

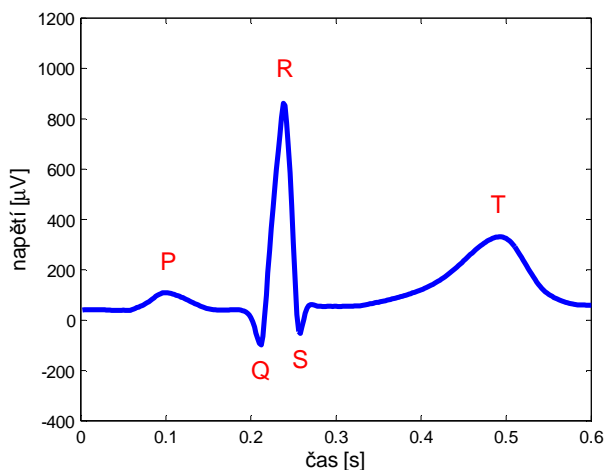
DETEKCE KOMPLEXŮ QRS V SIGNÁLECH EKG ZALOŽENÁ NA SPOJITÉ VLNKOVÉ TRANSFORMACI

Ing. Martin Vítek, doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
Ústav biomedicínského inženýrství, FEKT, VUT v Brně
Kolejní 4, 612 00 Brno
Email: vitekmartin@phd.feec.vutbr.cz

Článek se zabývá moderním přístupem detekce komplexů QRS v signálech EKG, který je založen na spojité vlnkové transformaci. V příspěvku je podrobně rozebrán navržený detekční přístup, včetně konkrétních hodnot parametrů algoritmu. Navržený detektor QRS byl otestován na signálech ze standardní databáze CSE a dosáhl úspěšnosti detekce 99,29%.

1. ÚVOD

Spolehlivé a přesné rozměření signálu EKG, spočívající v detekci jednotlivých vln a následném nalezení jejich hranic, je důležitým prostředkem diagnózy srdečních onemocnění. Automatická detekce významných bodů signálů EKG šetří čas, který je jinak potřebný k jejich ručnímu rozměření. Průběh jednoho cyklu signálu EKG s vyznačením jednotlivých vln je zobrazen na Obr. č. 1.



Obr. č. 1: Popis křivky EKG.

Prvním a nejdůležitějším krokem automatického rozměrování EKG je spolehlivá detekce komplexů QRS. Komplex QRS je nejvýraznější částí signálu EKG a na základě stanovení jeho poloh lze následně přistoupit k detekci vln T a P.

V posledních letech se mezi detektory QRS stále více prosazují přístupy založené na vlnkové transformaci, které se vyznačují vysokou spolehlivostí detekce a robustností. Na vlnkové transformaci je založena i metoda představená v tomto článku, která přináší několik nových modifikací.

2. POPIS NAVRŽENÉHO PŘÍSTUPU

2.1. VLNKOVÁ TRANSFORMACE

Navržený přístup je založen na numerické realizaci spojité vlnkové transformace (continuous wavelet transform, CWT). Vlnková transformace popisuje signál z časově-frekvenčního hlediska v různých měřících, přičemž každému měřítku odpovídá jiný rozsah kmitočtů. Zatímco dyadická forma vlnkové transformace s diskretním časem (dyadic DTWT) se omezuje na měřítka, která jsou mocninami dvou (použito v [1], [2]), CWT může být vypočtena pro jakékoliv měřítka. Přístup založený na CWT se tedy nabízí jako alternativní nástroj k detekci komplexů QRS v signálech EKG. Volbou vhodných měřitek lze omezit vlivy rušení, kolísání signálu způsobeného dýcháním a pohyby pacienta během pořizování záznamu (drift), nebo síťového brumu.

CWT spojitěho signálu $x(t)$ je vyjádřeno integrálem

$$CWT(b, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (1)$$

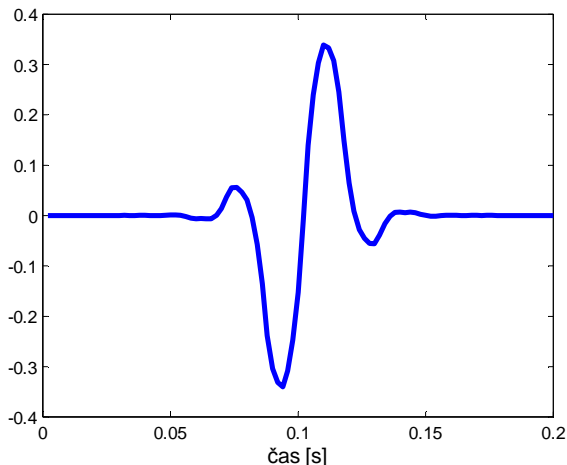
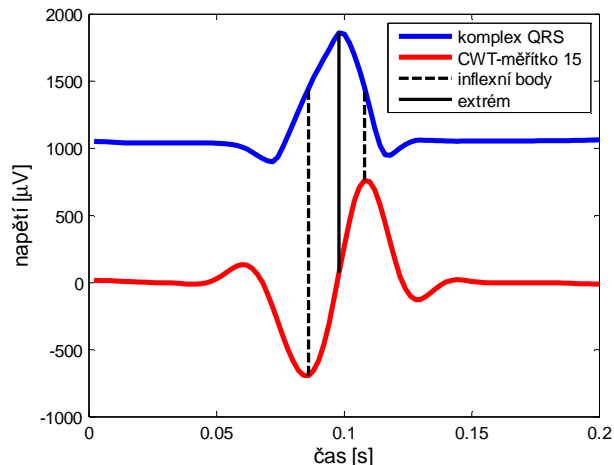
kde $\psi(t)$ je mateřská vlnka, a značí měřítka (dilatace vlnky) a b značí časový posun vlnky.

Nejčastěji používanými typy mateřských vlnek pro detekci komplexů QRS jsou funkce kvadratický splajn (použito v [1], [2]) a první derivace Gaussovské funkce (použito v [3]). Testovali jsme také řadu dalších vlnek, zejména z rodiny biortogonálních a nejlepšími výsledky jsme dosáhli s vlnkou *bior1.5*.

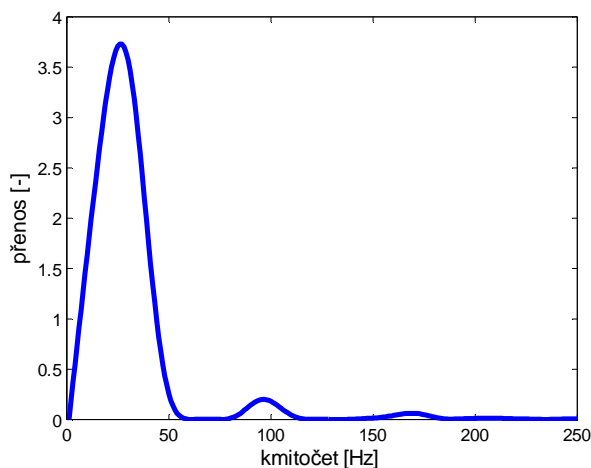
Další rozdíl oproti jiným přístupům spočívá ve volbě měřítka. Zatímco autoři v [1], [2] založili svůj přístup na hledání podobnosti napříč měřítka dyadické DTWT, my jsme hledali pouze jedno optimální měřítka. Nejlepšími výsledky bylo dosaženo s měřítkem 15, na signálech vzorkovaných s frekvencí $f_{vz} = 500$ Hz. Pokud je signál EKG vzorkován s jinou f_{vz} , je možné optimální měřítka přepočítat dle vzorce

$$a_{opt} = 15 \frac{f_{vz}}{500}. \quad (2)$$

Vlnka *bior1.5* a její modulová frekvenční charakteristika (v měřítka 15) jsou zobrazeny na Obr. č. 2 a 3.

Obr. č. 2: Vlnka *bior1.5* v měřítku 15.

Obr. č. 4: Transformace komplexu QRS pomocí CWT v měřítku 15.

Obr. č. 3: Modulová frekvenční charakteristika vlnky *bior1.5* v měřítku 15, $f_{vz} = 500$ Hz.

Tvar vlnky *bior1.5* napovídá, že se jedná o vlnku s lichou symetrií, která transformuje extrémy původního signálu na průchody nulovou hladinou a inflexní body transformuje na extrémy. Transformací je tedy signál tvarově změněn obdobně jako při derivaci, což je znázorněno na Obr. č. 4.

Z frekvenční charakteristiky na Obr. č. 3 je patrné, proč může být právě měřítko 15 optimální volbou. Transformace potlačuje stejnosměrnou složku, rušení na velmi nízkých kmitočtech (drift) a síťový brum na kmitočtu 50 Hz (příp. 60 Hz). Zároveň dochází ke zvýraznění komplexů QRS, jejichž významná část energie leží v pásmu 10 až 25 Hz.

Detektor QRS založený na CWT a vlnce *bior1.5* jsme využili v rozměřovacích algoritmech představených v [4] a [5]. Níže je popsána jeho zdokonalená verze.

2.2. DETEKCE KOMPLEXŮ QRS

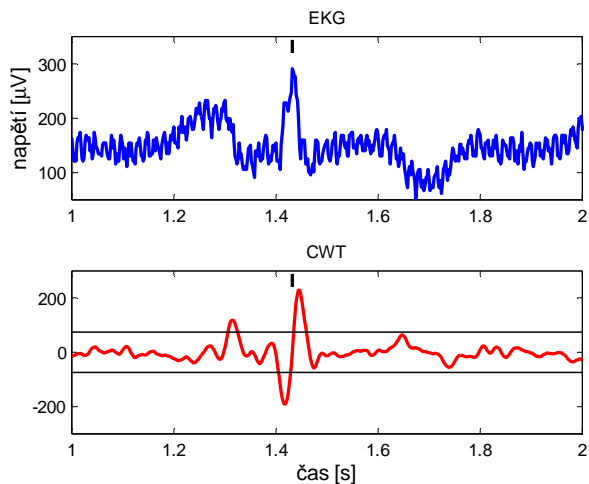
V článku [6] bylo porovnáno devět různých algoritmů detekce komplexů QRS, přičemž nejlepších výsledků dosáhly algoritmy založené na úrovnovém prahování, prahování strmostí hran a filtraci. Námí představený přístup založený na CWT a antisymetrické vlnce využívá výhod těchto zmíněných principů.

V prvním kroku hledá algoritmus v transformovaném signálu dvojici opačných extrémů, jejichž absolutní hodnoty jsou větší, nežli práh ξ_{QRS} . Pokud je taková dvojice extrémů nalezena a jsou-li tyto extrémy vzdáleny méně než 100 ms, pak polohy těchto extrémů odpovídají nástupné a sestupné hraně některé z vln komplexu QRS. Poloha vlny je následně určena jako průchod nulovou hladinou mezi oběma extrémy. Tímto způsobem může dojít k detekci jedné i více vln komplexu QRS. Jelikož detektor označuje pozici komplexu jako celku, je nutné vybrat jedinou pozici reprezentující komplex QRS. Za tímto účelem jsou z detekovaných pozic odstraněny ty, kterým předchází jiná pozice v intervalu kratším nežli 100 ms. Pozicí komplexu QRS je tedy pozice první detekované vlny v rámci komplexu. Hodnota prahu ξ_{QRS} je dána rovnicí

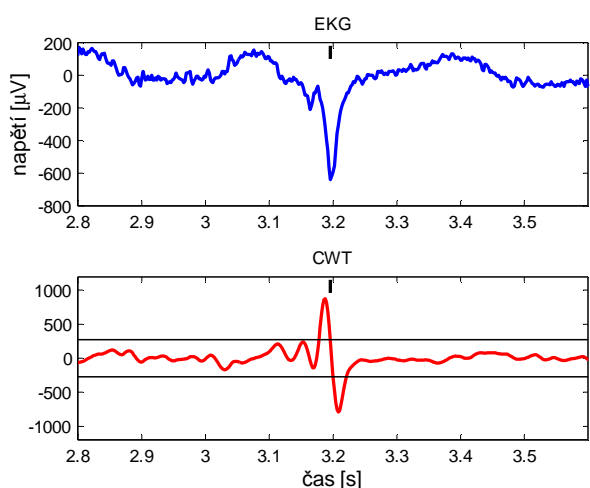
$$\xi_{QRS} = 1,55 \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (3)$$

a odpovídá tedy 1,55 násobku směrodatné odchylky počítané z transformovaného signálu. Hodnota 1,55 byla stanovena jako optimální násobek směrodatné odchylky na základě automatické analýzy kompletní databáze signálů EKG (nejvyšší úspěšnost detekce). Odvozování prahové hodnoty od směrodatné odchylky je robustnějším přístupem, nežli práh odvozený od hodnoty maxima, či rozdílu maxima a minima, který může být snadno ovlivněn rušením, nebo extrasystolami.

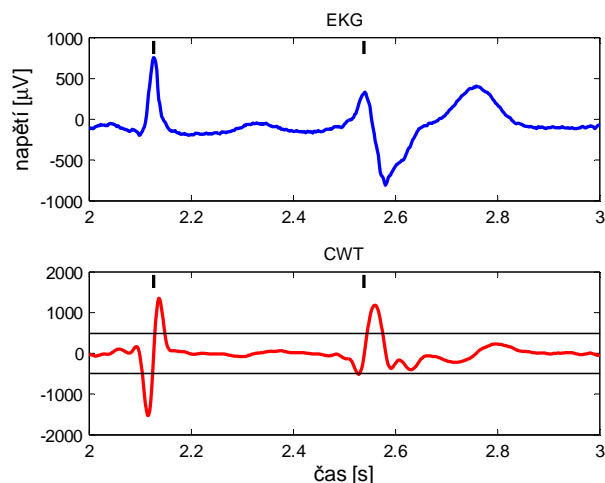
Příklady detekce komplexů QRS na základě popsaného postupu jsou uvedeny na Obr. č. 5, 6 a 7. Horní část obrázků zobrazuje původní signál EKG, zatímco dolní část obrázků zobrazuje signál po transformaci, včetně vypočtených prahů znázorněných vodorovnými čarami. Pozice komplexů QRS je vyznačena krátkou svislou čarou nad signály.



Obr. č. 5: Detekce komplexu QRS v silně zarušeném signálu EKG.



Obr. č. 6: Detekce komplexu QRS s výraznou negativní výchylnou.



Obr. č. 7: Detekce dvou sousedních komplexů QRS s výrazně odlišnou morfologií.

3. VÝSLEDKY TESTOVÁNÍ

Navržený detektor QRS byl otestován na databázi CSE (The Common Standards for Electrocardiography), která byla navržena pro vyhodnocování algoritmů analyzujících signály EKG. Databáze obsahuje 125 desetivteřinových záznamů EKG, vzorkovaných s frekvencí $f_{vz} = 500$ Hz. Každý záznam byl snímán v 15 svodech (12 svodů standardních a 3 ortogonální). Nevýhodou této databáze je, že referenční hodnoty významných bodů jsou k dispozici pouze pro jediný cyklus v každém záznamu.

Detektor QRS jsme testovali na každém z 15 svodů zvlášť. Z celkového počtu 1821 komplexů QRS bylo úspěšně detekováno 1808 a ve 13 případech detektor selhal. Z těchto hodnot jsme vypočetli sensitivitu detektoru $Se = 99,29\%$, dle vzorce

$$Se = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (4)$$

kde TP (true positive) je počet pravdivě pozitivních detekcí a FN (false negative) je počet falešně negativních detekcí.

Pro účely vyhodnocování detektorů QRS se dále běžně uvádí tzv. pozitivní prediktivita, počítaná dle vzorce

$$PP = \frac{TP}{TP + FP}, \quad (5)$$

kde FP (false positive) je počet falešně pozitivních detekcí. V našem případě nelze PP spočítat, neboť nelze vyjádřit hodnotu FP . Pro stanovení FP je nutné znát referenční pozice všech komplexů QRS v každém záznamu, nikoli pouze jediného.

Objektivní srovnání různých publikovaných přístupů detekce QRS je velmi obtížné, neboť různí autoři testují navržené přístupy na různých databázích. Autoři v [7] představili detektor QRS založený na strmosti hran a adaptivním prahování a otestovali jej na databázi CSE.

Srovnání výsledků dosažených v [7] a v tomto článku je uvedeno v Tab. č. 1.

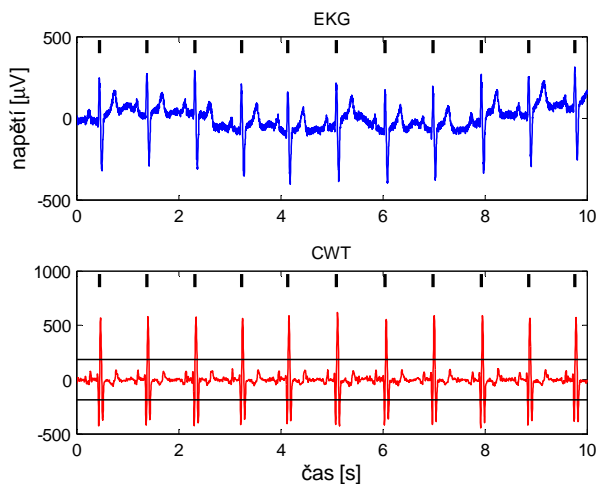
metoda	TP	FN	FP	Se	PP
CWT tento čl.	1808	13	-	99,29 %	-
Chouhan [7]	17729	259	148	98,56 %	99,18 %

Tab. č. 1: Výsledky testování detektorů QRS na standardní databázi CSE.

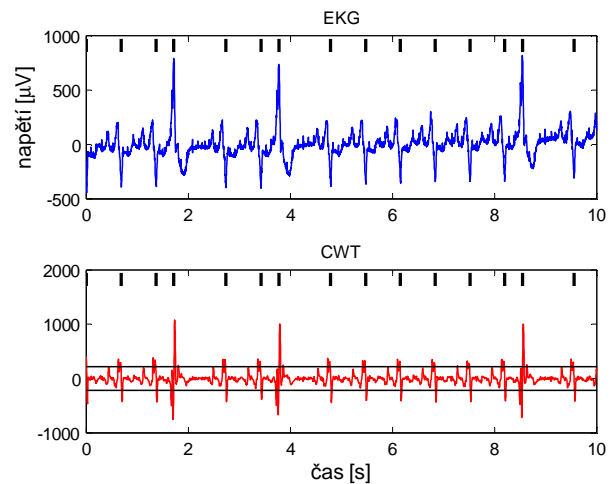
Z počtu detekovaných hodnot uvedených v Tab. č. 1 je patrné, že autoři v [7] měli k dispozici referenční pozice všech komplexů QRS v každém záznamu a z tohoto důvodu je jejich odhad sensitivity *Se* přesnější. Z přímého srovnání dosažených sensitivit je však zřejmé, že detektor založený na CWT dosáhl lepších výsledků.

V literatuře se často objevují detektory QRS, které dosahují sensitivity 99,8 % a více. Těchto hodnot je dosaženo testováním na databázích velmi dlouhých záznamů EKG, ve kterých se vyskytují časově dlouhé úseky bez výraznější změny morfologie. Tento způsob testování detektorů QRS je samozřejmě korektní, ale výsledná sensitivity nevyovídá o skutečné schopnosti detektoru vypořádat se se změnami morfologie signálu.

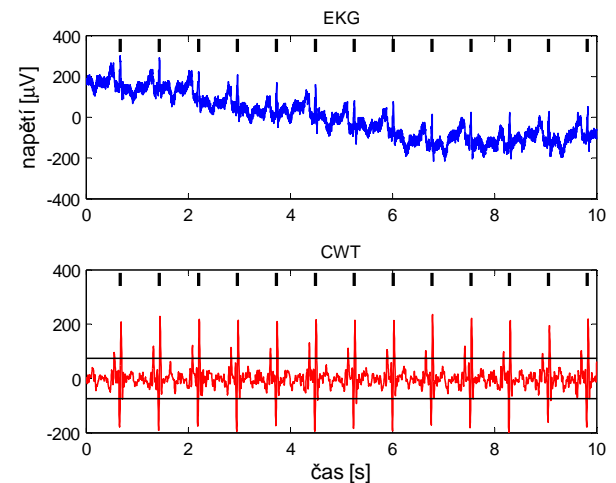
Ukázky z testování navrženého detektoru na signálech databáze CSE jsou uvedeny na Obr. č. 8-11.



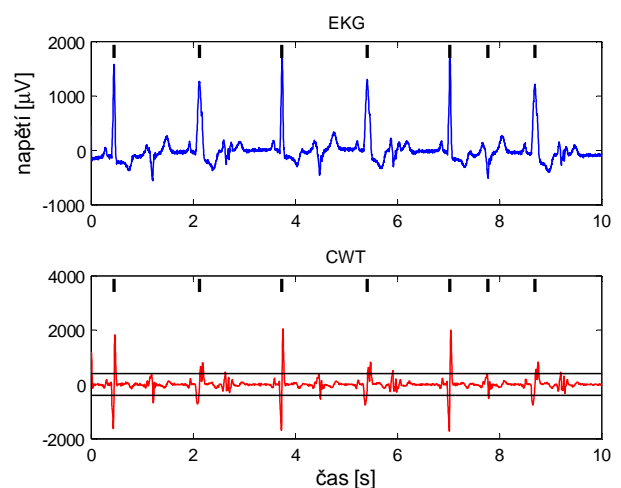
Obr. č. 8: Bezchybná detekce komplexů QRS u signálu, se kterým si poradí většina známých algoritmů.



Obr. č. 9: Bezchybná detekce komplexů QRS u signálu se třemi komplexy QRS s odlišnou morfologií.



Obr. č. 10: Bezchybná detekce komplexů QRS u signálu s výrazným rušením.



Obr. č. 11: Selhání detektoru na z detekčního hlediska nejobtížnějším signálu databáze CSE (signál 117). Detektor detekoval 7 komplexů QRS z 12.

4. ZÁVĚR

V článku byl představen nový přístup detekce QRS založený na spojitě vlnkové transformaci s optimální volbou měřítka. Navržený detektor byl otestován na databázi CSE a dosáhl sensitivity $Se = 99,29\%$, což je vzhledem k široké škále morfologií záznamů databáze CSE velmi dobrý výsledek. Detektor QRS si vedl velmi dobře i ve srovnání s konkurenčním algoritmem. Navržený přístup detekce QRS je vhodným základem pro algoritmy automatického rozměřování záznamů EKG a je přímo použitelný pro analýzu variability srdečního tepu.

Představený přístup detekce QRS byl kompletně realizován v podobě funkce v programovém prostředí Matlab. Pokud máte zájem o tento kód z výzkumného, či studijního hlediska, kontaktujte nás na výše uvedené e-mailové adrese.

LITERATURA

- [1] LI, C., ZHENG, C., TAI, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1995, Vol. 42, No. 1, pp. 21-28.
- [2] MARTÍNEZ, J. P., ALMEIDA, R., OLMOS, S., ROCHA, A. P., LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 2004, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581.
- [3] SAHAMBI, J. S., TANDON, S., BHATT, R. K. P. Using wavelet transform for ECG characterization. IEEE Engineering in Medicine and Biology 1997, Vol. 16, No. 1, pp. 77-83.
- [4] VÍTEK, M., HRUBEŠ, J., KOZUMPLÍK, J. A Wavelet-Based QRS Delineation in Multilead ECG Signals: Evaluation on the CSE Database. Analysis of Biomedical Signals and Images 2008, Vol. 19, No. 1, pp. 1-5, ISSN 1211-412X.
- [5] VÍTEK, M., KOZUMPLÍK, J. Detection of QRS Boundaries and T Wave End in Multilead ECG Signals. In Proceedings of the 14th Conference Student EEICT 2008, Vol. 4, Brno 2008, p. 285-289, ISBN 978-80-214-3617-6.
- [6] FRIESEN, G. M., et al. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1990, Vol. 37, No. 1, pp. 85-98.
- [7] CHOUHAN, V. S., MEHTA, S. S. Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Threshold. IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security 2008, Vol. 8, No. 1, pp. 155-163.