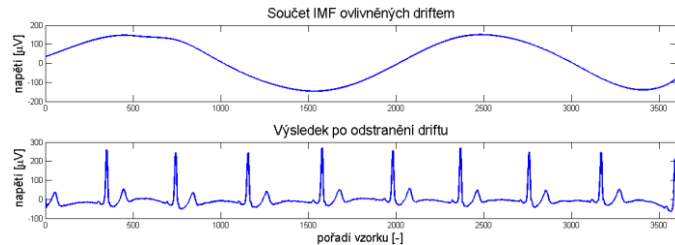
Jak lze pozorovat na předchozím obrázku, síťový brum se vyskytuje především v 1. IMF, a proto je od signálu odečtena. Aby nedošlo k odstranění důležitých složek signálu, je poté první IMF filtrována dolní propustí typu FIR s mezní frekvencí 31 Hz a s délkou impulsní charakteristiky 400. Vyfiltrovaná IMF je následně přičtena k signálu. První IMF po filtraci a výsledek odstranění brumu ze signálu 202m je zobrazen na obrázku 4.



Obrázek 4: IMF 1 filtrovaná dolní propustí a výsledek filtrace brumu u signálu 202m

Dále je dle vývojového diagramu z obrázku 1 realizována filtrace driftu signálu. U jednotlivých IMF získaných z EMD

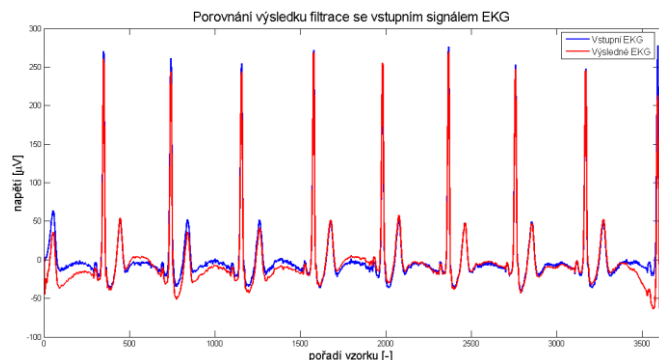
jsou určeny jejich frekvence, a pokud jsou nižší než 0,5 Hz, jsou IMF od signálu odečteny. Ukázka potlačení driftu u signálu 202m se nachází na dalším obrázku. V horní části můžeme vidět součet všech IMF, které byly stanoveny jako obsahující drift, v dolní části se poté nachází výsledek po odečtení těchto IMF od signálu.



Obrázek 5: Součet všech IMF s driftem u EKG signálu 202m, výsledek filtrace

5 Výsledky

Implementovaný algoritmus byl testován na vybraných signálech z databáze MIT-BIH s úpravou, která je popsána v kapitole 4. Porovnáván byl výsledek filtrace se vstupním signálem bez přidaného šumu. Srovnání výsledku se vstupním signálem 202m lze vidět na dalším obrázku.



Obrázek 6: Vstupní signál 202m modře a výsledek filtrace červeně

Získaný výsledek filtrace byl hodnocen pomocí výpočtu střední kvadratické odchylky RMSE (root-mean-square error):

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_0(i) - x_r(i))^2}{n}} \quad (1)$$

kde n je počet vzorků signálu, x_0 značí vstupní signál bez šumu a x_r je výsledný signál. Dále byl vypočten vstupní a výstupní poměr signálu k šumu SNR_{in} a SNR_{out} :

$$SNR_{in} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{i=1}^n [x_0(i)]^2}{\sum_{i=1}^n [w(i)]^2} \right) \quad (2)$$

$$SNR_{out} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{i=1}^n [x_0(i)]^2}{\sum_{i=1}^n [x_r(i) - x_0(i)]^2} \right) \quad (3)$$

kde $w(i)$ je šum přidaný k signálu, n je opět počet vzorků signálu, x_0 je vstupní signál bez šumu a x_r je výsledný signál.

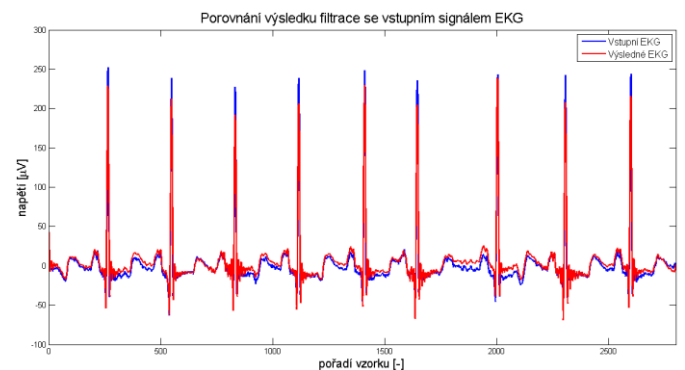
Porovnání vypočtených hodnot RMSE s výsledky ve výchozím článku [2] bohužel nebylo možné korektně provést, neboť autoři neuvedli použité hodnoty amplitud přidaného driftu a brumu, ani způsob, jak byl jejich vstupní signál upraven. Z obrázku v jejich článku byl proveden přibližný odhad amplitudy brumu 50 µV a driftu 150 µV, které byly použity pro testování metody. Získané hodnoty RMSE, vstupního a výstupního SNR jsou uvedeny v následující tabulce 1. V přibližném srovnání s daným článkem byly výsledné hodnoty RMSE u použitých signálů vyšší (u signálu 106m o 5,89, u 111m o 0,75 a u 114m o 1,98).

Tabulka 1: Stanovené hodnoty RMSE a SNR u testovaných signálů zatížených brumem 50 µV a driftem 150 µV

název	RMSE	SNR_{in} [dB]	SNR_{out} [dB]
100m	8,41	-11,16	11,52
106m	17,79	-3,66	12,43
108m	4,87	-11,94	15,28
111m	7,62	-10,15	13,28
114m	8,58	-16,08	6,32
121m	6,09	-10,19	15,19
202m	11,01	-8,90	11,34
213m	11,02	-0,11	20,01
220m	21,88	-5,24	9,03
234m	16,07	-6,17	10,78
průměr	11,33	-8,36	12,52

Z uvedených výsledků vyplývá, že přesnost metody není stoprocentní. Mezi pozorované chyby u testovaných signálů patří například výraznější odchylky na začátku a na konci výsledného signálu, které lze vidět i na obrázku 6.

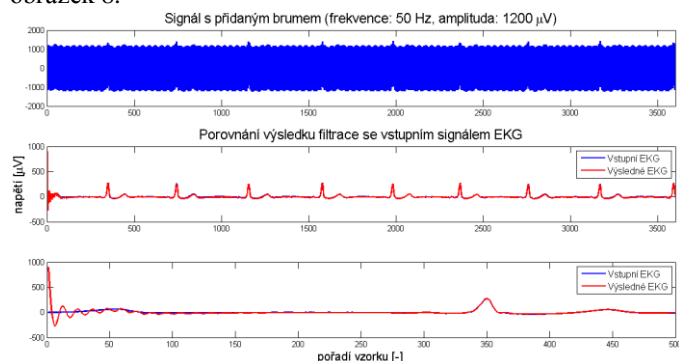
Dále se vyskytly nepřesnosti u velmi úzkých QRS komplexů některých signálů. U těchto případů byly ve výsledku patrné četné zákmity v okolí QRS komplexů. Ukázka tohoto zkreslení u signálu 100m je uvedena na následujícím obrázku.



Obrázek 7: Zkreslení u QRS komplexů signálu 100m (výsledek červeně, vstupní signál modře)

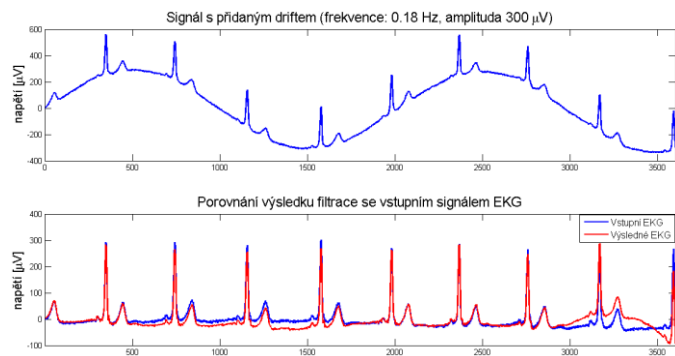
Mezi další odchylky též patří snížení velikosti výchylky u QRS komplexů. Tento jev lze též pozorovat na výsledku testování u signálu 100m na předešlém obrázku.

Dále byly porovnávány výsledky filtrace pro různé velikosti amplitud přidávaného brumu a driftu. Bylo zjištěno, že při navyšování amplitudy brumu narůstá chyba na začátku signálu, ale dále v průběhu výsledku odchylky nejsou patrné. Například u testovaného signálu 202m převýšila RMSE hodnotu 20 až u brumu s amplitudou 1200 μV při nulovém driftu, viz obrázek 8.



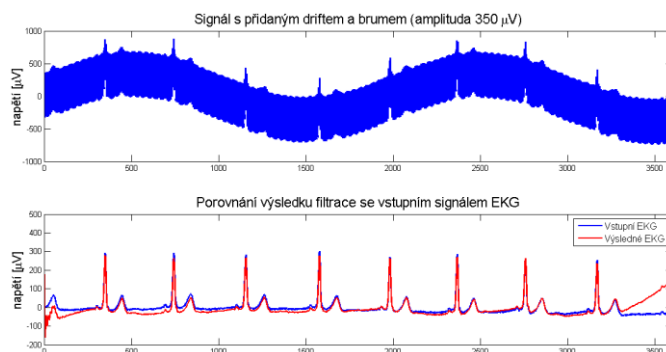
Obrázek 8: Signál 202m s brumem 1200 μV , porovnání: výsledek červeně a vstupní signál modře, přiblížení začátku

Při zvětšování amplitudy přidávaného driftu se u sledovaného signálu více odchýlovaly tvary vln a výchylky QRS a též rostla chyba na jeho počátku nebo konci. Proto hodnota RMSE u signálu 202m překročila hodnotu 20 již u driftu s amplitudou 300 μV , příklad je uveden na obrázku 9.



Obrázek 9: Signál 202m s brumem 300 μV , porovnání: výsledek červeně a vstupní signál modře

Při navyšování úrovně driftu i šumu přidávaných k signálu 202m, dochází k překročení RMSE 20 při velikosti amplitudy 350 μV . Odchylka je přitom patrná především na začátku a konci signálu, viz obrázek 10.



Obrázek 10: Signál 202m s brumem 350 μV a driftem 350 μV , porovnání: výsledek červeně a vstupní signál modře

6 Diskuze

Na základě výsledků testování realizované metody lze říci, že je metoda schopna poskytovat dobré výsledky, a to i u signálů s velmi vysokými úrovněmi brumu a driftu. Jak ale bylo uvedeno, mohou se objevit různá zkreslení signálu, jako je přítomnost četných zákmitů u velmi úzkých QRS komplexů a vyšší chyba na začátku a na konci signálu. Též je nutné brát v úvahu fakt, že je metoda navržena na potlačení driftu s frekvencí nižší než 0,5 Hz, proto pro signály s vyšší frekvencí driftu metoda nebude podávat žádoucí výsledky.

Především odstranění brumu touto metodou se jeví jako velice úspěšné, neboť i při vysokých amplitudách rušení se kromě počátku signálu neobjevují výrazné odchylky od originálu. Při vysokých amplitudách driftu u signálu jsou patrné i odchylky v jeho průběhu.

7 Závěr

Byla realizována metoda odstranění nežádoucího brumu a driftu pomocí empirického rozkladu. Dle výsledků testování byla metoda hodnocena velmi kladně.

Literatura

- [1] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2012.
- [2] ANAPAGAMINI, S. A. a R. RAJAVEL. Removal of artifacts in ECG using Empirical mode decomposition. In: *2013 International Conference on Communication and Signal Processing* [online]. IEEE, 2013, s. 288-292 [cit. 2016-11-15]. DOI: 10.1109/icccsp.2013.6577061. ISBN 9781467348669. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6577061/>
- [3] N. E. Huang, Z. Shen, S. R. Long, M. L. Wu, H. H. Shih, Q. Zheng, N. C. Yen, C. C. Tung, and H. H. Liu: The Empirical Mode Decomposition and Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. *Proc. Roy. Soc. London A*, Vol. 454, pp. 903-995, 1998.