

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Ing. MARTIN VÍTEK

AUTOMATICKÉ ROZMĚŘENÍ SIGNÁLŮ EKG
AUTOMATIC DELINEATION OF ECG SIGNALS

BIOMEDICÍNSKÁ ELEKTRONIKA A BIOKYBERNETIKA

ZKRÁCENÁ VERZE PHD THESIS

ŠKOLITEL: doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.
OPONENTI:
DATUM OBHAJOBY:

KLÍČOVÁ SLOVA

vlnková transformace, detekce komplexů QRS, rozměřování signálů EKG, transformace svodů EKG, standardní databáze CSE

KEYWORDS

wavelet transform, QRS detection, ECG delineation, ECG leads transformation, standard CSE database

Dizertační práce je uložena na vědeckém oddělení děkanátu FEKT VUT v Brně, Technická 3058/10, 616 00 Brno.

© 2010 Ing. Martin Vitek

ISBN 80-214-doplň redakce

ISSN 1213-4198

OBSAH

1 ÚVOD.....	5
2 SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY.....	6
2.1 Elektrokardiografie	6
2.2 Detekce komplexů QRS.....	7
2.3 Rozměření signálů EKG	10
2.4 Standardní CSE databáze signálů EKG	12
2.5 Vlnkové transformace	13
3 CÍLE DIZERTAČNÍ PRÁCE	15
4 NAVRŽENÉ ALGORITMY.....	16
4.1 Princip algoritmů.....	16
4.2 Ukázky testování.....	20
4.3 Výsledky testování.....	22
4.4 Transformace svodů.....	24
4.5 Aplikace algoritmů.....	26
5 ZÁVĚR.....	28
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	30
CURRICULUM VITAE.....	33
ABSTRACT	35

1 ÚVOD

Analýza elektrokardiogramu je významným nástrojem diagnózy srdečních onemocnění, které jsou hlavní příčinou mortality v rozvinutých zemích. Z klinického hlediska užitečné informace elektrokardiogramu jsou obsaženy zejména ve velikostech jednotlivých vln a kmitů a v době trvání intervalů, které jsou odvozeny z významných bodů křivky EKG.

V dnešní době existuje celá řada přístupů detekce komplexů QRS a rozměření signálů EKG, které jsou použitelné v zařízeních pro monitorování EKG. Pro výzkumné účely jsou na vyvíjené algoritmy kladeny přísnější požadavky, neboť zpravidla zpracovávají soubory záznamů s vysokým podílem patologických signálů, u kterých běžně používané metody selhávají.

Výstupem detekce komplexů QRS a následného rozměření EKG je soubor hodnot, které popisují významné body signálu EKG. Tento soubor hodnot je dále využíván metodami automatického hodnocení záznamů EKG. Spolehlivost výsledků automatického hodnocení EKG je závislá na kvalitě předcházejícího rozměřovacího algoritmu. Kvalita rozměřovacích algoritmů je běžně hodnocena za použití dvou parametrů. Prvním parametrem je spolehlivost detekce jednotlivých vln a kmitů a druhým parametrem je přesnost detekce okrajů vln a kmitů. Nezbytnou součástí rozměřovacích algoritmů je kvalitní detektor komplexů QRS, na jehož spolehlivosti závisí spolehlivost detekce dalších významných bodů signálu EKG. Algoritmy jsou hodnoceny a vzájemně srovnávány na základě výsledků dosažených testováním na databázích signálů EKG. Za nejvěrohodnější jsou považovány výsledky získané testováním na kompletní standardní databázi.

V současné době je vývoj rozměřovacích algoritmů zaměřen zejména na algoritmy použitelné pro výzkum srdeční činnosti. Zatímco dříve používané algoritmy byly založeny zejména na filtraci pásmovou propustí a první derivaci, moderní metody jsou založeny zejména na vlnkových transformacích, či bankách filtrů. Vzhledem k velkému počtu článků publikovaných v posledních letech je zřejmé, že tato problematika je aktuální a že nebyly zcela vyčerpány možnosti zlepšení stávajících algoritmů.

V teoretické části dizertační práce je představen stručný úvod do elektrokardiografie, popsány významné přístupy detekce komplexů QRS a rozměření signálů EKG, představena standardní CSE databáze signálů EKG, stručný úvod do vlnkové transformace a definovány cíle dizertační práce. V praktické části dizertační práce jsou potom představeny námi navržené metody detekce komplexů QRS a rozměření signálů EKG, jejich principy, výsledky a srovnání s konkurenčními metodami. Dále je popsána možnost vylepšení navržených algoritmů s využitím transformace svodů a představeny další zajímavé možnosti a způsoby jejich využití. Závěr práce hodnotí splnění stanovených cílů a popisuje inovativní prvky práce.

2 SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY

V této kapitole je představen stručný úvod do elektrokardiografie, popsány významné přístupy detekce komplexů QRS a rozměření signálů EKG, představena standardní CSE databáze signálů EKG a stručný úvod do vlnkové transformace.

2.1 ELEKTROKARDIOGRAFIE

Tato kapitola je úvodem do problematiky elektrokardiografie. Kapitola obsahuje stručný popis elektrické aktivity srdce, technik záznamu EKG a elektrokardiogramu. Informace k této kapitole byly čerpány z [34].

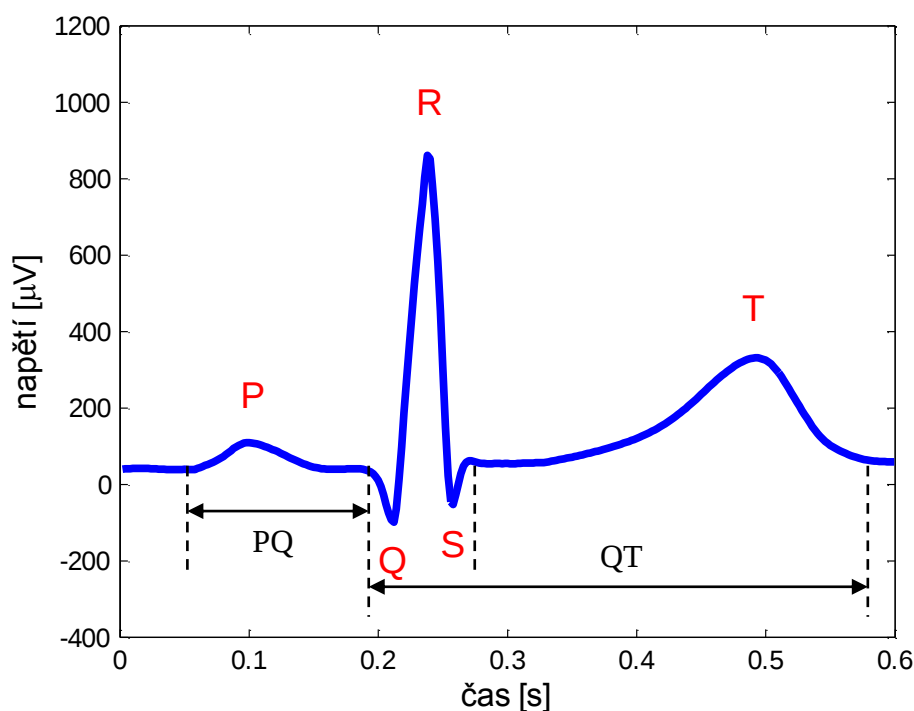
Elektrokardiogram (EKG) popisuje elektrickou aktivitu srdce zaznamenanou elektrodami umístěnými na povrchu těla. Změny napětí měřené elektrodami jsou způsobeny akčními potenciály dráždivých srdečních buněk, které způsobují buněčné kontrakce. Výsledný srdeční cyklus EKG je reprezentován sérií vln, jejichž morfologie a časování obsahují informace, které se využívají pro diagnózu srdečních onemocnění. Srdeční onemocnění se odrážejí v poruchách srdeční elektrické aktivity.

Srdeční elektrická aktivita se měří na povrchu těla připojením sady elektrod na kůži. Rozdíl napěťových potenciálů mezi dvojicí elektrod se označuje jako svod. EKG se typicky zaznamenává pomocí vícesvodové konfigurace, která zahrnuje unipolární, či bipolární svody, nebo oboje. Unipolární svody zaznamenávají napětí mezi měřicí a referenční elektrodou, zatímco svody bipolární měří napětí mezi dvěma měřicími elektrodami. V dnešní době existuje celá řada svodových systémů se standardizovanými pozicemi elektrod, přičemž nejznámější jsou standardní 12svodové EKG a ortogonální systém vytvářející vektorkardiogram (VKG).

Popis důležitých parametrů jednotlivých vln křivky EKG hraje důležitou roli při vývoji algoritmů zpracování signálů. Velikosti jednotlivých vln jsou stanovovány vzhledem k izolínii EKG, která časově předchází komplexu QRS. Průběh signálu EKG, s vyznačením důležitých parametrů křivky, je znázorněn na Obr. 1.

Vlna P odráží postupnou depolarizaci pravé a levé síně. Ve většině svodů má pozitivní polaritu a hladký, monofázický tvar. Velikost vlny P obvykle nepřekračuje hodnotu 300 μV a její doba trvání je kratší než 120 ms. Z hlediska spektrálních vlastností je považována za nízkofrekvenční, se spektrálními složkami do 10-15 Hz. Komplex QRS odráží depolarizaci pravé a levé komory, která ve zdravém srdci trvá 70-110 ms. Často dosahuje velikostí až 2-3 mV. Vzhledem k jeho strmým hranám obsahuje komplex QRS spektrální složky o vyšších frekvencích, než ostatní vlny EKG. Většina energie komplexu je soustředěna v intervalu 10-50 Hz. Vlna T odráží repolarizaci komor a vyskytuje se v intervalu 300 ms za komplexem QRS. Pozice vlny T je významně ovlivňována tepovou frekvencí. Při vyšších tepových frekvencích se vlna zužuje a přibližuje ke komplexu QRS. Normální vlna T má hladký zaoblený tvar a ve většině svodů se projevuje jedinou kladnou výchylkou. Po vlně T někdy následuje pomalá vlna U, jejíž původ není zcela objasněn [34].

Interval RR vyjadřuje dobu trvání komorového srdečního cyklu, měřenou mezi dvěma po sobě jdoucími vlnami R. Interval RR je základní veličinou v každém typu analýzy EKG a používá se k popisu různých arytmií, nebo k analýze variability srdeční tepové frekvence. Interval PQ je časový interval měřený od počátku síňové depolarizace k počátku komorové depolarizace. Doba intervalu PQ je slabě závislá na aktuální tepové frekvenci. Interval QT vyjadřuje časový úsek mezi začátkem depolarizace a dokončením repolarizace komor. Trvání intervalu je závislé na tepové frekvenci, přičemž s vyššími frekvencemi se interval zkracuje [34].



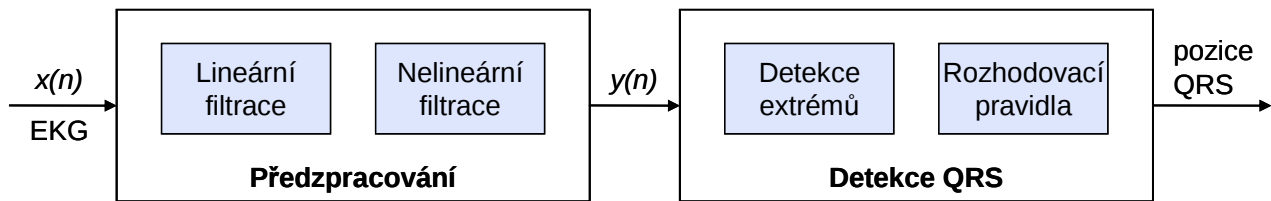
Obr. 1: Popis křivky EKG s vyznačením jednotlivých vln, kmitů a intervalů.

2.2 DETEKCE KOMPLEXŮ QRS

V této kapitole je uveden obecný princip detekce QRS, stručný přehled nejvýznamnějších metod a jejich srovnání, přičemž bylo čerpáno z přehledového článku představeného v [20].

Komplex QRS je nejvýraznější částí cyklu signálu EKG a proto jsou obvykle jeho pozice v signálu detekovány jako první. Okamžik výskytu a tvar komplexu poskytují významné informace o současném stavu srdce. Vzhledem k jeho charakteristickému tvaru slouží jako základ pro automatickou detekci srdeční tepové frekvence, klasifikaci srdečních cyklů, nebo se využívá v algoritmech pro kompresi EKG dat. Detekce komplexů QRS je tedy základem pro naprostou většinu algoritmů automatické analýzy signálů EKG. Detektor QRS je zároveň prvním krokem rozměření signálu EKG, na jehož spolehlivosti výrazně závisí spolehlivost detekce dalších významných bodů signálu EKG.

Obecná struktura detektorů QRS, která je společná pro mnohé přístupy detekce, je zobrazena na Obr. 2. Skládá se z fází předzpracování, která zahrnuje lineární i nelineární filtrační techniky a z fáze detekce QRS, která zahrnuje detekci extrémů a rozhodovací pravidla.



Obr. 2: Obecné blokové schéma detektorů QRS.

V první fázi je signál EKG předzpracován do podoby vhodné k detekci komplexů QRS. Významná část energie komplexů QRS se nachází ve spektru v rozmezí 10-25 Hz. Většina detektorů využívá filtračních technik k potlačení ostatních částí signálu EKG a artefaktů, jako jsou vlna P, vlna T, síťový brum, nebo drift izoliny. Používanými typy filtrů jsou zejména horní propust, dolní propust a pásmová propust. Signál po filtraci je dále upraven zvýrazněním některé z charakteristických vlastností komplexu QRS, přičemž se využívá diferencí, umocnění signálu na druhou, nebo některé z transformací.

V druhé fázi je předzpracovaný signál prahován s využitím pevného, či adaptivního prahu, za účelem nalezení nadprahových extrémů. Výstupem prahování jsou pozice komplexů QRS. V posledním kroku procesu detekce jsou na nalezené pozice aplikována rozhodovací pravidla, jejichž účelem je odstranit falešně pozitivní detekce.

V mnoha případech obsahuje detektor QRS ještě jeden extra blok zpracování, jehož účelem je zpřesnění časových pozic detekovaných komplexů QRS v původním signálu EKG.

Metody detekce komplexů QRS je možné s ohledem na jejich fázi předzpracování řadit do následujících skupin:

- metody založené na diferencích,
- metody založené na číslicové filtraci,
- metody založené na neuronových sítích,
- metody založené na vlnkových transformacích,
- ostatní metody založené na adaptivních filtrech, skrytých markovských modelech, matematické morfologii, přizpůsobených filtrech, genetických algoritmech, průchodech nulovou hladinou a další.

Dle doporučení představených v [3] je vyhodnocování algoritmů detekce QRS založeno převážně na výpočtu dvou klíčových parametrů: senzitivity Se a pozitivní prediktivity P^+ , dle rovnic

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (1)$$

a

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP}, \quad (2)$$

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

Dalším důležitým parametrem vyhodnocování detektorů QRS je zvolený způsob testování. Z hlediska věrohodnosti a spolehlivosti dosažených hodnot senzitivity Se a pozitivní prediktivity P^+ lze algoritmy dle [20] rozdělit do třech skupin:

- *spolehlivé výsledky*: algoritmy byly testovány na jedné ze standardních databází signálů EKG,
- *méně spolehlivé výsledky*: algoritmy byly testovány na části jedné ze standardních databází signálů EKG,
- *nespolehlivé výsledky*: algoritmy byly testovány na nestandardní databázi signálů EKG.

Smysluplné vzájemné srovnávání výkonnosti jednotlivých algoritmů je možné pouze v rámci jedné skupiny věrohodnosti/spolehlivosti výsledků. Srovnali jsme výsledky 20 různých algoritmů detekce komplexů QRS, které byly testovány na některé ze standardních databází signálů EKG a jejichž sensitivita i pozitivní prediktivita jsou známy. Algoritmy byly řazeny dle použité testovací databáze a posuzovány na základě horší z dvojice hodnot Se a P^+ .

Pro nasazení v online klinických aplikacích je zřejmě postačující spolehlivost detekce překračující 99,5 % [20]. Pokud budeme dále uvažovat pouze algoritmy, které byly testovány na kompletní standardní databázi a dosáhly spolehlivosti detekce alespoň 99,5 %, získáme výrazně kratší seznam. Tyto metody jsou vhodnými kandidáty na začlenění do větších systémů analýzy EKG. Z algoritmů testovaných na databázi MIT-BIH se jedná o algoritmy Li [23], Bahoura [4], Martínez [25], Lee [22], Hamilton [15], Pan [26] a Poli [27]. Na databázi QT splnil požadavky pouze algoritmus Martínez [25] a na databázích AHA, EDB a CSE nesplnil požadavky žádný ze srovnávaných algoritmů. Stanovené požadavky splňuje celkem sedm detektorů, přičemž první tři pozice obsadily algoritmy založené na vlnkové transformaci (Li [23], Bahoura [4], Martínez [25]) a další pozice obsadily algoritmy založené na dvourozměrných vektorových smyčkách (Lee [22]), číslicové filtraci (Hamilton [15], Pan [26]) a genetických algoritmech (Poli [27]).

Zatímco spolehlivost detekce kolem 99,5 % je zřejmě dostačující pro využití v online klinických aplikacích, pro výzkumné účely je potřeba detektor se spolehlivostí vyšší.

2.3 ROZMĚŘENÍ SIGNÁLŮ EKG

V této kapitole je popsán obecný princip rozměření signálů EKG, stručný přehled významných metod, jejich vyhodnocení a vzájemné srovnání.

Rozměřením signálu EKG je v nejširším slova smyslu míněna detekce začátků, konců a vrcholů jednotlivých vln, kmitů a komplexů. Časové intervaly mezi začátky a konci jednotlivých vln mají velký význam, neboť poskytují údaje o stavu srdce a mohou indikovat přítomnost určitých kardiologických stavů. Dva z nejvýznamnějších intervalů měřených v signálech EKG jsou intervaly QT a PQ. Problém ve stanovení správné délky intervalu QT spočívá zejména v problematické detekci konce vlny T. Problém přesné detekce tohoto bodu spočívá v kolísání izoelektrické linie, neobvyklých morfologií, nebo přítomnosti rušení. Jednou z výzev zpracování signálů EKG i nadále zůstává spolehlivá detekce vln P. Vlny P mají obvykle malou, až velmi malou velikost a nemusí být v zarušeném signálu rozpoznatelné [7].

Obecná struktura metod rozměřování signálů EKG, která je společná pro mnohé přístupy, je znázorněna na obrázku Obr. 3. Skládá se z fáze předzpracování, fáze detekce komplexu QRS, vlny P a T a z fáze detekce hranic jednotlivých vln [1].

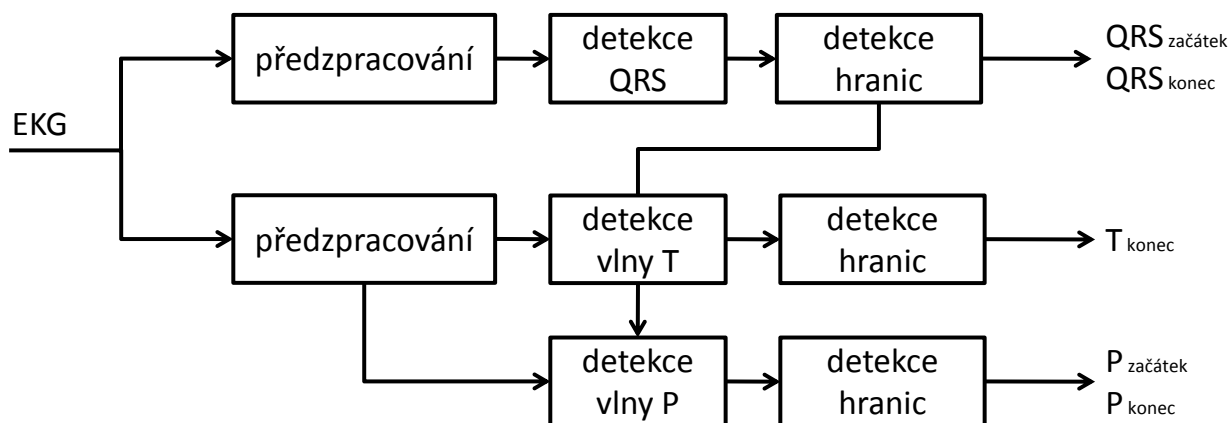
V první fázi je signál EKG předzpracován do podoby vhodné k detekci významných bodů. Ze schématu je patrné, že předzpracování je obecně odlišné pro detekci komplexů QRS a detekci zbývajících vln. Tato skutečnost je dána jiným rozložením energie ve spektru komplexu QRS a ostatních vln, což vede na použití filtrů s různými mezními frekvencemi [34]. Filtrací se snažíme zvýraznit úseky signálu, které chceme detekovat a potlačit vše ostatní. V případě detekce vln P a T tedy potlačujeme komplexy QRS, síťový brum, artefakty, či drift izolinie. Kromě frekvenčního omezení vstupního signálu EKG se také v této fázi signál transformuje. Transformací dochází k dodatečnému zvýraznění charakteristických vlastností komplexů, či vln. Použité filtry a transformační techniky mohou být obecně lineární i nelineární [20]. Jednou z nejčastěji využívaných kombinací je filtrace pásmovou propustí s následnou diferencí signálu pro zvýraznění hran. V některých případech jsou oba bloky předzpracování sloučeny do jediného. Příkladem mohou být rozměřovací techniky založené na dyadické formě vlnkové transformace s diskrétním časem (DyDTWT), kde je stejná škála měřítek využita jak pro detekci komplexů QRS, tak pro detekci ostatních vln [23], [25] a [28].

Ve druhé fázi jsou nejprve detekovány komplexy QRS. Pro detekci ostatních vln se definují časová okna, jejichž pozice závisí na pozicích komplexů QRS. Vlna P je detekována oknem nacházejícím se před komplexem QRS, zatímco vlna T oknem nacházejícím se za komplexem QRS. K detekci je využíváno pevného, nebo adaptivního prahu, jehož hodnota je odvozována například od maxima, či směrodatné odchylky úseku signálu [25].

Třetí fáze rozměřování, tedy přesná detekce hranic jednotlivých vln, je nejobtížnější. Výstupem této fáze jsou pozice pěti významných bodů signálu EKG.

K detekci je opět využíváno prahování, tentokrát jsou však hodnoty prahu odvozovány od velikosti vlny, k níž daný významný bod náleží [25].

Tyto základní fáze jsou často doplněny o další pomocné a korekční fáze. Metody mohou být rozšířeny o pravidla pro odstranění falešně pozitivních detekcí, refrakterní fáze, nebo dodatečné zpřesňování polohy v původním signálu. V případě vícesvodových záznamů jsou často jednosvodové polohy významných bodů kombinovány za účelem zvýšení přesnosti rozměření signálu [9], [21] a [25].



Obr. 3: Obecné blokové schéma rozměřování signálů EKG.

Hodnocení algoritmů rozměřování EKG je dle doporučení představených v [3] a [37] založeno na výpočtu čtyř klíčových parametrů: senzitivity Se , pozitivní prediktivity P^+ , průměrné odchylky mezi referenčními a detekovanými pozicemi m a směrodatné odchylky mezi referenčními a detekovanými pozicemi s . Tyto parametry jsou počítány zvlášť pro každý z pěti klíčových bodů křivky EKG.

Znamé rozměrovací algoritmy byly testovány především na standardních databázích QT a CSE, přičemž dosažené výsledky jsou srovnávány s uznávanými kritérii stanovenými autory týmu CSE v [37]. Tito autoři poskytli kritéria pro jednotlivé významné body ve formě dvojnásobku směrodatné odchylky $2s_{CSE}$ rozdílů mezi referenčními a detekovanými pozicemi. Zatímco autoři v [21], [28], [38] a [47] si kritérium vyložili tak, že algoritmus musí splnit podmínku $s < 2s_{CSE}$ (měkké kritérium), tak autoři v [9] a [35] uvažují kritérium $s < s_{CSE}$ (tvrdé kritérium).

Výsledky dosažené na databázi QT naznačují problémy algoritmů splnit stanovená kritéria a to zejména při detekci hranic vlny P a začátku komplexu QRS. Žádný z testovaných algoritmů nesplnil požadovaná kritéria u všech pěti bodů. Zatímco měkké kritérium bylo pro některé body splněno, tvrdé kritérium nesplnil žádný z algoritmů ani v jediném případě.

Na databázi CSE splnily měkké kritérium u všech bodů algoritmy Martínez [25], Sahambi [28] a Laguna [21]. První dva algoritmy jsou založeny na vlnkové transformaci a třetí na číslicové filtraci. Všechna tvrdá kritéria nesplnil žádný z algoritmů, ve čtyřech bodech pouze Sahambi [28].

2.4 STANDARDNÍ CSE DATABÁZE SIGNÁLŮ EKG

Projekt Common Standards for quantitative Electrocardiography (CSE) byl založen v roce 1978. Od roku 1980 začala tvorba referenční databáze za účelem vyhodnocování výkonnosti programů pro analýzu EKG. Informace o projektu CSE byly čerpány z [37] a [36].

Standardní databáze CSE se skládá ze třech dílčích databází signálů EKG. První dvě dílčí databáze byly navrženy pro vývoj a testování rozměrovacích programů. První databáze obsahuje signály EKG, ve kterých byly vždy zaznamenávány současně pouze tři svody. Druhá dílčí databáze obsahuje záznamy, ve kterých bylo současně nahráváno všech 15 svodů (12 standardních a 3 Frankovy). Třetí dílčí databáze byla navržena pro hodnocení programů diagnostiky EKG a VKG.

Třísvodová standardní databáze CSE obsahuje 250 originálních a 310 takzvaných umělých záznamů EKG. Tyto záznamy byly rovnoměrně rozděleny do dvou skupin: datová skupina 1 a 2. Vícesvodová databáze je tvořena 250 originálními a 250 umělými záznamy EKG, rozdělenými rovnoměrně do dvou skupin: datová skupina 3 a 4. Takzvané umělé záznamy EKG byly vytvořeny zřetěžením identických vybraných cyklů. Záznamy EKG byly analyzovány několika programy a skupinou kardiologů. Výsledky analýzy byly zveřejněny pro datové skupiny 1 a 3 (trénovací skupiny), zatímco výsledky pro datové skupiny 2 a 4 (testovací skupiny) jsou určeny k nezávislému testování ve středisku zpracování dat CSE a nejsou zveřejněny.

Ze stručného popisu standardní databáze CSE vyplývá, že vhodnou dílčí databází pro testování detektoru QRS a algoritmu pro rozměrování EKG je datová skupina 3 vícesvodové databáze. Databáze obsahuje referenční hodnoty pěti významných bodů záznamů EKG. Jedná se o začátek vlny P, konec vlny P, začátek komplexu QRS, konec komplexu QRS a konec vlny T. Na základě výsledků 14 různých programů a 5 kardiologů byly stanoveny referenční mediánové hodnoty významných bodů. Kardiologové analyzovali pouze každý pátý záznam databáze a dodatečně také záznamy, ve kterých se programy navzájem výrazně lišily. Referenční hodnoty významných bodů jsou k dispozici pouze pro jeden vybraný cyklus každého ze 125 originálních záznamů. Délka jednotlivých záznamů je 10 sekund, kvantovací úroveň je menší nebo rovna $5 \mu\text{V}$ a použitá vzorkovací frekvence je 500 Hz.

Členové výzkumné skupiny CSE dále v článku [37] stanovili konkrétní kritéria pro rozměření databáze CSE. Tato kritéria jsou uvedena v Tab. 1.

Tab. 1: Kritéria pro rozměření databáze CSE [37].

	začátek P	konec P	začátek QRS	konec QRS	konec T
kritéria $2s_{CSE}$ [ms]	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

$2s_{CSE}$: maximální povolená směrodatná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi významných bodů signálu EKG

2.5 VLNKOVÉ TRANSFORMACE

Vlnková transformace je užitečným nástrojem analýzy signálů, které mohou být popsány jako neperiodické, zarušené, přerušované, přechodné atd. Schopnost vlnkové transformace prozkoumat signál současně v časové a frekvenční oblasti dala vzniknout celé řadě sofistikovaných metod zpracování a analýzy signálů. Vlnková transformace využívá k transformaci funkcí, které se nazývají podle svého tvaru vlnky. Transformace je využívána k získání odlišné reprezentace signálu, ze které je snadnější získat požadované informace. Z matematického hlediska se jedná o korelaci vlnky s analyzovaným signálem [2].

Vlnkou může být manipulováno dvěma způsoby:

1. posunutím vlnky po časové ose signálu (translace),
2. roztažením, či stlačením vlnky (dilatace).

Vzhledem ke zmíněným dvěma parametrům vlnky je výsledkem transformace dvojrozměrná funkce, jejíž grafická reprezentace se nazývá scalogram, nebo také vlnková mapa. Pokud je tato funkce spojitá jedná se o spojitou vlnkovou transformaci (CWT, z angl. continuous wavelet transform), v případě diskrétních parametrů o diskrétní vlnkovou transformaci (DWT, z angl. discrete wavelet transform).

Rodina vlnek $\psi_{a,b}(t)$ je definována dilatací a a translací b tzv. mateřské vlnky $\psi(t)$

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (3)$$

přičemž oba parametry a , b jsou spojitě. Váhování příslušně roztažené vlnky faktorem $1/\sqrt{a}$ zajišťuje rovnost energie všech roztažených vlnek [34].

Mateřská vlnka je stlačená při $a < 1$ a roztažená při $a > 1$. Při stlačování vlnky dochází ke zvyšování časové rozlišitelnosti a snižování frekvenční rozlišitelnosti ve scalogramu. Naopak při přechodu k vyšším měřítkům a dochází ke zvyšování frekvenční rozlišitelnosti a snižování časové rozlišitelnosti ve scalogramu.

Spojitá vlnková transformace $CWT(a,b)$ spojitého signálu $x(t)$ je definována jako korelace mezi $x(t)$ a příslušně roztaženou a posunutou vlnkou $\psi(t)$

$$CWT(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (4)$$

přičemž vytváří dvojrozměrný obraz v časově-měřítkové oblasti [34]. Prakticky je CWT často realizována konvolucí mezi signálem $x(t)$ a impulzní charakteristikou filtru, která je dána jednoduchou časovou reverzí příslušně roztažené vlnky.

Za diskrétní vlnkovou transformaci spojitého signálu $x(t)$ je brána transformace s diskrétními hodnotami dilatace a a translace b . Přírodním způsobem vzorkování těchto parametrů je logaritmická diskretizace dilatace a a na ní navázaný krok translace b . Tento způsob diskretizace vlnky lze vyjádřit formou

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \psi\left(\frac{t - nb_0 a_0^m}{a_0^m}\right), \quad (5)$$

kde m a n jsou celá čísla řídící dilataci a translaci, a_0 je pevný krok dilatace nabývajících hodnot větších než 1 a b_0 je parametr pozice větší než 0.

Vlnkovou transformaci spojitého signálu $x(t)$ využívající diskretních vlněk lze potom zapsat jako

$$DWT_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{m,n}(t) dt, \quad (6)$$

kde $DWT_{m,n}$ jsou diskretní hodnoty vlnkové transformace známé jako vlnkové koeficienty.

Obvyklou volbou diskretních parametrů a_0 a b_0 jsou hodnoty 2 a 1, které vedou na logaritmickou stupnici dilatace i translace, známou jako dyadická stupnice.

Nabízí se srovnání transformací CWT a dyadické formy vlnkové transformace s diskretním časem (DyDTWT). Přestože je dyadická škála měřítek výhodná z hlediska zachování celé informace původního signálu, nemusí být optimální pro podrobnou analýzu signálů. Lze předpokládat, že z hlediska informační výtěžnosti je vhodnější volit použitá měřítka na základě frekvenčních komponent daného typu signálu. Optimální stupnice měřítek by tedy měla být obecně odlišná pro signály EKG a například signály EEG, neboť rozložení energie ve spektru je u těchto signálů odlišné. Na základě této představy se zdá vhodnější využití transformace CWT, neboť nám umožňuje vytvořit stupnici měřítek, která mohou nabývat libovolných kladných reálných hodnot. Mezi hodnotami sousedních měřítek přitom nemusí být žádná zjevná závislost, ať už lineární, logaritmická, či jiná.

Výběr vhodné vlnky závisí především na dvou parametrech:

1. Charakteru zkoumaného signálu – seismické signály, astronomické obrazy, finanční indexy a mnoho dalších.
2. Charakteru prováděné úlohy – filtrace, analýza, komprese a další.

Vzhledem k zaměření této dizertační práce se zaměříme na vlnky vhodné k analýze signálů EKG, čímž jsme stanovili charakter signálu i úlohy. V článku [30] autoři popisují vlastnosti vlněk vhodných pro tento typ úlohy. Na základě jejich doporučení lze základní požadavky shrnout takto:

1. Reálné vlnky jsou vhodnější, nežli vlnky komplexní.
2. Symetrické a antisymetrické vlnky jsou vhodné pro detekci hran, extrémů a singularit.
3. Hladké vlnky s minimálním počtem oscilací zjednodušují použitá pravidla v navrhovaných algoritmech.

Vlnky vyhovující těmto pravidlům lze označit za vhodné pro rozměřování EKG.

3 CÍLE DIZERTAČNÍ PRÁCE

V předcházejících kapitolách byl představen stručný úvod do elektrokardiografie, podrobněji byly rozebrány hlavní principy a metody detekce komplexů QRS a rozměření signálů EKG, dále byla představena standardní CSE databáze signálů EKG sloužící k testování zmíněných metod a úvod do vlnkové transformace zaměřený na analýzu signálů EKG.

Ze srovnání přístupů detekce komplexů QRS a rozměření signálů EKG vyplývá, že významnou pozici v současnosti zaujímají zejména přístupy založené na vlnkové transformaci. Kapitola o vlnkové transformaci dále naznačuje možné výhody spojitě vlnkové transformace, specifických měřítek a parametry vhodné mateřské vlnky.

Vzhledem k velkému počtu článků zabývajících se problematikou detekce komplexů QRS a rozměření signálů EKG v posledních několika letech je zřejmé, že tato problematika je stále aktuální. Teoretický rozbor naznačuje možnost vylepšení stávajících přístupů, případně vzniku nových.

Konkrétní cíle dizertační práce jsou stanoveny následovně:

1. Návrh a realizace algoritmů pro detekci komplexu QRS a rozměření signálu EKG založených na vlnkových transformacích.
2. Úprava algoritmů pro použití na vícesvodových záznamech s obecně různým počtem svodů.
3. Otestování navržených algoritmů na kompletní standardní databázi CSE a porovnání dosažených výsledků s výsledky jiných autorů.
4. Nalezení takových parametrů a rozhodovacích pravidel rozměřovacího algoritmu, aby byla splněna kritéria pro rozměření databáze CSE a to jak na standardních, tak na ortogonálních svodech.
5. Ověření robustnosti navržených algoritmů na signálech databáze CSE pozměněných vlivem komprese a filtrace.
6. Prozkoumání možnosti využití rozměřovacího algoritmu jako nástroje přispívajícího ke stanovení míry diagnostického zkreslení signálů vlivem komprese a filtrace.

Dosažení cílů dizertační práce jsou věnovány následující kapitoly.

4 NAVRŽENÉ ALGORITMY

Z přehledu významných metod detekce komplexů QRS a rozměřování signálů EKG vycházejí nejlépe algoritmy založené na vlnkových transformacích. Tyto algoritmy se vyznačují svojí principiální jednoduchostí, nízkými výpočetními nároky a vysokou spolehlivostí detekce. V této kapitole představíme inovativní přístup k detekci komplexů QRS a rozměřování signálů EKG, který využívá zmiňovaných výhod vlnkových transformací. Navržený detektor QRS byl poprvé samostatně představen v [46] a v rozšířené verzi potom v [42]. Navržený algoritmus rozměřování signálů EKG jsme postupně představili v [41], [45], [39], [44] a [40].

V jednotlivých částech kapitoly jsou postupně představeny principy navržených algoritmů detekce komplexů QRS a rozměření signálů EKG, ukázky a výsledky z jejich testování na standardní databázi CSE, možnosti využití transformace svodů a konkrétní aplikace navržených algoritmů.

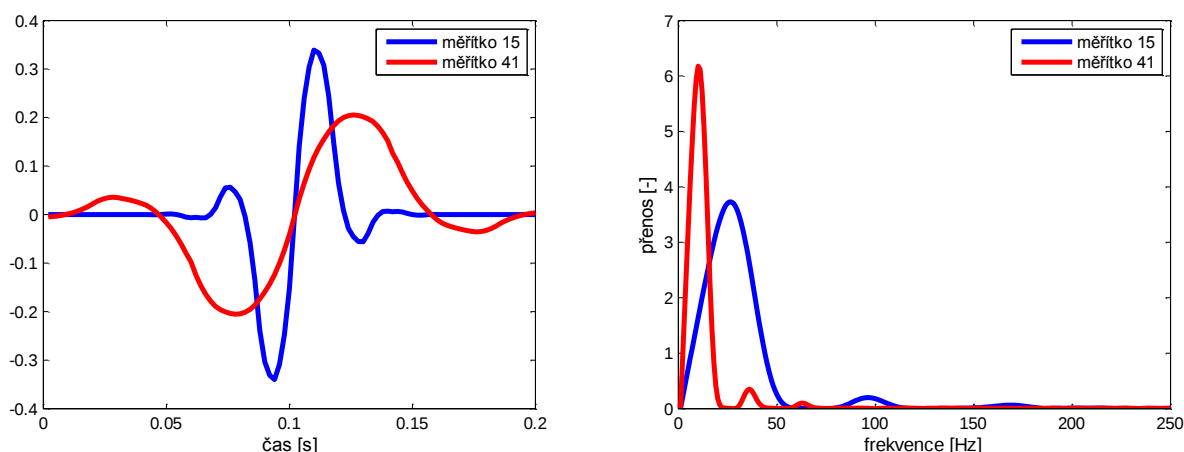
4.1 PRINCIP ALGORITMŮ

Navržené algoritmy využívají numerickou realizaci spojitě vlnkové transformace (CWT), která oproti dyadické formě vlnkové transformace s diskretním časem (DyDTWT) umožňuje vypočítat a využít libovolné kladné reálné měřítko. Zatímco autoři v [23], [25] a [28] využili pro rozměřování signálů EKG dyadickou formu DTWT, která se omezuje na měřítka mocnin dvou, náš algoritmus vychází z myšlenky přizpůsobení použitých měřitek spektru signálu EKG a jeho komponent. Hledání podobností napříč měřítky dyadické DTWT jsme nahradili přímou detekcí v jediném měřítku vhodném pro danou vlnu, či komplex.

Výběr vhodných měřitek numerické CWT je pevně spojen s výběrem vhodné mateřské vlnky. Zatímco autoři v [23] a [25] použili funkci kvadratický splajn a autoři v [28] první derivaci Gaussovy funkce, nám se podařilo dosáhnout nejlepších výsledků s vhodnou biortogonální vlnkou *bior1.5* a vhodnými měřítky 15 a 41. Hledáním vhodné vlnky pro rozměřovací algoritmy jsme se zabývali ve studii publikované v [44]. Pojmy vhodná vlnka a měřítko jsou omezeny na použitý rozměřovací algoritmus a signály databáze CSE vzorkované s $f_{vz} = 500$ Hz.

Vlnka *bior1.5* a její modulová frekvenční charakteristika v měřících 15 a 41 jsou zobrazeny na Obr. 4.

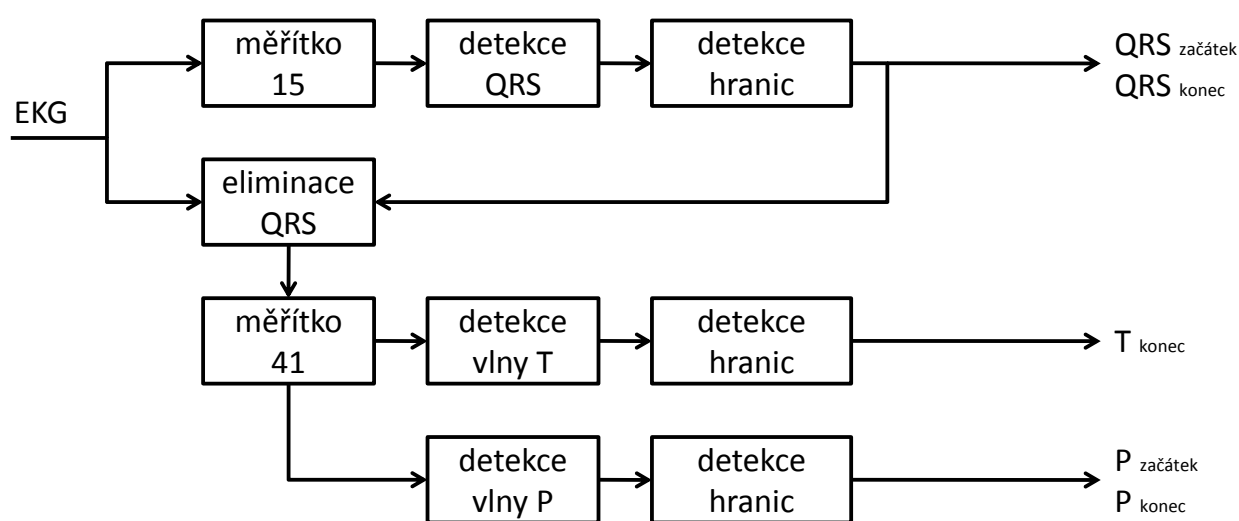
Z tvaru vlnky je zřejmé, že splňuje základní požadavky pro rozměřování signálů EKG stanovené v kapitole 2.5. Vlnka je reálná, antisymetrická a hladká. Měřítka 15 a 41 jsou použita k detekci a rozměření komplexů QRS, zatímco měřítko 41 je využito pro detekci a rozměření vln P a T. Tvary modulových frekvenčních charakteristik napovídají, proč právě měřítka 15 a 41 mohou být vhodnou volbou. Potlačují stejnosměrné složky, drift i případný brum a přenášejí frekvence odpovídající příslušné vlně, nebo komplexu. Jelikož vlna P i vlna T mají přibližně stejný rozsah kmitočtů do 15 Hz [34], je výhodné pro jejich detekci a rozměření použít stejného měřítka.



Obr. 4: Vlnka *bior1.5* (vlevo) a její modulová frekvenční charakteristika (vpravo) v měřících 15 a 41 (fvz = 500 Hz).

Vlnka přenáší rozsah kmitočtů odpovídající její modulové frekvenční charakteristice, čímž dochází k frekvenčnímu omezení signálu a jeho vyhlazení. Antisymetrie vlnky transformuje extrémy původního signálu na průchody nulou a inflexní body na extrémy. Vlnka v podstatě signál zároveň derivuje. Při výpočtu vhodných měřítek není využíváno standardní matlabovské funkce *cwt*, nýbrž se provádí přímá konvoluce s příslušně roztaženou reverzní vlnkou. Tento přístup vedl k výraznému navýšení rychlosti algoritmu. Před samotnou konvolucí je signál nejprve na začátku a konci prodloužen o polovinu délky vlnky *bior1.5* v příslušném měřítku, čímž je dosaženo výrazného omezení vlivu přechodových jevů. Prodloužení je realizováno opakováním první a poslední hodnoty signálu. Po konvoluci vstupního signálu s reverzní vlnkou jsou prodloužené části odstraněny a s nimi i zpoždění a přechodové jevy.

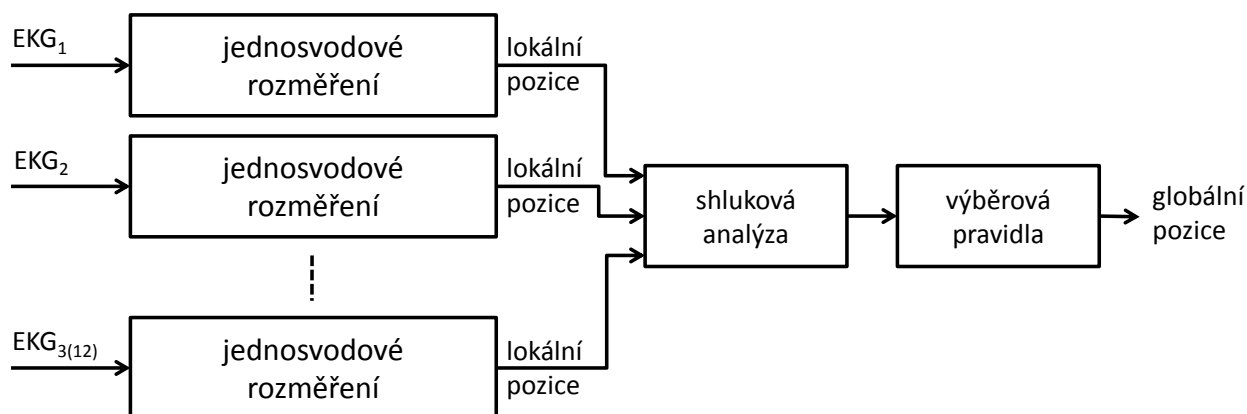
Blokové schéma jednosvodové části navrženého rozměřovacího algoritmu je představeno na Obr. 5.



Obr. 5: Blokové schéma jednosvodové části rozměřovacího algoritmu.

Vstupem algoritmu je jeden svod signálu EKG, který je v první části transformován do měřítka 15. Následně proběhne detekce komplexu QRS, na kterou navazuje detekce jeho hranic. Výstupem první části algoritmu jsou pozice všech začátků a konců komplexu QRS v daném svodu. V další části jsou ze vstupního signálu eliminovány komplexy QRS, na základě jejich známých začátků a konců. Takto upravený vstupní signál je použit k výpočtu měřítka 41. Následuje detekce vlny T, na kterou navazuje detekce jejího konce. Výstupem této části jsou pozice konců vlny T v daném svodu signálu EKG. V poslední části algoritmu je detekována vlna P a její hranice. Výstupem této části jsou pozice začátků a konců vlny P v daném svodu signálu.

Vstupem jednosvodové části rozměrovacího algoritmu je tedy jediný svod signálu EKG a výstupem jsou pozice pěti významných bodů všech srdečních cyklů záznamu. Na jednosvodovou část algoritmu navazuje část vícesvodová, která je uvedena na Obr. 6. Rozměrovací algoritmus je postupně aplikován na všechny svody záznamu. Získané lokální pozice vstupují do shlukové analýzy, jejímž výstupem jsou shluky reprezentující možné globální pozice významných bodů. Shlukování je založeno na metodě nejbližšího souseda. Výsledné globální pozice, společné pro všechny svody záznamu, jsou získány aplikováním výběrových pravidel na jednotlivé shluky lokálních pozic. Námi použitým pravidlem je medián.

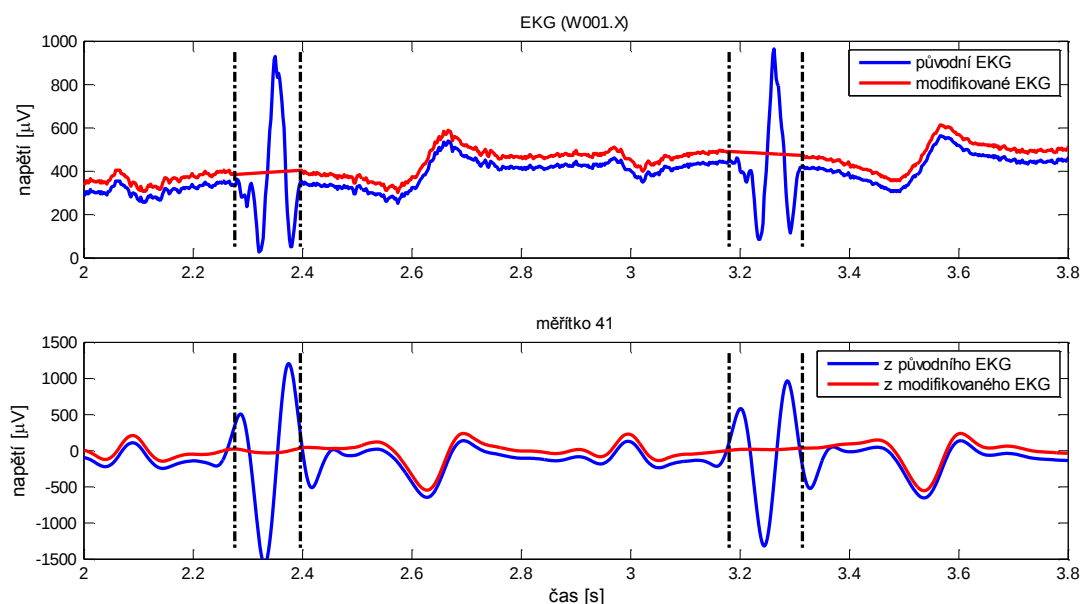


Obr. 6: Blokové schéma vícesvodové části rozměrovacího algoritmu.

Princip detekce jednotlivých vln je založen na hledání dvojic nadprahových extrémů opačného znaménka v příslušném měřítku. Vrchol vlny je následně stanoven pozicí průchodu nulovou hladinou mezi těmito extrémy. Na detekci jednotlivých vln navazuje detekce jejich začátků a konců, jejichž pozice jsou stanoveny pomocí prahování. Navržené algoritmy využívají celou řadu prahů odvozovaných od směrodatné odchylky signálu, nebo velikosti extrémů v příslušném měřítku. V časové oblasti je využíváno oken, jejichž začátky a konce jsou odvozovány od již detekovaných bodů a mediánového intervalu RR.

Při realizaci algoritmu se podařilo vyřešit celou řadu problémů, přičemž zejména dva z nich stojí za zmínku. Prvním problémem byla malá přesnost detekce konce vlny P, která byla způsobena vlivem komplexu QRS na tento bod v použitém

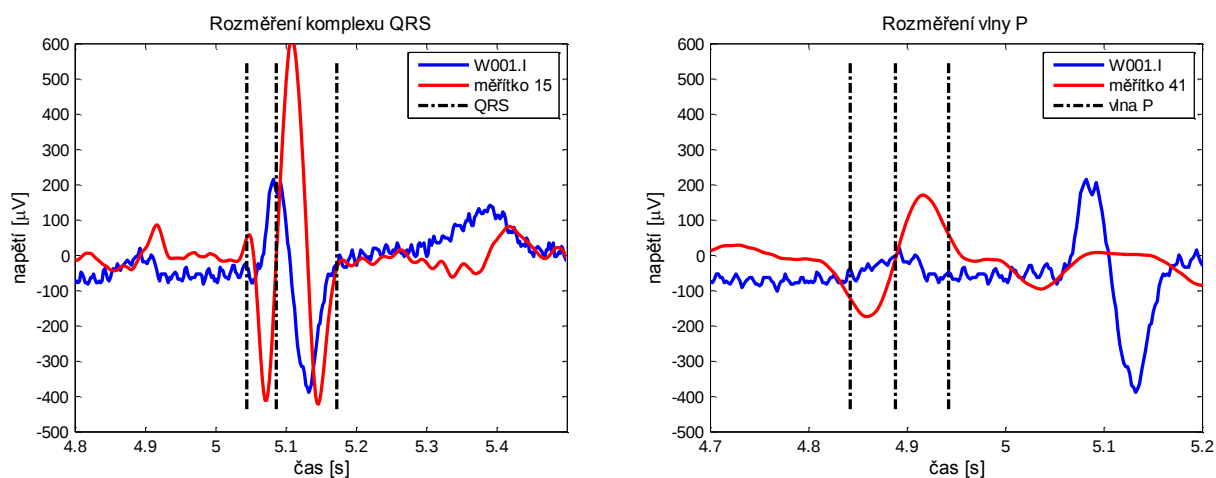
měřítka 41. Problém se podařilo elegantně odstranit nahrazením komplexu QRS lineární interpolací mezi první a poslední hodnotou komplexu a následným vypočtením měřítka. Tímto způsobem se podařilo vliv komplexu QRS na detekci konce vlny P výrazně omezit. Ukázka tohoto principu je představena na Obr. 7.



Obr. 7: Eliminace komplexu QRS s využitím lineární interpolace.

Druhým problémem byla snaha o využití jediné verze algoritmu k rozměrování libovolného počtu svodů. Pravidla pro výběr optimální globální hodnoty byla pro ortogonální a standardní svody různá, přičemž pravidlo pro jiný počet svodů neexistovalo. Náhradou specializovaných a citlivých výběrových pravidel obecným a jednoduchým mediánem výrazně vzrostla robustnost rozměrovacího algoritmu. Vzhledem k obecnosti výběrového pravidla je nyní také možné rozměřit signál na základě libovolného počtu svodů.

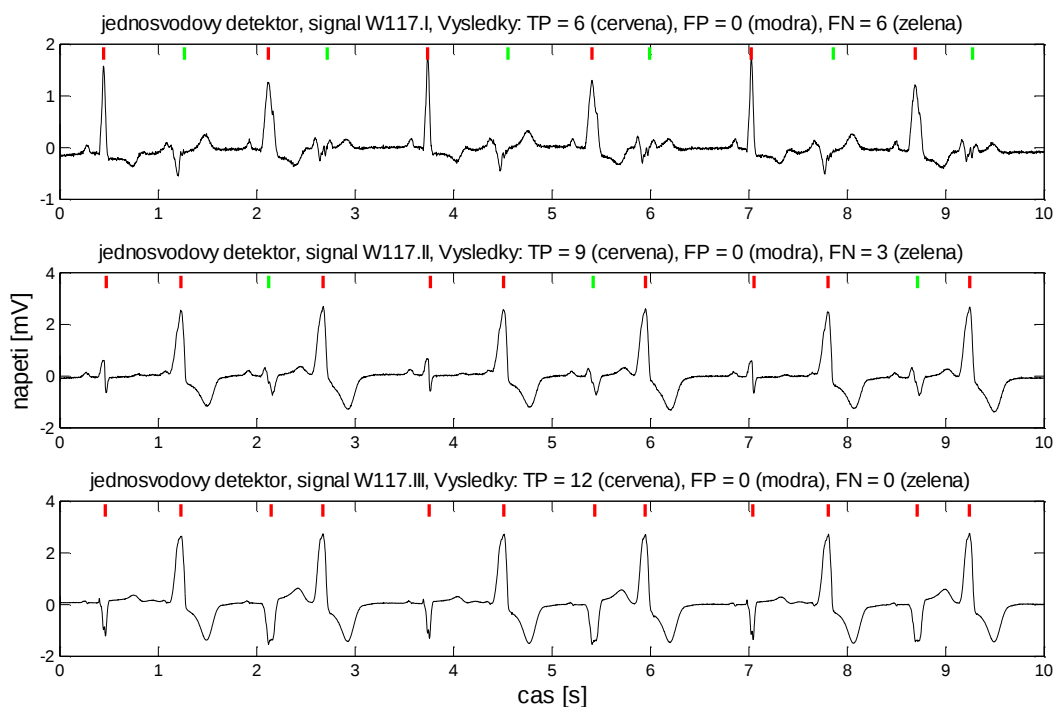
Ukázka detekce a rozměření komplexu QRS a vlny P v měřítka 15 a 41 je znázorněna na Obr. 8.



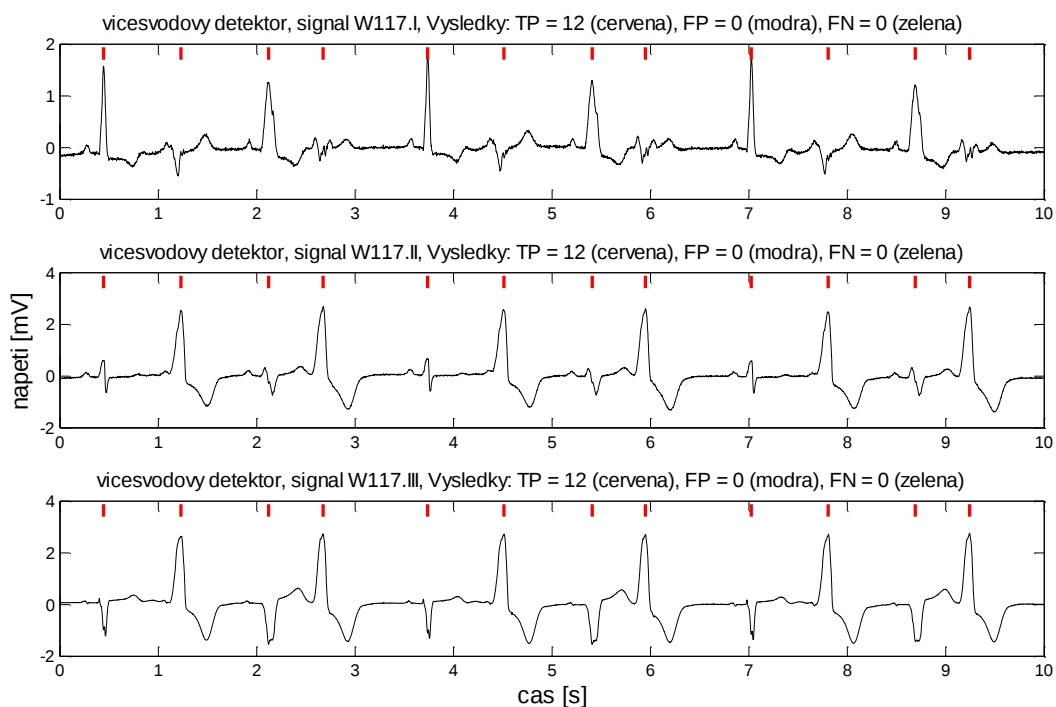
Obr. 8: Detekce a rozměření komplexu QRS (vlevo) a vlny P (vpravo).

4.2 UKÁZKY TESTOVÁNÍ

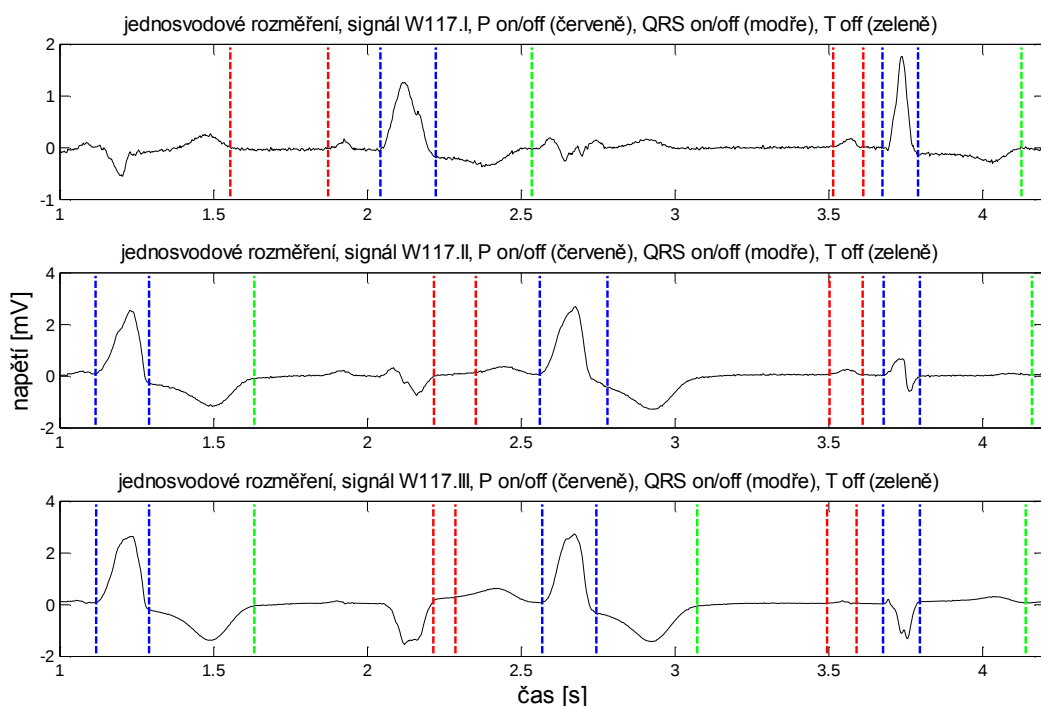
V této kapitole jsou představeny ukázky testování navržených algoritmů na signálu W117 ze standardní databáze CSE.



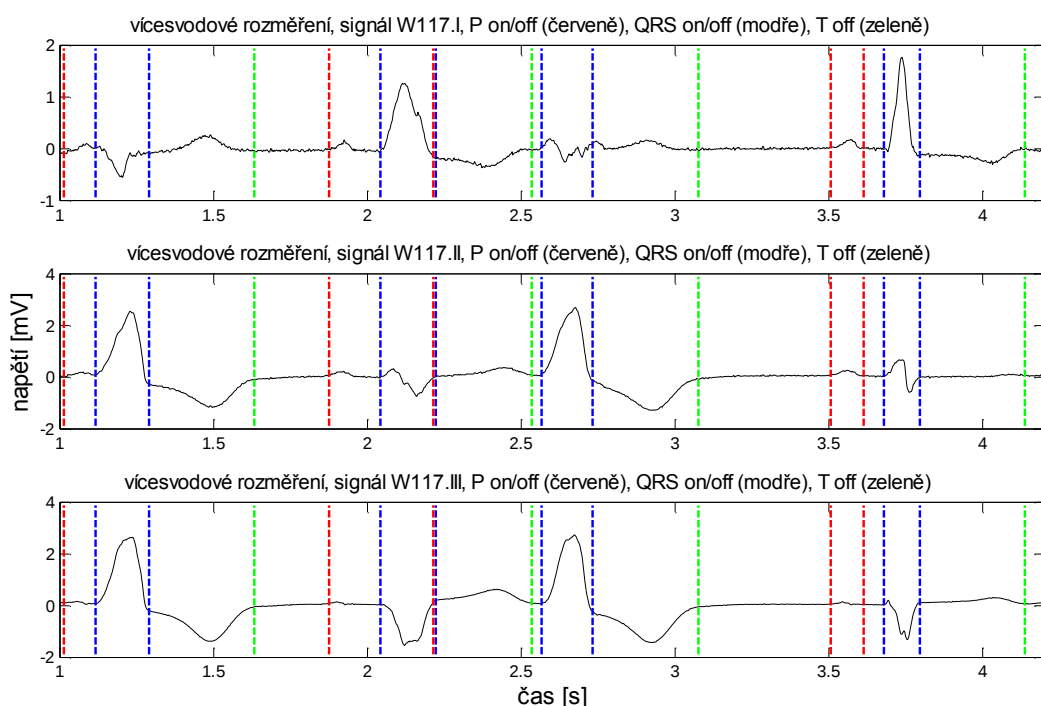
Obr. 9: Detekce komplexů QRS v signálu W117, lokální, svody I, II a III.



Obr. 10: Detekce komplexů QRS v signálu W117, globální, svody I, II a III.



Obr. 11: Rozměření signálu W117, lokální, svody I, II a III



Obr. 12: Rozměření signálu W117, globální, svody I, II a III.

Signál W117 je z pohledu detekce a rozměření nejproblematictější signálem databáze CSE. Navržené algoritmy zde mají na jednosvodové úrovni značné problémy. Vícesvodová pravidla následně většinu chybných detekcí opravila.

4.3 VÝSLEDKY TESTOVÁNÍ

Navržené algoritmy detekce komplexů QRS a rozměření signálů EKG byly otestovány separátně na standardních a ortogonálních svodech datové skupiny 3 standardní databáze CSE.

Otestována byla jak lokální (jednosvodová) verze detektoru, tak verze globální (vícesvodová). Výsledky testování jsou zobrazeny v Tab. 2. Pro srovnání dosažených výsledků byla zvolena metoda publikovaná v [6], která byla jako jediná z nám známých metod otestována na kompletní datové skupině 3 standardní databáze CSE (na její kompletní 12svodové části). Výsledky dosažené touto metodou jsou taktéž zobrazeny v Tab. 2.

Tab. 2: Výsledky testování námi navrženého detektoru QRS na standardní databázi CSE a jejich srovnání s výsledky detektoru Chouhan & Mehta [6].

detektor	<i>TP</i> [-]	<i>FN</i> [-]	<i>FP</i> [-]	<i>Se</i> [%]	<i>P</i> ⁺ [%]
lokální verze, ortogonální svody	4079	22	25	99,46	99,39
lokální verze, standardní svody	17551	125	114	99,29	99,35
globální verze, ortogonální svody	1362	5	1	99,63	99,93
globální verze, standardní svody	1472	1	0	99,93	100
Chouhan & Mehta 2008 [6]	17729	259	148	98,56	99,18

TP (true positive): počet pravdivě pozitivních detekcí, *FN* (false negative): počet falešně negativních detekcí, *FP* (false positive): počet falešně pozitivních detekcí, *Se* (sensitivity): senzitivita, *P*⁺ (positive predictivity): pozitivní prediktivita

Jednosvodová varianta našeho detektoru dosáhla spolehlivosti detekce výrazně přes 99 %. Vícesvodový detektor se svojí účinností dokonce blíží ke 100 %.

Z přímého srovnání dosažených hodnot senzitivity *Se* a pozitivní prediktivity *P*⁺ vychází jednoznačně lépe námi navržený vlnkový detektor, který dosáhl senzitivity *Se* = 99,29 %, zatímco detektor Chouhan & Mehta jen *Se* = 98,56 %. Dosažené hodnoty pozitivní prediktivity jsou vyrovnanější, přičemž vlnkový detektor dosáhl hodnoty *P*⁺ = 99,35 % a detektor Chouhan & Mehta o něco nižší hodnoty *P*⁺ = 99,18 %. Těmto výsledkům odpovídají i počty falešně negativních a falešně pozitivních detekcí uvedené v tabulce. Zejména počet falešně negativních detekcí je v případě detektoru autorů Chouhan & Mehta více než dvojnásobný oproti našemu detektoru.

Výsledky dosažené současnou verzí našeho rozměřovacího algoritmu na ortogonálních a standardních svodech databáze CSE jsou zobrazeny v Tab. 3. Přímé srovnání našeho rozměřovacího algoritmu je možné provést pouze s algoritmem Laguna [21], který byl testován proti stejným referenčním hodnotám. Výsledky dosažené touto metodou jsou taktéž zobrazeny v Tab. 3.

Tab. 3: Výsledky testování námi navrženého rozměřovacího algoritmu na standardní databázi CSE a jejich srovnání s výsledky algoritmu Laguna [21].

metoda	parametry	začátek P	konec P	začátek QRS	konec QRS	konec T
Laguna	počet	111	111	121	121	121
1994 [21]	$m \pm s$ [ms]	$-0,1 \pm 5,7$	$0,5 \pm 8,3$	$-3,6 \pm 4,2$	$0,1 \pm 7,7$	$9,7 \pm 16,5$
SOUČASNÁ	počet	101	101	101	101	101
12 svodů	$m \pm s$ [ms]	$-0,8 \pm 5,7$	$1,1 \pm 6,4$	$1,3 \pm 4,2$	$-1,9 \pm 5,0$	$0,0 \pm 13,8$
SOUČASNÁ	počet	98	98	98	98	98
3 svody	$m \pm s$ [ms]	$1,9 \pm 12,8$	$-1,7 \pm 14,4$	$0,3 \pm 6,3$	$-2,5 \pm 6,5$	$-1,8 \pm 16,8$
kritéria $2s_{CSE}$	[ms]	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

m : průměrná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi, s : směrodatná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi, $2s_{CSE}$: maximální povolená směrodatná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi, červeně: nesplnění kritéria $2s_{CSE}$, zeleně: splnění kritéria $2s_{CSE}$, modře: splnění kritéria s_{CSE}

Spolehlivost detekce každého z pěti významných bodů je vyjádřena dosaženou hodnotou senzitivity Se , zatímco přesnost detekce je vyjádřena průměrnou odchylkou m a směrodatnou odchylkou s . Zatímco průměrnou odchylku m je možné snadno korigovat případným přičtením konstanty, velikost dosažené směrodatné odchylky s nám definuje kvalitu navrženého rozměřovacího algoritmu.

Navržený rozměřovací algoritmus splňuje na standardních svodech tvrdá kritéria u dvou z pěti bodů a u zbylých tří bodů chybí ke splnění tvrdého kritéria vždy méně než jedna milisekunda. Většinově uznávané měkké kritérium bylo splněno s výraznou rezervou u všech bodů. Na Frankových svodech splňuje navržený rozměřovací algoritmus měkká kritéria u tří bodů. Problematickou částí algoritmu je detekce začátku a konce vlny P, kde měkká kritéria splněna nebyla.

Algoritmus Laguna [21] využívá ke stanovení globální hodnoty všech 15 dostupných svodů a proto je přímé srovnání korektní pouze proti výsledkům dosažených naším algoritmem na 12 standardních svodech. Algoritmus Laguna splňuje měkká kritéria u všech významných bodů, ale tvrdá kritéria u žádného. Naš algoritmus dosahuje ve dvou bodech stejných výsledků a ve třech bodech lepších.

4.4 TRANSFORMACE SVODŮ

Na základě výsledků testování algoritmu detekce komplexů QRS a rozměrovacího algoritmu na standardní databázi CSE je možné říci, že je dosahováno výrazně lepších výsledků na 12 standardních svodech, než na 3 ortogonálních svodech. Nabízí se otázka, jestli je možné a výhodné pro potřeby detekce QRS a rozměření EKG transformovat 3 ortogonální svody na 12 standardních svodů. Odpovědi na tuto otázku je věnována tato kapitola.

Zřejmě první a zcela určitě nejznámější transformační metodu mezi zmíněnými svodovými systémy představil Dower již v roce 1968 [10]. Metodu dále rozvíjí v člancích [12] a [11]. Dowerova transformační matice je odvozena s využitím geometrických transformací z modelu torza, který představil Frank v [13]. Odlišnou transformační metodu představil Dawson v [8]. Transformační matice jsou získány statisticky s využitím metody nejmenších čtverců a lineární afinní transformace. Do testování jsme zařadili také námi vytvořenou Gaussovu transformační matici, jejíž hodnoty byly vygenerovány pseudonáhodným generátorem s normálním rozdělením pravděpodobnosti. Námi navržené algoritmy detekce komplexů QRS a rozměrování signálů EKG jsme otestovali na svodech získaných různými transformačními maticemi z ortogonálních svodů datové skupiny 3 standardní databáze CSE.

Výsledky dosažené navrženým detektorem komplexů QRS na ortogonálních, standardních i transformovaných svodech databáze CSE jsou zobrazeny v Tab. 4.

Tab. 4: Výsledky detektoru QRS na transformovaných svodech databáze CSE.

typ svodů	počet svodů	Se [%] lokální	P^+ [%] lokální	Se [%] globální	P^+ [%] globální
Ortogonální	3	99,46	99,39	99,63	99,93
Standardní	12	99,29	99,35	99,93	100
Dower	12	99,34	99,08	99,78	99,93
DawsonHC	12	99,35	99,45	99,93	99,93
DawsonMI	12	99,51	99,25	99,78	99,93
Gauss	12	99,48	99,46	99,93	99,93
Gauss	100	99,39	99,24	99,93	99,93

Se (sensitivity): senzitivita detekce, P^+ (positive predictivity): pozitivní prediktivita, červeně: zhoršení oproti ortogonálním svodům, zeleně: zlepšení oproti ortogonálním svodům

Na základě dosažených globálních hodnot je možné konstatovat jednoznačně vyšší spolehlivost detekce na transformovaných svodech, než na původních ortogonálních svodech. Zatímco hodnota P^+ zůstala ve všech případech stejná, hodnota Se ve všech případech vzrostla. Překvapivý může být zejména výsledek na svodech získaných maticí Gauss, kde Se a P^+ dosáhly hodnoty 99,93 %.

Výsledky dosažené navrženým rozměřovacím algoritmem na ortogonálních, standardních i transformovaných svodech databáze CSE jsou zobrazeny v Tab. 5.

Tab. 5: Výsledky rozměření transformovaných svodů databáze CSE.

svody	parametry	začátek P	konec P	začátek QRS	konec QRS	konec T
Ortogonalní 3	Se [%]	98,98	97,96	98,98	98,98	97,96
	$m \pm s$ [ms]	$1,9 \pm 12,8$	$-1,7 \pm 14,4$	$0,3 \pm 6,3$	$-2,5 \pm 6,5$	$-1,8 \pm 16,8$
Standardní 12	Se [%]	98,02	99,01	100	100	100
	$m \pm s$ [ms]	$-0,8 \pm 5,7$	$1,1 \pm 6,4$	$1,3 \pm 4,2$	$-1,9 \pm 5,0$	$0,0 \pm 13,8$
Dower 12	Se [%]	100	98,97	100	98,97	98,97
	$m \pm s$ [ms]	$-1,3 \pm 8,6$	$0,0 \pm 9,9$	$0,5 \pm 6,0$	$-2,3 \pm 4,5$	$-0,3 \pm 13,2$
DawsonHC 12	Se [%]	100	96,88	100	100	100
	$m \pm s$ [ms]	$1,3 \pm 9,3$	$0,9 \pm 9,4$	$0,7 \pm 4,8$	$-1,7 \pm 6,7$	$-1,0 \pm 15,2$
DawsonMI 12	Se [%]	100	97,94	100	100	97,94
	$m \pm s$ [ms]	$1,6 \pm 9,6$	$0,6 \pm 10,6$	$0,9 \pm 5,4$	$-2,0 \pm 6,3$	$-1,6 \pm 14,1$
Gauss 12	Se [%]	100	98,89	100	98,89	97,78
	$m \pm s$ [ms]	$0,6 \pm 11,7$	$-2,0 \pm 12,0$	$-0,5 \pm 5,3$	$-1,9 \pm 4,5$	$-5,0 \pm 17,0$
Gauss 100	Se [%]	100	98,89	100	98,89	100
	$m \pm s$ [ms]	$0,8 \pm 9,6$	$0,1 \pm 10,0$	$0,1 \pm 4,9$	$-1,6 \pm 3,8$	$-2,3 \pm 14,1$
kritéria $2s_{CSE}$ [ms]		10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

m : průměrná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi, s : směrodatná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi, $2s_{CSE}$: maximální povolená směrodatná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi, červeně: nesplnění kritéria $2s_{CSE}$, zeleně: splnění kritéria $2s_{CSE}$, modře: splnění kritéria s_{CSE}

Z dosažených hodnot senzitivity detekce Se vyplývá, že spolehlivost detekce významných bodů je vyšší na transformovaných svodech, než na původních ortogonálních svodech. Spolehlivost detekce na transformovaných svodech je srovnatelná se spolehlivostí na 12 standardních svodech. Zajímavé mohou být zejména hodnoty senzitivity detekce významných bodů dosažené na svodech získaných transformační maticí Gauss, které jsou v některých případech dokonce vyšší, než na 12 standardních svodech.

Nejdůležitějším parametrem pro srovnání výsledků rozměřovacího algoritmu dosažených na originálních a transformovaných svodech databáze CSE jsou hodnoty směrodatných odchylek s mezi referenčními a detekovanými pozicemi. Z dosažených hodnot směrodatných odchylek vyplývá, že přesnost rozměření signálů EKG je vyšší na transformovaných svodech databáze, než na svodech ortogonálních.

4.5 APLIKACE ALGORITMŮ

Navržené algoritmy detekce komplexů QRS a rozměření signálů EKG jsou aktivně využívány ve výuce, výzkumu a projektech zabývajících se zpracováním signálů EKG. V této kapitole bude představeno využití těchto algoritmů při filtraci a kompresi signálů EKG a představena dvojice autorizovaných softwarů, které využívají námi vytvořených algoritmů a jsou určeny pro zpracování signálů EKG.

Kompresní algoritmus SPIHT (z angl. Set Partitioning In Hierarchical Trees) byl původně navržen pro kompresi obrazových dat [29]. Modifikace tohoto algoritmu pro kompresi jednorozměrných dat (především signálů EKG) pak byla představena v [24]. Originální signál EKG je nejprve rozložen pomocí vlnkové transformace na jednotlivá pásma. Pro kompresi signálů se výhradně používá dyadická forma rychlé vlnkové transformace s diskrétním časem DTWT. Na rozklad vlnkovou transformací navazuje kodér algoritmu SPIHT, který pro kompresi využívá dočasných orientovaných stromů a jejich rozdělování. Výstupem kodéru jsou komprimovaná data ve formě binární posloupnosti. Komprimovaná data je následně možné rekonstruovat s využitím dekodéru algoritmu SPIHT, na který navazuje zpětná vlnková transformace s diskrétním časem IDTWT.

Kvalitu algoritmu lze hodnotit na základě dvou parametrů. Prvním parametrem je účinnost komprese, tím druhým je zkreslení rekonstruovaného signálu. Účinnost komprese je možné stanovit pomocí kompresního poměru CR (z angl. Compression Ratio) dle výrazu

$$CR = b_o : b_c [-], \quad (7)$$

kde b_o je počet bitů originálních dat a b_c je počet bitů komprimovaných dat. Toto vyjádření však není nejvhodnější, neboť různé signály EKG mohou být snímány s různou bitovou hloubkou BD (z angl. Bit Depth), která často není využita celá a kompresní poměr potom vyjadřuje pouze relativní zhuštění dat.

Výhodnější vyjádření účinnosti komprese umožňuje průměrný počet bitů na vzorek avL vyjádřený rovnicí

$$avL = \frac{b_c}{n} = \frac{BD}{CR} [\text{bps}], \quad (8)$$

kde n je počet vzorků originálního signálu. Pomocí avL je možné srovnávat účinnost komprese u signálů snímaných z různých zdrojů (přístrojů).

Největším problémem při kompresi signálů EKG je nalezení rychlého, plně automatického přístupu, který bude schopen objektivně stanovit míru diagnostického zkreslení rekonstruovaných signálů.

V článcích [17], [18] a [16] jsme postupně představili vlastní metodu hodnocení diagnostického zkreslení signálů EKG. Metoda je založena na našem rozměřovacím algoritmu a byla otestována na standardní databázi CSE. Princip metody spočívá v rozměření rekonstruovaných signálů a následném výpočtu tří diagnosticky

významných parametrů u každého z pěti významných bodů signálu EKG. Jedná se o senzitivitu detekce Se , průměrnou odchylku m mezi referenčními a detekovanými pozicemi a směrodatnou odchylku s mezi referenčními a detekovanými pozicemi. Nabízí se i čtvrtý parametr, kterým je pozitivní prediktivita P^+ , nicméně tu není možné z dostupných referenčních hodnot vícesvodové databáze CSE stanovit.

Metoda byla otestována separátně na ortogonálních a standardních svodech databáze CSE pro široký rozsah hodnot avL . Rozměřovací algoritmus spolehlivě rozměřuje data až do kompresního poměru $CR = 20:1$ ($avL = 0,8$ bps) a přispívá tedy k nalezení vhodných parametrů kompresního algoritmu SPIHT. Důležité je také zjištění, že nedochází ke skokovému selhání rozměřovacího algoritmu, ale k postupnému zhoršování jeho výsledků. Z hlediska robustnosti je možné prohlásit, že algoritmus na komprimovaných datech obstál.

Wienerovská vlnková filtrace, představená mimo jiné v [14], [19] a [5], je založena na úpravě vlnkových koeficientů vstupního signálu pomocí korekčního faktoru, který byl odvozen z Wienerova filtru a je vyjádřen rovnicí

$$\bar{g}_m(n) = \frac{\bar{u}_m^2(n)}{\bar{u}_m^2(n) + \sigma_{vm}^2}, \quad (9)$$

kde $\bar{u}_m(n)$ jsou vlnkové koeficienty pilotního odhadu a σ_{vm} je směrodatná odchylka vlnkových koeficientů rušení.

Největším problémem při filtraci signálů EKG zůstává nalezení rychlého, plně automatického přístupu, který bude schopen objektivně stanovit míru diagnostického zkreslení signálů po filtraci. Ve studiích představených v článcích [32] a [31] byly hledány vhodné parametry wienerovské vlnkové filtrace. Ke stanovení hranic úseku rušení, ze kterého je počítána směrodatná odchylka σ_{vm} , zde bylo využito našeho algoritmu detekce komplexů QRS. Naš algoritmus tím přispívá k automatickému řízení velikosti prahu λ_m daného rovnicí

$$\lambda_m = K\sigma_{vm}. \quad (10)$$

Rozměřovací algoritmus byl využit k otestování vlivu nastavení prahové konstanty K na diagnosticky významné parametry signálu EKG po filtraci. Výsledkem je zjištění, že nastavení prahové konstanty K nemá výraznější vliv na sledované parametry signálu. Z hlediska robustnosti je možné prohlásit, že algoritmus na filtrovaných signálech obstál.

Vyvinuté algoritmy jsou součástí dvou autorizovaných softwarů určených pro zpracování signálů EKG. Prvním softwarem je software *EKG Kvantum* [43], který obsahuje jak algoritmus detekce QRS, tak rozměřovací algoritmus. Software vznikl v rámci projektu FRVŠ 2540/2009 „Využití vlnkové transformace při zpracování biologických signálů“. Druhým softwarem je software *Asklepios* [33], který obsahuje námi navržený detektor QRS. Software vznikl v rámci projektu FRVŠ 3008/2010 „Filtrace biologických signálů s využitím vlnkové transformace“.

5 ZÁVĚR

V této dizertační práci byly navrženy a realizovány metody pro detekci komplexů QRS a pěti významných bodů signálů EKG, čímž byl splněn první cíl dizertační práce. Metody vycházejí ze spojitě vlnkové transformace, specifických měřítek a vhodné mateřské vlnky. Vlnková transformace byla realizována konvolucí s příslušně roztaženou reverzní vlnkou. Upravený konvoluční přístup vedl ke zvýšení spolehlivosti detekce v okrajových částech záznamu, neboť omezil vliv přechodových jevů. Realizovaný přístup také vedl k významnému zvýšení rychlosti transformace, ve srovnání s integrovanou matlabovskou funkcí *cwt*.

Navržené jednosvodové algoritmy byly dále rozšířeny o shlukovou analýzu a globální pravidla, umožňující stanovení globálních pozic ve vícesvodových záznamech, čímž byl splněn druhý cíl dizertační práce. Využitým globálním pravidlem je jednoduchý medián, který se osvědčil nejen v případě detektoru QRS, ale také v případě rozměřovacího algoritmu, kde nahradil komplikované výběrové pravidlo. Schopnost vícesvodových variant algoritmů efektivně pracovat s libovolným počtem svodů byla ověřena na počtu 3 až 100 svodů, které byly odvozeny transformací z ortogonálních svodů vícesvodové databáze CSE.

Navržené algoritmy byly otestovány na vícesvodové standardní databázi CSE. Na ortogonálních i standardních svodech databáze se podařilo rozměřovacímu algoritmu splnit měkká kritéria u všech významných bodů a tvrdá kritéria u konce komplexu QRS a konce vlny T, čímž byl splněn čtvrtý cíl dizertační práce. Problém s detekcí konce vlny P, způsobený vlivem komplexu QRS na tento bod, se podařilo vyřešit nahrazením komplexu QRS lineární interpolací mezi první a poslední hodnotou komplexu. V následně vypočteném měřítku vlnkové transformace je vliv komplexu QRS na detekci konce vlny P významně omezen. Problém se splněním kritérií databáze CSE na ortogonálních svodech pomohla vyřešit jejich transformace na vyšší počet svodů.

Výsledky našich algoritmů byly dále srovnávány s výsledky, kterých dosáhly algoritmy jiných autorů, čímž byl splněn třetí cíl dizertační práce. Ze srovnání vyplývá, že přímo srovnatelné algoritmy dosahují prokazatelně horších výsledků, než naše algoritmy.

Robustnost navržených algoritmů byla testována na signálech databáze CSE pozměněných kompresním algoritmem SPIHT, nebo wienerovskou vlnkovou filtrací. V obou případech algoritmy prokázaly svoji robustnost, čímž byl splněn pátý cíl dizertační práce. Robustnost algoritmů byla navíc ověřena na počtu 3 až 100 svodů, které byly odvozeny transformací z ortogonálních svodů databáze CSE. Průběhy takto získaných svodů se výrazně odlišují od průběhů originálních svodů a pro testování robustnosti algoritmů jsou tedy vhodné.

V poslední části práce se podařilo využít rozměřovacího algoritmu jako nástroje ke stanovení míry diagnostického zkreslení signálů EKG vlivem komprese algoritmem SPIHT, čímž byl splněn poslední šestý cíl dizertační práce.

Na úplný závěr bych rád zdůraznil prvky této dizertační práce, které jsou dle našeho názoru inovativní. Vlnkové algoritmy detekce komplexů QRS a významných bodů jsou obvykle založeny na dyadické škále měřítek, zatímco v našem případě algoritmy využívají jednoho až dvou specifických měřítek. V případě vícesvodových variant rozměrovacích algoritmů jsou běžně využívána globální výběrová pravidla poměrně komplikovaná a navíc velmi citlivá na nastavení. Nám se podařilo využít jednoduchého mediánu, který dává dobré výsledky a je robustní. Problém s detekcí konce vlny P, který byl způsoben vlivem komplexu QRS, se podařilo originálně vyřešit nahrazením komplexu lineární interpolací mezi první a poslední hodnotou komplexu. Dalším inovativním prvkem je využití transformace ortogonálních svodů na vyšší počet svodů, což vedlo k výraznému zlepšení výsledků detekce komplexů QRS a významných bodů. Rozměrovací algoritmus se také podařilo využít jako nástroje k posouzení vlivu komprese algoritmem SPIHT na diagnostické zobrazení signálu EKG.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] ACHARYA, U. R.; SURI, J. S.; SPAAN, J. A. E. et. al. *Advances in Cardiac Signal Processing*. Springer, 2007. 468 pp. ISBN 3540366741.
- [2] ADDISON, P. S. *The Illustrated Wavelet Transform Handbook*. Taylor & Francis, 2002. 400 pp. ISBN 0750306920.
- [3] ANSI/AAMI EC57: *Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST segment measurement algorithms* (AAMI recommended Practice/ American National Standard), 1998.
- [4] BAHOURA, M.; HASSANI, M.; HUBIN, M. DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis. *Comput. Methods Programs Biomed.*, Vol. 52, No. 1, pp. 35-44, 1997.
- [5] CHMELKA, L.; KOZUMPLIK, J. Wavelet-Based Wiener filter for Electrocardiogram Signal Denoising. In *Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society Press, Vol. 32, pp. 771-774, 2005.
- [6] 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*, Vol. 8, No. 1, pp. 155-163, 2008.
- [7] CLIFFORD, G. D.; AZUJE, F.; McSHARRY, P. E. *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. Artech House Publishers, September 2006. 384 pp. ISBN 1580539661.
- [8] DAWSON, D.; YANG, H.; MALSHE, M. et al. Linear affine transformations between 3-lead (Frank XYZ leads) vectorcardiogram and 12-lead electrocardiogram signals. *Journal of electrocardiology*, Vol. 42, No. 6, pp. 622-630, 2009.
- [9] De CHAZAL, P.; CELLER, B. Automatic measurement of the QRS onset and offset in individual ECG leads. *18th Ann. Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Amsterdam, The Netherlands 1996, Vol. 4, pp. 1399-1400.
- [10] DOWER, G. E. A lead synthesizer for the Frank system to simulate the standard 12-lead electrocardiogram. *Journal of electrocardiology*, Vol. 1, No. 1, pp. 101-116, 1968.
- [11] DOWER, G. E. The ECGD: a derivation of the ECG from VCG leads. *Journal of electrocardiology*, Vol. 17, No. 2, pp. 189-191, 1984.
- [12] DOWER, G. E.; MACHADO, H. B; OSBORNE, J. A. On deriving the electrocardiogram from vectorcardiographic leads. *Clinical Cardiology*, Vol. 3, No. 2, pp. 87-95, 1980.
- [13] FRANK, E. The Image Surface of a Homogeneous Torso. *American Heart Journal*, Vol. 47, No. 5, pp. 757-768, 1954.
- [14] GHAEI, S. P.; SAYEED, A. M.; BARANIUK, R. G. Improved wavelet denoising via empirical Wiener filtering. In *Proceedings of SPIE*, San Diego 1997, pp. 389-399.
- [15] HAMILTON, P. S; TOMPKINS, W. J. Quantitative investigation of QRS detection rules using MIT/BIH arrhythmic database. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 33, No. 12, pp. 1157-1165, 1986.
- [16] HRUBEŠ, J.; VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J. Multipoint Validation of Decompressed ECG Signal. *Analysis of Biomedical Signals and Images*, Vol. 20, No. 1, 2010. ISSN 1211-412X.
- [17] HRUBEŠ, J.; VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J. Validation of Decompressed ECG Signal Using Delineation. In *EDS 09 IMAPS International Conference Proceedings*, Brno 2009, pp. 80-84. ISBN 978-80-214-3933-7.

- [18] HRUBEŠ, J.; VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J. Vliv komprese signálů EKG na diagnózu. *Elektrorevue – elektronický časopis pro elektrotechniku* [online], Červen 2010, pp. 1-4 [cit. 16. června 2010]. Dostupný na WWW: <http://www.elektrorevue.cz>. ISSN 1213-1539.
- [19] KESTLER, H. A.; HASCHKA, M.; KRATZ, W. et al. De-noising of high-resolution ECG signals by combining the discrete wavelet transform with the Wiener filter. In *Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society Press, Vol. 25, pp. 233-236, 1998.
- [20] KOHLER, B.U.; HENNING, C.; ORGLMEISTER, R. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol. 21, No. 1, pp. 42-57, 2002.
- [21] LAGUNA, P.; JANÉ, R.; CAMINAL, P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. *Comput. Biomed. Res.*, Vol. 27, No. 1, pp. 45-60, 1994.
- [22] LEE, J.; JEONG, K.; YOON, J. A simple real-time QRS detection algorithm. In *Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 4, Amsterdam 1996, pp. 1396-1398. ISBN 0-7803-3811-1.
- [23] LI, C.; ZHENG, C.; TAI, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 42, No. 1, pp. 21-28, 1995.
- [24] LU, Z.; KIM, D. Y.; PEARLMAN, W. A. Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm. *IEEE transactions on biomedical engineering*, Vol. 47, No. 7, pp. 849-856, 2000.
- [25] 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*, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.
- [26] PAN, J.; TOMPKINS, W. J. A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 3, pp. 230-236, 1985.
- [27] POLI, R.; CAGNONI, S.; VALLI, G. Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 42, No. 11, pp. 1137-1141, 1995.
- [28] SAHAMBI, J. S.; TANDON, S.; BHATT, R. K. P. Using wavelet transform for ECG characterization. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Vol. 16, No. 1, pp. 77-83, 1997.
- [29] SAID, A.; PEARLMAN, W. A. A new, fast, and efficient image codec based on set partitioning in hierarchical trees. *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, Vol. 6, No. 3, pp. 243-250, 1996.
- [30] SIVANNARAYANA, N.; REDDY, D. C. Biorthogonal wavelet transforms for ECG parameters estimation. *Medical engineering and physics*. Vol. 21, No. 3, pp. 167-174, 1999.
- [31] SMITAL, L.; KOZUMPLÍK, J. ECG Signal Denoising Using Wavelet Wiener Filtering. *Analysis of Biomedical Signals and Images*, Vol. 20, No. 1, 2010. ISSN 1211-412X.
- [32] SMITAL, L.; KOZUMPLÍK, J. Wavelet Filtering of ECG Signals Using Pilot Estimation. *Proceedings of the 15th Conference Student EEICT 2009*, Vol. 4, Brno 2009, pp. 363-367. Dostupný na WWW: <http://www.feec.vutbr.cz/EEICT/>. ISBN 978-80-214-3870-5.
- [33] SMITAL, L.; VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J. ASKLEPIOS, Software pro filtraci signálů EKG a srdečních akčních potenciálů. Ústav biomedicínského inženýrství, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, Kolejní 4, 61200 Brno. (software)
- [34] SORNMO, L.; LAGUNA, P. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier Academic Press, 2005. 688 pp. ISBN 0124375529.

- [35] STRUMILLO, P. Nested median filtering for detection T-wave offset in ECGs. *Electronics Letters*, Vol. 38, No. 14, pp. 682-683, 2002.
- [36] The CSE working party. *Common standards for quantitative electrocardiography: CD-ROM version of the CSE data bases*. December 1990.
- [37] The CSE working party. Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography. *European Heart Journal*, Vol. 6, No. 10, pp. 815-825, 1985.
- [38] VILA, J. A.; GANG, Y.; PRESEDO, J. M. R. et al. A New Approach for TU Complex Characterization. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 47, No. 6, pp. 764-772, 2000.
- [39] VÍTEK, M.; HRUBEŠ, J.; KOZUMPLÍK, J. A Wavelet-Based ECG Delineation in Multilead ECG Signals: Evaluation on the CSE Database. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Munich, Germany 2009, pp. 177-180. ISBN 978-3-642-03881-5.
- [40] VÍTEK, M.; HRUBEŠ, J.; KOZUMPLÍK, J. A Wavelet-Based ECG Delineation With Improved P Wave End Detection Accuracy. *Analysis of Biomedical Signals and Images*, Vol. 20, No. 1, 2010. ISSN 1211-412X.
- [41] 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*, Vol. 19, No. 1, 2008. ISSN 1211-412X.
- [42] VÍTEK, M.; HRUBEŠ, J.; KOZUMPLÍK, J. A Wavelet-Based QRS Detection in Human and Rabbit ECG Signals. In *EDS 09 IMAPS International Conference Proceedings*, Brno 2009, pp. 106-110. ISBN 978-80-214-3933-7.
- [43] VÍTEK, M.; HRUBEŠ, J.; KOZUMPLÍK, J. EKG KVANTUM, *Software pro filtraci, kompresi a rozměřování signálů EKG*. Ústav biomedicínského inženýrství, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, Kolejní 4, 61200 Brno. (software)
- [44] VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J. A Wavelet-Based T Wave End Detection: Prototype Wavelets Comparison. In *Proceedings of the 15th Conference Student EEICT 2009*, Vol. 4, Brno 2009, pp. 373-377, Dostupný na WWW: <http://www.feec.vutbr.cz/EEICT/>. ISBN 978-80-214-3870-5.
- [45] 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, pp. 285-289, Dostupný na WWW: <http://www.feec.vutbr.cz/EEICT/>. ISBN 978-80-214-3617-6.
- [46] VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J. Detekce komplexů QRS v signálech EKG založená na spojitě vlnkové transformaci. *Elektrorevue – elektronický časopis pro elektrotechniku* [online], Květen 2009, pp. 1-5 [cit. 16. června 2010]. Dostupný na WWW: <http://www.elektrorevue.cz>. ISSN 1213-1539.
- [47] VULLINGS, H.; VERHAEGEN, M.; VERBRUGGEN, H. Automated ECG segmentation with Dynamic Time Warping. In *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 20, No. 1, pp. 163-166, 1998.

CURRICULUM VITAE



Jméno a Příjmení: Ing. Martin Vitek
Adresa: Poříčská 158, 549 32 Velké Poříčí
Telefon: +420 722 671 243
Email: vitek@feec.vutbr.cz

Vzdělání

- 2007–2010 Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, obor Biomedicínská elektronika a biokybernetika, prezenční doktorské studium.
- 2001–2007 Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, obor Elektronika a sdělovací technika, prezenční magisterské studium, ukončeno státní závěrečnou zkouškou.

Profesní zkušenosti

- 2009–2010 Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství
Pozice: Akademický pracovník – Asistent
Výuka předmětů: Analýza biologických signálů, Číslicové zpracování signálů a obrazů, Pokročilá analýza biologických signálů
Vědecko-výzkumná činnost: návrh a realizace nových metod detekce komplexů QRS a rozměřování signálů EKG

Ocenění

- 2010 Student Competition BIOSIGNAL 2010 – druhé místo
2009 Soutěž Student EEICT 2009 – první místo
2008 Soutěž Student EEICT 2008 – první místo
2007 Soutěž Student EEICT 2007 – druhé místo

Projekty

- 2010 SMITAL, L.; KOZUMPLÍK, J.; VÍTEK, M. Filtrace biologických signálů s využitím vlnkové transformace, FRVŠ 3008/G3, zahájení: 01.01.2010, ukončení: 31.12.2010.
- 2009 VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J.; HRUBEŠ, J. Využití vlnkové transformace při zpracování biologických signálů, FRVŠ 2540/G3, zahájení: 01.01.2009, ukončení: 31.12.2009.

Vybrané publikace

- 2010 VÍTEK, M.; HRUBEŠ, J.; KOZUMPLÍK, J. A Wavelet-Based ECG Delineation With Improved P Wave End Detection Accuracy. *Analysis of Biomedical Signals and Images*, Vol. 20, No. 1, 2010. ISSN 1211-412X.
- 2009 VÍTEK, M.; HRUBEŠ, J.; KOZUMPLÍK, J. A Wavelet-Based ECG Delineation in Multilead ECG Signals: Evaluation on the CSE Database. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Munich, Germany 2009, pp. 177-180. ISBN 978-3-642-03881-5.

Produkty

- 2010 SMITAL, L.; VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J. ASKLEPIOS, *Software pro filtraci signálů EKG a srdečních akčních potenciálů*. Ústav biomedicínského inženýrství, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, Kolejní 4, 61200 Brno. (software)
- 2009 VÍTEK, M.; HRUBEŠ, J.; KOZUMPLÍK, J. EKG KVANTUM, *Software pro filtraci, kompresi a rozměřování signálů EKG*. Ústav biomedicínského inženýrství, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, Kolejní 4, 61200 Brno. (software)

ABSTRACT

This dissertation deals with QRS complex detection and ECG delineation. The theoretical part of the work describes basics of electrocardiography, QRS detection approaches, ECG delineation approaches, the standard CSE database and the wavelet transform theory. The practical part of the work describes designed methods of QRS complex detection and ECG delineation. The designed methods are based on a continuous wavelet transform, appropriate scales, appropriate mother wavelet, cluster analysis and leads transformation. The introduced algorithms were evaluated on the standard CSE database. The obtained results are better, than directly comparable results of other methods and accomplished given database criteria. The robustness of designed algorithms was successfully tested on CSE database signals modified by compression and filtering. The proposed ECG delineation algorithm was successfully used as a tool for evaluation of diagnostic distortion of ECG signals modified by compression.