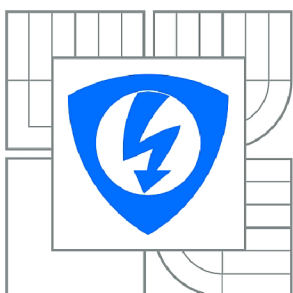




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE PARAMETRŮ REPOLARIZACE ZE SIGNÁLU EKG

DETECTION OF THE REPOLARIZATION PARAMETERS FROM ECG

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

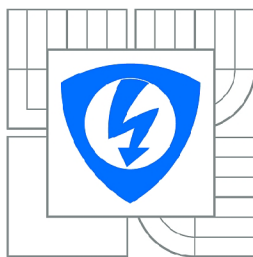
Bc. JAKUB BRANDEJS

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. PETR VESELÝ

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Jakub Brandejs

ID: 125011

Ročník: 2

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Detekce parametrů repolarizace ze signálu EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s parametry repolarizace detekovatelnými ze signálu EKG. 2) Navrhněte odpovídající algoritmy pro jejich detekci. 3) Získejte časový průběh detekovaných parametrů depolarizace tep po tepu (mohou zde být definovány nedetekovatelné oblasti). 4) Ověřte správnou funkci detektorů na souboru naměřených EKG signálů, které mohou obsahovat různé druhy excitace (tilt, zátěž, dýchání). 5) Ověřte, zda detekované parametry nesou dynamickou informaci o vazbě mezi repolarizací a tepovými intervaly. 6) Získané výsledky vhodně prezentujte a zhodnoťte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] CONRATH C E, OPTHOF T. Ventricular repolarization: An overview of (patho)physiology, sympathetic effects and genetic aspects. Progress in Biophysics and Molecular Biology, roč. 92, č. 3, s. 269–307, lis. 2006.
- [2] MERRI M, BENHORIN J, ALBERTI M, LOCATI E, MOSS A J. Electrocardiographic quantitation of ventricular repolarization. Circulation 80, 1301–1308 (1989).

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 23.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Petr Veselý

Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

V rámci diplomové práce autor navrhl a realizoval detektor vrcholu a konce T vlny za pomoci dosud nepublikované transformace svodů na bázi lineární regrese napříč svody. Během vývoje se daná transformace ukázala jako užitečný nástroj pro detekci QRS komplexu. Realizovaný QRS detektor byl testován na databázi CSE a výsledky byly porovnány výsledky jiných autorů. Detektor parametrů T vlny byl testován kvalitativně a výsledky byly uvedeny ve formě grafických ukázek.

KLÍČOVÁ SLOVA

Detekce parametrů T vlny, Transformace svodů, Detekce QRS komplexu, Repolarizace, T vlna, EKG

ABSTRACT

A T wave peak and offset detector based on an unpublished lead transformation that can be briefly described as multilead linear regression was proposed and implemented afterwards. Potential of the transformation as a useful QRS detection tool was revealed later on. Proposed QRS detector was put to the test of CSE database. Results were compared with work of other authors. Results of T wave peak and offset detector were introduced in visual way.

KEYWORDS

Detection of T Wave Parameters, Lead Transformation, Detection of QRS Complex, Repolarisation, T wave, ECG

BRANDEJS, Jakub *Detekce parametrů repolarizace ze signálu EKG*: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2014. 61 s. Vedoucí práce byl Ing. Petr Veselý

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Detekce parametrů repolarizace ze signálu EKG“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu diplomové práce panu Ing. Petru Veselému za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Brno

.....

(podpis autora)

OBSAH

1	Úvod	1
2	Teoretický rozbor problematiky	2
2.1	Variabilita T vlny	2
2.1.1	Vznik a vedení elektrického vzruchu	2
2.1.2	Depolarizace a repolarizace srdce jako celku	3
2.2	Způsoby detekce T vlny	4
2.2.1	Detekce QRS	5
2.2.2	Detekce T vlny	7
2.3	Využití získaných informací	9
2.3.1	Analýza QT intervalu	9
2.3.2	Alternace T vlny	10
3	Popis metody řešení	11
3.1	Základní princip detektoru parametrů T vlny	11
3.2	Filtrace signálu	12
3.3	Transformace svodů	13
3.3.1	Metoda nejmenších čtverců	14
3.3.2	Využití metody nejmenších čtverců	15
3.3.3	Vlastnosti signálu a, b	18
3.3.4	Vlastnosti signálu c	20
4	Detekce QRS komplexu	22
4.1	Princip detekce	22
4.1.1	Detekce pozic	22
4.1.2	Validace pozic	25
4.2	Ukázka detekce	26
4.3	Výsledky QRS detektoru	30
5	Detekce parametrů T vlny	33
5.1	Princip detekce	33
5.2	Detekce vrcholu T vlny	33
5.2.1	Ohraničení detekce zleva	34
5.2.2	Ohraničení detekce zprava	36
5.2.3	Hrubý odhad vrcholu T vlny	37
5.2.4	Přesná detekce vrcholu T vlny	40
5.3	Detekce konce T vlny	44
5.3.1	Vymezení oblasti konce T vlny	44

5.3.2	Přesná detekce konce T vlny	46
5.4	Ukázky a výsledky detekce parametrů T vlny	48
6	Analýza parametrů T vlny	52
6.1	Popis odvozených parametrů	52
6.1.1	Plocha mezi vrcholem a koncem T vlny	52
6.1.2	Strmost sestupné hrany	52
7	Závěr	54
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	55
	Literatura	56
	Seznam příloh	59
A	Odvození koeficientů a, b.	60
B	Srovnání transformace ve svodu V2 a V5	61

1 ÚVOD

Kořeny elektrokardiografie sahají do roku 1875, kdy J. E. Marey jako první zachytil EKG křivku. Následně W. Einthoven vyvinul metodu založenou za použití tří bipolárních končetinových svodů s označením I, II, III. Dalších šest svodů přidal v roce 1934 F. N. Wilson, dnes používaných pod označením V1 až V6. Roku 1947 vytvořil E. Goldberg systém augmentovaných elektrod, dnes užívaných pod označením aVR, aVL a aVF. Za více než sto let vývoje elektrokardiografie bylo použito mnoho způsobů vizualizace vlastní EKG křivky. J. E. Marey experimentoval s Lippmannovým kapilárním elektroměrem, W. Einthoven používal strunový galvanometr, dále se využívalo Braunovy trubice, zapisovací systémy až po dnešní digitální způsob práce s EKG záznamy.

Moderní výpočetní technika umožňuje nejen detailní vizualizaci naměřených dat, ale také automatickou analýzu a klasifikaci EKG záznamů. Snahou je extrahovat pokud možno co nejvíce znaků v rámci jednoho srdečního cyklu, jako je například pozice Q_{onset} , R_{peak} , T_{peak} , T_{offset} a mnoho dalších. Pokud je dosaženo významné spolehlivosti při detekci těchto parametrů, nabízí se možnost sledovat změny časových intervalů mezi danými znaky v rámci celého záznamu, tedy sledovat trendy vývoje.

Tato diplomová práce je zaměřena na detekci znaků repolarizace, tedy znaků T vlny. Na počátku práce měl autor v záměru detekovat pozice bodů T_{onset} , T_{peak} a T_{offset} . Od detekce bodu T_{onset} bylo upuštěno, jelikož nebyl nalezen způsob, jak tento bod spolehlivě detekovat. Těžištěm této práce je tedy detekce vrcholu a konce T vlny. Pokud je zajištěna spolehlivá detekce bodů T_{peak} a T_{offset} , je možné sledovat časové změny intervalu QT, alternace T vlny, změny strmosti sestupné hrany T vlny a dalších parametrů.

V minulosti bylo navrženo značné množství způsobů předzpracování dat a následné detekce daných bodů. Počínaje derivačními metodami a konče detektory na bázi vlnkové transformace za podpory neuronových sítí a genetických algoritmů. Jednotlivé metody budou dále popsány v kapitole 2.2.2. Také přístup k EKG záznamu jako celku se liší, a to v počtu svodů vstupujících do detekčního procesu. Detekce na jednom svodu může být zatížena nízkou úrovní T vlny na daném svodu. Tento problém je částečně řešen kombinací, například průměrováním více svodů. Zde se ovšem vyskytuje problém s variabilitou v jednotlivých svodech.

Detektor popsáný v této práci naopak využívá variability mezi svody. Autor použil velice jednoduché a výpočetně nenáročné transformace popsané v 3.3.

2 TEORETICKÝ ROZBOR PROBLEMATIKY

2.1 Variabilita T vlny

Použitá metoda předzpracování dat v řešení této práce do značné míry využívá tvarové variability QRS komplexu a T vlny. K pochopení příčin variability je nutné porozumět dějům odehrávajícím se na mezibuněčné úrovni. Tyto děje mají základ již na molekulární úrovni vedení vzruchu srdeční tkáně a následnou mechanickou odezvou.

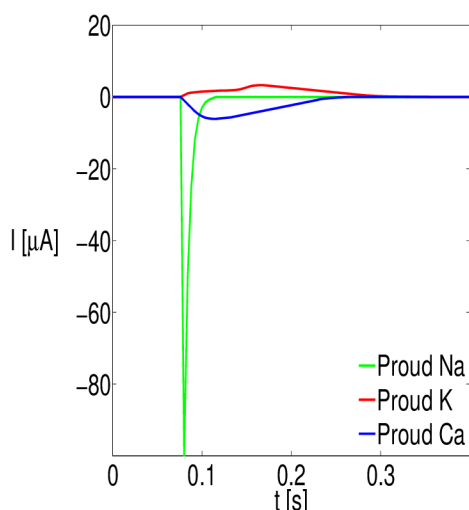
2.1.1 Vznik a vedení elektrického vzruchu

Klidové membránové napětí úzce souvisí se vznikem a vedením elektrického vzruchu. Je způsobeno rozdílnou koncentrací iontů v intra a extracelulárním prostoru. Klidové membránové napětí srdečních buněk dosahuje hodnoty zhruba -70 mV až -80 mV [1]. Membránové napětí je způsobeno rozdílnou koncentrací iontů v intra a extracelulárním prostředí. Jedná se zejména o ionty draslíku, sodíku a vápníku. Ionty mohou fosfolipidovou membránou prostupovat jen přes kanály nebo přenašeče. Přenos přes kanály je hnán koncentračním gradientem, jde tedy o transport pasivní, nevyžadující přísun energie ve formě ATP. Propustnost kanálů je řízena vnějším elektrickým polem. V klidovém stavu vykazuje největší propustnost draslíkový kanál a tedy draslík se podílí na výsledném klidovém napětí nejvíce. Kromě pasivních kanálů jsou do membrány zakomponovány aktivní přenašeče, mezi něž patří Na/K pumpa a Na/Ca pumpa. Tyto mechanismy se na výsledném klidovém napětí podílí jen minoritně [2].

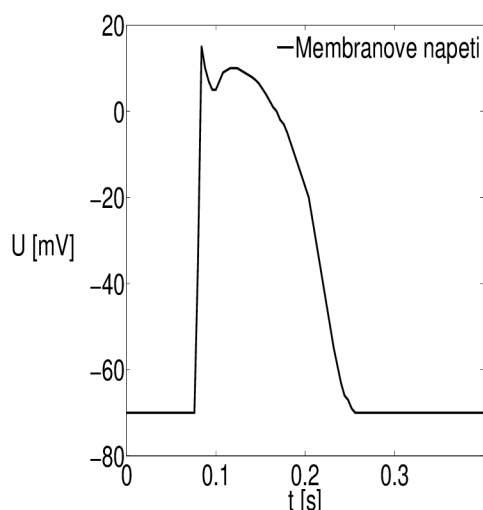
Akcční napětí vzniká působením lokálních proudů kolem buňky, které buňku částečně depolarizují. Pokud klesne hladina klidového napětí na zhruba -65 mV [2], přechodně se otevírají sodíkové kanály. Při dalším poklesu membránového napětí se zvyšuje vodivost pro vápníkové kanály. Proti zmíněným proudům působí proud draselných iontů, které mají snahu buňku repolarizovat. Průběh proudů je zobrazen na obrázku 2.1. Vyvolaná změna membránového napětí a její průběh je zobrazen na obrázku 2.2. Od doby podráždění do návratu membránového napětí k hodnotě okolo -70 mV je buňka imunní vůči dalšímu podráždění.

Pacemakerové buňky nevykazují klidové membránové napětí. Periodicky se opakuje fáze depolarizace a repolarizace. Pokud je dosaženo klidového napětí, vzrůstá vodivost neselektivních kanálů až k prahové hodnotě, kdy dochází k rychlé depolarizaci a následuje relativně pomalejší repolarizace. Tento děj se cyklicky opakuje.

Za fyziologického stavu vzniká elektrický vzruch v sinoatriálním uzlu. Za klidového stavu dosahuje frekvence spontánní depolarizace autonomních buněk hodnoty



Obr. 2.1: Proudry jednotlivých iontů při depolarizaci.



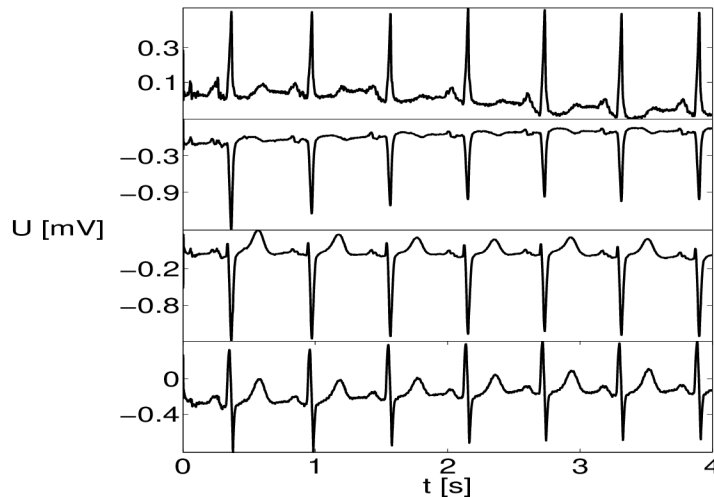
Obr. 2.2: Průběh napětí na membráně při depolarizaci.

60-100/min [1]. Z tohoto místa se vzruch šíří podél síní až na atrioventrikulární uzel a dále na Hisův svazek, který prochází nevodivou přepážkou, oddělující síně a komory. Stimul se tedy převádí ze sinoatriálního uzlu, primárním místem automacie, na komory jen prostřednictvím Hisova svazku. Schopností automatické depolarizace se vyznačují kromě sinoatriálního uzlu i další části převodního systému. Nicméně spontánní depolarizační frekvence těchto částí je nižší v porovnání s frekvencí sinoatriálního uzlu, a tedy na výslednou srdeční frekvenci vliv nemají.

2.1.2 Depolarizace a repolarizace srdce jako celku

P vlna značí depolarizaci síní, repolarizace síní je zastíněna QRS komplexem. QRS komplex je odrazem depolarizace komor, T vlna odráží repolarizaci komor. Průběh depolarizace a repolarizace srdeční tkáně není ekvivalentní. Pro depolarizaci síní i komor v ideálním případě platí, že depolarizace se šíří jako celistvá fronta, postupující od centra depolarizace. Repolarizace nejeví frontální šíření, připodobňuje se spíše k jednotlivým ostrůvkům, které se postupně rozšiřují [2]. Jelikož elektrokardiogram zaznamenává rozdíl napětí mezi polarizovanými a depolarizovanými regiony, velikost a tvar, zvláště T vlny, je značně závislý na pozici snímacích elektrod. Příklad je uveden na obrázku 2.3. Jde o dvanácti svodový záznam z databáze CSE, zobrazeny jsou svody V1 až V9. Je patrné, že se T vlna v jednotlivých svodech liší. V šestém svodu se dokonce liší i v rámci jednotlivých RR intervalů. T vlna v různých svodech může dosahovat vrcholu v odlišnou dobu, stejně tak začátku i konce.

T vlna má svůj původ v odlišné době trvání akčního potenciálu subendokardiál-



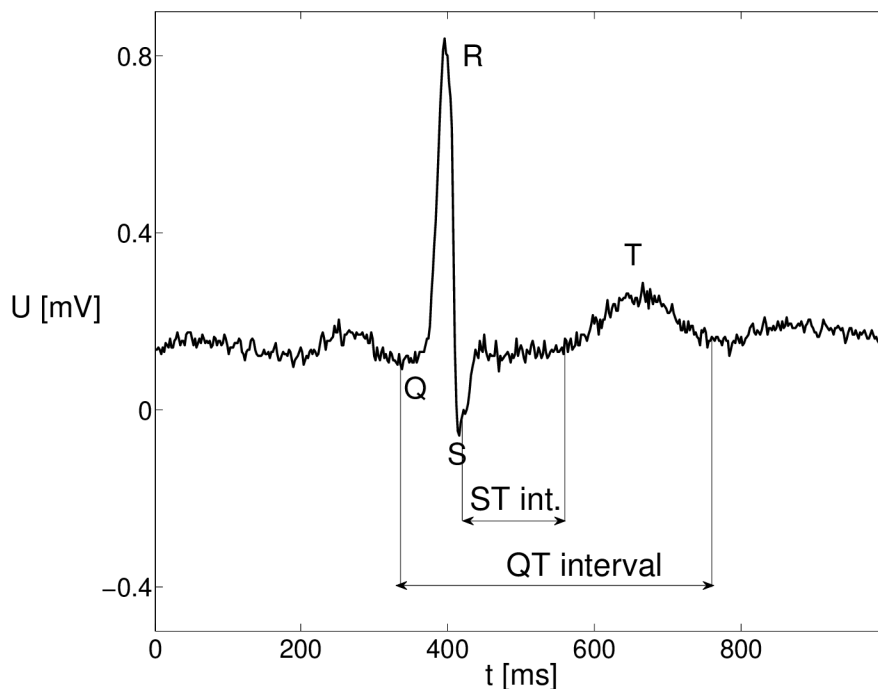
Obr. 2.3: Signál z CSE databáze, svody V1 až V4.

ních a subepikardiálních buněk. Buňky subendokardia vykazují delší akční potenciál a depolarizují se nejdříve. A právě vektor rozdílu potenciálu mezi subendokardiálními a subepikardiálními buňkami je to, co tvoří T vlnu [2].

2.2 Způsoby detekce T vlny

Jak již bylo zmíněno, T vlna může být rozměřena na T_{onset} , nástup T vlny, T_{peak} , pozice maximální výchylky, T_{offset} , pozice konce T vlny. T_{onset} slouží jako vstupní parametr pro výpočet délky a tvaru ST segmentu. Elevace či deprese ST indikuje některé závažné stavy v kardiologii [3]. Detailní detekce pozice a výchylky T_{peak} je rozhodující pro analýzu Alternace T vlny – T Wave Alternans (TWA). Studie [4] [5] [6] naznačují, že TWA může hrát zásadní roli při diagnostice náhlé srdeční smrti a arytmií. Podobný význam má i analýza QT intervalů. Vstupními parametry jsou pozice vlny Q a konce vlny T. Zmíněné vlny a intervaly jsou ilustrovány na obrázku 2.4.

Detekce komplexu QRS předchází detekci parametrů T vlny a T vlna je následně detekována mezi dvěma následujícími QRS komplexy [7] [8] [9]. Je evidentní, že detekce parametrů repolarizace nemůže být spolehlivější než je QRS detektor, který detekci parametrů T vlny předchází. Dá se říci, že QRS detektor je nedílnou součástí detektoru parametrů T vlny. Z toho důvodu budou QRS detektory také zmíněny přednostně, a to v sekci 2.2.1. V sekci 2.2.2 jsou popsány vybrané detektory parametrů T vlny spolu s použitými metodami.



Obr. 2.4: Ukázka jednotlivých vln a intervalů v rámci jednoho cyklu.

2.2.1 Detekce QRS

- **Detektory na bázi diferencí** byly používány zvláště v minulosti kvůli nízké výpočetní náročnosti. Signál je filtrován dolní a horní propustí. Následně je signál numericky derivován. První diference může být zapsána ve tvaru

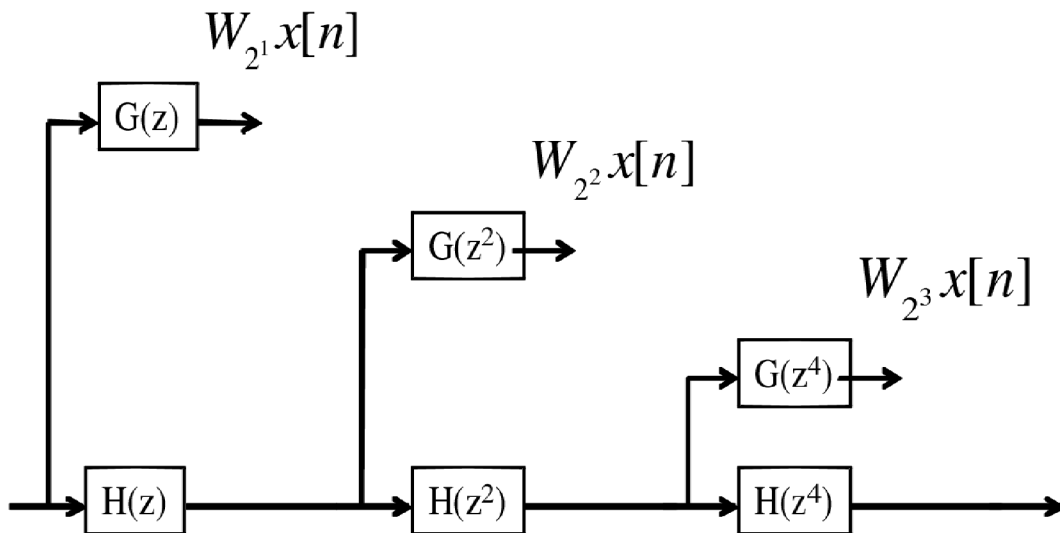
$$y(n) = \frac{1}{2}(x(n+1) - x(n)). \quad (2.1)$$

Takto předzpracovaný signál je porovnán proti prahu a nadprahové hodnoty určeny jako kmity R. Jednoduchost je vyvážena přesností nedosahující složitějších detektorů [10] [11]. Metoda je značně citlivá na impulzní rušení.

- **Detektory na bázi počtu průchodu nulou** jsou založeny na obohacení signálu o vysokofrekvenční složku odvozenou ze sinusoidy. Signál je filtrován tak, aby se minimalizovaly vlivy plovoucí izoliny, T a P vlny. Dále je signál rozkmitán přidáním sinusoidy. Klidové úseky, které se nachází v blízkosti izoliny, vykazují časté průchody izoliny. Což ovšem neplatí pro QRS komplex, jehož výhyčka R vlny nedovoluje přidání složce dosáhnout průchodu nulou. Lze tedy říci, že úseky s nízkou hodnotou průchodu nulou indikují přítomnost

QRS komplexu, potažmo R vlny. Metoda je svým přístupem k signálu odolná vůči impulznímu a vysokofrekvenčnímu rušení [12].

- **Detektory na bázi banky filtrů** se dají s nadsázkou označit za předchůdce detektorů využívající vlnkovou transformaci. Filtry jsou realizovány jako pásmové propusti. Signál je postupně rozložen na pásma představující určité frekvenční oblasti. Detekce probíhá ve více pásmech za použití mnoha detekčních pravidel. [13].
- **Detektory na bázi vlnkové transformace** také využívají rozkladu signálu pomocí filtrů, nicméně schéma rozkladu se od výše zmíněné metody liší. Často se využívá redundantní a spojité varianty vlnkové transformace. Schéma výpočtu redundantní vlnkové transformace se stupněm rozkladu $N = 3$ je uveden na obrázku 2.5.



Obr. 2.5: Ukázka schématu rozkladu signálu pomocí redundantní vlnkové transformace.

Z obrázku je patrné, že na rozdíl od dyadické vlnkové transformace si výstupní signál v jednotlivých měřících zachovává délku originálního signálu, tedy není podvzorkován a to díky vhodnému převzorkování rozkladových filtrů. Autor této práce má zkušenost s detektorem využívajícím vlnkovou transformaci, jelikož na toto téma zpracovával bakalářskou práci. Tento detektor by byl použit i v této práci, kdyby se autorovi nepodařilo najít rychlejší a efektivnější metodu detekce QRS.

2.2.2 Detekce T vlny

- **Detektory T vlny na bázi diferencí** využívají obdobného principu jako QRS diferenční detektory. Jelikož sklon intervalů T_{onset} až T_{peak} a T_{peak} až T_{offset} většinou nabývá nižších hodnot než sklon R vlny, je výsledná diference nevýrazná. Jedna z možných variant je uvedena v [14]. Autor zavádí transformaci signálu ve tvaru

$$\begin{aligned}W_1(n) &= (x(n-16) - x(n)) \\W_2(n) &= (x(n) - x(n+16)) \\W &= W_1 * W_2.\end{aligned}\tag{2.2}$$

Detekce začíná v určité vzdálenosti za QRS komplexem a končí před následujícím QRS komplexem. T vlna je detekována v místě minima signálu W . Je evidentní, že úspěšnost metody je závislá na šířce T vlny, jelikož určující operátor je zde diference mezi dvěma pevně vzdálenými prvky. Metoda není efektivní pro nestandardní tvary T vlny, nicméně vyniká jednoduchostí a tím i výpočetní nenáročností.

- **Detektory na bázi korelace** srovnávají originální signál mezi RR intervaly s předdefinovanou křivkou, jejíž tvar se odvíjí od již předem detekovaných T vln [15] nebo se určují parametry dané křivky v každém RR intervalu závisle na jistých znacích v signálu (maxima, minima průchody nulou a jiné) [16]. Základní tvar křivky v obou metodách tvoří Gaussova křivka, definovaná jako

$$G(x) = A \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{\bar{x} - x^2}{2\sigma^2}\right),\tag{2.3}$$

přičemž σ je směrodatná odchylka a \bar{x} značí průměr, střed Gaussovy křivky. Metoda uvedená v [16] navíc mění strmost náběžné a sestupné hrany Gaussovy křivky nezávisle na sobě, čímž se zvyšuje efektivita proložení T vlny křivkou. Před samotným proložením probíhá kontrola tvaru T vlny a klasifikují se monofazické a bifazické T vlny. Bifazická varianta je detekována pomocí derivace upravené Gaussovy křivky.

- **Detektory na bázi neuronových sítí** využívají neuronových sítí jako klasifikátoru přítomnosti či nepřítomnosti T vlny. Vstup neuronové sítě tvoří určité znaky signálu, obdobně jako v předchozí metodě. V [17] je signál podroben vlnkové transformaci. Použitá vlnka patří do rodiny biorthogonálních vlnek. Pokud se v signálu vyskytuje specifický útvar, T vlna v tomto případě, vý-

stupný signál nabude charakter páru maxima/minima nebo minima/maxima. Takto jsou řešeny i algoritmy pro QRS detekci uvedené v sekci 2.2.1. Nicméně při detekci T vlny se v měřících specifických pro T vlnu objevují i páry maximum/minimum neodpovídající T vlně. Proto je zařazení klasifikátoru do procesu detekce klíčový. Hlavní prvky klasifikace jsou tedy průchody nulou mezi páry maximum/minimum v měřících obsahující frekvenční informaci o přítomnosti T vlny.

- **Detektory na bázi Support Vector Machine (SVM)** patří do podobné skupiny jako detektory na bázi neuronových sítí. Také se jedná o klasifikační metodu přítomnosti či nepřítomnosti T vlny. Princip Support Vector Machine je založen na nalezení a uložení maximálního počtu různých vyjádření hledané sekvence, v tomto případě T vlny. V [18] je popsán princip, kdy jsou v určitém okně pro každý svod počítány koeficienty regrese. Tyto koeficienty regrese slouží jako vstup do algoritmu Support Vector Machine (SVM). Pokud se nějaký z předem naučených vzorů podobá vstupní sekvenci, ohodnotí místa podobnosti faktorem 1, jinak 0.
- **Detektory na bázi vlnkové transformace** obdobně jako v QRS variantě využívají rozkladu signálu pomocí vlnkové transformace. Vlnková transformace v rámci detekce T vlny byla zmíněna již u detektorů na bázi neuronových sítí, kde sloužila jen jako zdroj příznaků, jelikož detekce primárně v transformovaném signálu je nespolehlivá [18]. Autoři detektoru [19] transformovaný signál v měřících 2^3 a 2^4 dále transformují podle vzorce

$$\begin{aligned}
 Area(n) &= \int_{n-a}^{n+a} |y_n| dn \\
 Curve(n) &= \int_{n-a}^{n+a} \sqrt{1 + y_n^2} dn \\
 ACL(n) &= Area(n) * Curve(n).
 \end{aligned}
 \tag{2.4}$$

Area-Curve Length (ACL) křivka je striktně pozitivní, tvořící píky v oblastech kontinuálních změn. Rozsah okna $n - a : n + a$ definuje citlivost na pomalé změny v signálu v rámci jednoho RR intervalu (není myšleno globálně). Výsledné píky jsou na základě prahu a vzdálenosti od QRS označeny jako T vlny. Odezva této jednoduché transformace je obdobná pro monofázické i multifázické T vlny [19].

2.3 Využití získaných informací

Samotné nadetekované pozice QRS komplexů a parametrů T vlny slouží jako vstup další analýze, ze které jsou získány klinicky hodnotné informace. Například je zřejmé, že z RR intervalů [s] lze vypočítat počet srdečních kontrakcí za minutu podle vzorců 2.5

$$HR = RR * 60. \quad (2.5)$$

Už méně zřejmá se jeví spojitost mezi variabilitou srdečního rytmu a aktivitou nervového systému sympaticus/parasympaticus. V práci [20] je tento vliv rozveden a co více, je zmíněna a rozvinuta myšlenka zavedení biofeedbacku vnímání negativních pocitů jako je zlost, hněv a jiné, které jsou spojovány se zvýšenou aktivitou nervu sympatiku.

Interval TT by také mohl sloužit k výpočtu frekvence srdečního rytmu, nicméně detekce T vlny je značně složitější než detekce QRS (nehledě na to, že většina algoritmů detekce T vlny navazuje na detekci QRS). Parametry T vlny ovšem poskytují neméně významné informace. Zkrácení úseku S-T může signalizovat zvýšenou hladinu Ca^{2+} v extracelulárním prostředí, snížená hladina Ca^{2+} má opačný vliv. Hyperkalemie má za následek strmější nástup a výchylku T vlny a zkrácení S-T intervalu. Hypokalemie má opět opačný vliv. Nápadnou změnu v segmentu S-T vyvolává ischemie komor. Podle orientace elektrod a dalších vlivů se projevuje elevací nebo depresí S-T segmentu. Při ireverzibilních změnách na srdeční tkáni v důsledku ischemie nastávají dále změny podobné hyperkalemii, a to díky uvolnění draslíku z rozpadajících se buněk do extracelulárního prostředí[2].

2.3.1 Analýza QT intervalu

Interval QT je určen vzdáleností mezi Q_{onset} a T_{offset} , přičemž mezi těmito body leží R vlna. QT interval je zobrazen na obrázku 2.4. Délka Q-T intervalu je primárně závislá na délce RR intervalu. Avšak kolísání délky Q-T intervalů při stálosti RR intervalů (nebo relativní stálosti, kdy RR intervaly podléhají normalizaci) poukazuje na patologický stav nebo patologické působení látek. Jedná se hlavně o odhalení rizik arytmií a Náhle srdeční smrt – Sudden Cardiac Death (SCD) [21] [22]. Studie [23] poukazuje na rozdíly ve variabilitě mezi různými věkovými skupinami nad šedesát čtyři let.

Přístupy kvantifikace a systemizace kritické hodnoty variability Q-T intervalu jsou svázány se statistickým zpracováním. V [24] figuruje jako hlavní kritérium směrodatná odchylka napříč měření v jednom záznamu. Pokud se určitý počet QT intervalů nachází za stanoveným prahem směrodatné odchylky, je záznam vyhodnocen

jako rizikový. Nutno podotknout, že daná studie nepředstavuje klinickou praxi, jen návrh možného řešení daného problému. Metoda [25] využívá statistické veličiny Root Mean Square (RMS). Daná metoda zohledňuje vliv dýchání a pohybu (subjekty byly monitorovány multifunkčním přístrojem) pomocí korelace trendů QT-intervalů a dvou zmíněných pomocných veličin.

2.3.2 Alternace T vlny

TWA je jev označující změny ve výšce T vlny tak, že každé dvě po sobě jdoucí T vlny dosahují rozdílné výchylky. Posloupnost T vln s rozdílnou výchylkou může být zapsána jako $A_1B_1A_2B_2A_3B_3\dots A_nB_n$, přičemž $A_{1:n}$ a $B_{1:n}$ jsou vlny vykazující shodnou úroveň hodnoty vrcholu [6]. TWA je spojován se zvýšeným rizikem SCD a projevuje se zvláště při zátěžových testech. Jelikož však rozdíl ve výchylce může nabývat jen mikrovoltových hodnot, je nutné minimalizovat vliv rušení při záznamu EKG, což zvláště při zátěžových testech může být obtížné [5].

Pro detekci TWA se využívá buďto statistických nebo spektrálních metod. Obě metody sdílí stejný princip předzpracování posloupnosti T vln. Jednotlivé T vlny jsou zarovnány v rámci zarovnání RR intervalů nebo pomocí příznaků jako jsou T_{onset} , T_{peak} a T_{offset} . Po zarovnání jsou T vlny navzorkovány tak, aby každou T vlnu reprezentoval vektor ekvidistantních vzorků, přičemž délka vektoru je menší než počet vzorků T vlny [4] [5] [6].

Statistické metody testují míru shody mezi prvky vektorů A_i a B_i . Typickým ukazatelem shody je korelační koeficient. V [4] je použita korelace ve tvaru

$$ACLI_m = \frac{\sum_{n=1}^N T_m(n)T_{mdn}(n)}{\sum_{n=1}^N [T_{mdn}(n)]^2}, \quad (2.6)$$

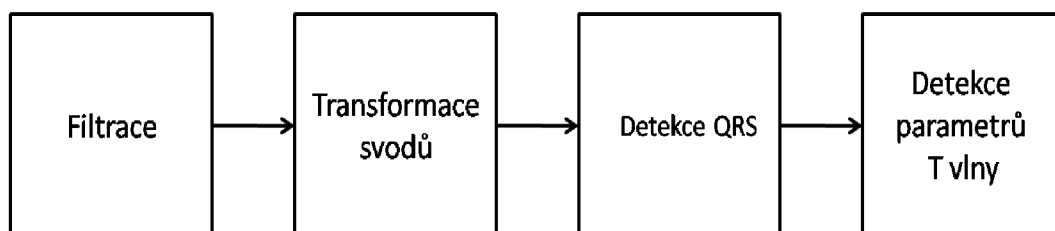
kde $T_m(n)$ je n-tý prvek m-tého sudého vektoru T vlny a $T_{mdn}(n)$ je n-tý prvek mediánu všech lichých vektorů T vln. Na získanou posloupnost korelačních koeficientů je dále aplikováno rozhodovací pravidlo o přítomnosti či nepřítomnosti TWA. Statistické metody jsou jednoduše interpretovatelné, nicméně jejich spolehlivost výrazně klesá s rostoucí hodnotou šumu [4].

Spektrální metody srovnávají části spektra, na které má vliv případný výskyt TWA s částmi, kde se frekvenční vliv TWA neuplatňuje [5] [6]. Diskrétní Fourierova transformace je aplikována přes sloupce matice tvořené vektory A_i a B_i , tedy přes prvky ležící na stejné pozici. Pokud se TWA vyskytuje, ve spektrech dominuje vrchol v oblasti kmitočtů π . Tato metoda jeví odolnost vůči neimpulznímu šumu, jelikož při srovnání frekvenčních intervalů se vliv šumu projeví ve všech intervalech [5].

3 POPIS METODY ŘEŠENÍ

3.1 Základní princip detektoru parametrů T vlny

Detektor parametrů repolarizace se skládá ze čtyř oddělených částí. Schéma je uvedeno na obrázku 3.1. Blok Filtrace a Transformace svodů spadají do kategorie předzpracování signálu. Na vhodně transformovaném signálu probíhá detekce referenčních QRS komplexů, od kterých se odvíjí vlastní detekce parametrů T vlny.



Obr. 3.1: Blokové schéma principu detektoru.

Detektor je primárně navržen pro práci s dvanácti svodovým záznamem. Nicméně experimenty ukázaly, že je možné detektor využít i pro zpracování tří svodového záznamu. Během zpracování této práce autor pracoval se zvířecími tří svodovými a lidskými dvanácti svodovými záznamy. Nutno podotknout, že při práci s dvanácti svodovými záznamy jsou využity jen signály hrudních svodů $V_1 - V_6$. Z dosavadních experimentů na detektoru vyplývá, že zařazení všech dvanácti svodů do detekčního procesu není vhodné. Zvířecími záznamy se budou dále myslet ortogonální XYZ záznamy měřené na izolovaných srdcích malých zvířat (králík, morče, potkan). Vzorkovací frekvence signálů, s kterými autor pracoval, se pohybuje v rozmezí $5 - 20kHz$. Vyjimku tvoří záznamy z databáze CSE, které jsou v této práci použity jen pro ukázkou a kvantitativní testování QRS detektoru.

Nastavení detekčních parametrů je neměnné pro rozdílné vzorkovací frekvence. Autor ovšem musel optimalizovat detekční parametry zvláště pro lidské a zvířecí záznamy, a to kvůli odlišné dynamice daných záznamů.

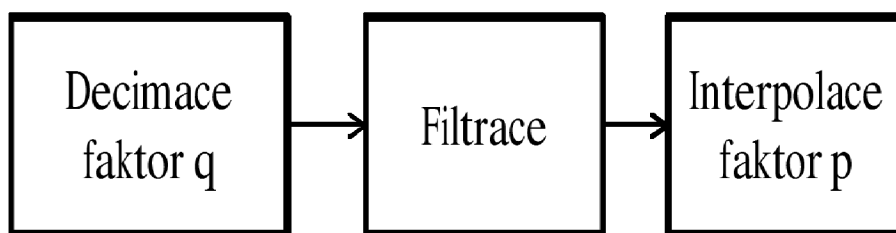
Program byl zpracován v programovacím prostředí MATLAB verze 2009b, instalovaném na počítači s parametry: frekvence procesoru - $2,4GHz$, počet fyzických operačních jednotek - 4, počet logických operačních jednotek - 8, RAM - $DDR38GB$.

Do programu byly zařazeny prvky paralelního programování z knihovny *Parallel Processing*, a to pro zrychlení výpočtu transformací.

3.2 Filtrace signálu

Vstupní signál je filtrován dolní propustí s limitní frekvencí $F_{cutoff} = 30\text{Hz}$. Jelikož je detektor konstruován pro práci s daty s různou vzorkovací frekvencí, jednoduchý FIR filtr by mohl signál neakceptovatelně zkreslit. Zvláště při analýze záznamů se vzorkovací frekvencí pohybující se v řádech desetitisíců hertz je filtrace brumu jednoduchým FIR filtrem neefektivní. Autor si je vědom, že takto nastavená limitní frekvence může zkreslovat rychlé přechody u zvířecích záznamů, nehledě na způsob filtrace. Nicméně efektivní odstranění brumu je prioritní.

Autor se proto rozhodl zavést blok adaptivní decimace, filtrace a následné interpolace. Schéma je uvedeno na obrázku 3.2.



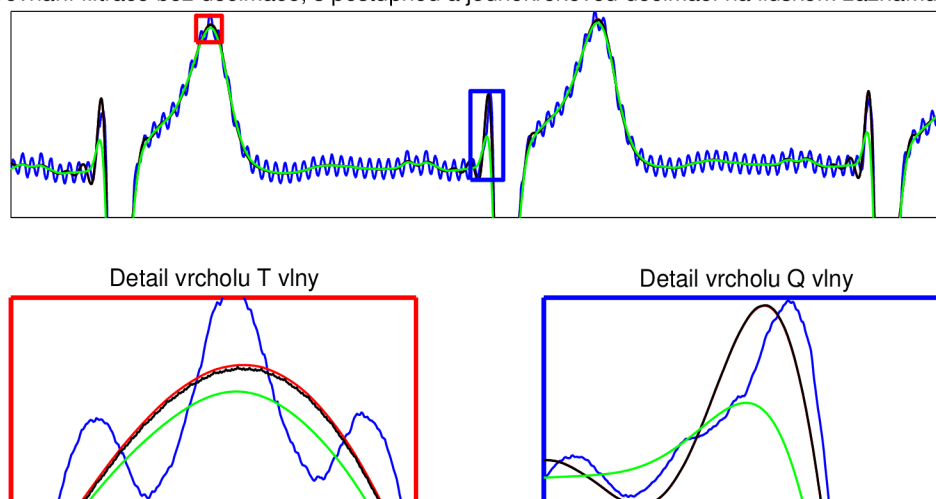
Obr. 3.2: Schéma způsobu filtrace signálu.

Při samotné decimaci dochází k filtraci signálu tak, aby se neprojevil vliv aliasingu. Autor využil předdefinované funkce *resample*. Celý blok filtrace je nastaven tak, aby při změně vzorkovací frekvence došlo i k přenastavení parametrů p , q a filtračního koeficientu. Signál je decimován takovým faktorem, aby výsledná vzorkovací frekvence náležela do intervalu $F_{vzoff} \in \langle 100, 200 \rangle \text{Hz}$. Dále je signál filtrován jednoduchým FIR filtrem typu dolní propust s filtračním koeficientem rovným hodnotě $w = \frac{1}{2} F_{cutoff} / F_{vzoff}$. Signál je decimován jen jednou, a to hledaným decimacním faktorem. Autor experimentoval i s postupným podvzorkováním faktorem $q = 2$. Porovnání přímé filtrace, filtrace s postupným podvzorkováním a filtrace s jednokrokovým podvzorkováním je uvedeno na obrázku 3.3.

Jedná se o výseč z lidského záznamu se $F_{vz} = 5000\text{Hz}$, který byl uměle zašuměn střídavou složkou o frekvenci 50Hz . Na obrázku je originální zašuměný signál uveden modře, filtrovaný signál bez decimace zeleně, filtrovaný signál s postupnou decimací černě a filtrovaný signál s jednokrokovou decimací červeně. Je zřejmé, že filtrace nezdecimovaného signálu zkresluje dynamické oblasti více než filtrace po převzorkování. Rozdíl mezi postupným podvzorkováním a jednokrokovým podvzorkováním je minimální, nicméně signál po jednokrokové decimaci se jeví jako hladší. Nutno podotknout, že míra zkreslení přechodů při jednoduché filtraci je závislá na délce

impulzní charakteristiky filtru. Autorovi se ovšem nepodařilo najít uspokojivý kompromis mezi mírou kvality filtrace brumu a úrovní zkreslení signálu. Proto se autor rozhodl pro filtraci navazující na decimaci.

Vizuální srovnání filtrace bez decimace, s postupnou a jednokrokovou decimací na lidském záznamu s $F_{vz}=5\text{kHz}$



Obr. 3.3: Ukázka filtrace bez podvzorkování-zeleně, s postupným podvzorkováním-černě a jednokrokovým podvzorkováním-červeně.

3.3 Transformace svodů

K porovnání jednotlivých svodů a snaze využít variability ve více svodovém EKG záznamu přivedla autora této práce kniha o spatioelektrokardiografii V. Laufbergera [26]. Publikace pojednává o trojrozměrném pohledu na EKG záznam pomocí tří ortogonálních elektrod a také o teoretické možnosti dopočítávání povrchového napětí za předpokladu homogenity tkáně mezi srdcem a elektrodami. Zde si autor uvědomil, že variabilita napříč elektrodami by mohla být využita ve prospěch detekce. Následně hledal způsob, jak vhodně svázat jednotlivé svody do jednoho či dvou signálů. Lineární regrese v podobě metody nejmenších čtverců se jevila jako potenciálně užitečný nástroj.

3.3.1 Metoda nejmenších čtverců

Obecná rovnice přímky je popsána vztahem

$$y = ax + b \quad (3.1)$$

přičemž a je tangenta úhlu, který je svírán mezi danou přímkou a osou x a b značí posun přímky. Pokud $b = 0$, pak přímka prochází počátkem souřadné osy, což lze zapsat jako

$$\begin{aligned} y &= ax + 0 \\ y &= a0 + 0 \\ y &= 0. \end{aligned} \quad (3.2)$$

Pokud $x = 0$, pak přímka protíná osu y právě v místě b .

$$\begin{aligned} y &= ax + b \\ y &= a0 + b \\ y &= b. \end{aligned} \quad (3.3)$$

Metoda nejmenších čtverců je aproximační metoda, kdy pro soubor bodů x_1, x_2, \dots, x_n s funkčními hodnotami y_1, y_2, \dots, y_n je hledána přímka, která splňuje požadavek minimální kvadratické odchylky od daného souboru bodů. Vstupem je tedy zadaný soubor hodnot a výstupem jsou koeficienty a, b přímky, která prochází okolím těchto bodů tak, aby čtverec vzdáleností přímky od bodů byl minimální [27]. Níže jsou ukázány dva možné způsoby výpočtu koeficientů a, b .

- **Výpočet pomocí soustavy rovnic.** Jsou dány rovnice 3.4 uvedené v [27]

$$\begin{aligned} b(n+1) + a \sum_{i=0}^n x_i &= \sum_{i=0}^n y_i \\ b \sum_{i=0}^n x_i + a \sum_{i=0}^n x_i^2 &= \sum_{i=0}^n x_i y_i, \end{aligned} \quad (3.4)$$

ze kterých je možné odvodit koeficienty a, b . Odvození je uvedeno v příloze A. Výsledné rovnice mají tvar

$$\begin{aligned} a &= \frac{-\sum_{i=0}^n y_i \sum_{i=0}^n x_i + (n+1) \sum_{i=0}^n x_i y_i}{-\sum_{i=0}^n x_i \sum_{i=0}^n x_i + (n+1) \sum_{i=0}^n x_i^2} \\ b &= \frac{\sum_{i=0}^n y_i - a \sum_{i=0}^n x_i}{(n+1)}. \end{aligned} \quad (3.5)$$

- **Výpočet pomocí maticového počtu.** Tento způsob výpočtu je zde uveden proto, že takto k výpočtu koeficientů přistupuje programovací prostředí MATLAB pomocí předdefinované funkce polyfit [28]. Pro koeficienty hledané přímky by mělo platit [27]

$$\begin{aligned}
 y_0 &\doteq b + ax_0 \\
 y_1 &\doteq b + ax_1 \\
 &\vdots \\
 y_n &\doteq b + ax_n.
 \end{aligned}
 \tag{3.6}$$

Což se dá přepsat do maticové podoby [27]

$$\mathbf{y} = \begin{bmatrix} y_0 \\ y_1 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix}, \quad Z = \begin{bmatrix} 1 & x_0 \\ 1 & x_1 \\ \vdots & \vdots \\ 1 & x_n \end{bmatrix}, \quad \mathbf{c} = \begin{bmatrix} b \\ a \end{bmatrix}.
 \tag{3.7}$$

Po dalších úpravách, které jsou provedeny v [27], lze vektor koeficientů \mathbf{c} zapsat ve tvaru

$$\mathbf{c} = (Z^T Z)^{-1} Z^T \mathbf{y}.
 \tag{3.8}$$

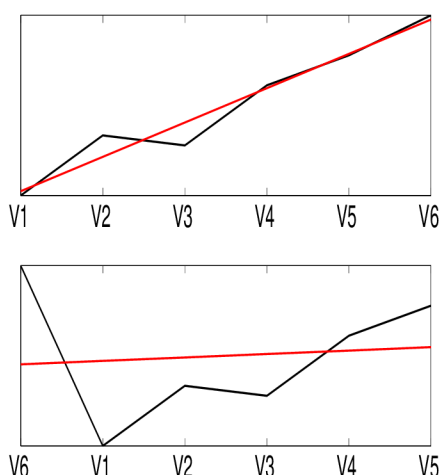
3.3.2 Využití metody nejmenších čtverců

Před vstupem do transformace je změněna polarita každého druhého svodu. Následně jsou signály numericky derivovány jednoduchým derivačním členem ve formě

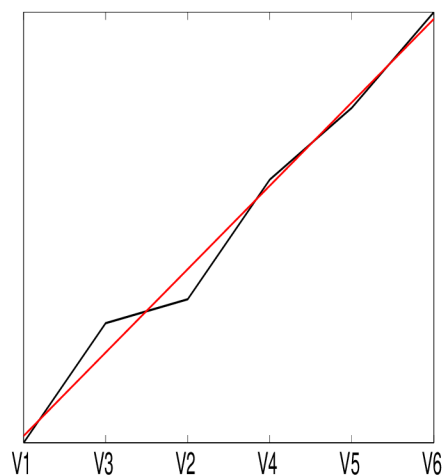
$$y(n) = x(n) - x(n - 1).
 \tag{3.9}$$

Derivace obecně odstraňuje stejnosměrnou složku, navíc převádí lineární nárůst či pokles na konstantní hodnotu. Pokud kolísání izolínie může být popsáno jako lineární nárůst či pokles signálu v rámci jednoho RR intervalu, změna velikosti derivace je čistě projevem dynamiky signálu. Jak bude dále naznačeno, konstantní hodnota derivace nemá na transformace a následné detekční postupy žádný vliv.

Poslední nezbytnou úpravou dat před samotnou transformací je uspořádání dat, a to vzestupně. Pokud by data nebyla seřazena, vždy by záleželo na pořadí svodů. Jinými slovy, promícháním názvů svodů by došlo ke změně výstupu transformace. Směrnice získané přímky by mohla nabývat pozitivní i negativní hodnoty, což by značně ztěžovalo následnou detekci a obecně by použitelnost takové transformace byla značně limitována. Ukázka uspořádání dat je zobrazena na obrázku 3.4 a 3.5.



Obr. 3.4: Průběh aproximované přímky bez setřídění .



Obr. 3.5: Průběh aproximované přímky po setřídění.

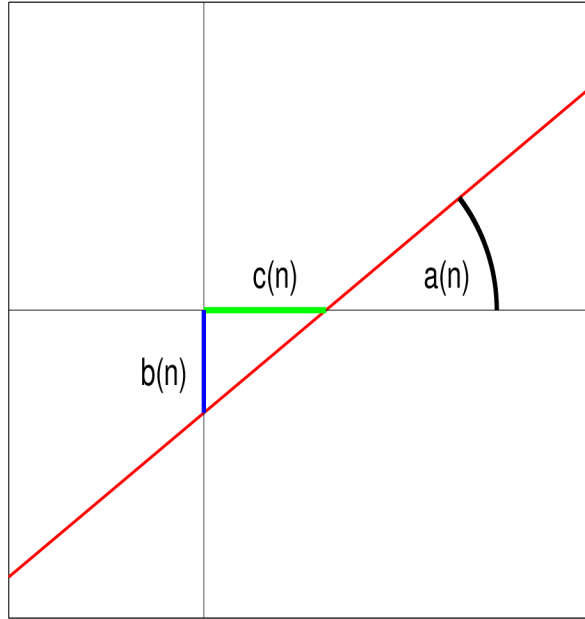
Před vstupem do transformace je tedy signál, reprezentován derivací, zbaven kolísání izolinie, nepotřebných vysokých frekvencí a prvky jednotlivých svodů jsou uspořádány. Na takto upravený signál je aplikována metoda nejmenších čtverců přes jednotlivé svody v rámci jednoho vzorku tak, že

$$[a(n), b(n)] = LS\{sort \uparrow \{y_{V1}(n), y_{V2}(n), y_{V3}(n), y_{V4}(n), y_{V5}(n), y_{V6}(n)\}\} \} \quad (3.10)$$

přičemž LS značí aproximaci přímkou metodou nejmenších čtverců, $a(n)$, $b(n)$ značí koeficienty nalezené přímky a $y_{V1}(n), y_{V2}(n), \dots, y_{V6}(n)$ jsou n -té vzorky derivovaného signálu v jednotlivých svodech. Dále se v detekčním procesu využívá signál $c(n)$, který je dopočítáván jako

$$c(n) = \frac{b(n)}{a(n)} - \frac{pocet\ svodu}{2}, \quad (3.11)$$

přičemž $c(n)$ si lze představit jako hodnotu x-ové souřadnice, kde nalezená přímka protíná x-ovou osu. Pro snažší porozumění výsledku transformace jsou výsledné koeficienty, tedy prvky dané transformace zobrazeny na obrázku 3.6.



Obr. 3.6: Ukázka získaných koeficientů po uvedené transformaci.

Transformace v uvedeném tvaru neupřednostňuje žádný ze svodů, všechny svody přispívají do transformace stejnou vahou. Autor měl v záměru detekovat ze svodu, který je předem vybrán. Z toho důvodu bylo potřeba transformaci upravit tak, aby respektovala nadřazenost jednoho určitého svodu. Takového efektu lze dosáhnout zduplikováním vybraného svodu. Kopie daného svodu nemění polaritu. Například pro zesílení svodu V2 je transformace definována jako

$$[a(n), b(n)] = LS \left\{ \text{sort} \uparrow \{ y_{V_1}(n), y_{V_{2_1}}(n), y_{V_{2_2}}(n), \dots, y_{V_{2_m}}(n) \right. \\ \left. y_{V_3}(n), y_{V_4}(n), y_{V_5}(n), y_{V_6}(n) \} \right\}. \quad (3.12)$$

Tento tvar transformace se od předešlého tvaru 3.10 liší v počtu m vložených kopií svodu V_2 . Obecně vzato, čím více kopií daného svodu je do transformace vneseno, tím přesnější je detekce pro daný svod. Na druhou stranu, tím víc je detekce náchylná na rušení v daném svodu.

3.3.3 Vlastnosti signálu a , b

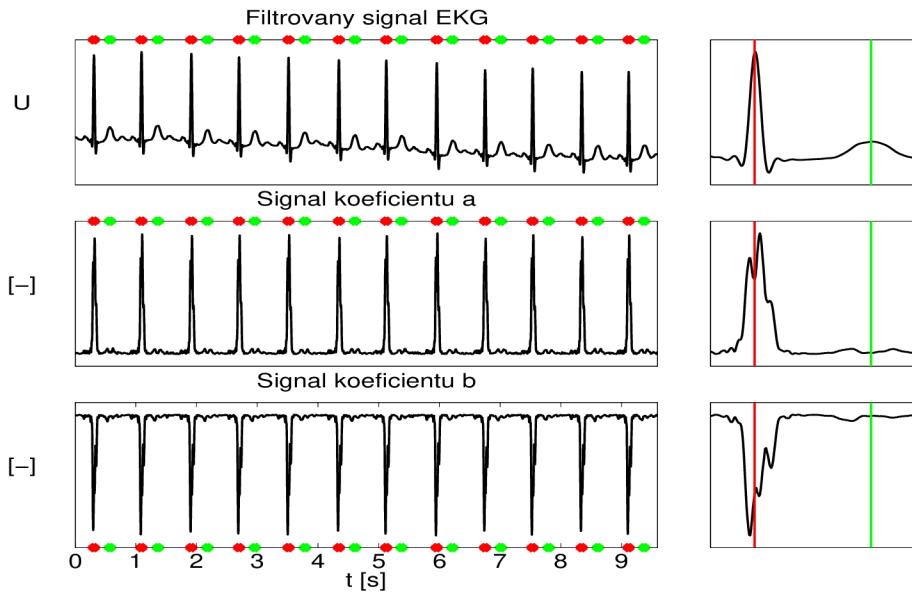
Vzorky signálu koeficientu a nabývají striktně kladných hodnot. QRS komplex v originálním záznamu se promítá do signálu a jako oblast s výraznou kladnou hodnotou výchylky. Hodnota výchylky je závislá na dynamice QRS komplexu. V závislosti na tvaru QRS komplexu se mění počet maxim. T vlna se do signálu a promítá jako pár dvou maxim. Výchylka způsobená T vlnou dosahuje až o řád nižších hodnot než výchylka způsobená QRS komplexem. Obě maxima dosahují srovnatelných hodnot výchylky.

Vzorky signálu koeficientu b nabývají záporných hodnot. Nicméně se v signálu mohou vyskytovat i hodnoty kladné, a to v tom případě, kdy derivace ve všech svodech (i po převrácení polaritě) nabývají kladných hodnot. QRS komplex v originálním záznamu se promítá do signálu b jako oblast s výraznou zápornou hodnotou výchylky. Obdobně jako u signálu a je tvar a počet lokálních extrémů závislý na tvaru QRS komplexu. Vlna T se do signálu b promítá jako pár dvou lokálních minim, přičemž výchylky minim se od sebe mohou značně lišit.

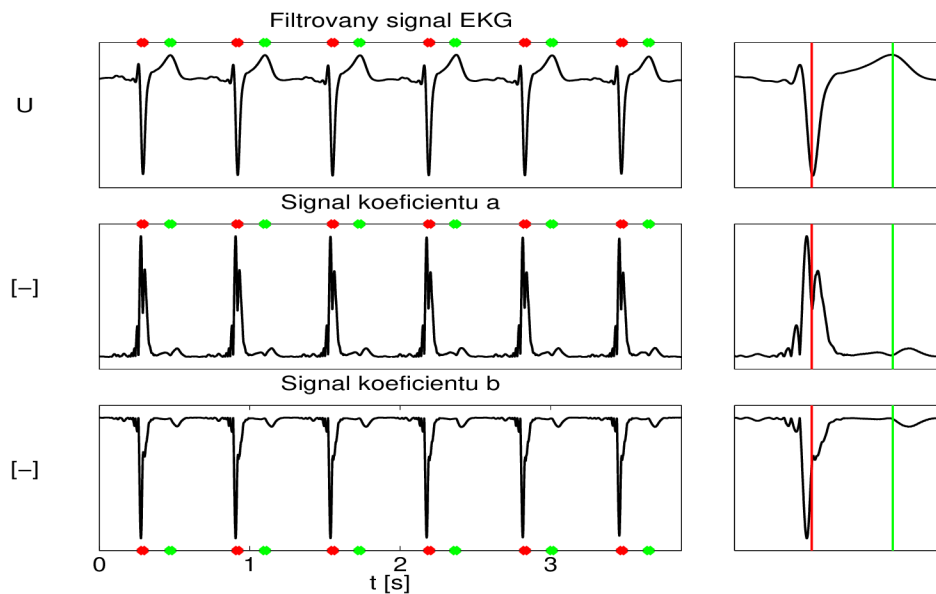
Obě transromace jsou ukázány na obrázcích 3.7 a 3.8. Obrázek 3.7 znázorňuje záznam z databáze CSE s $F_{vz} = 500Hz$. Obrázek 3.8 znázorňuje zátěžový záznam s $F_{vz} = 5000Hz$. Pro přehlednost je zobrazen jen hlavní detekční svod a koeficienty a , b . Pozice R vlny jsou zvýrazněny červeně, vrcholy T vlny zeleně. Nalevo jsou zobrazeny signály v kontextu několika RR intervalů, napravo je zobrazen detail RR intervalu a přilehlé T vlny.

Signály a , b se od sebe liší ve dvou aspektech, které nejsou na první pohled znatelné. Signál b reflektuje R vlnu spíše jako jeden ucelený extrém, signál a nabývá tvaru několika lokálních extrémů. Nicméně je třeba uvažovat v rovině všech šesti svodů, na kterých je výsledný tvar signálů a , b závislý. Obecně se tedy nedá říci, že signál b vždy vytváří jeden výrazný extrém, nicméně z dosavadních experimentů lze usoudit, že k takovému chování má signál b blíže než signál a .

Signál a i b reagují na T vlnu dvěma lokálními extrémy. Signál a však tvoří lokální extrémy, které se hodnotou výchylky liší méně než v případě signálu b . Z uvedených vlastností se dá usoudit, že signál a je vhodnější pro detekci T vlny a signál b je více použitelný pro detekci R vlny.



Obr. 3.7: Ukázka transformace signálu z databáze CSE. Řídící svod: V5, $F_{vz} = 500Hz$. Červené body představují pozice vrcholu R vlny, zelené body představují pozice vrcholu T vlny. Na pravé straně je zobrazen detail QRS komplexu a přilehlé T vlny.

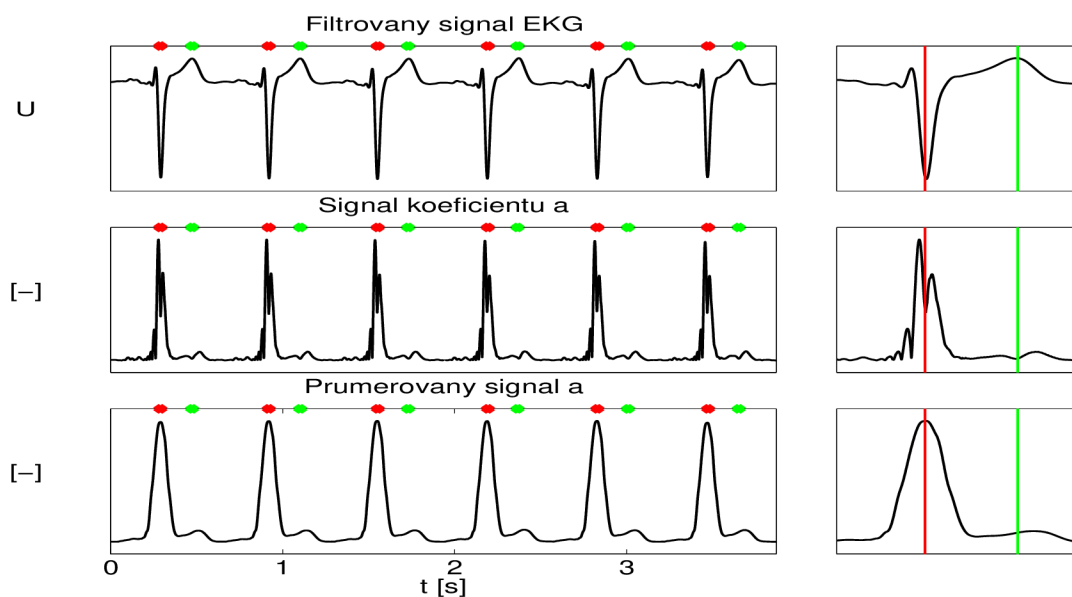


Obr. 3.8: Ukázka transformace signálu zátěžového testu. Řídící svod: V5, $F_{vz} = 5000Hz$. Červené body představují pozice vrcholu R vlny, zelené body představují pozice vrcholu T vlny. Na pravé straně je zobrazen detail QRS komplexu a přilehlé T vlny.

Dále je při detekci využíván průměrovaný signál a . Průměrování daný signál vyhlazuje, na druhou stranu rozostřuje. V detekci je tedy průměrovaný signál a , dále jen a_{avg} , používán jako validátor detekce R vlny, pro prvotní odhad pozice T vlny a pro detekci nadměrného zašumnění signálu.

Signál a_{avg} je vhodný pro prvotní odhad pozice vrcholu T vlny, jelikož převádí pár dvou maxim ze signálu a do podoby jednoho maxima, které se nachází v blízkosti vrcholu. Nicméně přesná pozice musí být dále určena jinou metodou. V semestrální práci probíhala přesná detekce T vlny v signálu a . V této práci se přesná detekce provádí v signálu c , který je zmíněn v navazující subkapitole 3.3.4.

Ukázka signálu a_{avg} , společně se signálem a a originálním signálem je uvedena na obrázku 3.9.



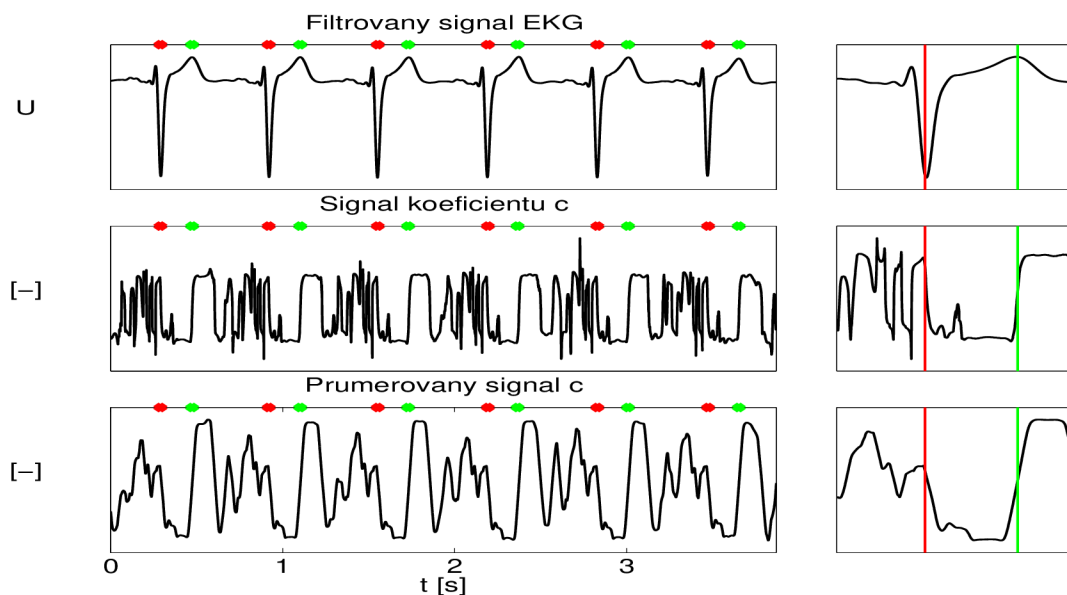
Obr. 3.9: Ukázka transformace a průměrování signálu zátěžového testu. Řídící svod: V5, $F_{vz} = 5000Hz$. Červené body představují pozice vrcholu R vlny, zelené body představují pozice vrcholu T vlny. Na pravé straně je zobrazen detail QRS komplexu a přilehlé T vlny.

3.3.4 Vlastnosti signálu c

Vzorky signálu c mohou nabývat kladných i záporných hodnot, tento signál je typický oscilací kolem nuly. Výchylka signálu je závislá na určité formě synchronizace všech svodů. Zde musí autor přiznat, že si není zcela do detailu jist, čím přesně jsou originální vlastnosti tohoto signálu způsobeny. Nicméně signál c prochází nulou

přesně v bodě vrcholu T vlny. Před a za tímto bodem se vytváří výrazný pár maximum/minimum nebo minimum/maximum podle polarity T vlny. Doba, po kterou signál za a před T vlnou nemění polaritu (tedy neprochází znovu nulou), je závislá na délce nástupu a sestupu T vlny. Autor se snažil detekovat T vlnu přímo z tohoto signálu pomocí vlnkové transformace nebo korelace se známým vzorem, nicméně v signálech s výraznou P vlnou docházelo k chybné detekci.

Pro snazší detekci je signál c průměrován. Průměrováním zanikají lokální extrémny, které přetrvávají jen krátce a mohly by narušit detekci. Navíc se zvýrazní páry kladných a záporných extrémů okolo vrcholů T vln, jelikož tyto páry skokově nemění polaritu. Ukázka signálu c a c_{avg} je zobrazena na obrázku 3.10. Červeně jsou vyznačeny QRS komplexy, zeleně vrcholy T vln. Nalevo jsou zobrazeny signály v kontextu několika RR intervalů, napravo detail okolí QRS komplexu a přilehlé T vlny. Jde o výřez lidského zátěžového záznamu.



Obr. 3.10: Ukázka transformace a průměrování signálu zátěžového testu. Řídící svod: V5, $F_{vz} = 5000Hz$. Červené body představují pozice vrcholu R vlny, zelené body představují pozice vrcholu T vlny. Na pravé straně je zobrazen detail QRS komplexu a přilehlé T vlny.

4 DETEKCE QRS KOMPLEXU

Na počátku této práce měl autor v úmyslu použít QRS detektor na principu vlnkových transformací, jelikož takový detektor konstruoval v rámci bakalářské práce. Po objevení potenciálu výše uvedené transformace však záměr přehodnotil. Navržený detektor je konstrukčně jednodušší, rychlejší a dosahuje lepších výsledků než detektor realizovaný v rámci bakalářské práce. Určitým benefitem také může být fakt, že využívá stejné transformace jako sériově řazený T detektor. Stačí tedy jedna transformace pro celý detekční systém. Výsledky detektoru budou dále diskutovány v sekci 4.3.

Zde by autor rád podotkl, že detektor není navržen pro přesnou detekci pozice R vlny. Záměrem bylo vytvořit robustní a spolehlivý detektor QRS komplexu, jelikož spolehlivost T detektoru se odvíjí od spolehlivosti detekce QRS, ne od přesnosti lokalizace R vlny.

4.1 Princip detekce

Detekční princip se skládá z dvou samostatných oddílů, které se dají nazvat jako *detekce* a *validace*. V detekčním bloku probíhá výběr možných pozic s výskytem QRS komplexu. Validací blok potvrzuje či nuluje dané pozice.

Nutno zmínit, že validační blok se při detekci na nezarušených signálech téměř neuplatňuje. Tento blok byl do programu zařazen pro zamezení falešně pozitivních detekcí na značně zarušených signálech. Takové signály se v CSE databázi téměř nenacházejí. Zátěžové záznamy a částečně i zvířecí záznamy, se kterými autor pracoval, však obsahují velké množství úseků s výpadky signálu v některých svodech a podobnými artefakty.

Lidské zátěžové záznamy, s kterými autor pracoval, byly pořízeny v centru ICRC Brno. Všechny tyto záznamy se řídí jednotnou procedurou. Pacient měnil každých osm minut polohu těla, a to následovně: poloha vleže, v sedě, vleže, ve stoje a opět vleže.

4.1.1 Detekce pozic

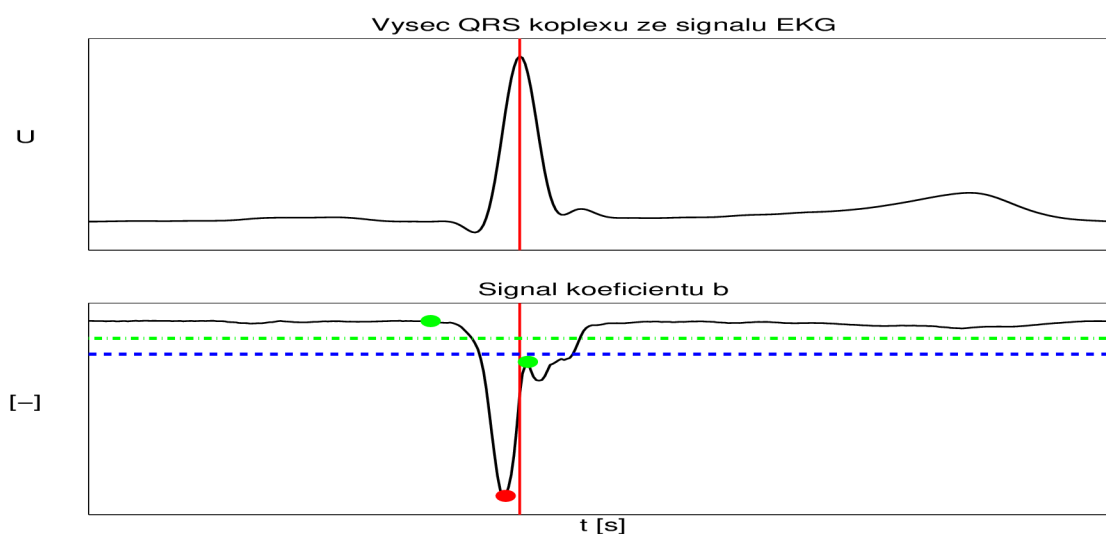
Detekce probíhá v signálu b . Je nutné si uvědomit, že signál b nabývá záporných hodnot. Když se bude dále mluvit o prahování v signálu b , náleží podprahové hodnoty je ekvivalentní k nálezu nadprahové hodnoty v kladně orientovaném signálu.

Vzorek po vzorku je signál porovnáván proti předem nastavenému prahu. Prah nabývá hodnoty určitého násobku směrodatné odchylky počítané přes celý signál. Prah pro detekci QRS je jediným parametrem v celém detekčním procesu QRS i T

vlny, který je počítán napříč celým záznamem. Pokud je hodnota vzorku menší než hodnota prahu, hledá se minimální hodnota za daným prvkem v určitém okně. Dále se hledají parametry lokálních maxim před a za daným minimem. Nález podprahové hodnoty tedy spouští mechanismus detekce QRS za pozicí dané podprahové hodnoty.

- pokud jsou hodnoty obou lokálních maxim větší než určitý práh odvozený z hodnoty minima, jako pozice QRS komplexu je určena pozice minima.
- pokud je jedna hodnota lokálního maxima větší a druhá hodnota menší než určitý práh odvozený z hodnoty minima, jako pozice QRS komplexu je určena pozice lokálního maxima.
- pokud jsou hodnoty obou lokálních maxim menší než určitý práh odvozený z hodnoty minima, jako pozice QRS komplexu je určena pozice lokálního maxima, které nabývá menší hodnoty (je výchytkou blíže k minimu).

Pokud je lokální maximum větší než určitý práh odvozený z hodnoty minima, dá se očekávat, že jde o bod ležící mimo blízké okolí R vlny (zelený bod nalevo od minima). Zmíněné body a prahy jsou zobrazeny na obrázku 4.1.

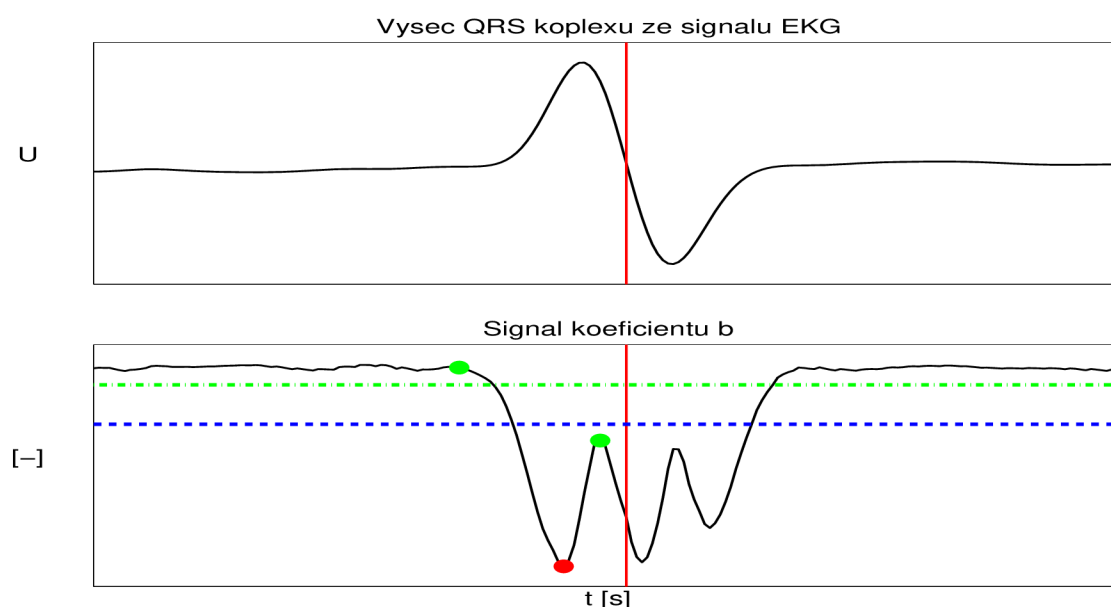


Obr. 4.1: Ukázka detekčních bodů a prahů v detekci QRS komplexu. Červená svislá čára - skutečná pozice R vlny, modrá vodorovná čerchovaná čára - práh detekce QRS, zelená čerchovaná čára - limit hledání lokálních maxim, červený bod - minimum, zelené body - lokální maxima před a za minimem. Zelený bod za minimem odpovídá nadetekované pozici QRS.

V tomto případě je lokální maximum za minimem označeno jako pozice QRS

komplexu (zelený bod napravo od minima), jelikož hodnota prvního lokálního maxima nedosahuje limitu. Červená čára zde značí skutečnou, manuálně nadetekovanou pozici R vlny. Nadetekovaná pozice se od skutečné pozice mírně odchyluje, jelikož transformaci ovlivňují všechny použité svody.

Na obrázku 4.2 je zobrazena výseč QRS komplexu s bifazickou R vlnou. Jako pozice QRS komplexu je zde označena opět pozice lokálního maxima za minimem (zelený bod napravo od červeného bodu). Skutečná manuálně nadetekovaná pozice R vlny je označena červenou čarou. Skutečná a nadetekovaná pozice se opět mírně odchylují. Lze říci, že čím více různých tvarů QRS komplexů se mezi signály jednotlivých svodů bude nacházet, tím více se nadetekované a skutečné pozice budou rozcházet. I proto autor popisuje tento detektor jako detektor QRS komplexu, nikoliv detektor R vlny.



Obr. 4.2: Ukázka detekčních bodů a prahů v detekci QRS komplexu. Červená svislá čára -skutečná pozice R vlny, modrá vodorovná čerchovaná čára - prah detekce QRS, zelená čerchovaná úcečka - limit hledání lokálních maxim, červený bod - minimum, zelené body - lokální maxima před a za minimem. Zelený bod za minimem odpovídá nadetekované pozici QRS.

Jelikož autor konstruoval tento detektor jen jako mezičlánek v detekci T vlny, přesná detekce R vlny nebyla prioritou.

4.1.2 Validace pozic

Na detekční blok přímo navazuje blok validace získaných pozic. Kromě validace samotných QRS komplexů zde dochází také k filtraci dvou sousedních QRS komplexů, mezi kterými se může vyskytovat nadměrné rušení. Filtrace takových intervalů je do validačního procesu zařazena kvůli detekci oblastí, kde by následná detekce T vlny nedávala smysl nebo by způsobovala chybnou detekci.

Validace probíhá v signálu a_{avg} . Hodnotí se maximální výchylka v oblasti nadekovaných QRS pozic a průměrná hodnota mezi dvěma přilehlými QRS komplexy.

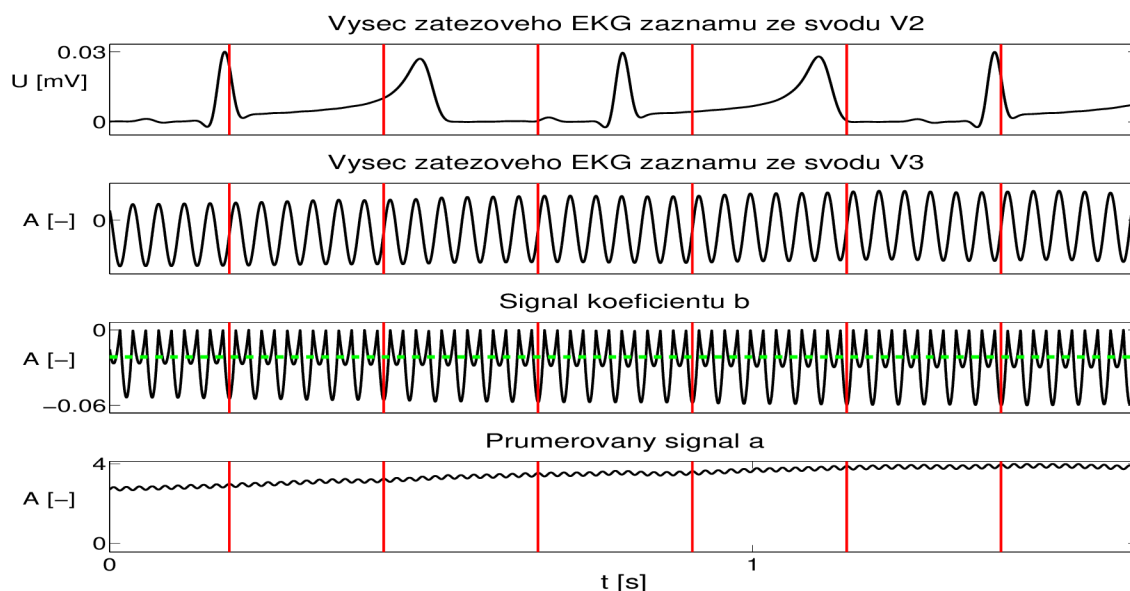
- Pokud je lokální extrém v signálu a_{avg} kolem QRS komplexu označeným jako $QRS_{(n)}$ menší než $\frac{1}{2}$ průměrné hodnoty extrému kolem $\{QRS_{(n-10)}, \dots, QRS_{(n-9)}, QRS_{(n-1)}\}$, QRS komplex $QRS_{(n)}$ je vyřazen.
- Pokud je lokální extrém v signálu a_{avg} kolem QRS komplexu označeným jako $QRS_{(n)}$ menší než čtyřnásobek průměrné hodnoty prvků mezi QRS komplexy $QRS_{(n)}, QRS_{(n+1)}$, QRS komplex $QRS_{(n)}$ je vyřazen.

První z uvedených podmínek se uplatňuje až po kompletním naplnění bufferu, tedy až po uplynutí 10ti validních QRS komplexů. Tato podmínka je zacílena hlavně proti případnému falešnému označení výchylek způsobených impulsním rušením jako QRS komplexy. Jednou z vlastností signálu b je, že výchylky T ani P vlny nedosahují zdaleka takových hodnot jako výchylky způsobené QRS komplexy, takže není potřeba validovat detekované QRS komplexy v rámci záměny s T a P vlnami.

Druhá podmínka eliminuje vliv rušení, které je obtížně odstranitelné výše uvedenými filtry a postihuje delší úseky. Například pokud nastane výpadek signálu a hodnota signálu osciluje mezi maximální a minimální limitní hodnotou, takové chování originálního signálu může generovat signál b , kde většina prvků dosahuje nižší než prahové hodnoty pro detekci QRS komplexu (většina prvků spouští mechanismus detekce QRS komplexu). Což může vést k četným falešně pozitivním detekcím. Těmto falešně pozitivním detekcím zabraňuje validace v signálu a_{avg} .

Obrázek 4.3 ukazuje originální signály ze svodů V2 a V3, signál b a signál a_{avg} . Ve svodu V3 nastal výpadek, který se projevil oscilačním chováním s amplitudou o dva řády větší než byla maximální výchylka v nepoškozeném signálu. Chování signálu ve svodu V3 se promítlo do signálu b a a_{avg} tak silně, že korektní detekce nebyla možná. Obrázek ukazuje modelovou situaci, kdy validační blok byl odstraněn. V signálu b je zelenou čarou naznačen prah detekce QRS. Je vidět, že většina prvků daného signálu leží pod prahovou hodnotou a tedy vynucují detekční proces. Detekce tedy probíhá vždy po uplynutí ochranného intervalu. Pokud by byl validační blok

zařazen, tyto falešně zdetekované QRS komplexy by byly nulovány, jelikož průměrná hodnota prvků mezi přilehlými QRS komplexy v signálu a_{avg} je větší než předem určený práh, který je závislý na hodnotě signálu a_{avg} v místě detekce QRS komplexů.

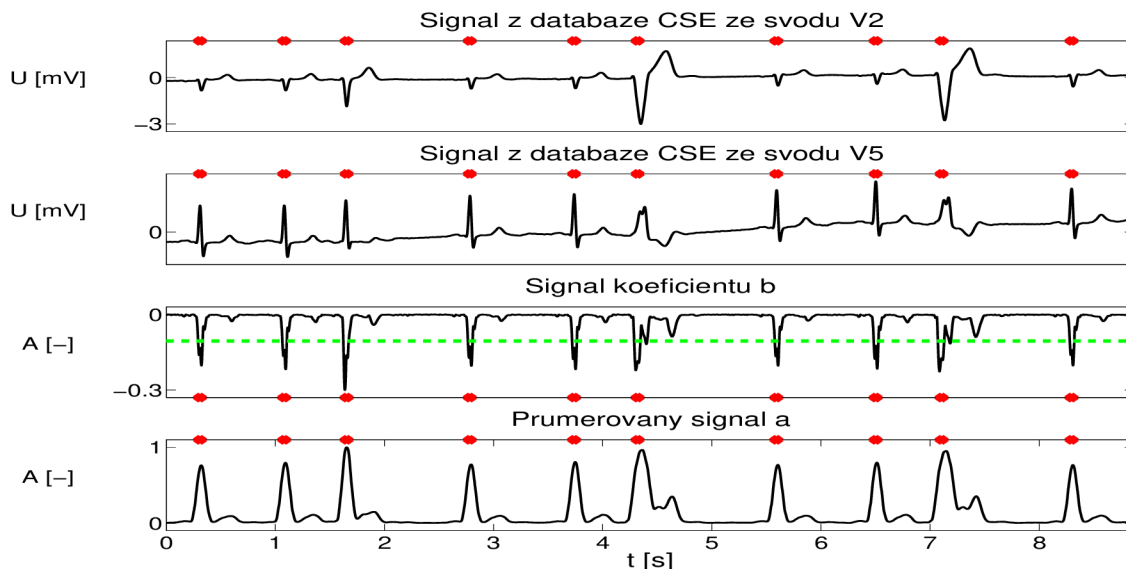


Obr. 4.3: Ukázka vlivu výpadku svodu na signál b a a_{avg} . Červené svislé čáry představují nadetekované QRS komplexy. Zelená vodorovná čára v signálu b představuje práh detekce QRS. Jde o modelovou situaci, kdy validační blok je odstraněn.

4.2 Ukázka detekce

Detekce QRS je zobrazena na následujících obrázcích 4.4 až 4.7. Na obrázcích 4.4 až 4.6 je zachycena detekce v záznamech z databáze CSE, na obrázku 4.7 je zobrazena detekce na zátěžovém záznamu. Na všech uvedených ukázkách jsou nadetekované QRS komplexy zaznamenány pomocí červené značky na horním či spodním okraji grafu, práh detekce v signálu b je modelován zelenou vodorovnou čarou. Jako řídicí svod byl zvolen svod V2. Svod V5 je uveden pro srovnání kvality signálu mezi svody. Zobrazení všech svodů by vedlo k nepřehlednosti ukázek. Detekce neprobíhá v úvodní 0.1s a závěrečné 0.5s.

Obrázek 4.4 ukazuje záznam, ve kterém jsou patrné dva odlišné tvary QRS komplexů. Délka RR intervalů se různí napříč celým záznamem. Prahová hodnota pro detekci QRS se zde blíží výchylce způsobené T vlnami. Při umělé změně prahu detekce by dané pozice byly vyřazeny validačním blokem.

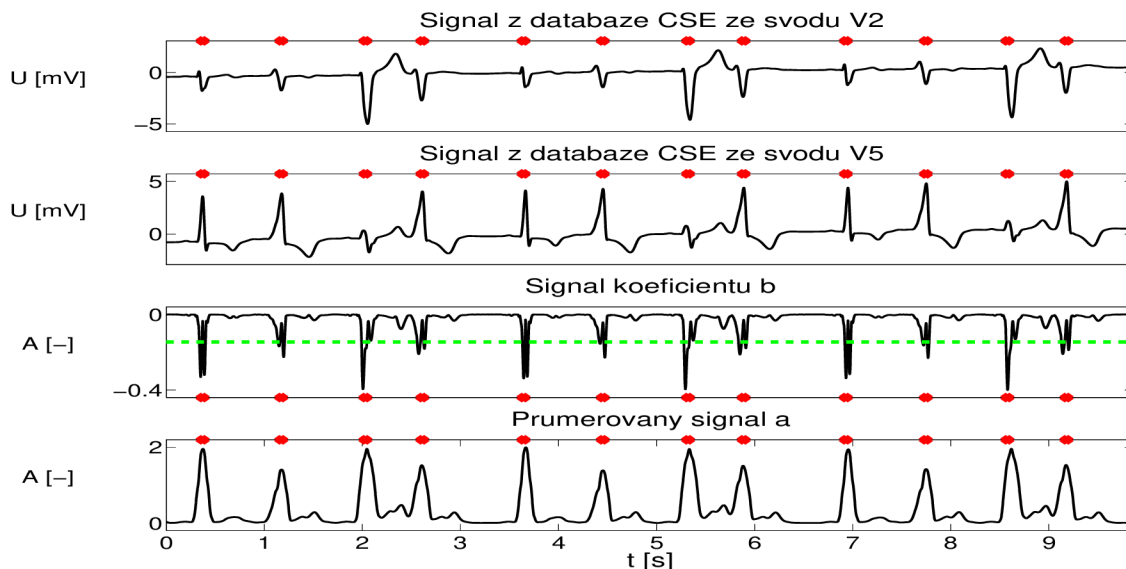


Obr. 4.4: Ukázka záznamu M01_103_12 z databáze CSE ve svodu V2, V5 a signálech b , a_{avg} . $F_{vz} = 500Hz$. Hlavní detekční svod: V2. Červené body představují nadetekované QRS komplexy. Zelená vodorovná čára v signálu b představuje práh detekce QRS.

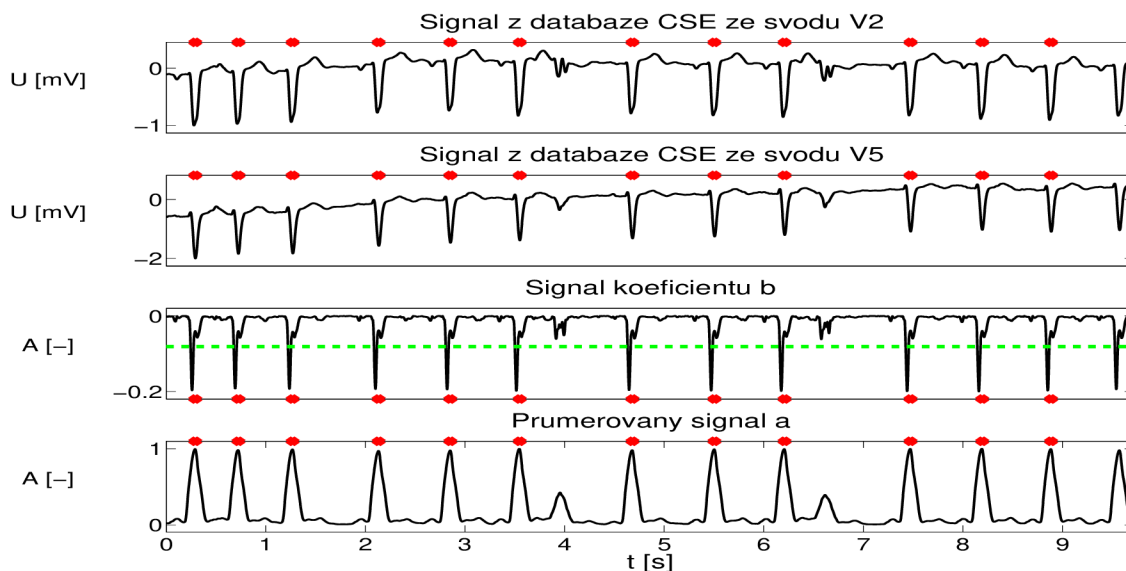
Na obrázku 4.5 je zobrazen záznam se třemi rozdílnými tvary QRS komplexu. Výchylka některých QRS komplexů v signálu b jen těsně spadá do detekovatelného pásma. Pokud by byl práh uměle změněn, dané QRS komplexy by zůstaly nezdetekovány nehledě na validační proces.

Záznam, který je zobrazen na obrázku 4.6, je jediným záznamem, který je chybně detekován v rámci databáze CSE. Dvě extrasystoly zůstaly nezdetekovány kvůli nízké dynamice signálu. Ze signálu a_{avg} lze vyčíst, že daná aktivita se neprojevuje jen ve svodech V2 a V5, ale nejspíš i ve všech ostatních svodech. Pokud by tomu tak nebylo, výchylka v signálu a_{avg} by nedosahovala takové hodnoty.

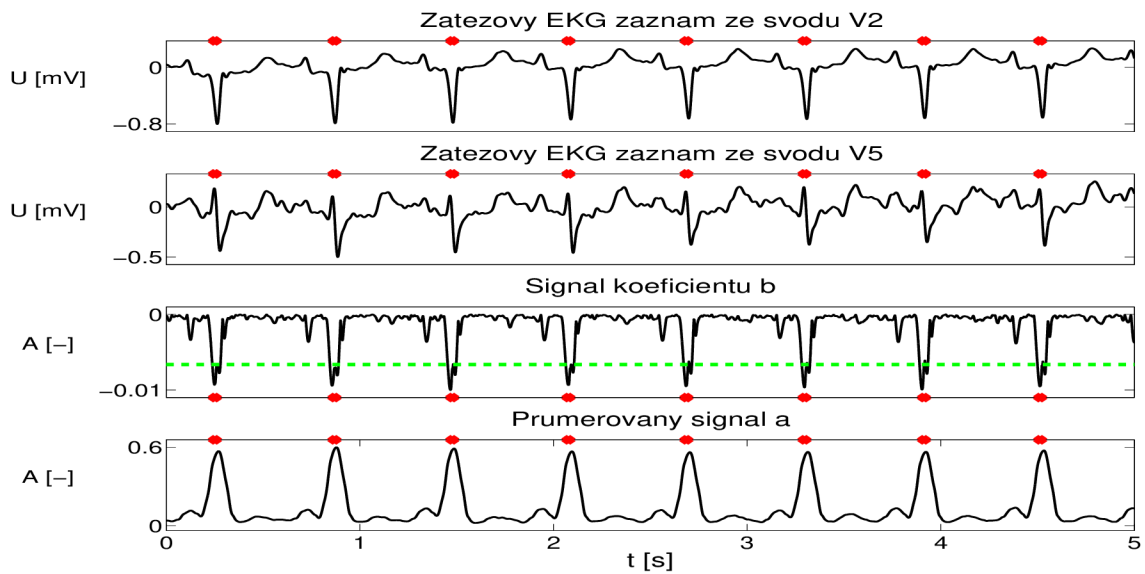
Na obrázku 4.7 je zobrazen výsek ze zátěžového záznamu. Po dobu trvání ukázky jsou QRS komplexy, T a P vlny dobře rozpoznatelné ve svodu V2, který je určen jako řídicí. Kvalita signálu ve svodu V5 však značně kolísá. Srovnání detekce ze svodu V2 a V5 je uvedeno včetně transformovaných signálů v příloze B. QRS komplexy jsou správně nadetekovány nezávisle na výběru řídicího svodu. Také je možné si všimnout, že i při detekci ze svodu V5 jsou v signálu a_{avg} rozeznatelné úseky T a P vlny jako lokální maxima mezi QRS komplexy.



Obr. 4.5: Ukázka záznamu M01_117_12 z databáze CSE ve svodu V2, V5 a signálech b , a_{avg} . $F_{vz} = 500Hz$. Hlavní detekční svod: V2. Červené body představují nadetekované QRS komplexy. Zelená vodorovná čára v signálu b představuje práh detekce QRS.



Obr. 4.6: Ukázka záznamu M01_109_12 z databáze CSE ve svodu V2, V5 a signálech b , a_{avg} . $F_{vz} = 500Hz$. Hlavní detekční svod: V2. Červené body představují nadetekované QRS komplexy. Zelená vodorovná čára v signálu b představuje práh detekce QRS.



Obr. 4.7: Ukázka výseku ze zátěžového záznamu ve svodu V2, V5 a signálech b , a_{avg} . $F_{vz} = 5000\text{Hz}$. Hlavní detekční svod: V2. Červené body představují nadetekované QRS komplexy. Zelená vodorovná čára v signálu b představuje práh detekce QRS.

4.3 Výsledky QRS detektoru

Na výsledky detektoru se dá nahlížet z kvalitativního a kvantitativního hlediska. Pokud jsou v určitém souboru záznamů známy pozice QRS komplexů, není obtížné porovnat tyto známé pozice s nadetekovanými pozicemi. Autor má k dispozici databázi CSE i s referenčními pozicemi QRS komplexů pro jednotlivé záznamy v databázi. Tato databáze byla tedy využita pro kvantitativní testování. Nutno zmínit, že detektor nebyl vyvíjen ani optimalizován pro CSE databázi.

Referenční i detekované QRS komplexy, které se vyskytly v první 0.1s a poslední 0.5s záznamu nebyly hodnoceny, jelikož detekční algoritmus má určité zpoždění. Absence detekce v poslední 0.5s slouží jako ochrana proti detekci v neexistujících prvcích signálu. Samozřejmě by bylo možné algoritmus vhodně upravit tak, aby byly detekovány záznamy až do konce. Jelikož byl detektor vyvíjen pro délky záznamů v řádu hodin, důkladná optimalizace detekce na okrajích signálů nebyla prioritou.

Samotné testování bylo nastaveno tak, že pokud byl nadetekovaný QRS komplex vzdálen od reference v rozmezí $\pm 0.1s$, daný QRS komplex byl označen jako správně nadetekovaný. Testovala se sensitivita (TPR), pozitivní prediktivita (PPV), průměrný rozdíl mezi nadetekovanou a skutečnou pozicí a směrodatná odchylka rozdílu mezi nadetekovanou a skutečnou pozicí. Výsledky a porovnání s jinými autory a bakalářskou prací autora jsou zobrazeny v tabulce 4.1.

Tab. 4.1: Srovnání výsledků detektoru s dalšími autory.

Autor	Databáze	TPR [%]	PPV [%]
Tato práce	CSE	99,86(95,40)	100(95,47)
Bakalářská práce [29]	CSE	99,61	99,57
Chouhan, Mehta [30]	CSE	98,56	99,18
Trahanias [31]	CSE	99,38	99,48
Mehta, Lingayat [32]	CSE	99,13	99,93
Zheng, Tai [33]	MIT/BIH	99,94	99,90
Martínez a kol. [34]	MIT/BIH	99,80	99,86
Hamilton, Hopkins [35]	MIT/BIH	99,69	99,77

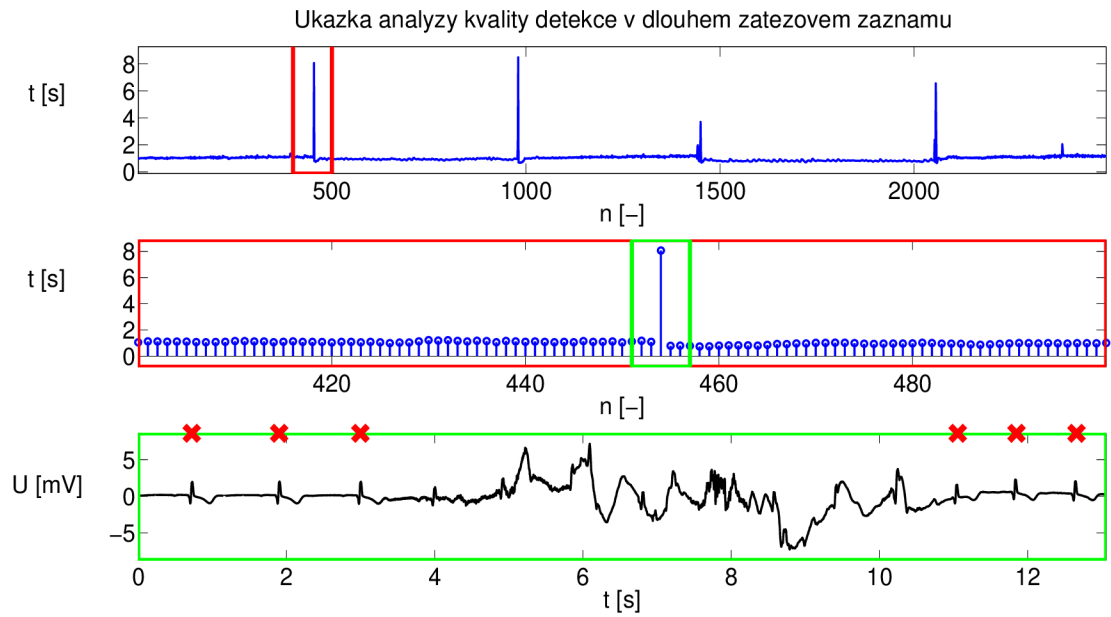
Pokud však bylo povoleno rozmezí mezi referenční a detekovanou pozicí zkráceno na $\pm 0.05s$, parametry detekce poklesly na 95,40 % (TPR) a 95,47 % (PPV). Což znovu svědčí o tom, že detektor vykazuje vysokou spolehlivost na úkor přesnosti.

Jediný signál, který nebyl správně nadetekován, byl zobrazen na obrázku 4.6. Z výsledků vyplývá, že ani jeden nadetekovaný QRS komplex nebyl falešně pozitivní. Průměrná hodnota a směrodatná odchylka rozdílu detekovaných a referenčních pozic není v tabulce uvedena, jelikož autoři tyto hodnoty neuvedli. Průměrná odchylka detekce navrženého detektoru dosahuje hodnoty $8,41ms$, směrodatná odchylka $18,09ms$.

Průměrný čas potřebný ke zdetekování jednoho záznamu byl $0.049s$. Paralelní režim byl vypnutý, jelikož CSE databáze se skládá z desetivteřinových záznamů. Autor se domníval, že režie spojená se správou paralelních procesů by snižovala rychlost detekce tak, že případný benefit vícevláknové zátěže procesoru by byl nulován. Skutečně, porovnání časů detekce v paralelním a sériovém režimu ukazuje, že použití paralelního režimu nemá pro krátké záznamy smysl. Paralelní režim dosáhl průměrné detekční rychlosti $0.36s$.

Při samotném vývoji detektoru byl brán zřetel na kvalitativní výsledky ve formě grafického znázornění délek RR intervalů, jelikož detektor byl vyvíjen hlavně pro detekci dlouhých záznamů. U daných záznamů nebyly předem známy pozice QRS komplexů. Pokud se dva navazující RR intervaly od sebe lišily o více jak dvojnásobnou hodnotu, dalo se očekávat, že mezi těmito intervaly došlo k vynechání minimálně jednoho QRS komplexu. Naopak skokové zkrácení dvou navazujících RR intervalů značilo chybnou detekci.

Na obrázku 4.8 je zobrazena ukázka analýzy kvality detekce. V záznamu bylo nadetekováno 2496 QRS komplexů. Z grafu lze vyčíst, že v pěti oblastech záznamu nastal problém v detekci. Manuální přiblížení prvního problematického úseku odhalí značně zašumený úsek v originálním signálu, ze kterého detekce není možná. Změna velikosti RR intervalu při kvalitativní analýze slouží jen jako indikátor možné problematické oblasti. Aby se dalo rozhodnout, zda jde o chybnou detekci či specifickou vlastnost signálu (šum, skokové prodloužení RR intervalu), je nutné manuální ohodnocení.



Obr. 4.8: Ukázka analýzy kvality detekce v dlouhém záznamu. Horní graf zobrazuje délky všech RR intervalů. Prostřední graf ukazuje výseč z horního grafu. Spodní graf zobrazuje signál ze svodu V2. Červené značky na horním okraji grafu představují nadetekované QRS komplexy.

5 DETEKCE PARAMETRŮ T VLNY

Celkové pojetí detekce parametrů T vlny v této práci je takové, že všechny T vlny, které jsou rozměřeny, by měly být rozměřeny spolehlivě. Pokud detekční systém zhodnotí, že detekce nemůže být provedena spolehlivě, rozměrování dané T vlny je ukončeno.

Detektor se skládá z několika na sebe navazujících bloků, které plní jak detekční, tak validační funkci dohromady. Algoritmus se tedy nedá rozdělit na část *detekce* a *validace*, jako tomu bylo v případě QRS detektoru.

Obecně pokud jakýkoliv blok detekce není schopen spolehlivě vykonat svou funkci, detekce parametrů v daném RR intervalu končí.

5.1 Princip detekce

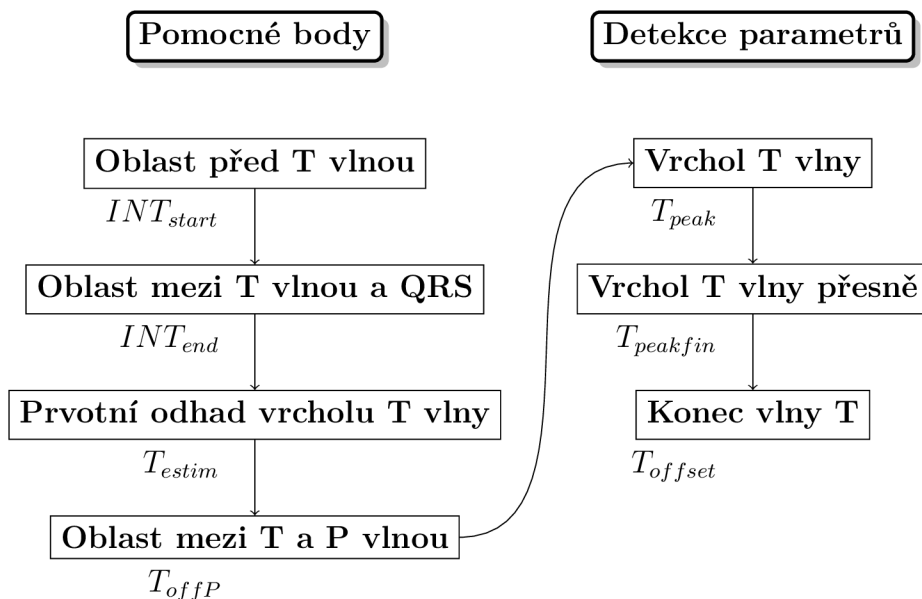
Detekce T vlny probíhá mezi dvěma přilehlými QRS komplexy. Nejprve se vyhledá bod INT_{start} : bod ležící mezi prvním QRS komplexem a T vlnou. Následuje získání bodu INT_{end} : bod ležící mezi T vlnou a druhým QRS komplexem. Pokud je v signálu pozorovatelná P vlna, bod INT_{end} leží mezi P vlnou a druhým QRS komplexem. Mezi těmito body se detekuje prvotní odhad pozice T vlny $T_{estimat}$. Následuje detekce bodu T_{offP} mezi T vlnou a P vlnou. Pokud P vlna není výrazná, hledá se místo s nejnižší aktivitou signálu.

T vlna je nyní ohraničena body INT_{start} a T_{offP} . Odhad pozice vrcholu T vlny je dán bodem $T_{estimat}$. Pokud detekce není přerušena v jednom z předchozích bloků, zbývá dodetekovat přesnou pozici vrcholu T vlny T_{peak} a konce T vlny T_{offset} .

Blokové schéma detekčního systému je zobrazeno na schématu 5.1.

5.2 Detekce vrcholu T vlny

V detekčním procesu se nenachází pevně nastavená časová okna, která by definovala, v jaké části RR intervalů se má T vlna nacházet. Pokud jsou při detekci T vrcholu a konce použity prahy, vždy vycházejí jen z aktuálního RR intervalu. Autor se snažil vyhnout jakýmkoliv globálním omezením, prahům a limitům, jelikož pracoval i se zvířecími daty. Zvířecí data, která byla k dispozici, vykazovala značnou variabilitu tvaru a rozložení T vlny. A to i v rámci jednoho měření. Globální omezení značně redukovala schopnost detektoru adaptovat se na různé tvary T vlny, což bylo v případě detekce na zvířecích záznamech značně limitující.



Obr. 5.1: Schéma detekce vrcholu a konce T vlny.

Proto se autor vydal cestou postupného zpřesňování možné pozice vrcholu a konce T vlny. Proto jsou také v detekčním principu zařazeny čtyři bloky, které postupně vytyčují oblast, kde by se T vlna mohla nacházet.

Na začátku detekce vrcholu T vlny jsou známy jen pozice QRS komplexů. Prvním krokem je tedy vytyčení intervalů mezi jednotlivými QRS komplexy, kde bude dále probíhat detekce T vlny.

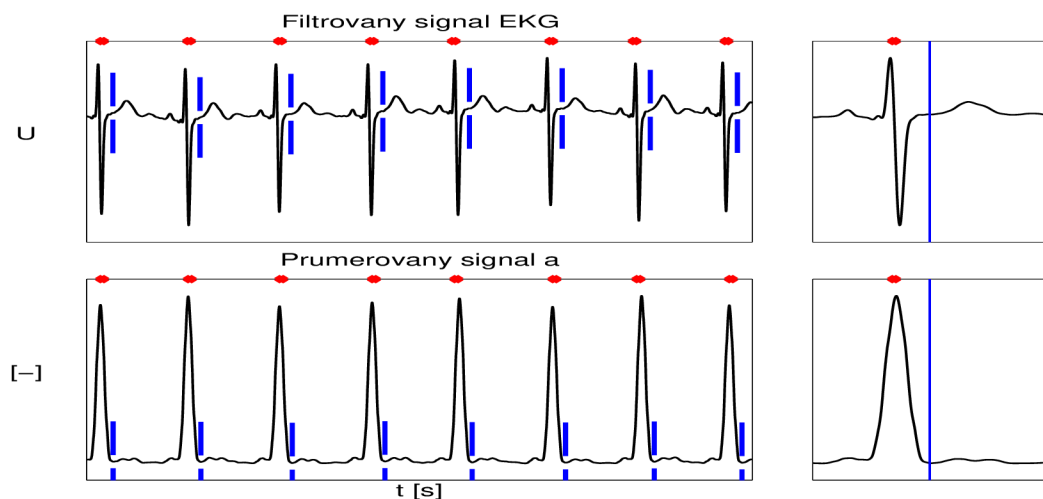
5.2.1 Ohraničení detekce zleva

V tomto bloku je hledán bod INT_{start} . Tento bod ohraničuje detekci T vlny zleva, leží tedy za prvním QRS komplexem a před hledanou T vlnou. Detekce bodu INT_{start} je nastavena tak, aby bod ležel co nejbližší k prvnímu QRS komplexu. Přitom ale nesmí ležet v oblasti daného QRS komplexu. Ideálně by se tedy měl nacházet těsně za S vlnou.

Detekce bodu INT_{start} začíná na pozici prvního QRS komplexu v signálu a_{avg} . Pokud je hodnota prvku $a_{avg}(n)$ větší než $a_{avg}(n+1)$, testuje se dvojice prvků $a_{avg}(n+1)$, $a_{avg}(n+2)$ a dále. Pokud je hodnota prvku $a_{avg}(n)$ menší než $a_{avg}(n+1)$, pozice n je určena jako bod INT_{start} . Jinými slovy, signál se prochází prvek po prvku, dokud se nenarazí na dvojici prvků, která vykazuje růst. Dá se říci, že pozice bodu INT_{start} se nachází v místě prvního nálezu kladně orientované derivace v signálu a_{avg} od pozice prvního QRS komplexu.

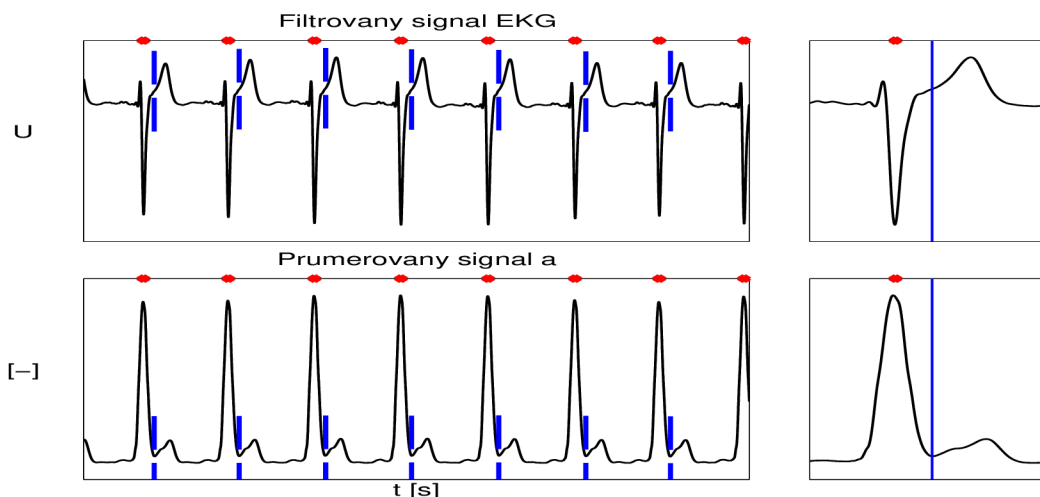
Pokud hodnota signálu a_{avg} v bodě INT_{start} přesahuje určitou mez, definovanou podle výchylky signálu a_{avg} v bodě $QRS(n)$, pokračuje se dále v hledání.

Pokud je prohledáno více prvků, než kolik dovoluje určitá mez, definovaná délkou aktuálního RR intervalu, detekce všech dalších pomocných bodů v daném RR intervalu končí a začíná detekce v následujícím RR intervalu. Ukázka detekce je zobrazena bodu INT_{start} na obrázku 5.2 a 5.3.



Obr. 5.2: Ukázka detekce pomocného bodu INT_{start} . Nalevo je zobrazen delší úsek signálu, napravo výseč QRS komplexu a T vlny. Nahoře je zobrazen originální signál ve svodu V2, dole signál a_{avg} . Modře jsou zvýrazněny pozice bodu INT_{start} , červeně QRS komplexy.

Obrázek 5.2 ukazuje záznam z databáze CSE, kde T vlny přímo nenavazují na QRS komplexy. Z detailu na pravé straně je vidět, že bod INT_{start} leží mezi QRS komplexem a začátkem T vlny. Na obrázku 5.3 je zobrazen lidský zátěžový záznam, kde T vlna přímo navazuje na QRS komplex. V tomto případě leží bod INT_{start} mezi QRS komplexem a vrcholem T vlny, v úseku s nejmenší dynamikou v signálu.

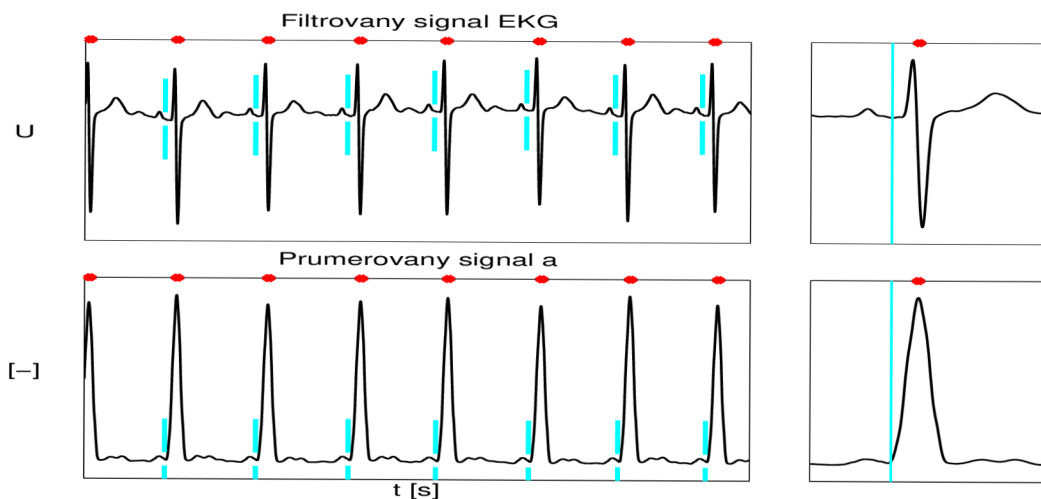


Obr. 5.3: Ukázka detekce pomocného bodu INT_{start} . Nalevo je zobrazen delší úsek signálu, napravo výseč QRS komplexu a T vlny. Nahoře je zobrazen originální signál ve svodu V2, dole signál a_{avg} . Modře jsou zvýrazněny pozice bodu INT_{start} , červeně QRS komplexy.

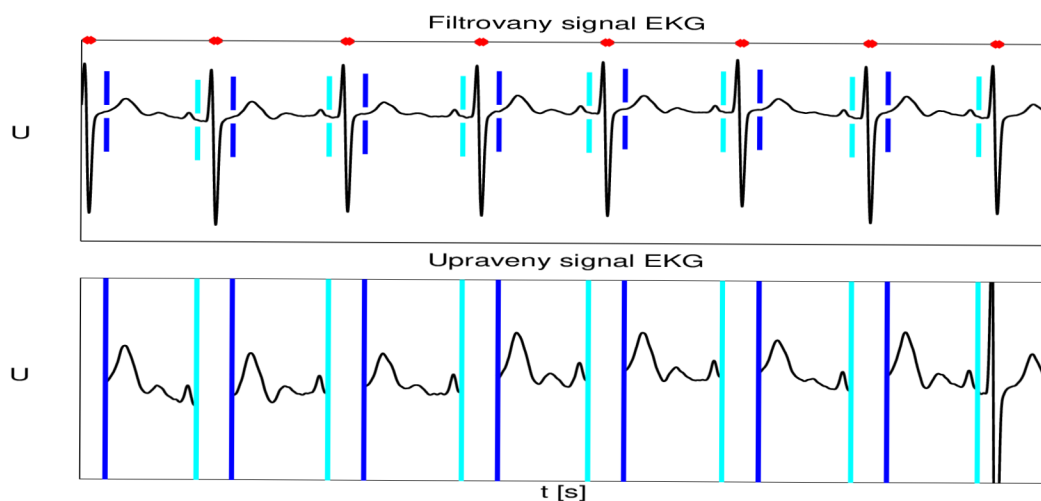
5.2.2 Ohraničení detekce zprava

Předchozí blok vytyčil oblast detekce T vlny zleva. Vytyčil bod, od kterého začne detekce. Tento blok má za úkol ohraničit detekci zprava. Tedy najít takový bod, kterým detekce v každém případě skončí. Detekce bodu INT_{end} začíná na pozici druhého QRS komplexu. Detekční postup je shodný s postupem uvedeným v předchozím bloku, opět se detekuje v signálu a_{avg} . Zde ovšem detekce probíhá zpětně, proti směřování časové osy. Porovnávají se tedy hodnoty prvků $a_{avg}(n-1)$ a $a_{avg}(n)$, následně $a_{avg}(n-2)$ a $a_{avg}(n-1)$ a dále, dokud není nalezena dvojice, kdy $a_{avg}(n-m-1) > a_{avg}(n-m)$. Nalezení takové dvojice opět značí konec sestupné oblasti v signálu (ve směru proti směřování časové osy). Ukázka je zobrazena na obrázku 5.4.

Každý pár bodů INT_{start} a INT_{end} nyní ohraničují intervaly, ve kterých probíhá detekce parametrů T vlny. Vytyčené úseky signálu, se kterými se dále pracuje, jsou zobrazeny na obrázku 5.5. Tmavě modré čáry představují body INT_{start} , světle modré body INT_{end} . Nahoře je zobrazen originální signál, ve spodní části je pak na daném originálním signálu naznačeno, jaké intervaly body INT_{start} a INT_{end} ohraničují.



Obr. 5.4: Ukázka detekce pomocného bodu INT_{end} . Nalevo je zobrazen delší úsek signálu, napravo výseč QRS komplexu a T vlny. Nahoře je zobrazen originální signál ve svodu V2, dole signál a_{avg} . Světle modře jsou zvýrazněny pozice bodu INT_{end} , červeně QRS komplexy.



Obr. 5.5: Ukázka intervalů, které ohraničují body INT_{end} a INT_{start} .

5.2.3 Hrubý odhad vrcholu T vlny

Přibližná detekce pozice vrcholu T vlny (T_{estim}) probíhá v signálu a_{avg} . Jak již bylo zmíněno, v intervalech mezi body INT_{start} a INT_{end} se nachází T i P vlna. Cílem

je najít lokální maximum v signálu a_{avg} , které reflektuje T vlnu. Výchylka lokálních maxim v signálu a_{avg} způsobená T a P vlnou je závislá na výchylce a dynamice T a P vlny v originálním signálu napříč svody.

Při stanovení hrubého odhadu pozice T vlny se tedy musí počítat i se situací, kdy P vlna dosahuje větší úrovně výchylky i dynamiky v originálním signálu než T vlna. V takovém případě dosahuje vlna P větší výchylky i v signálu a_{avg} . Tímto chtěl autor naznačit, že není vhodné hledat absolutní maximum, jelikož absolutní maximum v daném intervalu může reflektovat P vlnu.

Hledání bodu T_{estim} začíná v bodě INT_{start} , tedy na pravé straně intervalu. Pokud je při hledání nalezen prvek, který dosahuje vyšší hodnoty než prvek INT_{start} , je daný nalezený prvek určen jako nové dočasné maximum (DM) a všechny další prvky jsou porovnávány proti novému DM . Platí tedy, že $DM(n+1) > DM(n)$. Prohledávání intervalu končí, pokud DM splňuje následující dvě podmínky:

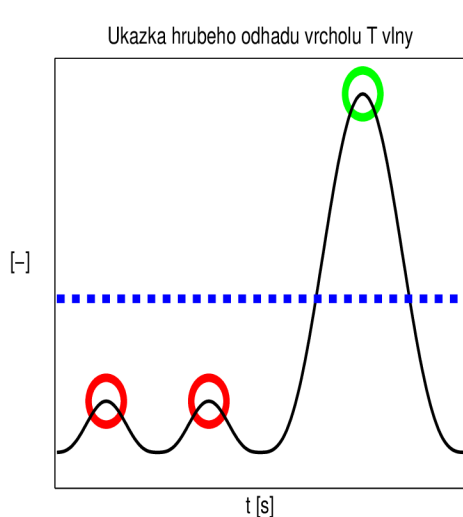
- **DM musí dosahovat vyšší hodnoty než předem nastavená mez, závislá na absolutním maximu v daném intervalu** - tato podmínka zabraňuje předčasnému zastavení prohledávání intervalu před T vlnou. Naznačeno na obrázku 5.6.
- **Po DM musí následovat pokles pod předem nastavenou mez, závislou na hodnotě aktuálního DM** - tato podmínka zaručuje nalezení lokálního maxima v oblasti samotné T vlny. Naznačeno na obrázku 5.7

Pokud jsou obě podmínky splněny, pozice DM je určena jako pozice hrubého odhadu T vlny (T_{estim}). Jestliže prohledávání signálu končí v bodě INT_{end} (žádný bod v intervalu nevyhovoval), další detekční procesy v daném intervalu končí.

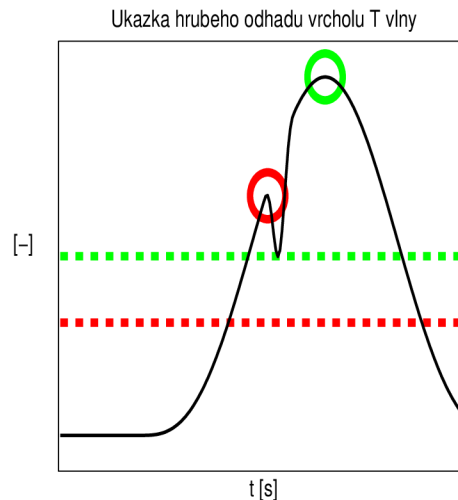
Obrázek 5.6 popisuje modelovou situaci, kde dvě DM (označeno červeným kruhem) byly přeskočeny, jelikož jejich hodnota nedosahovala meze (modrá čára). Přijato bylo třetí DM (označeno zeleným kruhem), jehož hodnota byla vyšší než hodnota meze.

Na obrázku 5.7 je zobrazena situace, kde obě DM dosahují meze. Nicméně první DM (označeno červeným kruhem) bylo odmítnuto, protože nebylo následováno dostatečným poklesem. Pro první DM je limit minimální hladiny poklesu na obrázku naznačen červenou čarou. Druhé DM (označeno zeleným kruhem) bylo přijato, jelikož signál následně klesl pod limit minimální hladiny poklesu. Pro druhé DM je limit minimální hladiny poklesu na obrázku naznačen zelenou čarou.

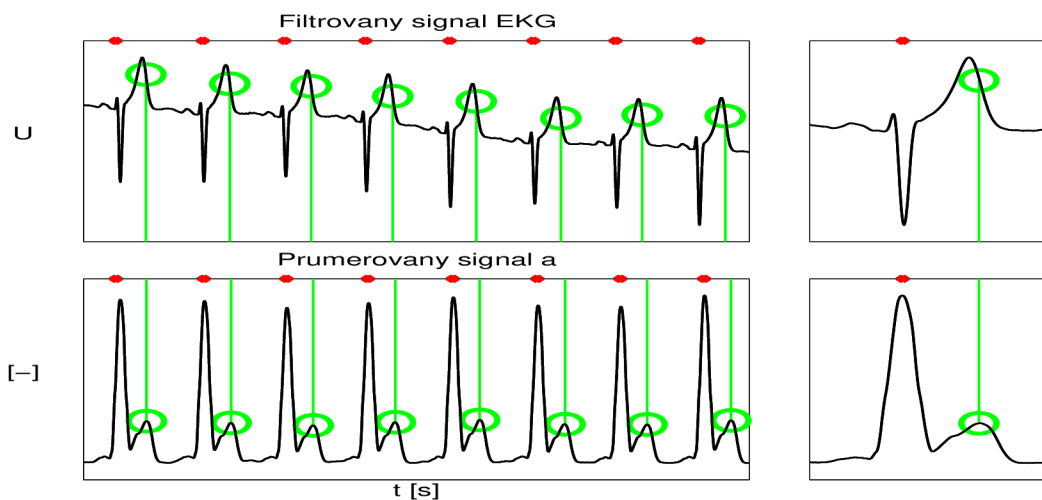
Na obrázku 5.8 je zobrazena ukáзка detekce pozic T_{estim} v signálu a_{avg} . Horní část zobrazuje originální signál ze svodu V2, spodní část signál a_{avg} . Zelené kruhy představují nadetekované pozice T_{estim} . Z obrázku je jasně patrné, že pozice T_{estim} skutečně jen odhaduje pozici vrcholu vlny T. Zpřesnění odhadu probíhá v následujícím bloku.



Obr. 5.6: Ukázka detekce hrubého odhadu T vlny v uměle vytvořeném signálu a_{avg} . Červené kruhy: odmítnuté pozice, zelený kruh: nadetekovaná pozice. Modrá čára: minimální mez pro odhad T vlny.



Obr. 5.7: Ukázka detekce hrubého odhadu T vlny v uměle vytvořeném signálu a_{avg} . Červený kruh: odmítnutá pozice, zelený kruh: nadetekovaná pozice. Zelená a červená čára: mez minimálního poklesu pro zeleně a červeně označená DM .



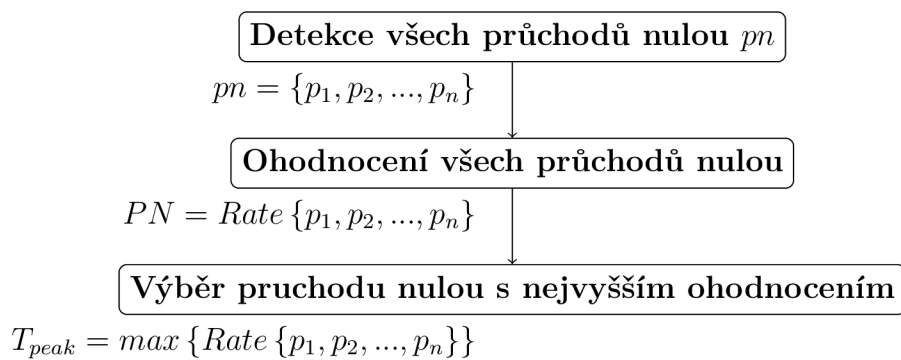
Obr. 5.8: Ukázka detekce bodu T_{estim} . V horní části je zobrazen originální signál ve svodu V2, ve spodní signál a_{avg} . Zelené kruhy označují pozice T_{estim} . Zelené čáry jsou přidány pro optické srovnání mezi signály.

5.2.4 Přesná detekce vrcholu T vlny

Vstupem do tohoto bloku jsou pozice INT_{start} , INT_{end} a T_{estim} . Využívá se signálu c_{avg} a c . Pomocí zmíněných bodů a signálu c_{avg} jsou detekovány přesné pozice vrcholů T vln. V signálu c probíhá jen nepatrná korektura pozice.

Informace o pozici vrcholu T vlny je v signálu c_{avg} obsažena v průchodu nulou v daném signálu. Je tedy zřejmé, že detekční mechanismus v tomto bloku se bude lišit od mechanismů ve předešlých blocích.

Protože se v signálu c_{avg} nachází většinou více než jeden průchod nulou, hlavním úkolem je najít takový průchod nulou, který reflektuje vrchol vlny T. Detekční postup může být popsán schématem uvedeným na obrázku 5.9



Obr. 5.9: Schéma přesné detekce vrcholu vlny T.

Průchody nulou jsou detekovány prostým porovnáváním podílu dvou sousedních prvků. Výraz $\frac{c_{avg}(n+1)}{c_{avg}(n)}$ nabývá hodnot:

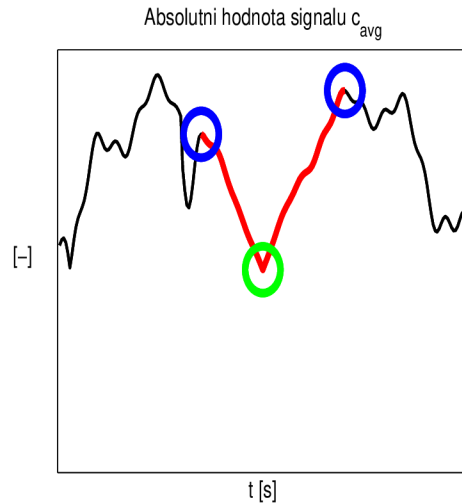
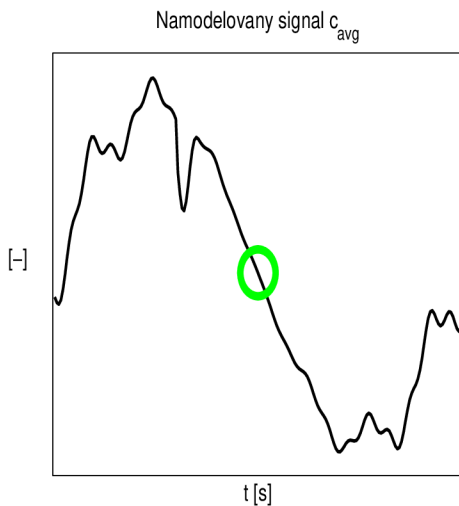
- $\frac{c_{avg}(n+1)}{c_{avg}(n)} > 0 \wedge \frac{c_{avg}(n+1)}{c_{avg}(n)} \neq \infty$ - oba prvky se stejným znaménkem
průchod nulou nedetekován
- $\frac{c_{avg}(n+1)}{c_{avg}(n)} < 0$ - prvky s odlišným znaménkem
průchod nulou detekován
- $\frac{c_{avg}(n+1)}{c_{avg}(n)} = \infty \vee \frac{c_{avg}(n+1)}{c_{avg}(n)} = 0 \vee \frac{c_{avg}(n+1)}{c_{avg}(n)} = NaN$ - čitatel nebo jmenovatel roven nule nebo nekonečnu (signál c_{avg} i c může hypoteticky nabývat nekonečna)
průchod nulou detekován.

Jednotlivé průchody nulou jsou ohodnoceny podle vzdálenosti od T_{estim} (hrubý odhad T vlny) a parametru nazvaném jako *suma kontinuálního růstu (SKR)*. Hod-

nota kontinuálního růstu se od odvíjí od posledního prvku v signálu c_{avg} , který vykazuje nepřerušovaný růst z pozice průchodu nulou. Pokud průchod nulou nastal na pozici n a poslední prvek vykazující kontinuální růst leží na pozici $n + m$, platí:

$$c_{avg}(n) < c_{avg}(n + 1), c_{avg}(n + 1) < c_{avg}(n + 2), \dots, c_{avg}(n + m) > c_{avg}(n + m + 1). \quad (5.1)$$

Takto se testuje okolí průchodu nulou zprava i zleva, tedy ve směru i proti směru časové osy od pozice průchodu nulou. Hodnoty obou nalezených prvků jsou sečteny a tvoří parametr SKR. Aby byl zaručen růst, nikoliv pokles, v obou směrech od pozice průchodu nulou, je signál c_{avg} upraven do podoby $|c_{avg}|$. Ukázka procesu ohodnocení průchodu nulou parametrem SKR je zobrazen na obrázcích 5.10 a 5.11. Obrázek nalevo představuje uměle vytvořený signál c_{avg} s nadetekovanou pozicí průchodu nulou (zelený kruh). Obrázek napravo představuje absolutní hodnotu daného signálu. Modré kruhy představují body, kterými končí kontinuální růst. Součet hodnot těchto dvou prvků dává dohromady *sumu kontinuálního růstu*.



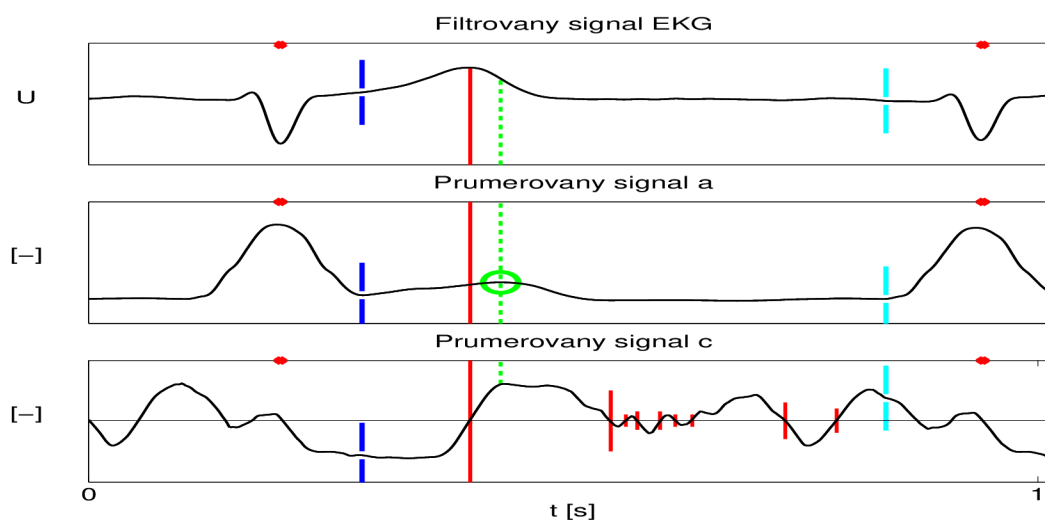
Obr. 5.10: Ukázka ohodnocení průchodu nulou podle parametru SKR. Zde je zobrazen neupravený signál c_{avg} . Zelený kruh představuje průchod nulou.

Obr. 5.11: Zde je zobrazena absolutní hodnota signálu c_{avg} . Červeně jsou zvýrazněny úseky kontinuálního růstu. Modrými kruhy jsou označeny body, kterými končí růst.

Konečná hodnota ohodnocení každého průchodu nulou je tedy rovna násobku vzdálenosti průchodu nulou od T_{estim} a sumy kontinuálního růstu. Pozice s maximálním ohodnocením je vybrána jako pozice vrcholu T vlny.

Ukázka kompletního rozměření jednoho intervalu a detekce vrcholu T vlny je zobrazena na obrázku 5.12, kde jsou od zhora dolů uvedeny: originální signál, signál

a_{avg} , signál c_{avg} . Pro názornost je detekční interval zasazen mezi dva QRS komplexy (označeno červeným bodem na horním okraji grafu). Samotný detekční interval je ohraničen body INT_{start} (tmavě modré označení) a INT_{end} (světle modré označení). V detekčním intervalu v signálu a_{avg} je nalezen bod T_{estim} , tedy hrubý odhad pozice vrcholu T vlny (zelený kruh a čára z něj vycházející). V signálu c_{avg} probíhá detekce průchodu nulou (červené čáry) a následné ohodnocení jednotlivých průchodů nulou. Pozice nejlépe ohodnoceného průchodu nulou je vybrána jako pozice bodu T_{peak} , vrchol T vlny (červená čára procházející všemi signály).



Obr. 5.12: Ukázka kompletního rozměření jednoho detekčního intervalu. Tmavě a světle modré čáry ohraničují interval detekce. Zelený kruh značí hrubý odhad T vlny. Červené čáry značí průchody nulou, délka čar znázorňuje ohodnocení průchodů nulou. Červená čára, která přesahuje přes všechny signály, značí průchod s maximálním ohodnocením - pozici T vlny.

Přesná detekce vrcholu T vlny probíhá v signálu c_{avg} . Jelikož signál c_{avg} je získán průměrováním (rozostřením) signálu c , je vhodné detekované pozice ještě zpřesnit vyhledáním nejbližšího průchodu nulou v signálu c .

Posledním krokem v detekci vrcholu T vlny je tedy vyhledání nejbližšího průchodu nulou v signálu c od bodu T_{peak} . Hledání probíhá po i proti směru časové osy. Průchod nulou, který je nejbližší k bodu T_{peak} , je označen jako finální pozice vrcholu T vlny $T_{finpeak}$. Zde si autor grafickou ukázkou odpustí.

Z dosavadních experimentů vyplývá, že rozdíl mezi T_{peak} a $T_{finpeak}$ je minimální. Autor musí přiznat, že tento poslední krok v detekci je do detekčního procesu přidán spíše pro korektnost než reálný efekt. Nicméně výpočetní náročnost je zanedbatelná.

5.3 Detekce konce T vlny

Při detekci konce T vlny se využívá signálů: originálního filtrovaného signálu, a_{avg} , c_{avg} . Dále do tohoto bloku vstupují pozice ohraničující detekční interval INT_{start} , INT_{end} , pozice odhadu vrcholu T vlny T_{estim} a pozice skutečného vrcholu T vlny T_{peak} .

Je evidentní, že čím užší bude interval hledání konce T vlny, tím bude menší prostor pro chybnou detekci. Samozřejmě jen v případě, že konec T vlny v daném intervalu bude ležet. Před samotnou detekcí tedy dochází k vymezení ještě užšího intervalu, který bude dál prohledáván. Omezení detekce zleva je zaručeno bodem T_{peak} , protože by bylo nejspíš zbytečné hledat konec T vlny před pozicí vrcholu. Bod T_{offP} omezující detekci zprava je hledán v následujícím bloku.

5.3.1 Vymezení oblasti konce T vlny

Užší ohraničení detekčního intervalu probíhá v signálu a_{avg} , c_{avg} . V obou signálech je nezávisle na sobě hledán bod, který leží za bodem T_{offset} . V žádném případě však nesmí ležet před bodem T_{offset} . Pozice obou nalezených bodů (pro každý signál jeden) jsou porovnány a vybrán je ten bod, který leží blíže k bodu T_{peak} .

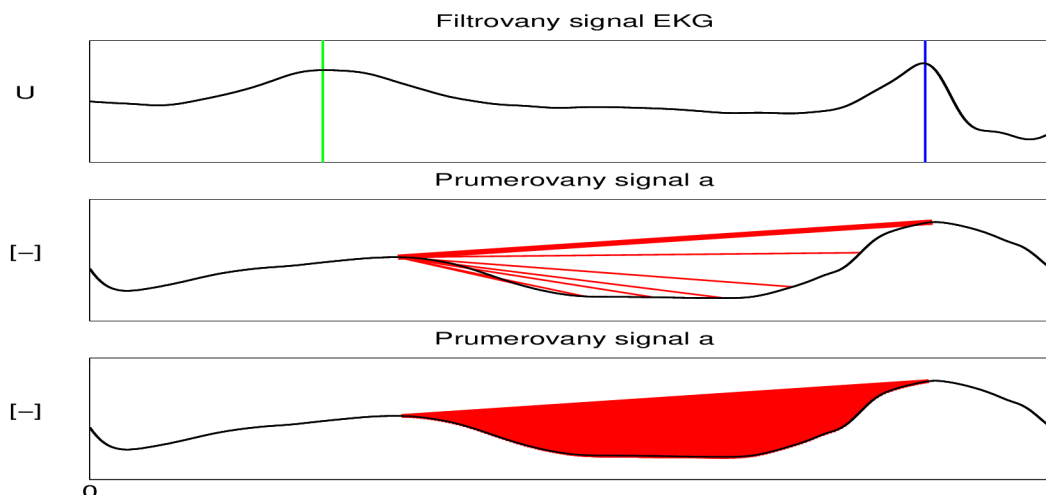
Zde by autor rád zmínil, že způsob hledání tohoto bodu vychází čistě z empirických poznatků získaných při zkoumání chování transformace.

Hledání v signálu a_{avg}

V této části je kladen důraz na to, aby bod T_{offP} ležel mezi vrcholem T vlny a P vlnou. Detekce probíhá následovně:

1. Protažení přímky mezi bodem T_{estim} a každým dalším až po bod INT_{end}
2. Výpočet plochy mezi přímkou a signálem a_{avg} pro každý bod
3. Nalezení bodu, který generuje maximální plochu
4. Nalezení minima v signálu a_{avg} mezi T_{estim} a bodem nalezeným v odrážce 3
5. Nalezené minimum označeno jako kandidát na T_{offP} .

Tento slovy těžko popsatelný princip je ukázán na obrázku 5.13. Na tomto obrázku je zobrazen výsek obsahující T a P vlnu. V prostředním grafu jsou znázorněny přímky, o kterých se pojednává v odrážce 1. Ve spodním grafu je naznačena plocha mezi zvýrazněnou přímkou a signálem a_{avg} , o které se pojednává v odrážce 2. Naznačení hledání minima v signálu a_{avg} v oblasti pod zvýrazněnou plochou si autor odpustí.



Obr. 5.13: Ukázka popisující princip hledání kandidáta na bod T_{offP} . Od zhora dolů: originální signál, signál a_{avg} , signál a_{avg} . Zelená čára v originálním signálu značí vrchol T vlny, modrá čára značí vrchol P vlny. Červené čáry v druhém grafu znázorňují protažené přímky mezi T_{estim} a ostatními body. Červená plocha ve třetím grafu znázorňuje maximální plochu.

Hledání v signálu c_{avg}

Princip hledání kandidáta na T_{offP} je v této části jednodušší ve srovnání s předešlou částí. Jako kandidát na T_{offP} je označena pozice druhého průchodu nulou za pozicí bodu T_{peak} v signálu c_{avg} . Jelikož samotný bod T_{peak} leží na pozici průchodu nulou a všechny další průchody nulou už byly jednou nalezeny (při detekci T_{peak}), nalezení kandidáta na T_{offP} je snadné.

Jako bod T_{offP} je vybrán ten kandidát, jehož pozice je blíže k T_{peak} .

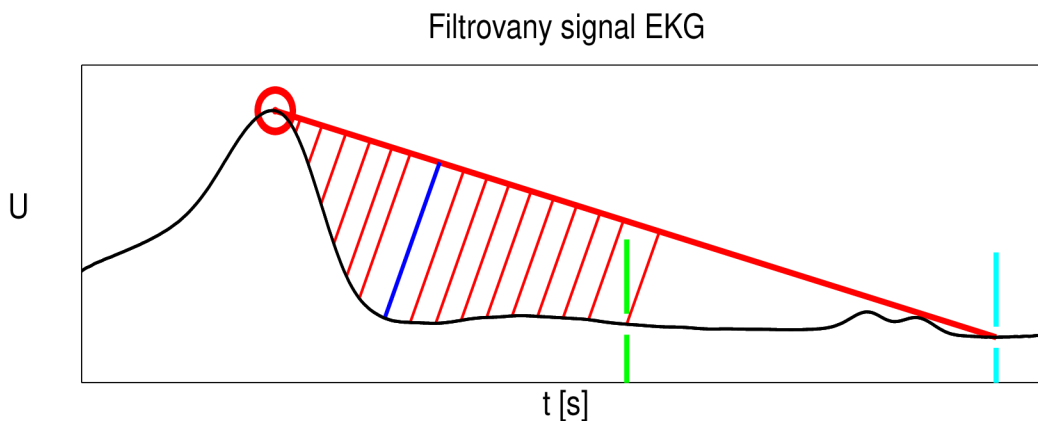
5.3.2 Přesná detekce konce T vlny

V tomto bloku je hledána pozice bodu T_{offset} . Tento bod je průsečíkem mezi křivkou T vlny a izolinií. Nabízí se detekční metoda založená na klasifikaci růstu hodnoty izolinií. Autor s touto metodou experimentoval a získané výsledky na nezašuměných záznamech byly uspokojivé. Nicméně po experimentech na zátěžových záznamech autor od této metody upustil.

Aplikovaná metoda v této práci je spíše založena na klasifikaci dynamiky sestupné hrany T vlny.

Detekce konce T vlny probíhá v originálním filtrovaném signálu. Využívá se bodů $T_{finpeak}$, T_{offP} , INT_{end} . Detekční princip je následující:

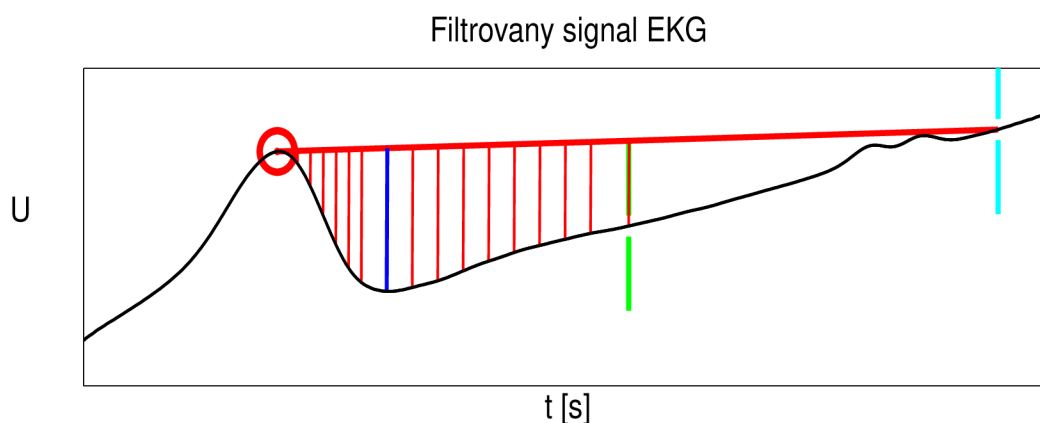
1. Protažení řídicí přímky mezi bodem $T_{finpeak}$ a INT_{end} .
2. Nalezení všech kolmic k dané přímce procházející jednotlivými body od $T_{finpeak}$ po T_{offP}
3. Výpočet vzdálenosti mezi patou kolmic a body, kterými jednotlivé kolmice prochází (každým bodem prochází právě jedna kolmice)
4. Nalezení maximální vzdálenosti uvedené v odrážce 3
5. Bod generující maximální vzdálenost je označen jako T_{offset} .



Obr. 5.14: Ukázka popisující princip detekce bodu T_{offset} v originálním signálu. Červený kruh značí pozici $T_{finpeak}$, světle modré značení představuje bod INT_{end} , zelené značení ukazuje bod T_{offP} . Červené čáry modelují kolmice mezi řídicí přímkou (zvýrazněná červená čára) k jednotlivým bodům. Modrá čára odpovídá kolmici od bodu, který byl vybrán jako bod T_{offset} .

Ukázka detekce je zobrazena na obrázku 5.14. Řídící přímka je protažena mezi vrcholem T vlny a bodem INT_{end} . Pro každý bod v intervalu od $T_{finpeak}$ do T_{offP} je nalezena kolmice k řídicí přímce, která prochází každým jedním bodem. V rámci přehlednosti je v obrázku naznačena jen každá desátá kolmice. Bod, jehož vzdálenost je od řídicí přímky největší, je označen jako T_{offset} .

Výhodou této metody je nízká citlivost na kolísání izolinie (v případě, že izolinie vykazuje konstantní růst či pokles v rámci jednoho RR intervalu). Simulovaný konstantní nárůst izolinie a chování detektoru v takovém případě je zobrazeno na obrázku 5.15.



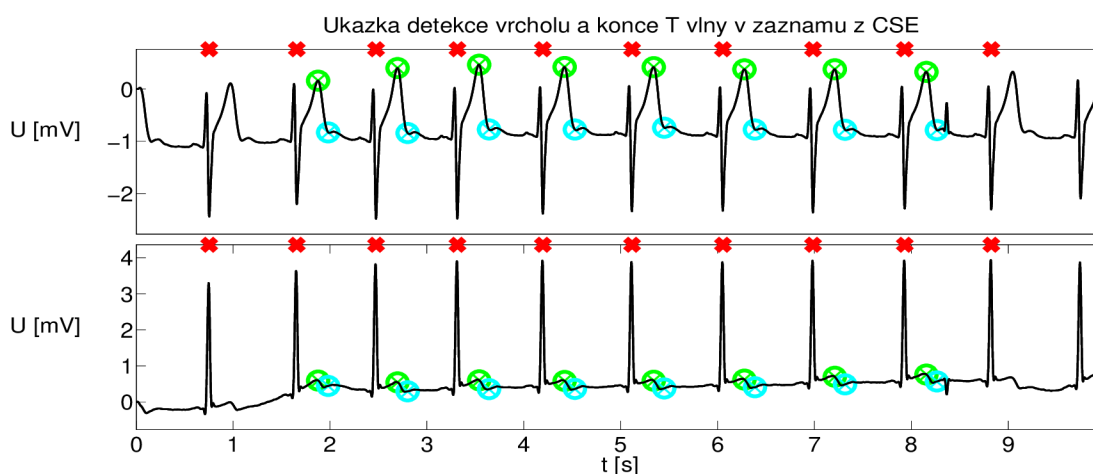
Obr. 5.15: Ukázka popisující chování detektoru konce T vlny při kolísání izolinie. Červený kruh značí pozici $T_{finpeak}$, světle modré značení představuje bod INT_{end} , zelené značení ukazuje bod T_{offP} . Červené čáry modelují kolmice mezi řídicí přímkou (zvýrazněná červená čára) k jednotlivým bodům. Modrá čára odpovídá kolmici od bodu, který byl vybrán jako bod T_{offset} .

5.4 Ukázky a výsledky detekce parametrů T vlny

Jelikož autor nemá k dispozici záznamy, na kterých by byly validovány pozice vrcholu a konce T vln, musí se omezit jen na kvalitativní hodnocení. Dále budou uvedeny a stručně okomentovány vybrané zdetekované záznamy z databáze CSE a zátěžové záznamy. Protože není možné ukázat celý průběh zátěžových záznamů (délka v řádu hodin), dále budou zobrazeny jen intervaly RR , $RT_{finpeak}$ a jeden deseti vteřinový výsek z jednotlivých záznamů.

Na všech níže uvedených obrázcích jsou vyznačeny QRS komplexy červeným bodem na horním ohraji grafu, vrcholy T vln zeleným značením a konce T vln světle modrým značením. Detekce na CSE záznamech probíhá vždy až od druhého QRS komplexu. Ukázky zdetekovaných záznamů z databáze CSE jsou uvedeny na obrázcích 5.16 až 5.18, ukázky ze zátěžových záznamů na obrázcích 5.19 až 5.21.

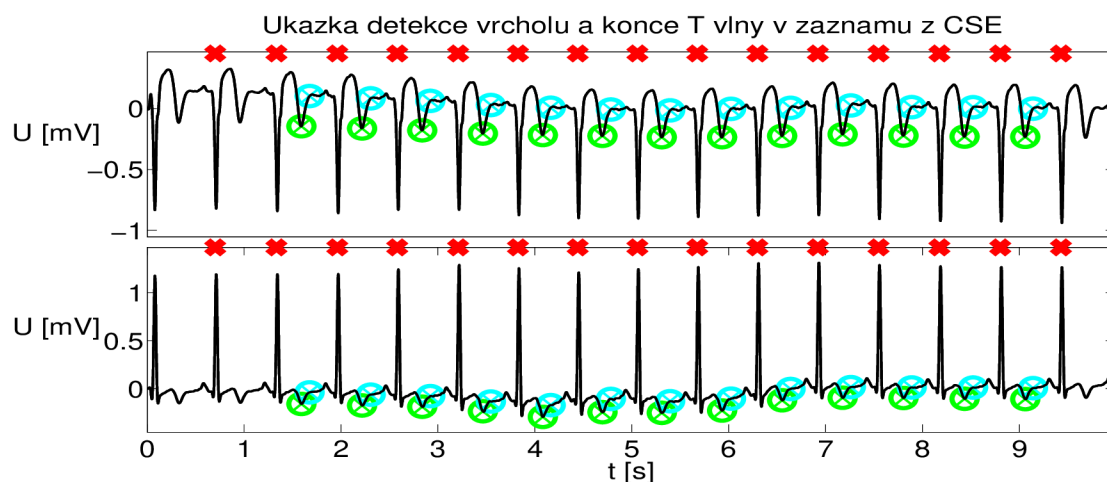
Na obrázku 5.16 je zobrazen záznam z databáze CSE. V záznamu se vyskytují monofazické T vlny navazující na QRS komplexy zleva. P vlna je nevýrazná. Všechny vrcholy i konce T vln jsou zdetekovány. V posledním RR intervalu se nachází extrasystola, která téměř zasahuje do konce T vlny. Konec T vlny je i přesto zdetekován korektně. Čas detekce: 5,03 s.



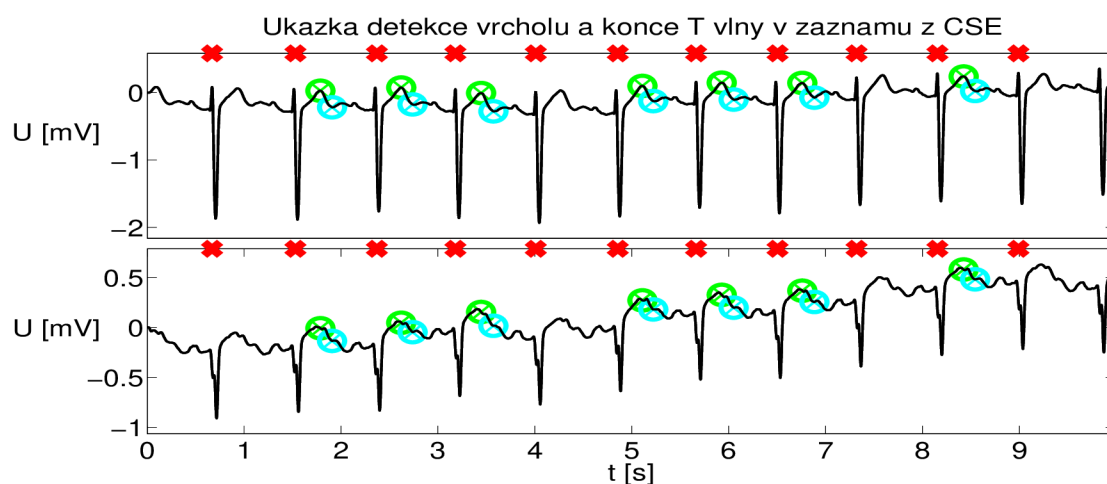
Obr. 5.16: Ukázka detekce na záznamu MO1_064_12 z databáze CSE. Nahoře: řídicí svod V2, dole: svod V5.

Obrázek 5.17 zobrazuje záznam z databáze CSE. V záznamu se nachází T vlny se zápornou polaritou podléhající elevaci ST úseků. Délka RR intervalů se v průběhu záznamu nemění. V řídicím svodu V2 vlna P nedosahuje výchytky T vlny, v ostatních

hrudních svodech je však rozdíl mezi výchylkou T a P vlny srovnatelný. Všechny vrcholy i konce T vln jsou zdetekovány. Čas detekce: 5,29 s.



Obr. 5.17: Ukázka detekce na záznamu MO1_108_12 z databáze CSE. Nahoře: řídicí svod V2, dole: svod V5.

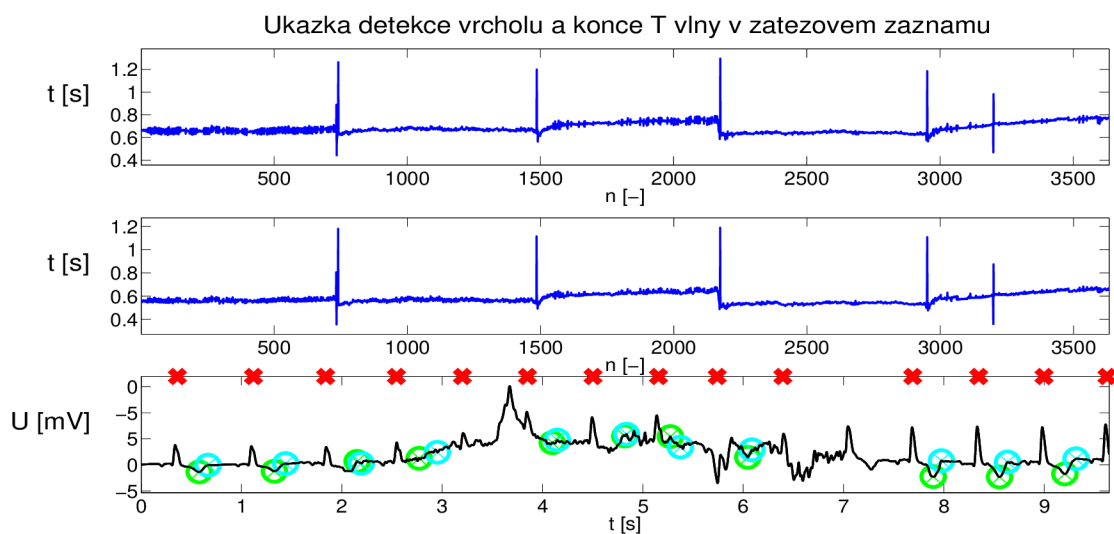


Obr. 5.18: Ukázka detekce na záznamu MO1_022_12 z databáze CSE. Nahoře: řídicí svod V2, dole: svod V5.

Na obrázku 5.18 je ukázán záznam z databáze CSE. Specifický je v tom, že pouze signál ve svodu V2 (v obrázku nahoře) a V3 je nerušený. Signály ze zbylých svodů

jsou srovnatelné se signálem ve svodu V5 (v obrázku dole). Ve dvou RR intervalech je detekce kvůli nadměrnému rušení ve zbylých svodech přerušena. Čas detekce: 4,48 s.

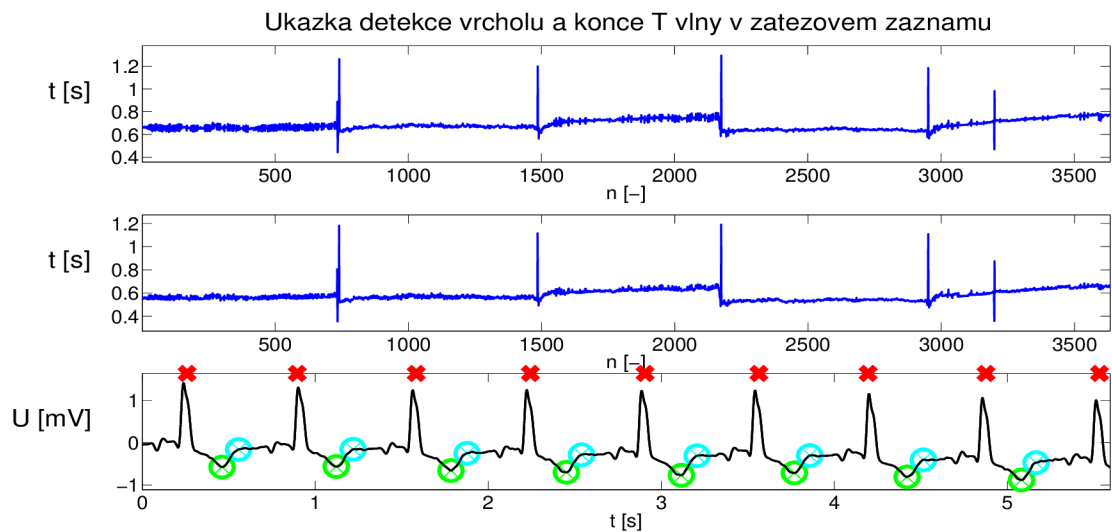
Všechny dále uvedené zátěžové záznamy obsahují krátké oblasti s extrémním rušením, zamezujícím korektní detekci. Ukázka takového přechodu je zobrazena na obrázku 5.19. Od zhora dolů: průběh RR intervalů, průběh RT intervalů, originální filtrovaný signál ve svodu V2. Zobrazený přechod se nachází na hranici RR intervalu číslo 1500. Před a za úsekem obsahujícím ručení jsou parametry T vlny detekovány korektně. Čas detekce činil 214,28 s.



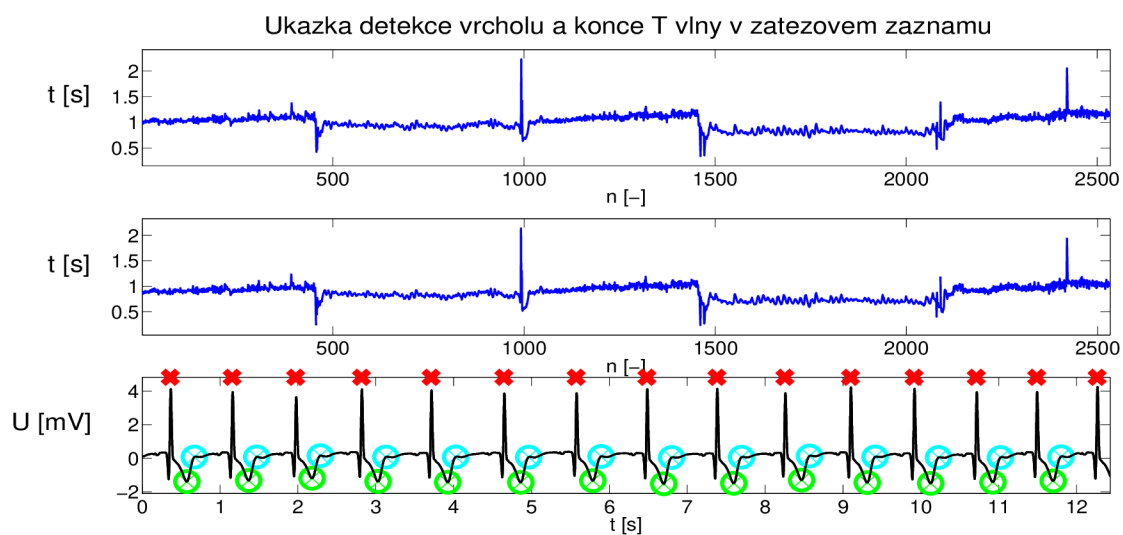
Obr. 5.19: Ukázka detekce na zátěžovém záznamu záznamu. Od zhora dolů: průběh RR intervalu, průběh RT intervalu, originální záznam ve svodu V2.

Obrázek 5.20 zobrazuje tentýž záznam kolem RR intervalu číslo 500. Při srovnání s výše uvedeným úsekem záznamu je patrné, že tvar a polarita QRS komplexu a T vlny se nezmění, což je pro tyto záznamy typické.

Na obrázku 5.21 je ukázán další zátěžový záznam. Ukázka originálního záznamu je vyňata z úseku kolem RR intervalu číslo 1600. Z průběhů RR a RT intervalů je vidět, že oba intervaly vykazují oscilační chování. Pokud by byly průběhy přiblíženy, bylo by možné si všimnout oscilace připomínající tvar sinusoidy s vlnovou délkou rovnou přibližně patnácti RR intervalů. Čas detekce činil 178,28 s.



Obr. 5.20: Ukázka detekce na zátěžovém záznamu záznamu. Od zhora dolů: průběh RR intervalu, průběh RT intervalu, originální záznam ve svodu V2.



Obr. 5.21: Ukázka detekce na zátěžovém záznamu záznamu. Od zhora dolů: průběh RR intervalu, průběh RT intervalu, originální záznam ve svodu V2.

6 ANALÝZA PARAMETRŮ T VLNY

Tato kapitola je ukázkou využití získaných pozic vrcholu a konce T vlny. Z časových důvodů musel autor přistoupit jen k ukázce budoucího vývoje analýzy parametrů T vlny, ve které bude dále pokračovat na pracovišti ICRC.

6.1 Popis odvozených parametrů

Výstupem detekčního systému, na který analýza parametrů navazuje, jsou pozice vrcholu a konce T vlny. Z těchto bodů lze získat parametry jako jsou plocha pod sestupnou hranou T vlny, strmost sestupné hrany T vlny, délka $T_{peak} - T_{offset}$ intervalu a další. Autor zde záměrně nezmiňuje QT, potažmo RT interval, jelikož přesnost detekce R vlny navrženým detektorem se nezdá být dostatečná.

V první řadě je nutné ověřit, zda analyzované parametry nesou klinicky hodnotnou informaci.

Jedním z hlavních úkolů analýzy parametrů T vlny je pozorování časových změn v závislosti na podstoupené zátěži nebo změně polohy těla. Vhodný matematický model pro analýzu dynamických změn parametrů ještě nebyl vybrán. I proto je v této práci uvedena jen ukázka dalšího vývoje.

Autor vybral dva parametry z mnoha parametrů, které se dají z nadetekovaných bodů odvodit. Jedná se o výpočet plochy mezi body T_{peak} a T_{offset} a strmost sestupné hrany T vlny.

6.1.1 Plocha mezi vrcholem a koncem T vlny

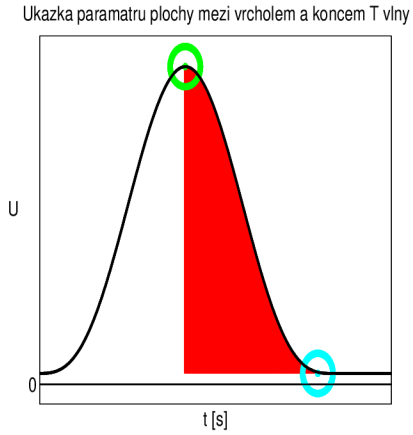
Výpočet plochy mezi body T_{peak} a T_{offset} se dá popsat jako

$$S_{po} = \sum_{i=0}^{m-n} |x(n+i) - x(m)|, \quad (6.1)$$

přičemž S_{po} značí obsah plochy, n je pozice vrcholu a m je pozice konce T vlny. Ukázka je uvedena na obrázku 6.1. Červeně zvýrazněná plocha představuje daný parametr obsahu plochy.

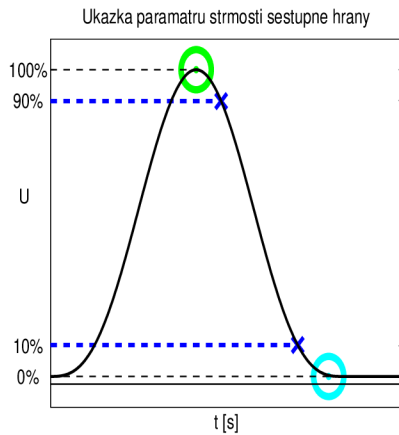
6.1.2 Strmost sestupné hrany

Jako parametr strmosti lze použít například směrnici přímky, která prochází určitými specifickými body v dané hraně. Zde jsou tyto body reprezentovány okraji oblasti symetricky ohraničující 80% výchylky mezi body T_{peak} a T_{offset} . Toto složitě popsateľné schéma je zobrazeno na obrázcích 6.2 a 6.3. Obrázek 6.2 ukazuje body,

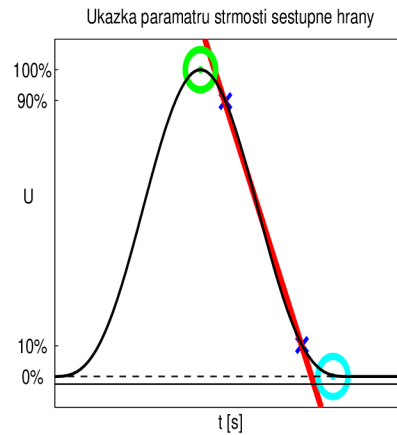


Obr. 6.1: Ukázka obsahu plochy mezi body T_{peak} a T_{offset} , Plocha sloužící jako parametr pro analýzu je vytyčena červeně.

mezi kterými se nachází 80% výchylky mezi body T_{peak} a T_{offset} . Obrázek 6.3 ukazuje protnutí přímky těmito body. Směrnice této přímky je použita jako parametr strmosti sestupné hrany T vlny.



Obr. 6.2: Ukázka bodů, kterými prochází přímka určující strmost sestupné hrany T vlny.



Obr. 6.3: Ukázka přímky, jejíž směrnice určuje parametr strmosti sestupné hrany T vlny.

7 ZÁVĚR

Autor nastudoval literaturu vázající se k problematice repolarizace na fyziologické i detekční úrovni. Na popud jednoho z nastudovaných materiálů [26] navrhl doposud nepublikovaný způsob přístupu k více svodovým EKG záznamům. Metoda je založena na aproximaci přímky přes vzorky všech svodů. Koeficienty nalezené přímky jsou použity pro následnou detekci QRS komplexu, vrcholu T vlny a konce T vlny.

Autor experimentoval s lidskými zátěžovými záznamy, záznamy z databáze CSE a zvířecími EKG záznamy vzorkovanými různým kmitočtem, přičemž se potvrdila univerzálnost dané transformace svodů. Vytvořený detektor je funkční, vyniká zvláště úspěšností detekce QRS komplexu.

Detekce komplexu QRS byla testována na databázi CSE. Dosažená sensitivita je rovna 99,88% , pozitivní prediktivita dosahuje hodnoty 100%. Získané hodnoty jsou porovnány s výsledky jiných autorů. Dále jsou uvedeny grafické ukázky detekce.

Detekce vrcholu a konce T vlny je realizována v několika postupných krocích, které na sebe přímo navazují. Detekční oblast je postupně zpřesňována. Pokud jakýkoliv z detekčních bloků není schopen spolehlivě vykonat svoji funkci, detekce T vlny v daném RR intervalu končí. Přesná pozice vrcholu T vlny je detekována v transformovaném signálu. Pozice konce T vlny je hledána v originálním filtrovaném signálu.

Výsledky byly zhodnoceny kvalitativně pomocí uvedených ukázek, protože autor neměl k dispozici databázi obsahující referenční pozice vrcholu a konce T vlny. Ukázky se skládají z krátkých záznamů z databáze CSE a z lidských zátěžových záznamů, dlouhých několik desítek minut až hodin. U těchto záznamů byly uvedeny a okomentovány RR a RT intervaly a dále uvedeny výseky z jednotlivých záznamů.

Autor nastínil některé parametry T vlny , které budou dále analyzovány. Z časových důvodů nebyla realizace analýzy do této práce plně implementována. Analýza určitých dynamicky se měnících parametrů bude dále navazovat na tuto práci v centru ICRC.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

TWA Alternace T vlny – T Wave Alternans

SCD Náhlá srdeční smrt – Sudden Cardiac Death

SVM Support Vector Machine

ACL Area-Curve Length

RMS Root Mean Square

T_{peak} Vrchol T vlny

$T_{finpeak}$ Přesný vrchol T vlny

T_{estim} Odhad vrcholu T vlny

T_{offset} Konec vrcholu T vlny

T_{offP} Bod mezi T a P vlnou

INT_{start} Začátek detekčního intervalu

INT_{end} Konec detekčního intervalu

DM Dočasné maximum

SKR Suma kontinuálního růstu

LITERATURA

- [1] A. Despopoulos S. Silbernalg. *Atlas fyziologie člověka*. George Thieme Verlag, 2003.
- [2] P. Bravendý M. Štejfa, J. Šumbera. *Základy elektrokardiografie*. Rektorát Masarykovy univerzity, Burešovaova 20, Brno, 1991.
- [3] Malmivuo J. Viik, J. Hyttinen. Comparison between st depression and elevation in myocardial ischemia diagnosis. *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2:771–772, 1992.
- [4] M. Atarod A. Ghaffari, MR. Homaeinezhad. Detecting and quantifying t-wave alternans using the correlation method and comparing with the fft-based method. *Computers in Cardiology*, 2008.
- [5] F. C. Roldán E.M. Martinez, P. A. Lopez. Enhanced spectral method for t-wave alternans analysis. *Intelligent Signal Processing*, 2007.
- [6] M. Kania O. Meste, D. Janusek. A new robust t wave alternans detector and its threshold optimization. *Computers in Cardiology*, 2012.
- [7] W. Sheng L. Qiang. T-wave detection in electrocardiogram signal based on independent sub-band function. *Intelligent Systems and Applications*, 2009.
- [8] et al. Y. Sheng, H. Ying. Ecg t wave detector based on neural network improved by genetic algorithms. *Intelligent Systems*, 2010.
- [9] et al. J. P. V. Madeiro. New approach for t-wave peak detection and t-wave end location in 12-lead paced ecg signals based on a mathematical model. *Elsevier*, 2012.
- [10] C. S. Poon N. M. Arzeno, Z. D. Deng. Analysis of first-derivative based qrs detection algorithms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55:478–484, 2008.
- [11] W. J. Tompkins P. S. Hamilton. Quantitative investigation of qrs detection rules using the mit/bih arrhythmia database. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 33:1157–1165, 1987.
- [12] R. Orglmeister B. U. Köhler, C. Hennig. Qrs detection using zero crossing counts. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 8, 2003.
- [13] T. Q. Nguyen V. X. Afonso, W. J. Tompkins. Ecg beat detection using filter banks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46:192–202, 1999.

- [14] A. Sadr M. Zarrini. A real-time algorithm to detect inverted and symmetrical t-wave. *Computer and Electrical Engineering*, pages 318 – 322, 2009.
- [15] A. Sadr M. Noohi. T wave detection by correlation method in the ecg signal. *Computer and Automation Engineering*, 5:550–552, 2010.
- [16] et al. Madeiro JPV. New approach for t-wave peak detection and t-wave end location in 12-lead paced ecg. *Med Eng Phys*, 2012.
- [17] et al. Y. Sheng, H. Ying. Ecg t wave detector based on neural network improved by genetic algorithms. *Intelligent Systems*, 1:355–358, 2010.
- [18] N.S. Lingayat S. S. Mehta. Detection of t-waves in 12-lead electrocardiogram. *Conference on Computational Intelligence and Multimedia Applications*, 2:512–516, 2007.
- [19] M. Akraminiaa A. Ghaffaria, M.R. Homaeinezhada. A robust wavelet-based multi-lead electrocardiogram delineation algorithm. *Medical Engineering & Physics*, 31:1219–1227, 2009.
- [20] L. Vikas A. Nutan, V. Raghaven. Heart rate variability and its clinical application for biofeedback. *Computer-Based Medical Systems*, pages 263–266, 2004.
- [21] European Medicines Agency. The clinical evaluation of qt/qt_c interval prolongation and proarrhythmic potential for non-antiarrhythmic drugs drugs ich e14. *EMA*, jan 2005.
- [22] R Campbell. Q_tc dispersion may reflect vulnerability to ventricular fibrillation. *BMJ*, 1996.
- [23] Golferini F; ILSA Study Group. Bortolan G, Bressan M. Q_t dispersion in the elderly. the ilsa study. *PubMed*, 2004.
- [24] M. Valleverdu P. Caminal, A. Blasi. New algorithm for qt dispersion analysis in xyz-lead holter ecg. *Computers in Cardiology*, pages 709–712, 1998.
- [25] CH. Xiang T. H. Ch.Tat. Using tele-medical electrocardiography monitoring and analysis for a more immediate prognosis to patients of suspect long qtsyn-drome. *Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 9789–6792, 2010.
- [26] L. Laufberger. *Spatiocardiography*. Akademie věd, 1964.
- [27] I. Růžičková B. Fajmon. Matematika 3. *FEKT*, pages 73–78, 2005.

- [28] MathWorks Inc. Documentation center - polyfit. www.mathworks.com/help/matlab/ref/polyfit.html, dec 2013.
- [29] J. Brandejs. Detekce komplexu qrs u experimentálních záznamů ekg. *Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií*, 46:43, 2012.
- [30] N. S.Lingayat S.S Mehta. Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram. *Signal Processing*, 87, 2007.
- [31] P. E. Trahanias. An approach to qrs complex detection using mathematical morphology. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 40, 1993.
- [32] S.S. Mehta V.S. Chouhan. Detection of qrs complexes in 12-lead ecg using adaptive quantized threshold. *International Journal of Computer Science and Network Security*, 8, 2008.
- [33] C. Zheng C. Li. Detection of ecg characteristic points using wavelet transforms. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 42, 1995.
- [34] R. Almeida J. P. Martínez. A wavelet-based ecg delineator: Evaluation on standard databases. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 51, 2004.
- [35] W. J. Tompkins P. S. Hamilton. Quantitative investigation of qrs detection rules using the mit/bih arrhythmia database. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 33, 1986.

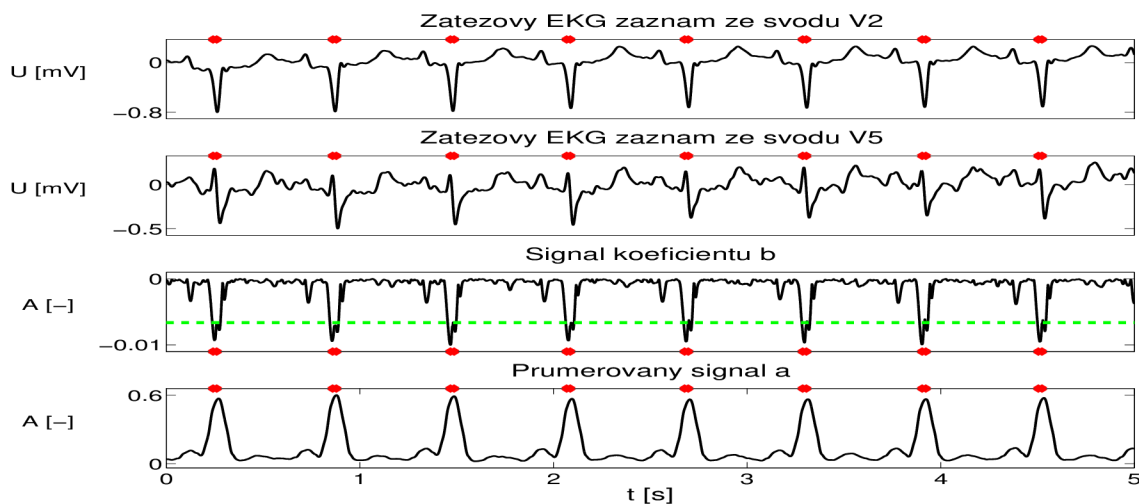
SEZNAM PŘÍLOH

A Odvození koeficientů a , b .	60
B Srovnání transformace ve svodu V2 a V5	61

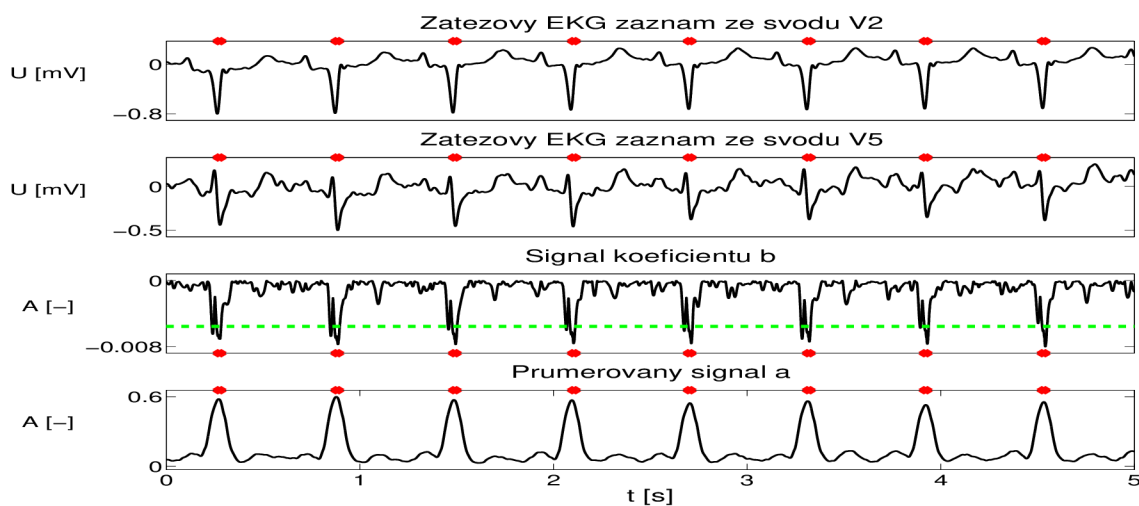
A ODVOZENÍ KOEFICIENTŮ A, B.

$$\begin{aligned}
 b &= \frac{\sum_{i=0}^n y_i - a \sum_{i=0}^n x_i}{(n+1)} \\
 b &= \frac{\sum_{i=0}^n x_i y_i - a \sum_{i=0}^n x_i^2}{\sum_{i=0}^n x_i} \\
 \frac{\sum_{i=0}^n y_i - a \sum_{i=0}^n x_i}{(n+1)} &= \frac{\sum_{i=0}^n x_i y_i - a \sum_{i=0}^n x_i^2}{\sum_{i=0}^n x_i} \\
 \frac{-a \sum_{i=0}^n x_i}{(n+1)} + \frac{a \sum_{i=0}^n x_i^2}{\sum_{i=0}^n x_i} &= -\frac{\sum_{i=0}^n y_i}{(n+1)} + \frac{\sum_{i=0}^n x_i y_i}{\sum_{i=0}^n x_i} \\
 \frac{-a \sum_{i=0}^n x_i \sum_{i=0}^n x_i + (n+1)a \sum_{i=0}^n x_i^2}{(n+1) \sum_{i=0}^n x_i} &= \frac{-\sum_{i=0}^n y_i \sum_{i=0}^n x_i + (n+1) \sum_{i=0}^n x_i y_i}{(n+1) \sum_{i=0}^n x_i} \\
 a \left(-\sum_{i=0}^n x_i \sum_{i=0}^n x_i + (n+1) \sum_{i=0}^n x_i^2 \right) &= -\sum_{i=0}^n y_i \sum_{i=0}^n x_i + (n+1) \sum_{i=0}^n x_i y_i \\
 a &= \frac{-\sum_{i=0}^n y_i \sum_{i=0}^n x_i + (n+1) \sum_{i=0}^n x_i y_i}{-\sum_{i=0}^n x_i \sum_{i=0}^n x_i + (n+1) \sum_{i=0}^n x_i^2}.
 \end{aligned} \tag{A.1}$$

B SROVNÁNÍ TRANSFORMACE VE SVODU V2 A V5



Obr. B.1: Ukázka výseku ze zátěžového záznamu ve svodu V2, V5 a signálech b , a_{avg} . $F_{vz} = 5000Hz$. Hlavní detekční svod: V2. Červené body představují nadetekované QRS komplexy. Zelená vodorovná čára v signálu b představuje práh detekce QRS.



Obr. B.2: Ukázka výseku ze zátěžového záznamu ve svodu V2, V5 a signálech b , a_{avg} . $F_{vz} = 5000Hz$. Hlavní detekční svod: V5. Červené body představují nadetekované QRS komplexy. Zelená vodorovná čára v signálu b představuje práh detekce QRS.