



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

ODSTRANĚNÍ STIMULAČNÍCH HROTŮ ZE SIGNÁLU ELEKTROKARDIOGRAFU

REMOVAL OF PACING SPIKES FROM THE ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

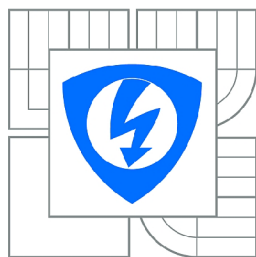
Bc. RADOVAN SMÍŠEK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. TEREZA REICHLOVÁ

BRNO 2015



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. Radovan Smíšek

ID: 136488

Ročník: 2

Akademický rok: 2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Odstranění stimulačních hrotů ze signálu elektrokardiografu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s metodami měření a vyhodnocení vícesvodového vysokofrekvenčního EKG. 2) Vyhodnocení vyšších frekvenčních složek QRS komplexu je u pacientů s kardiostimulátorem limitováno přítomností stimulačních signálů, které mají amplitudu o několik řádů vyšší než vyhodnocované signály QRS. U pacientů s intrakardiální stimulací, měřených ve Fakultní nemocnici u sv. Anny v Brně, proveďte detekci stimulačních hrotů a analyzujte jejich vlastnosti. 3) Navrhněte nejvhodnější metody pro odstranění stimulačních hrotů. Srovnajte vysokofrekvenční vlastnosti EKG při vypnutém a zapnutém stimulátoru po odstranění stimulačních hrotů. 4) Diskutujte parametry pro automatickou eliminaci hrotů a možné problémy. 5) Zhodnoťte úspěšnost odstranění a chyby při interpretaci vysokofrekvenčních vlastností EKG při stimulaci.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ASCHERMAN, Michael. Kardiologie. Galén, 2014. ISBN 80-7262-290-0.

[2] AMIT, G., O. GALANTE, L. R. DAVRATH, O. LURIA, S. ABOUD a D. ZAHGER. High-Frequency QRS Analysis in Patients with Acute Myocardial Infarction: A Preliminary Study. Annals of Noninvasive Electrocardiology. 2013, roč. 18, č. 2, s. 149-156.

Termín zadání: 9.2.2015

Termín odevzdání: 22.5.2015

Vedoucí práce: Ing. Tereza Reichlová

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

Cílem této práce je detekce stimulačních hrotů v záznamu ultra vysokofrekvenčního EKG za účelem následného odstranění stimulačních hrotů a umožnění vyhodnocení vyšších frekvenčních složek komplexu QRS. Toto vyhodnocení je nemožné při přítomnosti stimulačních hrotů. Zvolený problém je vyřešen pomocí heuristického algoritmu, který využívá proložení signálu přímkou v oblasti, která není ovlivněna stimulačním impulzem. Následně dochází k prodloužení této přímky a pomocí rozdílů mezi přímkou a signálem, případně pomocí dalších pravidel, jsou detekovány okraje stimulačního hrotu. Samotný vrchol hrotu je detekován prahováním obálky první diference originálního signálu. V práci jsou testovány i další algoritmy. Je zde též navrženo několik metod odstranění stimulačního hrotu. Práce zmiňuje i tvorbu obálek vysokofrekvenčních složek, na základě jejichž analýzy jsou porovnány navržené metody odstranění stimulačních hrotů a dále je také vyhodnocena úspěšnost detekce.

Klíčová slova: ultra vysokofrekvenční elektrokardiogram (UHF EKG), detekce stimulačních hrotů, odstranění stimulačních hrotů, resynchronizační léčba, kardiostimulace

Abstract

The goal of this thesis is to detect pacing pulses in ultra high-frequency ECG so as to remove these pacing pulses. It makes evaluation of higher frequency components of QRS complex possible. This evaluation is impossible while pacing pulses are present. Chosen issue is solved using heuristic algorithm. Algorithm uses spacing of signal by line in the area which is not influenced by pacing pulses. Subsequently this line is made longer and using differences between line and signal (or another rules) edges of pacing pulses are detected. The top of the stimulation tip is detected by thresholding envelope of original signal's first difference. More algorithms are tested in this thesis. Several methods of removing pacing pulses are suggested in thesis. Envelopes of high-frequency components are created. Envelopes are analyzed subsequently and suggested methods of removing pacing pulses are compared on the basis of these analysis. Finally the detection efficiency is evaluated.

Keywords: ultra high-frequency electrocardiogram (UHF ECG), detection of pacing pulses, removal of pacing pulses, resynchronisation therapy, cardiostimulation

SMÍŠEK, R. *Odstranění stimulačních hrotů ze signálu elektrokardiografu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 134 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Tereza Reichlová.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Odstranění stimulačních hrotů ze signálu elektrokardiografu jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí 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 tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si 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. 40/2009Sb.

V Brně dne

.....

Radovan Smíšek

Poděkování

Děkuji vedoucí diplomové práce Ing. Tereze Reichlové za velmi přínosnou pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce. Dále děkuji rodičům, kteří mě podporovali po celou dobu mého studia.

V Brně dne

.....

Radovan Smíšek

Obsah

Seznam obrázků	10
Seznam tabulek	17
Použité zkratky	18
Úvod	20
1 Srdce	21
1.1 Anatomie srdce.....	21
1.2 Histologie srdce.....	21
1.3 Elektrické děje na orgánové úrovni.....	22
1.4 Elektrické děje na buněčné a molekulární úrovni	23
1.4.1 Základní pojmy, vznik klidového membránového napětí	23
1.4.2 Akční napětí	24
1.4.3 Průběh akčního napětí u komorové srdeční buňky, membránové proudy ...	25
1.5 Elektrokardiografie.....	30
1.5.1 Elektrokardiogram.....	30
1.5.2 Dvanáctisvodové EKG.....	31
1.5.3 Rozšířený dvanáctisvodový systém	33
1.5.4 Ortogonální svodový systém	34
1.5.5 Vybrané patologické stavy a jejich projevy na EKG	34
1.5.6 Frekvenční vlastnosti EKG	37
1.5.7 Vysokofrekvenční a ultra vysokofrekvenční EKG	38
1.6 Stimulace srdce	48
1.6.1 Základní pojmy	48
1.6.2 Funkčnost kardiostimulátorů.....	49
1.6.3 Počet ovládaných dutin kardiostimulátorem	50
1.6.4 Biventrikulární stimulace, srdeční asynchronie	51
1.6.5 Výběr vhodného stimulačního režimu respektive typu kardiostimulátoru ..	52

1.6.6	Parametry kardiostimulátorů	53
2	Číslicové zpracování signálů	63
2.1	Lineární filtrace	63
2.2	Filtrace EKG	64
2.3	Metody detekce vrcholů ostrých hrotů	65
2.3.1	Obecné blokové schéma detektoru ostrých hrotů	65
2.3.2	Detekce prostým prahováním amplitudy	65
2.3.3	Detekce založená na výpočtu první diference	65
2.3.4	Detekce založená na filtraci signálu	65
2.3.5	Detekce založená na obálce filtrovaného signálu	66
2.3.6	Detekce přizpůsobenou filtrací	66
2.3.7	Detekce pomocí neuronových sítí	66
2.4	Metody detekce okrajů ostrých hrotů	67
2.4.1	Detekce pomocí první diference	67
2.4.2	Další metody	67
2.5	Analytický signál, Hilbertova transformace, obálka signálu	67
2.6	Lineární regrese	68
3	Praktická část práce	69
3.1	Popis použitých signálů EKG	69
3.2	Analýza vlastností stimulačních hrotů	70
3.3	Detekce maxim stimulačních hrotů	72
3.4	Detekce levých okrajů stimulačních hrotů	73
3.4.1	Detekce pomocí minima v obálce první diference originálního signálu	74
3.4.2	Detekce pomocí výpočtu směrodatné odchylky v originálním signálu	74
3.4.3	Detekce pomocí směrodatné odchylky a lineární regrese	75
3.5	Detekce pravých okrajů stimulačních hrotů obsahujících zpožděný stimulační impulz	76
3.5.1	Detekce pomocí minima v obálce první diference originálního signálu	77
3.5.2	Detekce pomocí směrodatné odchylky	78

3.5.3	Detekce pomocí lineární regrese	79
3.6	Detekce pravých okrajů stimulačních hrotů neobsahujících zpožděný stimulační impulz	85
3.6.1	Detekce pomocí minima v obálce první diference originálního signálu	85
3.6.2	Detekce pomocí směrodatné odchylky	85
3.6.3	Detekce pomocí lineární regrese	86
3.7	Sjednocení detekce ze svodů V_1 a V_6	87
3.8	Výsledky detekce	87
3.9	Odstranění stimulačních hrotů	90
3.9.1	Nahrazení stimulačních hrotů kubickým splinem	90
3.9.2	Nahrazení stimulačních hrotů přímkou	92
3.9.3	Nahrazení stimulačních hrotů dvěma přímkami	93
3.9.4	Nahrazení stimulačních hrotů přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců	94
3.9.5	Nahrazení stimulačních hrotů křivkou s postupně měnící se směrnici	95
3.9.6	Nahrazení stimulačních hrotů křivkou s postupně měnící se směrnici s omezením hodnot	96
3.9.7	Potlačení stimulačního hrotu odečtením průměrného hrotu	97
3.9.8	Potlačení stimulačního hrotu filtraceí	99
3.10	Parametry pro automatickou eliminaci hrotů	100
3.11	Další zpracování UHF EKG signálu	105
3.12	Vyhodnocení úspěšnosti odstranění stimulačních hrotů	108
3.12.1	Možné situace po odstranění hrotu	108
3.12.2	Obálka vysokofrekvenčních složek při změně detekce stimulačního píku	110
3.12.3	Porovnání metod odstranění stimulačního hrotu	116
3.12.4	Shrnutí úspěšnosti odstranění stimulačních hrotů	121
3.13	Porovnání vysokofrekvenčních vlastností EKG při vypnutém a zapnutém stimulatoru po odstranění stimulačních hrotů	121

Literatura

129

Přílohy

134

Seznam obrázků

Obr. 1 Převodní systém srdeční (převzato a upraveno z [44])	22
Obr. 2 Rovnovážné napětí jednotlivých kanálů (převzato a upraveno z [54]).....	24
Obr. 3 Charakteristické průběhy akčního napětí: (A) nervové vlákno; (B) svalová buňka srdeční komory; (C) buňka SA uzlu; (D) buňka hladkého svalu (převzato z [54])	25
Obr. 4 Akční napětí buňky Purkyňova vlákna s vyznačenými fázemi AN (převzato a upraveno z [7])	26
Obr. 5 Rozklad membránového proudu na hlavní složky u komorové srdeční buňky (jednotlivé symboly popsány níže) (převzato z [54]).....	27
Obr. 6 Vztah časového průběhu membránového napětí při akčním napětí (nahore) a záporné časové derivace napětí (dole) (převzato a upraveno z [54]).....	29
Obr. 7 Převodní systém srdeční s naznačenými průběhy AN v jednotlivých místech a naznačenou sumací AN do výsledné křivky EKG (převzato z [54])	30
Obr. 8 Typické vlny, kmity a úseky v jednom cyklu EKG (převzato a upraveno z [44])	31
Obr. 9 Znázornění směrů, ze kterých je srdce sledováno v jednotlivých svodech a typických tvarů EKG křivky v těchto svodech (převzato z [29])	32
Obr. 10 Umístění hrudních elektrod (převzato z [29]).....	33
Obr. 11 Jednotlivé fáze transmurálního IM (převzato a upraveno z [13])	36
Obr. 12 Jednotlivé fáze netransmurálního IM (převzato a upraveno z [13])	36
Obr. 13 Spektra vln a kmitů signálu EKG (převzato z [32]).....	38
Obr. 14 Princip detekce akutního IM pomocí HF QRS: (A) detekce komplexů QRS a odstranění nevhodných komplexů; (B) zprůměrovaný signál; (C) zprůměrovaný signál po filtraci pásmovou propustí 140–250 Hz; (D) obálka signálu (červeně); (E) kvantifikace RAZ; (F) výstup – index akutní ischemie (převzato a upraveno z [3])	41
Obr. 15 Komplex QRS u zdravého jedince, svod V_2 , surová data UHF EKG (černě), frekvenční pásmo 0,3–100 Hz (červeně), frekvenční pásmo 0,3–50 Hz (modře) (převzato z [25])	43
Obr. 16 Časová stabilita UHF EKG – 500 po sobě jdoucích komplexů QRS, svod V_2 (převzato z [25])	44

Obr. 17 Surová data UHF EKG, svod V_2 (první signál odshora); výkonová obálka signálu ve frekvenčním pásmu 150–250 Hz (druhý signál), 250–500 Hz (třetí signál) a 500–1000 Hz (poslední (spodní) signál) (převzato a upraveno z [25]).....	44
Obr. 18 Zprůměrovaných 500 komplexů QRS (nahore); zprůměrované výkonové obálky ve frekvenčním pásmu 150–250 Hz (dole); (1) obdélník definující šířku QRS komplexu; (2) obdélník definující celkovou šířku výkonové obálky; (3) obdélník definující vzdálenost od prvního píku výkonové obálky po poslední pík výkonové obálky (převzato z [25])	45
Obr. 19 Místa srdce odkud jsou snímány svody V_1 – V_6 (převzato z [21]).....	46
Obr. 20 Obálky UHF EKG signálu u pacienta s LBBB, barvy jednotlivých svodů odpovídají situaci na obr. 19 (převzato a upraveno z [21]).....	47
Obr. 21 Obálky UHF EKG signálu u pacienta s RBBB, barvy jednotlivých svodů odpovídají situaci na obr. 19 (převzato a upraveno z [21]).....	47
Obr. 22 Princip AV hystereze – po detekci spontánního rytmu je AV zpoždění prodlouženo o AV hysterezi, jakmile není detekován spontánní rytmus ani při tomto prodlouženém AV zpoždění, vrací se AV zpoždění opět na původní hodnotu (převzato a upraveno z [33])	54
Obr. 23 Princip měření šířky impulzu (1 – maximální amplituda; 2 – jedna třetina maximální amplitudy; 3 – šířka impulzu) (převzato z [58]).....	55
Obr. 24 Princip měření amplitudy impulzu (D – šířka impulzu; F – plocha pod křivkou stimulačního impulzu; A – amplituda impulzu) (převzato z [58]).....	56
Obr. 25 Obecné blokové schéma detektoru ostrých hrotů (převzato z [32])	65
Obr. 26 Příklad analyzovaného EKG – jeden stimulační pík, stimulace komory, svod V_1	70
Obr. 27 Příklad analyzovaného EKG – tři stimulační píky – síň a pravá a levá komora, svod V_1	70
Obr. 28 Stimulace síně – pomalý návrat k nulové izolínii, svod V_1	71
Obr. 29 Stimulace komory – menší pík se zpožděním po hlavním stimulačním impulzu, svod V_1	72
Obr. 30 Blokové schéma algoritmu pro detekci maxim stimulačních hrotů.....	72
Obr. 31 Chybná detekce levého okraje stimulačního hrotu (zeleně)	75
Obr. 32 Blokové schéma detekce pomocí směrodatné odchylky a lineární regrese	75
Obr. 33 Správná detekce levého okraje stimulačního píku (zeleně) u stimulačního píku špatně detekovaného algoritmem popsaným v kap. 3.4.2	76

Obr. 34 Zpožděný malý stimulační impuls, svod V_1 , brzká detekce pravého okraje (zeleně) z důvodu pomalu se vytrácejícího vlivu stimulačního impulsu na vzorky – nízké hodnoty na svislé ose.....	78
Obr. 35 Zpožděný malý stimulační impuls, svod V_1 , zpožděná detekce pravého okraje (zeleně).....	79
Obr. 36 Zpožděný malý stimulační impuls, svod V_1 , brzká detekce pravého okraje (zeleně)	79
Obr. 37 Blokové schéma detekce pomocí lineární regrese	80
Obr. 38 Detekce pravé strany stimulačního hrotu (zeleně).....	81
Obr. 39 Blokové schéma první podmínky pro stanovení pravého okraje stimulačního hrotu	81
Obr. 40 Blokové schéma druhé podmínky pro stanovení pravého okraje stimulačního hrotu	82
Obr. 41 Malý zpožděný pík, detekce pravého okraje pomocí algoritmu využívajícího lineární regresi (zeleně)	84
Obr. 42 Malý zpožděný pík, detekovaná poloha pravé strany stimulačního píku (zeleně), svod V_1 (vlevo) a svod V_6 (vpravo)	84
Obr. 43 Malý zpožděný pík, detekovaná poloha pravé strany stimulačního píku (zeleně), svod V_1 (vlevo) a svod V_6 (vpravo)	85
Obr. 44 Ukázka proložené přímky (černě) originálním signálem (jednotlivé vzorky červeně), stanovený pravý okraj stimulačního impulsu (zeleně).....	86
Obr. 45 Signál 0609, detekované okraje stimulačního hrotu zeleně, stimulační impuls oříznut.....	88
Obr. 46 Vysokofrekvenční impulzy, které poškozují několik úseků záznamu 0632, okraje ohraničující detekovanou oblast znázorněny zelenou čarou (po dvojicích patří k sobě).....	89
Obr. 47 Signál 0632, stanovené okraje odstraňovaných oblastí jsou označeny zelenými čarami	89
Obr. 48 Komplex QRS a stimulační impuls před ním	90
Obr. 49 Komplex QRS před kterým byl odstraněn stimulační hrot.....	91
Obr. 50 Kubický spline nahrazující stimulační hrot mezi zelenými čarami, které označují detekované okraje stimulačního hrotu.....	91
Obr. 51 Nahrazení stimulačního impulsu kubickým splinem, okraje nahrazované oblasti znázorněny zelenými čarami	92
Obr. 52 Přímka nahrazující stimulační hrot mezi zelenými čarami, které označují detekované	

okraje stimulačního hrotu	93
Obr. 53 Nahrazení stimulačního impulzu přímkou	93
Obr. 54 Testovací signál po odstranění stimulačního hrotu dvěma přímkami, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami	94
Obr. 55 Testovací signál po odstranění stimulačního hrotu přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami	95
Obr. 56 Testovací signál po nahrazení stimulačních hrotů křivkou s postupně měnící se směrnici, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami	96
Obr. 57 Testovací signál po nahrazení stimulačních hrotů křivkou s postupně měnící se směrnici s omezením hodnot, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami	97
Obr. 58 Nahrazení stimulačního hrotu křivkou s postupně měnící se směrnici s omezením hodnot, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami	97
Obr. 59 Testovací signál po potlačení stimulačního hrotu odečtením průměrného hrotu před vyhlazením, okraje potlačované oblasti vyznačeny zelenými čarami	98
Obr. 60 Testovací signál po potlačení stimulačního hrotu odečtením průměrného hrotu po vyhlazení, okraje potlačované oblasti vyznačeny zelenými čarami	99
Obr. 61 Testovací signál po potlačení stimulačního hrotu filtrací, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami	100
Obr. 62 Potlačení stimulačního hrotu filtrací, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami	100
Obr. 63 Blokové schéma algoritmu pro tvorbu nízkofrekvenční obálky vysokofrekvenčního signálu	106
Obr. 64 Obálka originálního signálu se stimulačním impulzem, záznam 0337, typ QRS 1, frekvenční pásmo 1000–2000 Hz, svod V ₁ modře, svod V ₆ zeleně	107
Obr. 65 Obálka signálu se stimulačním impulzem nahrazeným přímkou; záznam 0337; typ QRS 1; frekvenční pásmo 1000–200 Hz; svod V ₁ modře, V ₆ zeleně; odstraněné pásmo žlutě; polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára	108
Obr. 66 Obálka signálu se stimulačním impulzem nahrazeným přímkou; záznam 0692; typ QRS 1; frekvenční pásmo 500–1000 Hz; svod V ₁ modře, V ₆ zeleně; odstraněné pásmo žlutě; polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára	109
Obr. 67 Obálka signálu se stimulačním impulzem nahrazeným přímkou; záznam 0692; typ QRS 1; frekvenční pásmo 1000–2000 Hz; svod V ₁ modře, V ₆ zeleně; odstraněné	

- pásmo žlutě; polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára 109
- Obr. 68** Obálka signálu se stimulačním impulzem nahrazeným přímkou; záznam 0692; typ QRS 1; frekvenční pásmo 500–1000 Hz; svod V1 modře, V6 zeleně; odstraněné pásmo žlutě; polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára 110
- Obr. 69** Zpožděný stimulační hrot, svod V₁, zelenou čarou označen detekovaný pravý okraj stimulačního hrotu 111
- Obr. 70** Zpožděný stimulační hrot, svod V₆, zelenou čarou označen detekovaný pravý okraj stimulačního hrotu 111
- Obr. 71** Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různé poloze pravého okraje stimulačního hrotu, svod V₁, posunutý pravý okraj o 10 vzorků vlevo (červeně), o 5 vzorků vlevo (zeleně), o 30 vzorků vpravo (červeně čárkovaně), o 40 vzorků vpravo (zeleně čárkovaně) a o 50 vzorků vpravo (modře čárkovaně), ostatní obálky splynuly, odstraňovaná oblast při detekci okraje algoritmem (žlutě) 112
- Obr. 72** Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různé poloze pravého okraje stimulačního hrotu, svod V₁, algoritmem detekovaná poloha pravého okraje (modře), posunutý okraj o 10 vzorků vlevo (červeně), o 5 vzorků vlevo (zeleně), o 5 vzorků vpravo (purpurově), o 10 vzorků vpravo (černě), o 20 vzorků vpravo (azurově), o 30 vzorků vpravo (červeně čárkovaně), o 40 vzorků vpravo (zeleně čárkovaně) a o 50 vzorků vpravo (modře čárkovaně), odstraňovaná oblast při detekci okraje algoritmem (žlutě) 113
- Obr. 73** Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různé poloze pravého okraje stimulačního hrotu, svod V₁, posunutý okraj o 30 vzorků vpravo (červeně čárkovaně), o 40 vzorků vpravo (zeleně čárkovaně) a o 50 vzorků vpravo (modře čárkovaně), odstraňovaná oblast při detekci okraje algoritmem (žlutě) 114
- Obr. 74** Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různé poloze pravého okraje stimulačního hrotu, svod V₁, posunutý pravý okraj o 10 vzorků vlevo (červeně), o 5 vzorků vlevo (zeleně) o 30 vzorků vpravo (červeně čárkovaně), o 40 vzorků vpravo (zeleně čárkovaně) a o 50 vzorků vpravo (modře čárkovaně), ostatní obálky splynuly, odstraňovaná oblast při detekci okraje algoritmem (žlutě) 114
- Obr. 75** Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různé poloze pravého okraje stimulačního hrotu, svod V₁, algoritmem detekovaná poloha pravého okraje (modře), posunutý okraj o 10

vzorků vlevo (červeně), o 5 vzorků vlevo (zeleně), o 5 vzorků vpravo (purpurově), o 10 vzorků vpravo (černě), o 20 vzorků vpravo (azurově), o 30 vzorků vpravo (červeně čárkovaně), o 40 vzorků vpravo (zeleně čárkovaně) a o 50 vzorků vpravo (modře čárkovaně), odstraňovaná oblast při detekci okraje algoritmem (žlutě) 115

Obr. 76 Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různé poloze pravého okraje stimulačního hrotu, svod V_6 , algoritmem detekovaná poloha pravého okraje (modře), posunutý okraj o 10 vzorků vlevo (červeně), o 5 vzorků vlevo (zeleně), o 5 vzorků vpravo (purpurově), o 10 vzorků vpravo (černě), o 20 vzorků vpravo (azurově), o 30 vzorků vpravo (červeně čárkovaně), o 40 vzorků vpravo (zeleně čárkovaně) a o 50 vzorků vpravo (modře čárkovaně), odstraňovaná oblast při detekci okraje algoritmem (žlutě) 116

Obr. 77 Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různých metodách odstranění stimulačního hrotu, svod V_1 , nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců (zeleně čárkovaně), ostatní metody splynuly, nahrazovaná oblast (žlutě) 117

Obr. 78 Vrcholy artefaktu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různých metodách odstranění stimulačního hrotu, svod V_1 , nahrazení přímkou (červeně), nahrazení kubickým splinem (zeleně), potlačení filtrací (modře), nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnici (purpurově), nahrazení dvěma přímkami (černě), potlačení odečtením průměrného hrotu (azurově), nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnici s omezením hodnot (červeně čárkovaně), nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců (zeleně čárkovaně), nahrazovaná oblast (žlutě) 117

Obr. 79 Úseky obálek vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různých metodách odstranění stimulačního hrotu, svod V_6 , nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců (zeleně čárkovaně), ostatní metody splynuly, nahrazovaná oblast (žlutě) 118

Obr. 80 Úseky obálek vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různých metodách odstranění stimulačního hrotu, svod V_6 , nahrazení přímkou (červeně), nahrazení kubickým splinem (zeleně), potlačení filtrací (modře), nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnici (purpurově), nahrazení dvěma přímkami (černě), potlačení odečtením průměrného hrotu (azurově), nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnici s omezením hodnot (červeně čárkovaně), nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců (zeleně čárkovaně), nahrazovaná oblast (žlutě) 119

- Obr. 81** Úseky obálek vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různých metodách odstranění stimulačního hrotu, svod V_6 , nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců (zeleně čárkovaně), ostatní metody splynuly, nahrazované oblasti (žlutě), polohy maxim stimulačních hrotů (černá svislá čára) 120
- Obr. 82** Úseky obálek vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různých metodách odstranění stimulačního hrotu, svod V_6 , nahrazení přímkou (červeně), nahrazení kubickým splinem (zeleně), potlačení filtrací (modře), nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnicí (purpurově), nahrazení dvěma přímkami (černě), potlačení odečtením průměrného hrotu (azurově), nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnicí s omezením hodnot (červeně čárkovaně), nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců (zeleně čárkovaně), nahrazovaná oblast (žlutě) 120
- Obr. 83** Obálky ultra vysokofrekvenčních složek EKG snímaného pacientovi bez stimulátoru, svod V_1 modře a svod V_6 zeleně 122
- Obr. 84** Obálky ultra vysokofrekvenčních složek EKG se stimulačními impulzy nahrazenými kubickým splinem; záznam 0337; typ QRS 1; svod V_1 modře, V_6 zeleně; odstraněné pásmo žlutě; polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára.... 122
- Obr. 85** Stimulační impulzy – jeden do pravé a jeden do levé komory, parametr VV Delay 0 ms (vlevo) a 20 ms (vpravo)..... 123
- Obr. 86** Obálka ultra vysokofrekvenčních složek EKG při nastavení parametru VV Delay na 0 ms, svod V_1 modře, svod V_6 zeleně, odstraňovaná oblast žlutě, polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára..... 124
- Obr. 87** Obálka ultra vysokofrekvenčních složek EKG při nastavení parametru VV Delay na 20 ms, svod V_1 modře, svod V_6 zeleně, odstraňovaná oblast žlutě, polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára..... 124
- Obr. 88** Obálka ultra vysokofrekvenčních složek EKG při vypnutém stimulátoru, svod V_1 modře, svod V_6 zeleně..... 125

Seznam tabulek

Tab. 1 Identifikační NGB kód kardiostimulátorů (převzato a upraveno z [46])	48
Tab. 2 Nový systém identifikace kardiostimulátorů (převzato a upraveno z [6])	49
Tab. 3 Výběr vhodného stimulačního režimu v závislosti na diagnóze (diagnózy viz kap. 1.5.5; značení stimulačních režimů viz kap. 1.6.1 a tab. 2; MVP – algoritmus minimální komorové stimulace; AMS – umožňuje změnu stimulačního režimu při detekci síňových arytmií a po konci těchto arytmií návrat k původní stimulaci) (převzato a upraveno z [55])	53
Tab. 4 Vybrané parametry jednodutinového kardiostimulátoru (bpm = počet úderů za minutu; hh:mm = hodiny:minuty, IEGM = intrakardiální elektrogram – záznam elektrické aktivity srdce jak ho „vidí“ stimulator [20]) (převzato a upraveno z [10], [52], [53])	59
Tab. 5 Vybrané parametry dvoudutinového kardiostimulátoru (bpm = počet úderů za minutu; hh:mm = hodiny:minuty, IEGM = intrakardiální elektrogram – záznam elektrické aktivity srdce jak ho „vidí“ stimulator [20]) (převzato a upraveno z [2], [10], [49], [50])	60
Tab. 6 Nově vzniklé či změněné parametry u biventrikulárního stimulatoru oproti tab. 5 (údaje pro komoru v tab. 5 platí pro pravou komoru) (převzato a upraveno z [5], [11], [58])	62
Tab. 7 Parametry frekvenční adaptability (převzato a upraveno z [10], [49], [51], [53])	62
Tab. 8 Parametry pro eliminaci celého stimulačního hrotu	101
Tab. 9 Parametry pro eliminaci oblasti před stimulačním hrotem	103
Tab. 10 Parametry pro eliminaci oblasti za stimulačním hrotem	104

Použité zkratky

AN	akční napětí
angl.	anglicky
AV	atrioventrikulární
AVB	atrioventrikulární blokáda
BiVKS	biventrikulární kardiostimulátor
BiVS	biventrikulární stimulace
bpm	úderů za minutu
CRT	resynchronizační léčba
EKG	elektrokardiogram
HF	vysokofrekvenční
IEGM	intrakardiální elektrogram
ICHS	ischemická choroba srdeční
IM	infarkt myokardu
kap.	kapitola
LAH	levý přední hemiblok
lat.	latinsky
LBBB	blokáda levého Tawarova raménka
LPH	levý zadní hemiblok
MR	magnetická rezonance
RBBB	blokáda pravého Tawarova raménka
SA	sinoatriální
Se	senzitivita
SNR	poměr signál-šum
Sp	specifická
SSS	sick sinus syndrom
SVE	supraventrikulární extrasystola

UHF	ultra vysokofrekvenční
VE	komorová extrasystola

Úvod

Elektrokardiografie je časté moderní vyšetření srdce. Při běžném vyhodnocení EKG je využíváno frekvenční pásmo od 0,05 Hz do 100–150 Hz. Při tomto omezení dochází ke ztrátě informace, která se podle některých výzkumů ukazuje být velmi užitečná. Při standardním EKG nelze vyhodnocovat například šířku komplexu QRS, jelikož komplex QRS neznázorňuje ve skutečnosti jen fázi depolarizace, ale je ovlivněn i repolarizací některých kardiomyocytů (vlnou T). Pokud budou hodnoceny pouze vysokofrekvenční složky EKG, dojde k potlačení ovlivnění komplexu QRS vlnou T. Pomocí vysokofrekvenční analýzy EKG lze tedy přesněji měřit šířku komplexu QRS, což je ukazatel při diagnostice kardiomyopatie, infarktu myokardu a blokády Tawarových ramének. V posledních letech se proto začalo hledat možné využití vyšších frekvenčních složek. Mnoho studií se zabývalo využitím frekvenčního pásma do 250 Hz. V tomto frekvenčním pásmu se ukázala schopnost detekce srdeční ischemie a infarktu myokardu i v případě, kdy tento stav není zatím dobře identifikovatelný v běžném EKG. Novou aktuálně zkoumanou oblastí je využití frekvenčních složek i nad 250 Hz (ultra vysokofrekvenční EKG).

Problém při analýze signálu nastává u pacientů s implantovaným kardiostimulátorem. Stimulační hroty obsahují vysokofrekvenční složky o vysoké amplitudě, které znemožňují vysokofrekvenční analýzu EKG. Cílem této práce je detekce stimulačních hrotů a jejich následné odstranění, které by co možná nejvíce potlačilo vliv stimulátoru na vysokofrekvenční analýzu EKG.

Diplomová práce začíná teoretickými údaji o srdci, membránovém napětí, elektrokardiografii a o kardiostimulaci. V druhé části jsou popsány technické teoretické údaje o filtraci signálu EKG, metodách detekce ostrých hrotů, Hilbertově transformaci a o lineární regresi. Ve třetí části práce jsou popsány použité signály EKG. Jsou zde také popsány testované detekční algoritmy, algoritmy k odstranění stimulačních hrotů a nakonec je popsáno další zpracování ultra vysokofrekvenčního EKG, kdy je tvořena tzv. obálka signálu. Navržené algoritmy pro detekci i odstranění stimulačních hrotů jsou porovnány a je vyhodnocena jejich úspěšnost. Nakonec jsou porovnány vysokofrekvenční vlastnosti EKG při vypnutém a zapnutém stimulátoru po odstranění stimulačních hrotů. Z tohoto porovnání lze vyhodnotit přínos kardiostimulátoru pro daného pacienta.

1 Srdce

1.1 Anatomie srdce

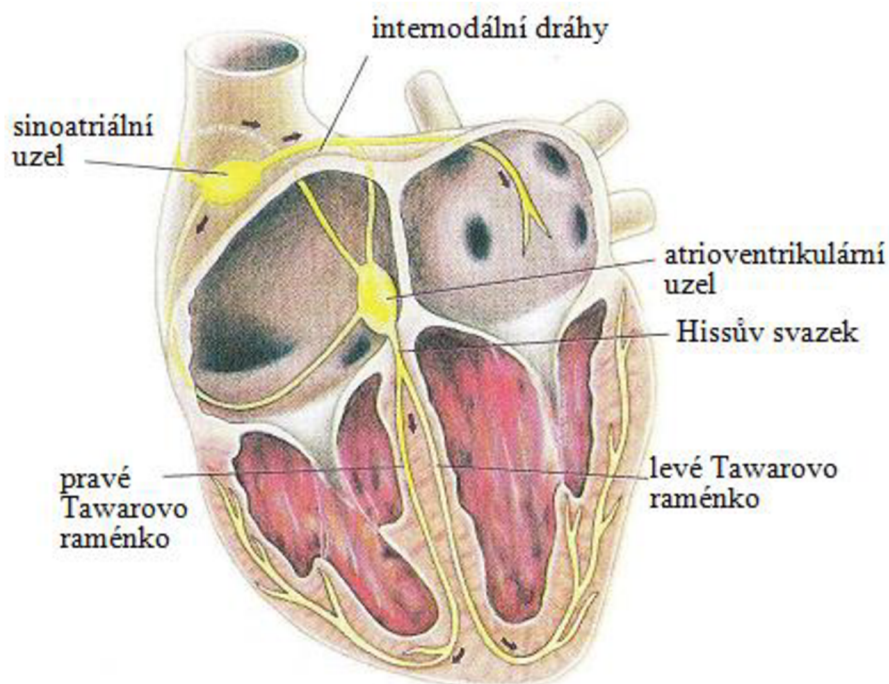
Srdce je svalový orgán nacházející se v mezihrudí – mezi bránicí, plícemi a hrudní kostí. Uložení srdce je asymetrické, dvě třetiny leží vlevo, zatímco jedna třetina vpravo od střední čáry. Srdce má tvar trojboké pyramidy se základnou směřující doprava, dozadu a nahoru a s hrotem směřujícím dolů, doleva a dopředu. Srdce je dutý orgán obsahující čtyři dutiny – *levá a pravá síň* (lat. *atrium sinister et dexter*) a *levá a pravá komora* (lat. *ventriculus sinister et dexter*). Tyto dutiny jsou vzájemně propojeny chlopněmi. Chlopně zabraňují zpětnému proudění krve a zajišťují tak jednosměrný průtok krve srdcem. Mezi komorami a síněmi na obou stranách srdce jsou chlopně cípaté (atrioventrikulární) – chlopeň trojcípá (trikuspidální) a dvoucípá (bikuspidální, mitrální). Trikuspidální chlopeň se skládá ze tří pohyblivých cípů a nachází se mezi pravou síní a pravou komorou. Bikuspidální chlopeň se skládá ze dvou pohyblivých cípů a odděluje levou síň od levé komory. Mezi srdcem a velkými cévami (aortou a plicními tepnami) jsou chlopně poloměsíčité (semilunární). Tyto chlopně se skládají ze tří pohyblivých částí a mají menší plochu než chlopně cípaté. Rozlišujeme chlopeň aortální, která se nachází mezi pravou komorou a aortou, a chlopeň pulmonální nacházející se mezi levou komorou a plicní tepnou. [17], [44]

1.2 Histologie srdce

Buňky srdeční tkáně se nazývají kardiomyocyty. Tyto buňky můžeme rozdělit na pracovní a vzrušivé. *Vzrušivé kardiomyocyty* se během vývoje specializovaly buď na spontánní tvorbu vzruchu nebo na rychlý přenos elektrického signálu srdcem. *Pracovní kardiomyocyty* tvoří stěny síní a komor a jejich funkcí je koordinované stahování a tím zajištění mechanické práce srdce. Strukturní rozdíl mezi těmito typy buněk je v tom, že zatímco pracovní buňky bývají jednojaderné, vzrušivé kardiomyocyty jsou často dvoujaderné. Vzrušivé buňky se také vyznačují nižším obsahem myofibril a vysokým obsahem glykogenu. Rozdíl je také v mezibuněčných kontaktech. U buněk pracovního myokardu jsou zprostředkovány pomocí interkalárních disků. Interkalární disk je struktura obsahující tři typy spojení – fascia adhaerens ukotvující aktinová filamenta sousedních sarkomer, dezmosomy zajišťující soudržnost kardiomyocytů a nexus, který dovoluje snadný průnik iontů skrze kardiomyocyty. U vzrušivých buněk interkalární disky chybí a mezibuněčný kontakt je zajištěn četnými spoji typu nexusů. [9], [44], [59]

1.3 Elektrické děje na orgánové úrovni

Veškerá srdeční svalovina je schopna spontánní tvorby vzruchu. Jak již bylo uvedeno v kap. 1.2, některé vzrušivé kardiomyocyty jsou na tuto činnost specializované a ostatní kardiomyocyty využívají této schopnosti pouze v patologických případech. Tato vlastnost spontánní tvorby vzruchů se označuje *srdeční automacie*. Ve fyziologickém případě je spontánní tvorba vzruchů uplatňována v *sinoatriálním (SA) uzlu*. Zde vytvořený vzruch se pak dále šíří internodálními dráhami do *atrioventrikulárního (AV) uzlu*, který je umístěn při ústí trikuspidální chlopně. Zatímco internodálními dráhami se vzruch šíří rychlostí 1,5 m/s, AV uzlem se vzruch šíří pouze 0,02 m/s. Vzhledem k tomu, že je AV uzel s navazujícím Hisovým svazkem jediné fyziologické místo, kudy může projít elektrický signál ze síně do komory, je pomocí tohoto zpomalení šíření vzruchu docíleno odstupů mezi stahem síní a komor. Toto zpomalení také slouží při poruše vzniku vzruchu v síni. Když je vzruch v síni tvořen s vyšší frekvencí, než je vhodné (síňová tachykardie, fibrilace síní, flutter síní), převedou se na komory jen některé vzruchy a funkce komor tak není kriticky ohrožena. Od AV uzlu je vzruch šířen Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny do svaloviny komor. Rozeznáváme *pravé a levé Tawarovo raménko* podle toho, do které komory šíří vzruch. Depolarizace komor se tedy fyziologicky šíří od mezikomorové přepážky k srdečnímu hrotu, následně je depolarizována stěna pravé a poté levé komory a nakonec báze levé komory. Stěnami srdce se depolarizace šíří od dutinové strany k povrchové. SA uzel, internodální dráhy, AV uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna tvoří *převodní systém srdeční*, který je zobrazen na obr. 1.



Obr. 1 Převodní systém srdeční (převzato a upraveno z [44])

Jak již bylo uvedeno výše, ve fyziologickém případě je spontánní tvorba vzruchů uplatňována pouze v SA uzlu. V případě, že nastane porucha v tvorbě vzruchů v SA uzlu nebo v převodu signálu na komory, uplatňuje se spontánní tvorba vzruchů v AV uzlu. Frekvence, se kterou je AV uzel schopen tvořit vzruchy je ovšem nižší (30–40/min) než frekvence tvorby vzruchů v SA uzlu (60–80/min). Rytmus řízený AV uzlem se nazývá junkční. V případě poruchy tvorby vzruchů v obou uzlech může být rytmus řízen Purkyňovými vlákny. Zde ovšem vzniká vzruch s frekvencí pouze 20–40/min. Tuto posloupnost v tvorbě vzruchů se snižující se frekvencí nazýváme *gradient srdeční automacie*. [44], [59]

1.4 Elektrické děje na buněčné a molekulární úrovni

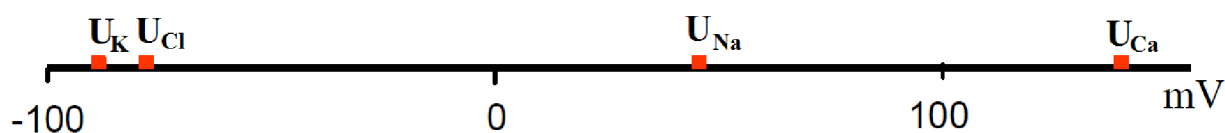
1.4.1 Základní pojmy, vznik klidového membránového napětí

Bez vzruchů přicházejících k buňce se vnitřní prostředí buňky ustaluje na jiném elektrickém potenciálu než okolní prostředí. Rozdíl potenciálů mezi vnitřním prostředím buňky a okolním prostředím nazýváme *membránové napětí*. V případě, že je buňka v klidu (bez přicházejících vzruchů), nazýváme toto napětí *klidové membránové napětí*. V případě srdeční buňky je toto napětí cca -90 mV. Napětí je záporné podle dohodnuté konvence a znamená to, že vnitřní prostředí má oproti vnějšku záporný potenciál. Toto klidové napětí je udržováno nerovnoměrným rozprostřením iontů mezi vnitřním prostředím buňky (*intracelulární prostředí*) a vnějším okolím buňky (*extracelulární prostředí*). Hlavní ionty obsažené v obou prostředích jsou Na^+ , K^+ , Ca^{2+} a Cl^- . Ve vnitřním prostředí jsou další organické anionty, které se také podílí na výsledném membránovém napětí. V klidovém stavu je v extracelulárním prostředí převaha iontů Na^+ , Ca^{2+} a Cl^- , v intracelulárním prostředí je převaha iontů K^+ . Této nerovnováhy je docíleno pomocí membránových transportních mechanismů.

Základní dva druhy transportních mechanismů jsou *kanály* a *přenašeče*. Mezi nejdůležitější přenašečové výměnné systémy patří *sodíko-draslíková pumpa* (Na/K pumpa) a *sodíko-vápníkový přenašeč* (Na/Ca přenašeč). Funkcí Na/K pumpy je vytěsňování Na^+ z buňky a současný průnik K^+ do buňky. Vždy se přenesou tři sodné ionty a dva ionty draselné, a tudíž je přenášen náboj (potenciál v intracelulárním prostředí vůči extracelulárnímu prostředí klesá). Na/Ca přenašeč vytěsňuje ionty Ca^{2+} z buňky a současně do buňky přenáší tři ionty Na^+ . Druhý transportní mechanismus – kanály – vytvářejí v membráně póry selektivně propustné pro některé ionty. Selektivně propustné znamená, že mají schopnost propouštět převážně jen některé konkrétní ionty – podle těchto iontů pak kanály nazýváme sodíkové, draslíkové, vápníkové nebo chlorové. Membrána je tedy propustná pro všechny ionty (mimo organické anionty v intracelulárním prostředí), ale vodivost

jednotlivých kanálů je proměnná a tím je proměnná i propustnost membrány pro různé ionty. V klidu má nejvyšší vodivost draslíkový kanál.

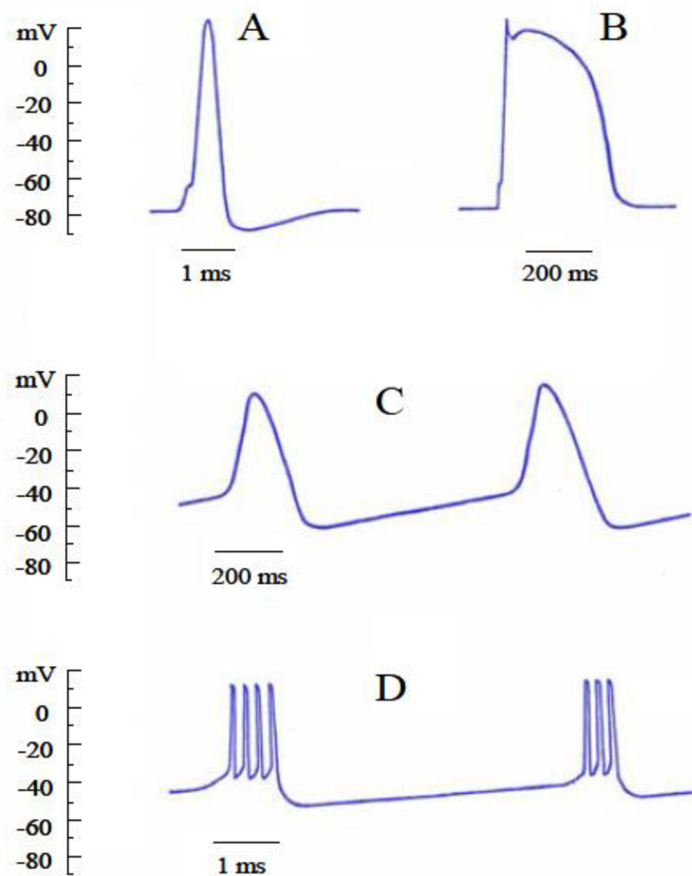
Pro každý kanál lze definovat *rovnovážné napětí*, což je napětí, při kterém neprotéká daným kanálem elektrický proud, rovnovážné napětí pro jednotlivé kanály lze vidět na obr. 2. Výsledné membránové napětí se blíží k rovnovážnému napětí konkrétních iontových kanálů tak mnoho, jak moc velká je v daném okamžiku vodivost daného kanálu. Pokud je vodivost daného kanálu v daný okamžik vysoká, bude aktuální membránové napětí blízké rovnovážnému napětí tohoto kanálu. Jak již bylo zmíněno, v klidu je nejvyšší propustnost draslíkových kanálů a proto je klidové membránové napětí blízké rovnovážnému napětí pro tento kanál – cca -50 až -90 mV (viz obr. 2) v závislosti na typu buňky (v závislosti na vodivosti ostatních kanálů v klidu). [54]



Obr. 2 Rovnovážné napětí jednotlivých kanálů (převzato a upraveno z [54])

1.4.2 Akční napětí

Schopností tzv. excitabilních buněk je vytvářet elektrické impulzy. Tyto impulzy nazýváme *akční napětí* (AN). Toto napětí vzniká, pokud membránové napětí překročí hodnotu dostatečně vzdálenou od klidového membránového napětí. Tato hodnota je specifická pro různé buňky a nazývá se *prahové napětí*. Po překročení tohoto napětí již spontánně pomocí tzv. kladné zpětné vazby dojde k vzniku AN. Průběh AN je nezávislý na velikosti podnětu, který jej vyvolal (musí být ale nadprahový), je ale specifický pro jednotlivé buňky. Rozdíl AN u nervového vlákna, u buňky srdeční komory, u buňky SA uzlu a u buňky hladkého svalu můžeme vidět na obr. 3. [54]

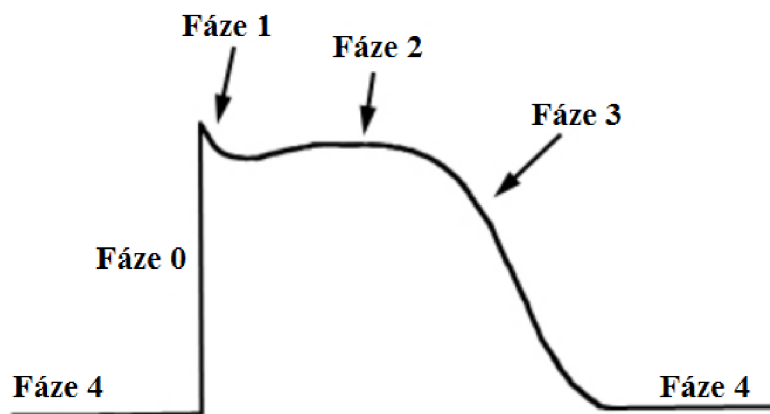


Obr. 3 Charakteristické průběhy akčního napětí: (A) nervové vlákno; (B) svalová buňka srdeční komory; (C) buňka SA uzlu; (D) buňka hladkého svalu (převzato z [54])

1.4.3 Průběh akčního napětí u komorové srdeční buňky, membránové proudy

Obecně se průběh akčního napětí dělí na dvě části – *depolarizace* a *repolarizace*. Jako depolarizaci označujeme vzrůst membránového napětí, obvykle dochází ke změně polarity. Repolarizace je opětovný návrat k hodnotám klidového membránového napětí. [59]

V této kapitole bude popsán podrobně průběh akčního napětí v buňce srdeční komory, konkrétně v buňce Purkyňova vlákna. Typický průběh AN v této buňce je zobrazen na obr. 4.



Obr. 4 Akční napětí buňky Purkyňova vlákna s vyznačenými fázemi AN (převzato a upraveno z [7])

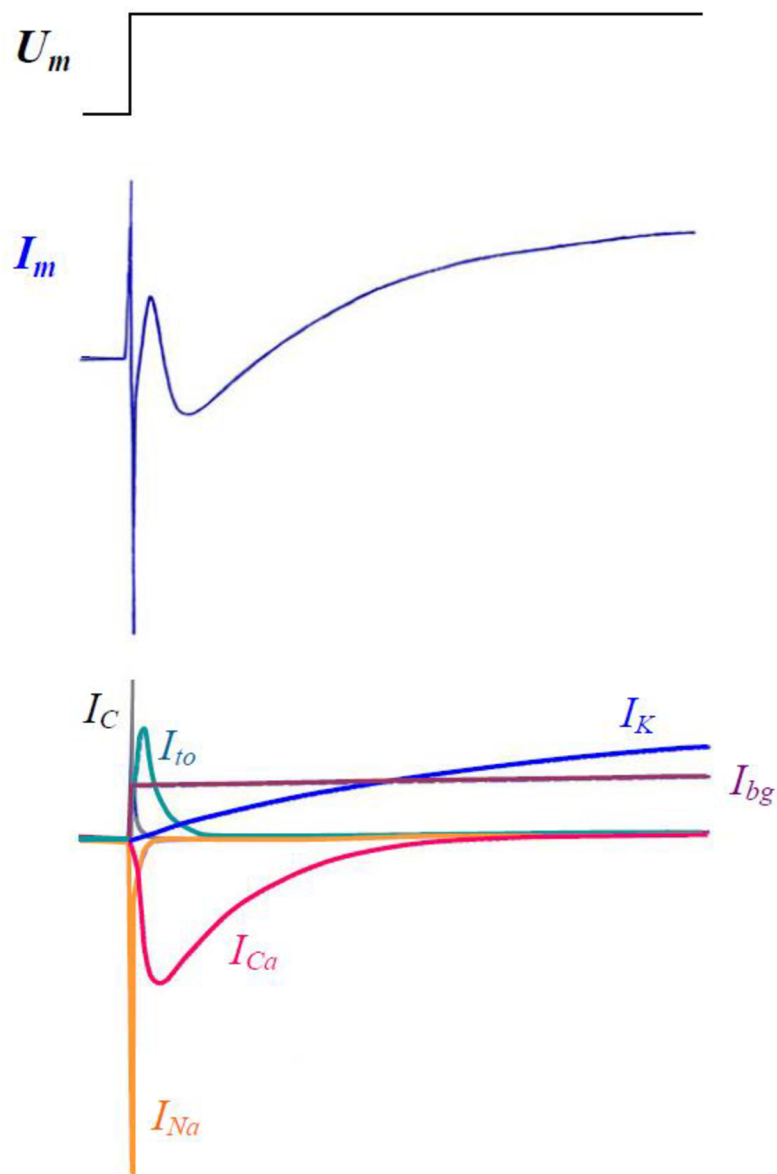
Fáze 0 je depolarizační fáze. Dochází zde k otevření rychlých sodíkových kanálů, čímž se rychle zvýší propustnost membrány pro sodík, který tak zaplaví buňku. To způsobí rychlou změnu membránového napětí (rychlou depolarizaci). *Rychlost depolarizace (tj. sklon fáze 0 na Obr. 4) určuje, jak rychle bude depolarizována sousední srdeční buňka.* Tento jev je logický, jelikož v sousední buňce je vybuzeno akční napětí až při dosažení prahového napětí vzruchu, tedy až napětí v sousední buňce dosáhne jisté hodnoty. *Změnou rychlosti depolarizace se tedy mění rychlost šíření vzruchu srdcem.* Tyto teoretické znalosti objasňují pomalejší vedení vzruchu v SA a AV uzlu oproti šíření v jiných částech srdce. Vzhledem k nedostatku rychlých sodíkových kanálů (na obr. 3 lze vidět pomalejší nástupnou hranu akčního potenciálu – nedostatek sodíkových kanálů) je zde depolarizace řízena vápníkovými kanály, jejichž aktivace je pomalejší (viz obr. 5), a tudíž celá depolarizace je pomalejší. Vzhledem k výše zmíněným faktům je tedy i šíření vzruchu SA a AV uzlem pomalejší.

Ve fázi 1 se zpomaluje přísun iontů Na^+ do buňky a začíná tak repolarizace. Ve fázi 2 (též nazývána fáze plató) je repolarizace zbrzděna prouděním vápenatých iontů do buňky. Tento průnik vápníkových iontů je typický právě pro buňku srdeční komory a u jiných buněk se v takovéto míře neuplatňuje (viz průběh akčního napětí u buňky nervového vlákna na obr. 3). Vzhledem k tomu, že vápníkové ionty proudí do buňky déle než sodné ionty, zpomalují repolarizaci, což je velmi důležité, jelikož to prodlužuje *refrakterní dobu*, což je doba, po kterou nemůže být buňka opět excitována. Tímto se omezuje pravděpodobnost nežádoucích excitací, které by jinak mohly být způsobeny v důsledku nežádoucích zpětných šíření excitací (buňky ve směru nežádoucího šíření vzruchu jsou v refrakterní době). Fáze 1 a 2 odpovídá absolutní refrakterní periodě (buňka nemůže být znovu excitována při jakkoli velkém podnětu).

Fáze 3 je závěrečná fáze repolarizace, kdy draselné ionty proudí ven z buňky. Tato fáze odpovídá relativní refrakterní periodě (buňka může být excitována, ale práh excitace je vyšší než v klidovém stavu, přičemž s přibývajícím časem se práh excitace snižuje). Vzhledem

k tomuto faktu je zde nebezpečí vyvolání komorové tachykardie nebo fibrilace a to v případě, že silný podnět by podráždil buňku v této fázi. Tento podnět může pocházet ze špatně fungujícího kardiostimulátoru. Tento jev a následné vybuzení komorové tachykardie nebo fibrilace nazýváme fenomén R na T.

Po dokončení repolarizace nastává fáze 4 známá též jako klidová fáze. V této fázi ve většině buněk nedochází k výrazným přechodům iontů skrz buněčnou membránu, je ustanoven konstantní klidový membránový potenciál. U některých srdečních buněk ovšem mohou ionty ve fázi 4 pomalu pronikat přes membránu, čímž dochází ke zvyšování membránového napětí, a jakmile toto napětí překročí práh excitace, dojde opět k vybuzení AN. Právě takto funguje srdeční automacie zmíněná v kap. 1.3.



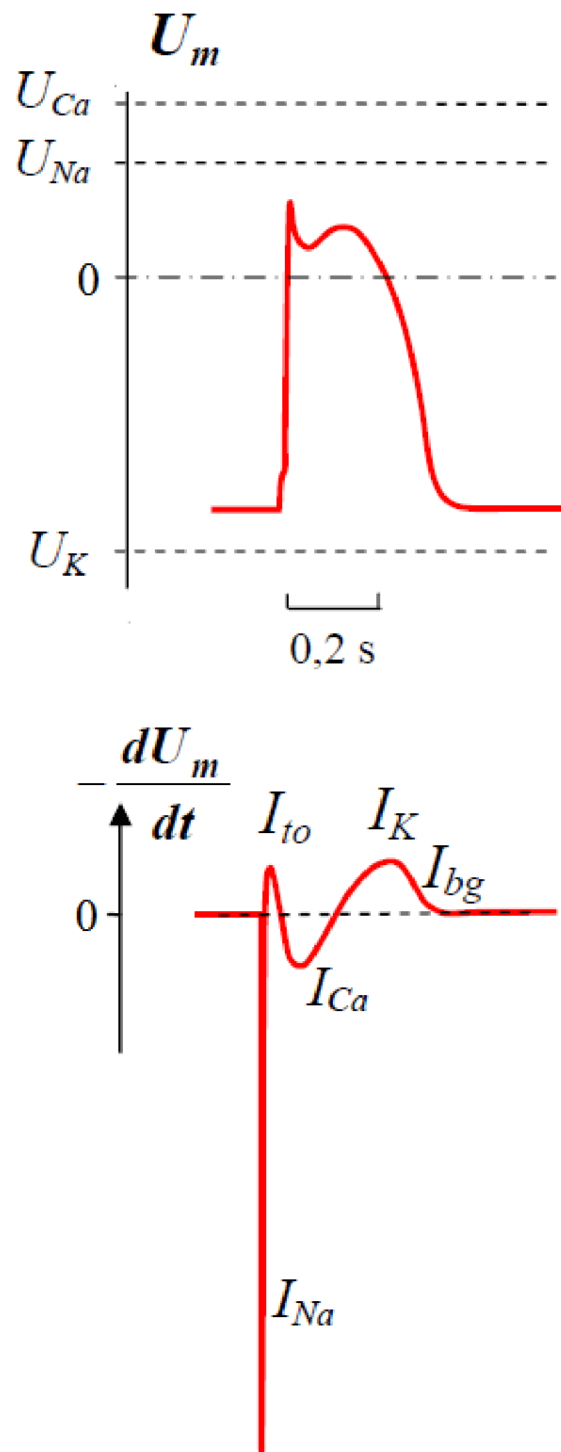
Obr. 5 Rozklad membránového proudu na hlavní složky u komorové srdeční buňky (jednotlivé symboly popsány níže) (převzato z [54])

Průchod proudů přes jednotlivé iontové kanály jako reakce na vnucený pravoúhlý impulz je naznačen na obr. 5. V souladu s výše uvedeným průběhem AN vidíme nejprve velký nárůst proudu sodných iontů I_{Na} . Po inaktivaci sodných kanálů je vidět nárůst proudu vápenatých iontů I_{Ca} , což odpovídá fázi plató. Nesymetričnost proudu I_{Ca} je dána tím, že v srdci jsou dva typy vápníkových kanálů – typ L a typ T. Proudové kanály typu T se aktivují dříve a rychleji, ale také se rychleji inaktivují. Tyto proudy mohou tedy za strmý nástup proudu I_{Ca} . Naproti tomu proudy jdoucí kanály typu L jsou pomaleji inaktivovány, což odpovídá pomalejšímu poklesu proudu I_{Ca} . Proudové sodných a vápenatých iontů jsou záporné, což značí, že směřují do buňky. Po inaktivaci vápenatých kanálů převládá proud I_K , který je dán draselnými ionty směřujícími z buňky (kladný proud). Pomocí tohoto proudu je dokončena repolarizace a nastoleno opět klidové membránové napětí. Na obr. 5 jsou dále vidět některé výše nezminěné proudy. Proud I_C je tzv. kapacitní proud, který se objeví na membráně při každém vzruchu (i podprahovém). Tento proud rychle odezní. Dále je to proud pozadí (angl. background) označen I_{bg} . Tento proud zprostředkovaný u srdečních buněk především ionty K^+ je po dobu AN konstantní a směřuje ven z buňky. Posledním nepopsaným proudem je proud I_{to} , který směřuje z buňky, rychle se aktivuje i inaktivuje. Na obr. 5 je vidět také celkový membránový proud I_m (suma všech procházejících proudů skrz membránu v každý okamžik).

Časové srovnání mezi membránovým napětím U_m a iontovými membránovými proudy je zobrazeno na obr. 6. Ačkoli je ve spodním grafu zobrazena časová závislost záporné derivace napětí, lze to považovat za časovou závislost membránového proudu díky platnosti vztahu

$$-\frac{dU_m}{dt} = \frac{I_i}{C} , \quad (1)$$

kde U_m je membránové napětí, I_i je membránový proud a C je kapacita membrány. Oproti předchozímu obrázku není na obr. 6 zobrazen kapacitní proud. Odůvodnění je zřejmé ze vztahu (1). [7], [54]

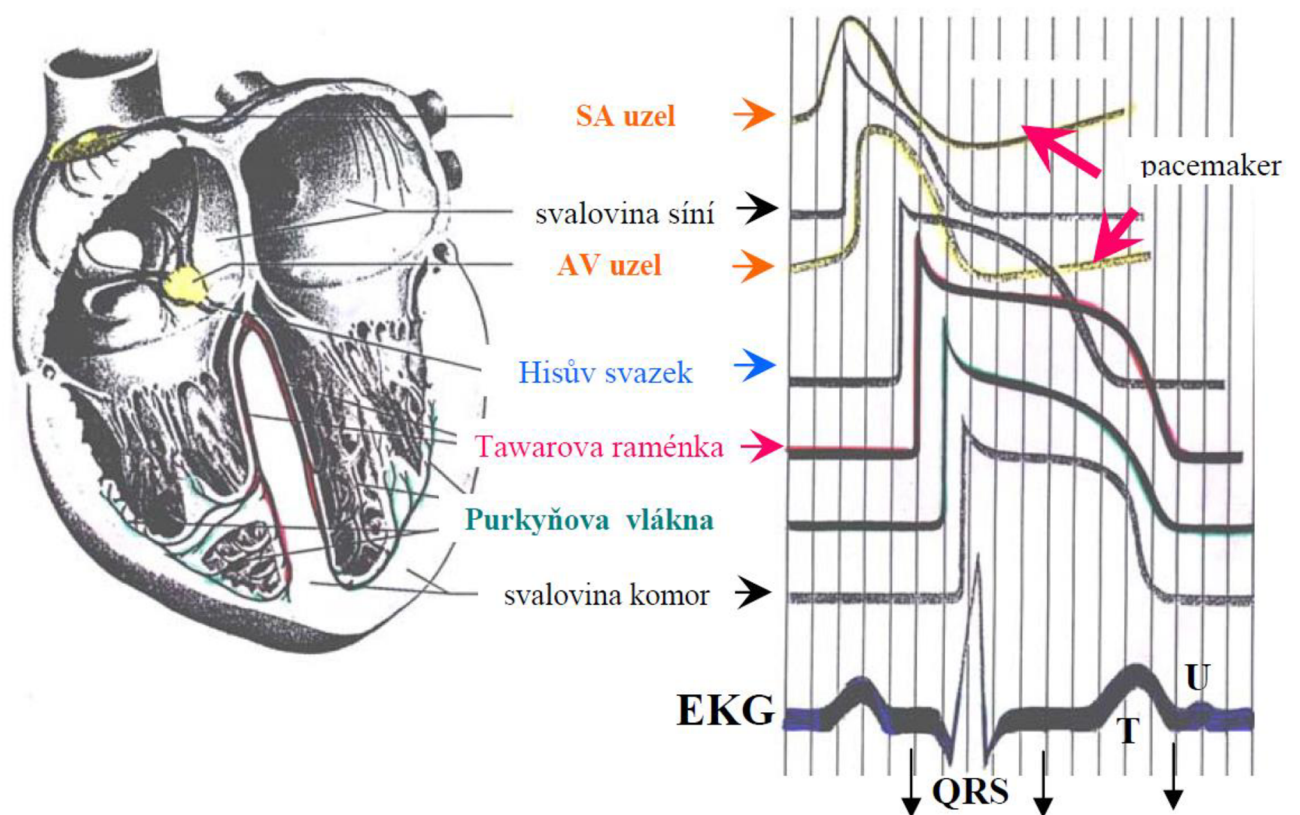


Obr. 6 Vztah časového průběhu membránového napětí při akčním napětí (nahore) a záporné časové derivace napětí (dole) (převzato a upraveno z [54])

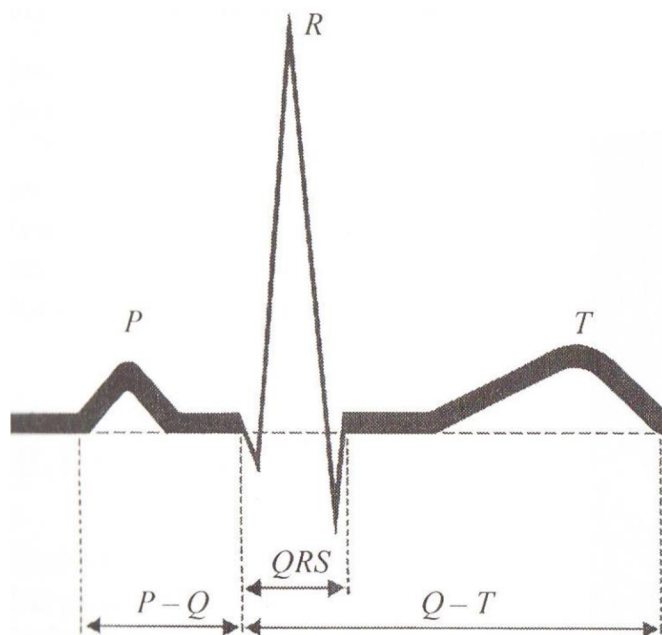
1.5 Elektrokardiografie

1.5.1 Elektrokardiogram

Elektrokardiografie je vyšetření elektrické aktivity srdce. *Elektrokardiogram* (EKG) je záznam elektrické aktivity srdce. Jedná se o záznam utvářený polem, které vzniká při šíření akčního napětí srdečními buňkami. EKG je tedy sumární záznam příspěvků od velkého množství buněk, které jsou téměř synchronně depolarizovány a repolarizovány. Průběh akčního napětí v jednotlivých částech srdce je zobrazen na obr. 7. Je zde také vidět sumace jednotlivých příspěvků do výsledného tvaru EKG křivky (na obrázku vpravo dole). Projev srdeční automacie je na obrázku označen šipkami s popisem pacemaker. [44], [54]



Obr. 7 Převodní systém srdeční s naznačenými průběhy AN v jednotlivých místech a naznačenou sumací AN do výsledné křivky EKG (převzato z [54])

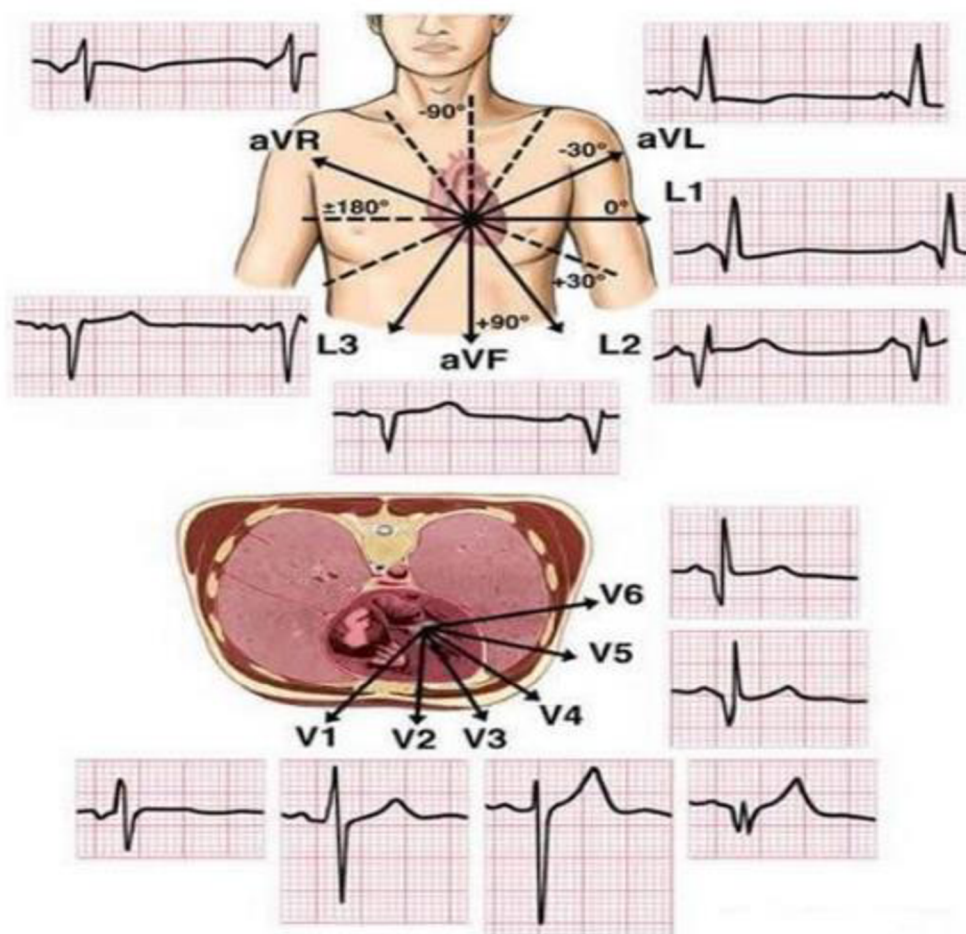


Obr. 8 Typické vlny, kmity a úseky v jednom cyklu EKG (převzato a upraveno z [44])

Typický záznam EKG z jedné srdeční periody se skládá z charakteristických vln a kmitů, které jsou zobrazeny na obr. 8. *Vlna P* je obrazem aktivace obou síní, přičemž počáteční část odráží převážně depolarizaci pravé síně a druhá část převážně depolarizaci levé síně. *Interval PQ* informuje o rychlosti vedení přes AV uzel a Hisův svazek. Lze takto tedy změřit zpoždění v přenosu vzruchu ze síní na komory. *Komplex QRS* zahrnuje tři kmity (Q, R a S). Tento komplex znázorňuje depolarizaci komor. Fyziologicky se nejprve depolarizuje septum větve levého Tawarova raménka, poté jsou aktivovány subendokardiální vrstvy obou komor a odtud je vzruch rozšířen pracovním myokardem k epikardu. *Vlna T* odráží repolarizaci komor. Fyziologicky je vlna T lehce asymetrická s mírným sklonem vzestupu a strmějším sestupným ramenem. Vzhledem k tomu, že trvání vlny T je obtížně měřitelné, používáme často jako ukazatel doby repolarizace komor celý *interval QT*. Jelikož je tento interval výrazně ovlivněn tepovou frekvencí, používá se obvykle korigovaný interval QTc. [12], [13], [14]

1.5.2 Dvanáctisvodové EKG

EKG je standardně snímáno ve dvanácti svodech zahrnujících šest hrudních svodů, tři Einthovenovy končetinové svody a tři Goldbergovy zesílené končetinové svody. Každý z těchto svodů odráží činnost srdce z jiného směru (viz obr. 9). Princip snímání je takový, že depolarizace, která se šíří směrem k dané elektrodě, způsobí vychýlení křivky nad izoelektrickou rovinu a naopak depolarizace, která se šíří od elektrody, způsobí vychýlení křivky pod izoelektrickou rovinu. Fyziologické EKG v jednotlivých svodech je zobrazeno na obr. 9.



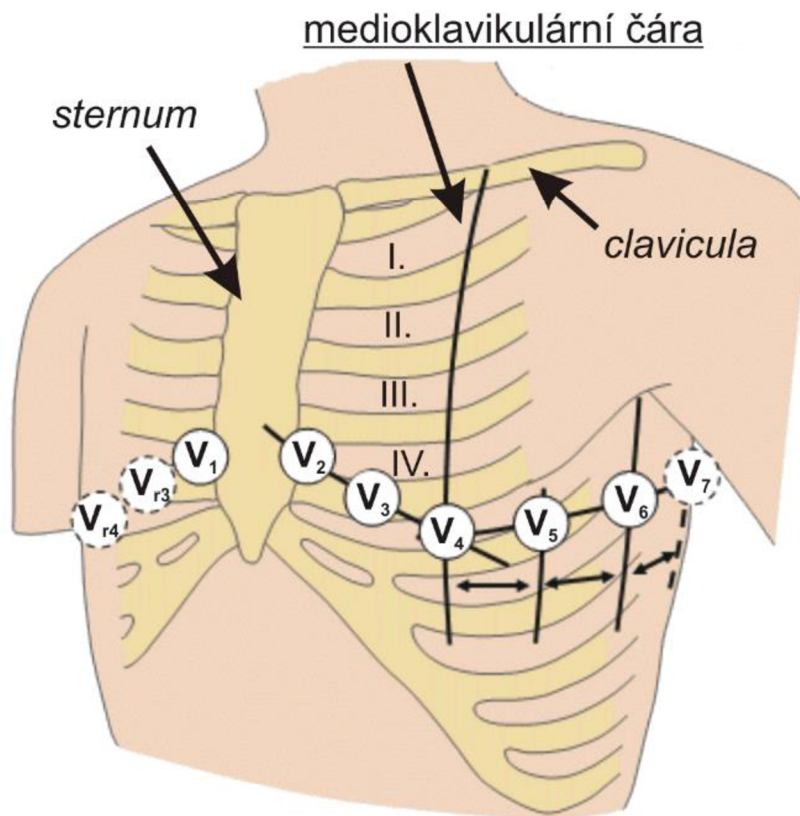
Obr. 9 Znárodnění směrů, ze kterých je srdce sledováno v jednotlivých svodech a typických tvarů EKG křivky v těchto svodech (převzato z [29])

Einthovenovy končetinové svody jsou bipolární, což znamená, že zachycují napětí mezi dvěma aktivními elektrodami. Končetinové svody označujeme I, II a III. Svod I měříme mezi pravou a levou rukou, svod II mezi pravou rukou a levou nohou a svod III mezi levou rukou a levou nohou. Na pravou nohu se připojuje zemnicí elektroda.

Goldbergovy končetinové svody jsou unipolární, což znamená, že je použita jedna aktivní elektroda a jedna elektroda referenční. Goldbergovy svody označujeme aVR, aVL a aVF. Název je vždy podle aktivní elektrody (aVR – aktivní je elektroda na pravé ruce, aVL – aktivní je elektroda na levé ruce a aVF – aktivní je elektroda na levé noze). Referenční elektrody tvoří zprůměrované zbylé dvě elektrody. Končetinové svody (Goldbergovy i Einthovenovy) sledují srdce ve vertikální rovině ze stran a zezdola (viz obr. 9). Elektrody jsou na rukách umístěny nad zápěstím a na nohách nad kotníky.

Hrudní svody jsou také unipolární. Každý ze šesti těchto svodů měříme jednou aktivní elektrodou proti tzv. Wilsonově svorce, která vznikne zprůměrováním tří měřících končetinových elektrod. Hrudní svody se dívají na srdce v horizontální rovině zepředu a zleva (viz obr. 9). Hrudní svody označujeme V₁–V₆. Svody V₁ a V₂ jsou umístěny nad pravou

komorou, svody V_3 a V_4 nad komorovou přepážkou a svody V_5 a V_6 nad levou komorou. Přesné umístění hrudních elektrod je zobrazeno na obr. 10 (základních šest elektrod označeno V_1 až V_6). [14], [29]



Obr. 10 Umístění hrudních elektrod (převzato z [29])

1.5.3 Rozšířený dvanáctisvodový systém

Výše popsaný dvanáctisvodový systém je v některých případech rozšířen o další svody. *Pravostranné unipolární hrudní svody* nazývané též *reverzní svody* mají snímací elektrody umístěny v zrcadlovém uspořádání oproti základním hrudním svodům V_1 – V_6 . Označení těchto svodů je pomocí písmena R před písmenem V (RV_1 – RV_6), někdy je používán také opačné označení VR_1 – VR_6 .

Další možné rozšíření je o *unipolární hrudní svody zadní*, které označujeme V_7 – V_9 a umísťujeme je v oblasti zad. Elektroda snímající svod V_7 se umísťuje ve stejné úrovni jako V_4 v zadní axilární čáře, elektroda snímající svod V_8 se umísťuje ve stejné úrovni v levé skapulární čáře, což je kolmice jdoucí úhlem lopatky a elektroda snímající svod V_9 se umísťuje ve stejné úrovni ve vertebrální čáře.

Poslední popisované rozšíření je pomocí *etážových unipolárních hrudních svodů*. Elektrody pro snímání těchto svodů kopírují umístění elektrod svodů V_1 – V_7 , ale umísťují se o jedno nebo dvě žebra výše (podle toho je značíme V_1' – V_7' nebo V_1'' – V_7''). [47]

1.5.4 Ortogonální svodový systém

Ortogonalní svodový systém znázorňuje elektrickou aktivitu srdce ve třech vzájemně kolmých rovinách definovanými osami x (horizontální – od pravé k levé ruce), y (vertikální – od hlavy k nohám) a z (dorzální – od hrudi k zádom). Pomocí těchto os lze definovat tři ortogonální roviny, jsou to rovina sagitální (rovina yz), horizontální (rovina xz) a frontální (rovina xy). Právě v těchto rovinách zobrazujeme výsledný záznam. V každé rovině nám průměty okamžitých vektorů změřených napětí vytvoří uzavřenou vektorkardiografickou smyčku. Často se zobrazuje více srdečních cyklů současně, čímž dostaneme v jedné rovině více uzavřených smyček. Z rozdílnosti mezi smyčkami můžeme určit variabilitu srdečního rytmu a můžeme detekovat i komorové extrasystoly.

Nevýhodou snímání ortogonálním svodovým systémem je poměrně velký vliv pohybů srdce v hrudníku na snímání. Tento problém řešíme tak, že jeden svod vytváříme váhovaným zprůměrováním signálů snímaných multielektrodovým polem. Ortogonálních systémů existuje několik, nejvíce rozšířený je Frankův systém.

Snímání EKG ortogonálními svody se v některých státech běžně využívá, ovšem v České republice se tento systém v běžné praxi zatím neobjevuje. [16], [18], [45]

1.5.5 Vybrané patologické stavy a jejich projevy na EKG

Fyziologický tvar křivek EKG v jednotlivých svodech je vidět na obr. 9. V této kapitole budou popsány některé patologické srdeční stavy a odchylky patologického EKG od EKG fyziologického.

Kardiomyopatie je nemoc myokardu, která způsobuje patologické procesy v srdečním svalu. Rozlišujeme kardiomyopatii hypertrofickou, dilatační, restriční a arytmogenní kardiomyopatii pravé komory. *Hypertrofická kardiomyopatie* je stav, při kterém dochází ke ztluštění stěny levé komory a mezikomorové přepážky a ke zmenšení dutiny levé komory. Příčina není známá, uvažuje se o příčinách genetické povahy. Při *dilatační kardiomyopatii* dochází ke zvětšení komor a současnému snížení stažlivosti komor. Příčinou dilatační kardiomyopatie mohou být toxické a infekční vlivy a alkoholizmus. V případě *restriční kardiomyopatie* dochází k ztuhnutí komor, čímž je ovlivněno jejich plnění krví. Příčina restriční kardiomyopatie je obvykle ukládání glykogenu, amyloidu nebo fibrózní vazivové tkáně mezi svalová vlákna komorových stěn. *Arytmogenní kardiomyopatie pravé komory* je stav kdy je svalovina pravé komory nahrazena fibrolipomatózní tkání. Dochází ke ztenčení stěny pravé komory s poruchou kinetiky a k dilataci pravé komory. Příčina je genetické povahy. Pro detekci kardiomyopatie je velmi důležité ultrazvukové vyšetření srdce – *echokardiografie*. Na EKG se objevují spíše nespecifické změny. U dilatační kardiomyopatie je to např. prodloužený PR interval, komplexy QRS o nízké amplitudě anebo nespecifické změny ST úseku a vlny T. V případě hypertrofické kardiomyopatie je to zkrácený PR interval,

prodloužený QT interval a negativní vlna T v některých svodech. Častý je výskyt dalších arytmií např. blokády Tawarových ramének, fibrilace síní nebo komorové tachykardie. [14], [26], [40]

Blokáda pravého Tawarova raménka (RBBB, angl. right bundle branch block) znamená porušení vedení vzruchu pravým Tawarovým raménkem. Výsledkem je rozšířený komplex QRS v důsledku pozdější depolarizace pravé komory. Na EKG poznáme RBBB nejlépe podle křivky RSR (amplituda jde do kladných hodnot – R, pak do záporných – S a nakonec opět do kladných – R) ve svodu V_1 . Svod V_1 totiž sleduje pravou komoru. [15]

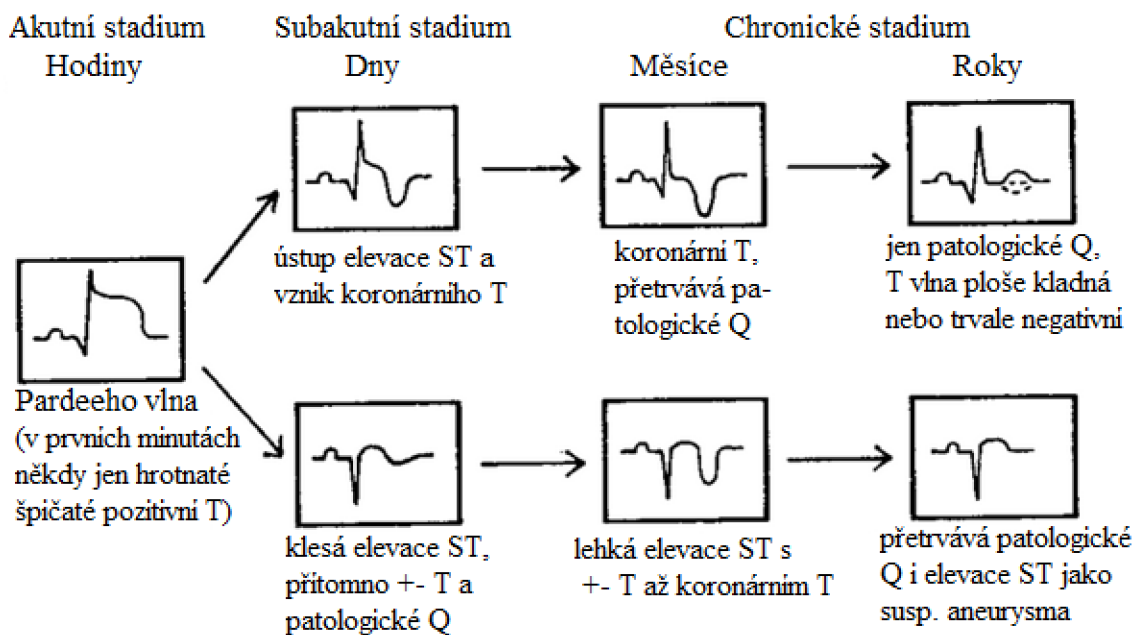
Blokáda levého Tawarova raménka (LBBB, angl. left bundle branch block) znamená porušení vedení vzruchu levým Tawarovým raménkem. Výsledkem je rozšířený komplex QRS v důsledku pozdější depolarizace levé komory. Na EKG poznáme LBBB nejlépe podle křivky ve tvaru písmene M ve svodu V_6 . Svod V_6 totiž sleduje levou komoru. Levé Tawarovo raménko se rozděluje na dvě raménka (tzv. fascikly). Může tak dojít nejen k úplné blokádě levého Tawarova raménka ale i k blokádě jednoho z fasciklů. Při blokádě jednoho z fasciklů obvykle nedochází k prodloužení komplexu QRS mimo fyziologické hranice. Jako *levý přední hemiblok* (LAH) označujeme blokádu levého předního fasciklu. Na EKG se tento blok projeví kladným píkem ve svodu I a aVL a zápornými píky ve svodech II, III a aVF. Přerušení vedení v zadním fasciklu levého raménka označujeme jako *levý zadní hemiblok* (LPH). Tento hemiblok je vzácný a na EKG se tento blok projeví záporným píkem ve svodu I a aVL a kladnými píky ve svodech II, III a aVF. [12], [14], [15]

Další možnou blokádou Tawarových ramének je takzvaná *bifascikulární blokáda*, kdy dochází k RBBB a současně k LAH nebo LPH. Na EKG detekujeme RBBB podle hrudních svodů a daný hemiblok podle končetinových svodů (popsáno výše). Pokud je vedení přerušeno ve všech třech větvích Tawarových ramének (RBBB + kompletní LBBB), označujeme tento stav jako *trifascikulární blokáda*. Při této blokádě se vzruch ze síní vůbec nepřenesou na komory. [14]

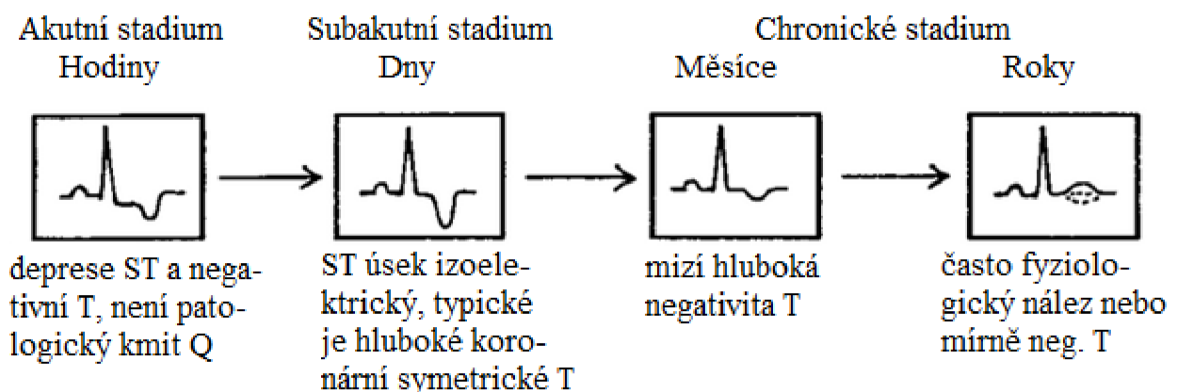
Koronární arterie vedou do srdce krev, díky které jsou uspokojeny metabolické potřeby srdce. *Ischemická choroba srdeční* (ICHS) je stav, kdy není zajištěno dostatečné zásobování myokardu krví koronárními arteriemi. Klinickými projevy ICHS jsou angina pectoris, infarkt myokardu a náhlá smrt. *Angina pectoris* je svíravá bolest za hrudní kostí. Rozeznáváme dva typy anginy pectoris. Při stabilní angině vzniká bolest při zvýšené fyzické námaze, čímž se zvedají požadavky srdce na množství krve přitékající koronárními arteriemi a toto množství krve není srdci v důsledku zúžení koronárních arterií dodáno. Po ukončení fyzické námahy bolest přestává. Při nestabilní angině pectoris přicházejí ataky bolesti dlouhodobě a to i v klidu. Při angině pectoris nedochází k nekróze myokardu. [26]

Infarkt myokardu (IM) je stav, kdy je koronární tepna úplně uzavřena, což vede k nekróze části myokardu. Uzávěr koronární tepny je obvykle způsoben krevní sraženinou

vzniklou prasknutím aterosklerotického plátu. Infarkt myokardu se subjektivně projevuje tupou svíravou bolestí vznikající na hrudi a šířící se do hrdla, čelisti, ramen, paží a prstů. Další subjektivní symptomy jsou dušnost, pocení, nevolnost a zvracení. Diagnostika infarktu myokardu vyplývá z anamnézy, klinického nálezu, EKG a z plazmatické koncentrace typických enzymů uvolňujících se z nekrotických buněk. Na EKG se infarkt myokardu projevuje změnami podle místa postižení srdce. Rozlišujeme transmurní (procházející celou srdeční stěnou) a netransmurní IM. Vývoj obrazu IM na EKG obou typů IM je zobrazen na obr. 11 a obr. 12. Po infarktu myokardu mohou nastat život ohrožující stavy např. komorová fibrilace, atrioventrikulární blokáda či kardiogenní šok. [13], [26]



Obr. 11 Jednotlivé fáze transmurního IM (převzato a upraveno z [13])



Obr. 12 Jednotlivé fáze netransmurního IM (převzato a upraveno z [13])

Vzruch může někdy vzniknout v místě, kde fyziologicky nevzniká. Takovéto místo nazýváme *ektopickým ložiskem*. V návaznosti na kap. 1.4 lze říci, že tento patologický vzruch

vzniká v buňce, u níž je automacie rychlejší než u buněk SA uzlu. Pokud je ektopické ložisko v síni, vzniká tzv. *supraventrikulární extrasystola* (SVE), pokud v komoře, pak vznikne *komorová extrasystola* (VE). Izolovaná komorová ani supraventrikulární extrasystola není klinicky významná. Pokud následuje několik extrasystol v krátkém časovém intervalu za sebou, je tento stav nebezpečný. Na EKG se SVE detekuje pomocí zkráceného RR intervalu před ní (komplex QRS přichází dříve, než by přišel fyziologicky). Před SVE chybí vlna P, komplex QRS je v tomto případě fyziologického tvaru. V případě VE také chybí P vlna, komplex QRS je ovšem jiného tvaru než fyziologicky – obvykle má větší amplitudu a delší trvání. [15], [26]

Pokud je zpomaleno nebo přerušeno vedení vzruchu skrz AV uzel, nazýváme tento stav *atrioventrikulární blokádou* (AVB). Rozlišujeme tři stupně AVB. Při prvním stupni AVB dochází ke zpomalení šíření vzruchu AV uzlem. Při druhém stupni AVB již některé vzruchy nejsou převedeny ze síni na komory. Rozlišujeme dva typy druhého stupně AVB. Při prvním typu označovaném Mobitz I nebo též Wenckebachův typ dochází k postupnému prodlužování PR intervalu, až se jeden vzruch nepřevede na komory. U druhého typu (Mobitz II) nejsou některé vzruchy převedeny na komory, aniž by docházelo k postupnému prodlužování PR intervalu. AVB třetího stupně se projevuje nezávislostí depolarizace síni a komor, vzruch mezi síněmi a komorami není vůbec převáděn. Na EKG se AVB projevuje prodlouženým PR intervalem případně úplným chyběním komplexu QRS za vlnou P. [12]

Sick sinus syndrom (SSS) se projevuje sníženou schopností SA uzlu tvořit impulzy a převést je na síně. Na EKG se tento syndrom projevuje systolickými pauzami a sinusovou bradykardií s možnou přítomností supraventrikulární bradykardie. [12]

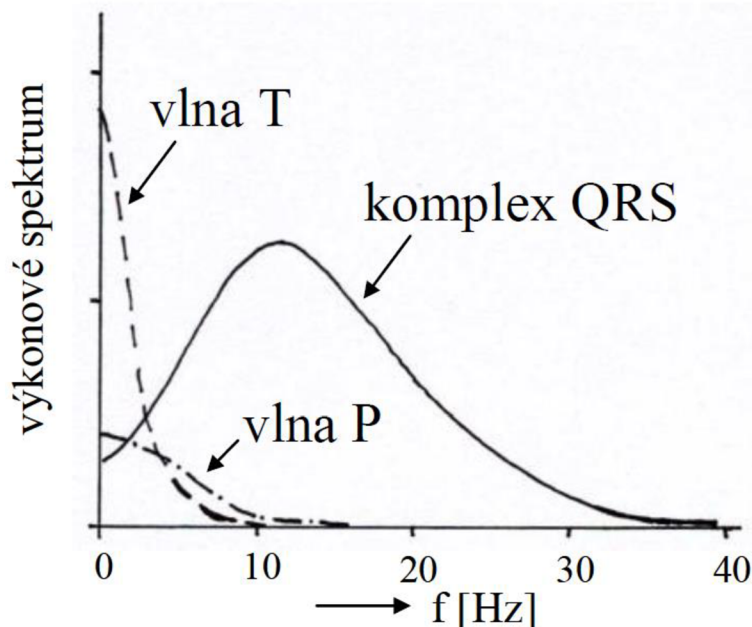
Fibrilace síni je porucha tvorby vzruchu v síni. Tvorba vzruchu je rychlá a nepravidelná. Vlny P jsou nahrazeny vlnami F. Většina vln F je zablokována v AV uzlu a není převedena na komory. Intervaly mezi jednotlivými R kmity jsou nepravidelné, nikdy nelze předpovědět, kdy přijde další komplex QRS. [12]

Flutter síni je porucha vedení vzruchu, kdy vzruch krouží síněmi. Nastává pravidelný rychlý síňový rytmus s frekvencí okolo 300 min^{-1} . Vlny P jsou nahrazeny pilovitými vlnami F. Všechny vlny nejsou převedeny AV uzlem, obvykle jsou převedeny v pravidelném poměru (2:1, 3:1 nebo 4:1). [12]

1.5.6 Frekvenční vlastnosti EKG

Frekvenční rozsah jednotlivých vln a kmitů se liší (viz obr. 13). Většina energie vln P a T se nachází do 10 Hz. Naopak maximum spektrální funkce komplexu QRS se pohybuje mezi 15 a 20 Hz. Většina energie komplexu QRS se nachází v intervalu do 40 Hz. Stejnosečná složka signálu nenesou diagnostickou informaci. Nejnižší užitečná frekvenční složka se pohybuje v úzkém pásmu kolem frekvence rovné srdeční frekvenci. Z těchto důvodů je základní

monitorování EKG prováděno v pásmu od 0,5 Hz do 40 Hz. Běžné klinické přístroje přenášejí pásmo od 0,05 Hz do 100–150 Hz. Dostupné jsou také elektrokardiografy s vzorkovací frekvencí až do 4 kHz, které umožňují měřit *vysokofrekvenční EKG* (HF EKG, angl. high frequency). Využívané pásmo u těchto přístrojů je do 250 Hz. Pro některé analýzy jsou ovšem HF EKG monitory nedostatečné kvůli omezenému frekvenčnímu rozsahu a omezené dynamice měřeného signálu EKG. Tyto limity znemožňují analýzu signálů v pásmech vysoko nad 250 Hz. Pokud chceme snímat EKG v těchto ultra vysokofrekvenčních pásmech – tzv. *ultra vysokofrekvenční EKG* (UHF EKG, angl. ultra high frequency), je nutno použít UHF EKG monitory. V současné době nejsou dostatečně prozkoumány způsoby zpracování a interpretace ultra vysokofrekvenčních signálů EKG. Ultra vysokofrekvenčním EKG se zabývá tato práce a proto je tato problematika blíže rozvedena v kap. 1.5.7. [4], [25], [45]



Obr. 13 Spektra vln a kmitů signálu EKG (převzato z [32])

1.5.7 Vysokofrekvenční a ultra vysokofrekvenční EKG

Jak bylo zmíněno výše, u HF EKG je využíváno frekvenční pásmo do 250 Hz, v případě UHF EKG jsou využívány frekvenční složky i nad 250 Hz. V obou dvou případech snímáme velmi slabý signál. Zatímco u běžného EKG snímáme užitečný signál s amplitudou v řádech milivoltů, signál HF EKG má amplitudu v řádu mikrovoltů. Síla snímaného signálu klesá se stoupající frekvencí, stejně jako *poměr signál-šum* (SNR). Z tohoto důvodu je nevhodné vyhodnocovat každý komplex QRS samostatně. Pro zvýšení SNR provádíme zprůměrování velkého počtu komplexů QRS. Při předzpracování se obvykle mimo průměrování QRS odstraňují artefakty, jelikož snímáme slabý signál a každý artefakt může významně ovlivnit výsledky. Při snímání je také nutné maximálně potlačit veškeré rušení signálu EKG. Proto je obzvláště UHF EKG vhodné, nikoli nezbytně nutné, snímat v elektromagneticky odstíněné

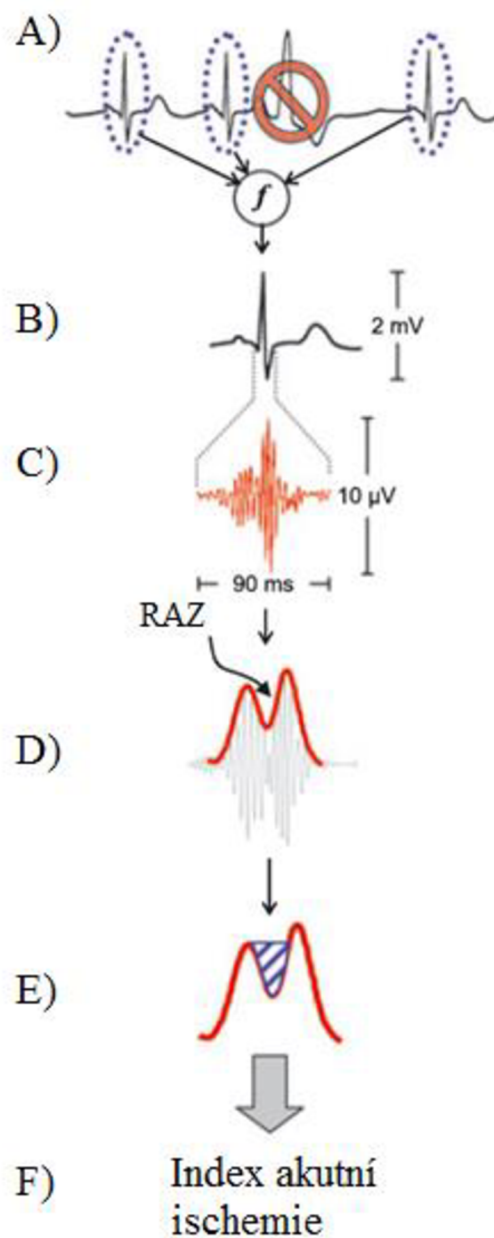
místnosti. Přínosem snímání HF a UHF EKG je možnost přesně rozlišit šířku a další parametry komplexu QRS. V běžně snímané oblasti je v komplexu QRS ukryta přidaná hodnota, není totiž možné přesné měření šířky komplexu QRS a některých dalších parametrů, jelikož komplex QRS neznázorňuje ve skutečnosti jen fázi depolarizace, ale je ovlivněn i repolarizací některých kardiomyocytů (vlnou T). Toto je hezky vidět na obr. 7. Vzhledem k tomu, že fáze depolarizace obsahuje vyšší frekvenční složky než fáze repolarizace (viz obr. 4 a kap. 1.4), pokud vezmeme pouze vysokofrekvenční složky, bude vliv repolarizace na depolarizaci potlačen. [4], [24], [25]

Takto tedy můžeme přesněji měřit například šířku komplexu QRS, což je důležitý ukazatel při diagnostice různých srdečních patologií. Rozšíření je způsobeno buď pomalým vedením vzruchu komorami, nebo asynchronní aktivací komor, což znamená, že jedna z komor je aktivována s výraznějším zpožděním oproti druhé komoře. Asynchronie komor bývá způsobena bloádou Tawarových ramének, kdy je nejprve aktivována jedna komora nezablokovaným raménkem a až z ní se vzruch dostává do komory druhé. Asynchronie může být způsobena též komorovou extrasystolou, která vzniká v jedné z komor a tato komora je tudíž aktivována dříve než komora druhá. Rozšíření komplexu QRS nastává tedy v případě LBBB i RBBB. Zpomalení vedení vzruchu komorami může být dáno přítomností jizevnaté tkáně v komoře. Tato tkáň je elektricky nevodivá a vzruch ji tak musí obejít, což způsobí jeho zpomalení. Rozšíření komplexu QRS může být způsobeno také kardiomyopatií. Tyto patologie srdce byly podrobněji popsány v kap. 1.5.5. [38]

V klinické praxi není běžně snímání HF a UHF EKG používáno, přestože se již mnoho prací této problematice věnovalo. Časté téma studií je detekce ICHS či IM pomocí HF EKG, kde je ověřen přínos této metody jako doplňkové vyšetření k běžnému EKG. Naprostá většina prací se věnovala HF EKG s frekvencí do 250 Hz.

Ve studii [3] se autoři zabývali vysokofrekvenční QRS (HF QRS) analýzou u pacientů s akutním infarktem myokardu. Diagnóza akutního IM pomocí EKG s frekvenčním pásmem do 150 Hz není vždy možná. Při této frekvenci detekujeme ischemii především pomocí abnormalit ST-T úseku, což jsou abnormality v repolarizaci. V 35–60 % případů se na EKG objeví normální nebo jen nespecifické změny. Ischemie ale vždy vyvolá také depolarizační změny, které zde byly zkoumány právě pomocí HF QRS analýzy. Ischemie totiž snižuje rychlost vedení vzruchu myokardem, což mění morfologii HF QRS. V této studii bylo zkoumáno frekvenční pásmo 140 až 250 Hz. Princip navržené metody detekce akutního IM je zobrazen na obr. 14. Nejprve dochází pomocí korelace k detekci komplexů QRS a následně také pomocí korelace k odstranění komorových extrasystol a komplexů příliš ovlivněných šumem. Následně dochází k zarovnání komplexů a k jejich zprůměrování v každém svodu. Dále byl takto zprůměrovaný signál filtrován digitálním filtrem ve frekvenčním pásmu 140 až 250 Hz a po filtraci byla pomocí Hilbertovy transformace vypočítána obálka signálu. Při

akutním IM je morfologie HF QRS změněna, přičemž přibližně uprostřed komplexu QRS dochází ke snížení amplitudy (vzniká zde lokální minimum). Tento tvar („prohloubení“) se nazývá RAZ (angl. Reduced Amplitude Zones). Dále dochází ke kvantifikaci RAZ, což znamená, že je stanovena relativní velikost RAZ vzhledem k obálce HF QRS. Index používaný k této kvantifikaci se nazývá HFMI (angl. high-frequency morphology index). Výsledná hodnota HFMI se vypočítá jako průměr HFMI ze šesti svodů, ve kterých je hodnota HFMI největší. Metoda byla v této studii testována na třiceti pacientech s akutním IM. Hodnoty HFMI byly u 79 % pacientů s úspěšnou revaskularizací výrazně vyšší na přijímacím EKG ve srovnání s EKG po revaskularizaci a po dalších 24 hodinách. Je popsán i zajímavý případ, kdy pacient s bolestmi na hrudi měl při příjmu na EKG vysoké ST elevace, ale v HF EKG měl signál fyziologickou morfologií. Po vyšetření angiografií bylo prokázáno, že tento pacient opravdu IM neměl. [3]



Obr. 14 Princip detekce akutního IM pomocí HF QRS: (A) detekce komplexů QRS a odstranění nevhodných komplexů; (B) zprůměrovaný signál; (C) zprůměrovaný signál po filtraci pásmovou propustí 140–250 Hz; (D) obálka signálu (červeně); (E) kvantifikace RAZ; (F) výstup – index akutní ischemie (převzato a upraveno z [3])

Článek [56] shrnuje základní poznatky o HF QRS analýze. Jsou zde popsány metody snímání a zpracování (redukce šumu, extrakce a kvantifikace) HF QRS. Oproti výše zmíněné studii je zde navíc popsána i jiná metoda kvantifikace HF QRS nazvaná RMS (angl. root mean square), která vyjadřuje průměrnou amplitudu signálu a lze ji spočítat dle vztahu

$$\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n A_j^2} , \quad (2)$$

kde n je počet naměřených vzorků komplexu QRS a A_j ($j=1, \dots, n$) je hodnota každého vzorku. Tato metoda kvantifikace HF QRS je založena na faktu, že v oblasti ischemie dochází ke snížení rychlosti vedení vzruchu, čímž dochází ke snížení sklonu fáze 0 akčního napětí, a tím klesá obsah vysokofrekvenčních složek v signálu, a tudíž bude hodnota RMS nižší (viz kap. 1.4 a obr. 4). Nevýhodou této metody kvantifikace je nutnost přesného nastavení začátku a konce QRS, což nelze vždy jednoznačně určit. Ve článku jsou také shrnuty a diskutovány výsledky studií zabývajících se HF QRS analýzou u pacientů s akutní ischemií myokardu, ischemickou chorobou srdeční, stresem vyvolanou ischemií, hypertrofií levé srdeční komory a dále také u pacientů s poruchou vedení vzruchu a u pacientů po transplantaci srdce. [56]

Úspěšnost detekce uzávěru koronární tepny pomocí ST úseku na běžném EKG a pomocí HF QRS analýzy byla porovnána ve studii [42]. Data byla získána od pacientů před a v průběhu perkutánní transluminální koronární angioplastiky, což je metoda pro dilataci cév pomocí balónkového katetru. [28] HF QRS analýza byla provedena pomocí kvantifikace výše zmíněnou metodou RMS. Senzitivita detekce uzávěru koronární tepny byla 88 % v případě HF QRS analýzy, 71 % v případě detekce pomocí ST elevace a 79 % v případě detekce vyhodnocováním elevace i deprese ST úseku současně. Tato studie tedy potvrdila přínos HF QRS analýzy. [42]

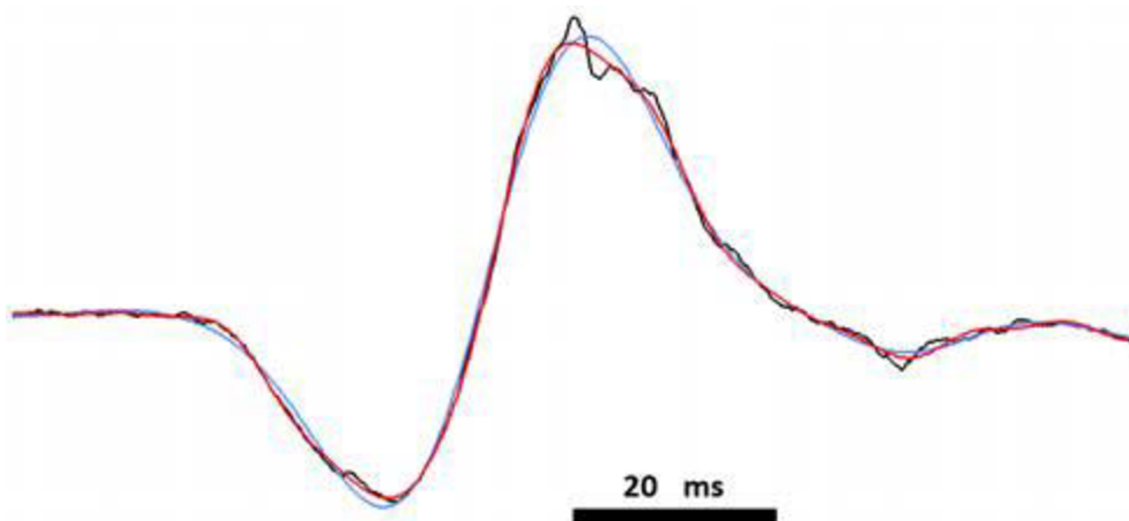
Ve studii [43] je testována nová metoda k diagnostice ischemie. Detekce probíhá pomocí dvou indexů, které popisují sklon vzestupné části HF QRS komplexu (index US-QRS) a sklon sestupné části HF QRS komplexu (index DS-QRS). Bylo zjištěno, že při uzávěru nebo zúžení koronární tepny dochází ke snížení strmosti sklonu vzestupné i sestupné části, přičemž lépe byl tento jev patrný v sestupné části komplexu QRS. V této práci byla porovnána též úspěšnost detekce ischemie pomocí indexů US-QRS, DS-QRS, RMS a pomocí ST úseku v běžném EKG. Oproti studii [42] není prokázáno, že detekce uzávěru koronární tepny pomocí vysokofrekvenčních parametrů má vyšší senzitivitu než elevace a deprese ST úseku. Vyšší senzitivita vysokofrekvenčních parametrů byla prokázána jen v některých svodech, zatímco ve svodech jiných byla vyšší senzitivita detekce pomocí ST úseku. [43]

Základní vlastnosti vysokofrekvenčního komplexu QRS jsou popsány ve studii [41]. Je zde popsána především variabilita hodnoty RMS (viz výše). Hodnotí se variabilita individuální, časová a variabilita v jednotlivých svodech dvanáctisvodového HF EKG (prostorová variabilita). Variabilita RMS byla porovnána s variabilitou amplitudy standardního EKG. Bylo zjištěno, že vysokých hodnot RMS (kolem $4 \mu\text{V}$) je dosaženo ve svodu V_2 , V_3 , V_4 , aVF, I a II, tedy ve svodech orientovaných anterior-posteriorně a inferior-superiorně. V pravo-levo orientovaných svodech (V_1 , V_5 , V_6 , aVL, aVR a I) bylo dosaženo nižší amplitudy (kolem $2,5 \mu\text{V}$). Individuální variabilita hodnoty RMS, tedy variabilita mezi jednotlivými pacienty byla velká – suma RMS ve všech svodech byla od 20 do $75 \mu\text{V}$ s průměrem $36 \mu\text{V}$ a směrodatnou odchylkou $11 \mu\text{V}$. V porovnání se standardním

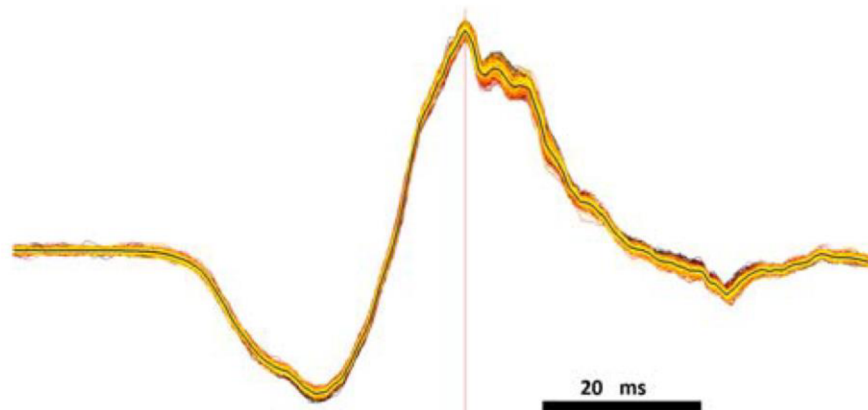
EKG je tato variabilita vyšší. Důsledkem vysoké individuální variability je, že nelze přesně diagnostikovat pacienta pomocí hodnoty RMS, pokud neznáme jeho běžnou hodnotu RMS. Časová variabilita (proměnlivost v čase) RMS i amplitudy běžného EKG je velmi nízká. Bylo zjištěno, že diagnosticky významná změna RMS je změna o 20 %. [41]

Všechny doposud popsané studie využívali frekvenční pásmo do 250 Hz (HF EKG). Metody měření a využití UHF EKG jsou součástí výzkumu na Ústavu přístrojové techniky Akademie věd České republiky (ÚPT AV ČR) a v Mezinárodním centru klinického výzkumu Fakultní nemocnice u sv. Anny (FNUSA-ICRC). Práci s UHF EKG signálem je věnována i tato práce. V následujících odstavcích budou popsány studie uskutečněné ve výše zmíněných institucích týkající se UHF QRS.

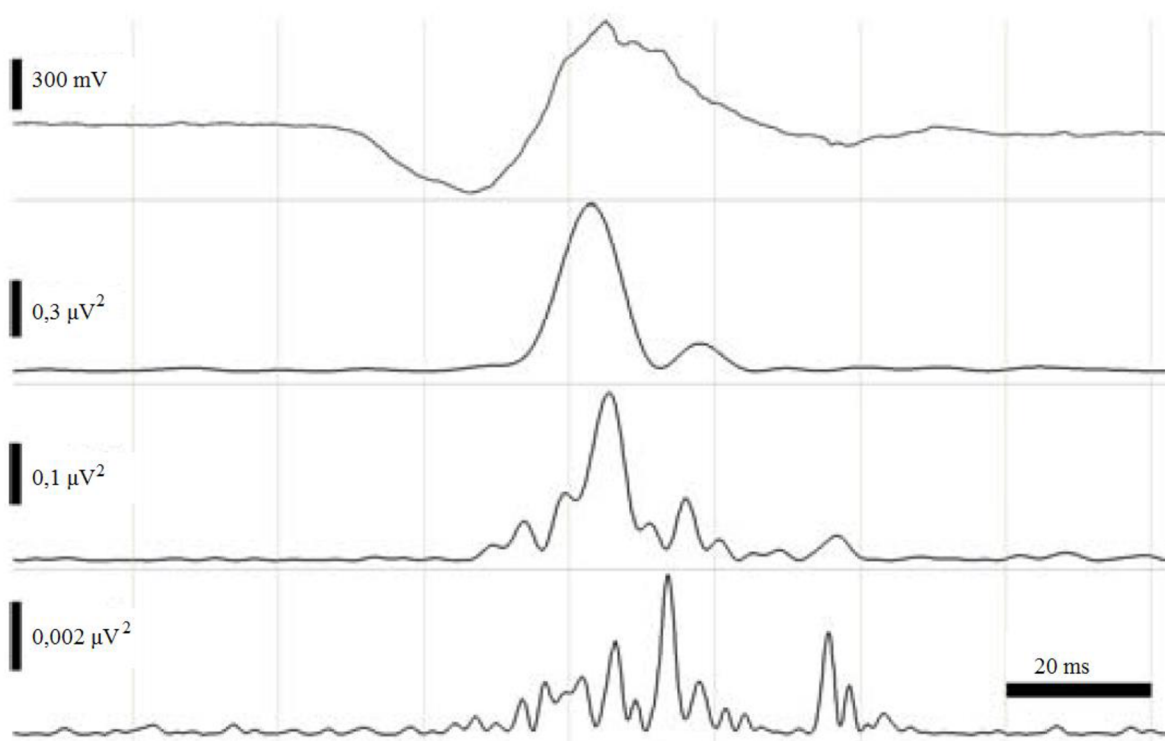
Ve studii [25] je popsáno měření UHF EKG a metoda, kterou lze z tohoto signálu diagnostikovat ischemii srdce. Dvanáctisvodové UHF EKG se získává pomocí akvizičního systému M&I se vzorkovací frekvencí 25 kHz a s dynamickým rozsahem 24 bitů. Měření UHF EKG probíhá v elektromagneticky odstíněné místnosti (tzv. ve Faradayově kleci). Kvůli tomuto odstínění byl použit akviziční systém napájený bateriemi a snímání probíhalo pod zemí v betonovém sklepě. Nasnímaná data jsou přenášena optickým kabelem mimo odstíněnou místnost. Díky tomuto odstínění můžeme snímat signál čistě jen ze snímané osoby. Ukázka jednoho nasnímaného komplexu QRS v různých frekvenčních pásmech je zobrazena na obr. 15. Je vidět, že při snížení maximální frekvenční složky ztrácíme informaci o depolarizaci komor – dochází k vyhlazení křivky. Na obr. 16 je vidět časová stabilita UHF EKG. Je zde zobrazeno 500 po sobě jdoucích komplexů QRS. Vzhledem k tomu, že rozdíly mezi jednotlivými komplexy QRS snímanými v ultra vysokofrekvenčním pásmu (UHF QRS) nejsou příliš znatelné, je časová stabilita UHF QRS vysoká (stejně jako v případě HF EKG, viz [41]). [25]



Obr. 15 Komplex QRS u zdravého jedince, svod V_2 , surová data UHF EKG (černě), frekvenční pásmo 0,3–100 Hz (červeně), frekvenční pásmo 0,3–50 Hz (modře) (převzato z [25])



Obr. 16 Časová stabilita UHF EKG – 500 po sobě jdoucích komplexů QRS, svod V_2 (převzato z [25])

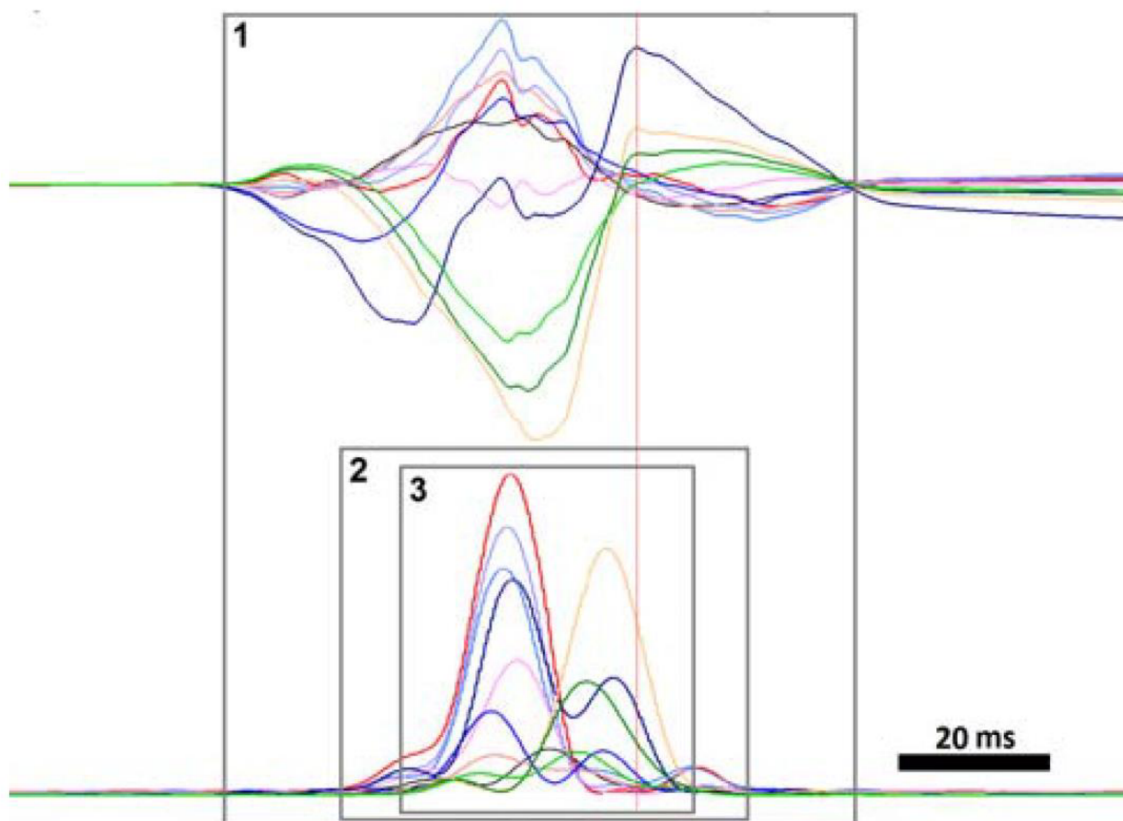


Obr. 17 Surová data UHF EKG, svod V_2 (první signál odshora); výkonová obálka signálu ve frekvenčním pásmu 150–250 Hz (druhý signál), 250–500 Hz (třetí signál) a 500–1000 Hz (poslední (spodní) signál) (převzato a upraveno z [25])

Při dalším zpracování signálu došlo k vytvoření výkonové obálky signálu pomocí Hilbertovy transformace. Výkonové obálky v různých frekvenčních pásmech jsou zobrazeny na obr. 17. Je vidět, že ve všech frekvenčních pásmech je poměr signál šum dostatečně vysoký. [25]

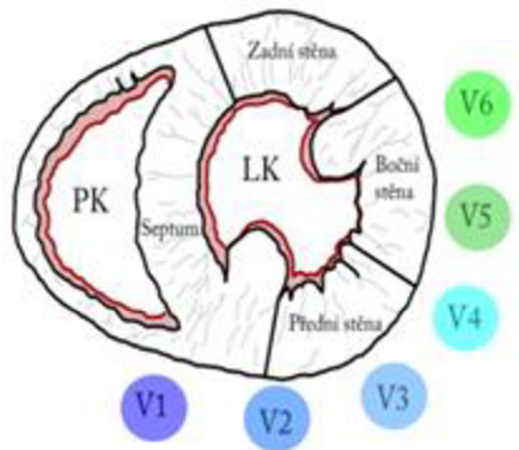
Možnost detekovat ischemii pomocí UHF EKG byla testována na sedmi zdravých pacientech a na sedmi pacientech s ischemií myokardu. Při měření byli pacienti v klidu vleže na zádech. U všech sedmi ischemických pacientů byla na standardním EKG fyziologická

šířka komplexu QRS a nevyskytovaly se zde žádné abnormality ST úseku. Pomocí standardního EKG nebylo tudíž možné ischemii u těchto pacientů detekovat. U každého z těchto čtrnácti osob byl nasnímán patnáctiminutový UHF EKG signál se vzorkovací frekvencí 25 kHz, který byl následně podvzorkován na 5 kHz s propustným pásmem do 2 kHz. Následně byly pomocí Hilbertovy transformace vytvořeny výkonové obálky ve frekvenčních pásmech 150–250 Hz a 250–500 Hz. Dále byla data segmentována, komplexy QRS bez artefaktů byly zarovnané a zprůměrovány. Zprůměrované UHF QRS a výkonové obálky jsou zobrazeny na obr. 18, kde jsou také obdélníky označeny parametry, pomocí kterých se autoři snažili detekovat ischemii. Tyto parametry jsou šířka QRS komplexu, šířka výkonových obálek a vzdálenost od prvního po poslední pík ve výkonové obálce. Statisticky významný rozdíl mezi zdravými a ischemickými pacienty vyšel v případě posuzování celkové šířky obálek v obou sledovaných frekvenčních pásmech a také v případě vzdálenosti prvního a posledního píku výkonové obálky ve frekvenčním pásmu 150–250 Hz. Tato vzdálenost ve frekvenčním pásmu nevyšla statisticky významná z důvodu malého počtu testovaných pacientů a z důvodu jedné odlehle hodnoty. Vzdálenost prvního a posledního píku výkonové obálky ve frekvenčním pásmu 150–250 Hz je nejvíce statisticky významným parametrem, všichni ischemičtí pacienti měli tuto vzdálenost větší než zdraví pacienti. [25]

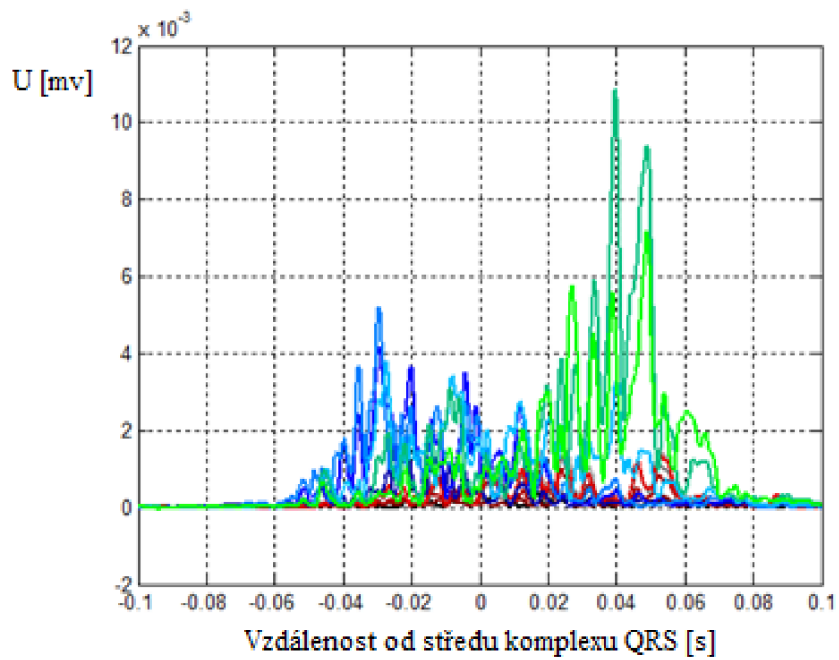


Obr. 18 Zprůměrovaných 500 komplexů QRS (nahore); zprůměrované výkonové obálky ve frekvenčním pásmu 150–250 Hz (dole); (1) obdélník definující šířku QRS komplexu; (2) obdélník definující celkovou šířku výkonové obálky; (3) obdélník definující vzdálenost od prvního píku výkonové obálky po poslední pík výkonové obálky (převzato z [25])

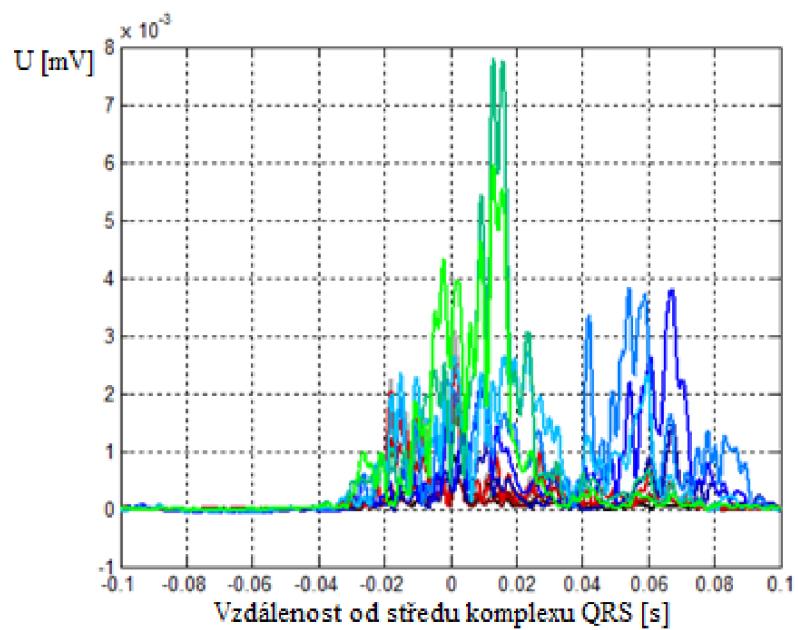
Studie [37] se zabývá identifikací levokomorové asynchronie pro srdeční resynchronizační léčbu pomocí UHF EKG. Studie má za cíl posoudit schopnosti metody UHF-EKG detekovat, lokalizovat a kvantifikovat elektrickou srdeční asynchronii. Cílem je především předpovědět klinickou odpověď na resynchronizační léčbu a dále také určit schopnost kvantifikovat vliv biventrikulární stimulace na elektrickou depolarizaci komor a stanovit vliv resynchronizační léčby na spontánní srdeční aktivitu. Tato studie probíhá v současné době a součástí jí je i tato práce. Při zpracování UHF EKG je vytvořena obálka signálu pomocí Hilbertovy transformace. Typické obálky u pacienta s LBBB jsou zobrazeny na obr. 20, u pacienta s RBBB na obr. 21. Barvy jednotlivých svodů na těchto obrázcích odpovídají barvám stanoveným na obr. 19, kde je také naznačeno, ze kterých míst srdce je který svod snímán. Je tedy například vidět, že svody V₅ a V₆ snímají nejvzdálenější část levé komory od mezikomorové přepážky. Vzhledem k tomu, že tyto svody jsou na obr. 20 aktivovány nejpozději, je zřejmé, že se jedná o LBBB. Opačná úvaha vede k diagnostice RBBB u pacienta na obr. 21. Vidíme zde nejpozdější aktivaci svodu V₁, který nejvíce zaznamenává aktivitu v pravé komoře. [21], [37]



Obr. 19 Místa srdce odkud jsou snímány svody V₁–V₆ (převzato z [21])



Obr. 20 Obálky UHF EKG signálu u pacienta s LBBB, barvy jednotlivých svodů odpovídají situaci na obr. 19 (převzato a upraveno z [21])



Obr. 21 Obálky UHF EKG signálu u pacienta s RBBB, barvy jednotlivých svodů odpovídají situaci na obr. 19 (převzato a upraveno z [21])

1.6 Stimulace srdce

1.6.1 Základní pojmy

Stimulace srdce (*kardiostimulace*) je metoda, při které dochází k dráždění srdce nadprahovými elektrickými impulzy. Cílem je správná funkce srdce. Přístroj používaný ke kardiostimulaci se nazývá *kardiostimulátor*. Kardiostimulátory mohou být rozděleny podle několika hledisek. Kardiostimulaci dělíme *podle doby trvání stimulace* na dočasnou a trvalou (implantabilní), *podle způsobu dráždění* na přímou a nepřímou, *podle funkce* na neřízenou, řízenou a programovatelnou, *podle počtu ovládaných srdečních dutin* na jednodutinovou, dvoudutinovou a vícedutinovou, *podle typu stimulačních elektrod* na unipolární a bipolární a *podle typu napájení* na bateriovou a vysokofrekvenčně buzenou. Vzhledem k tomu, že trvalou kardiostimulací se zabývá tato práce, bude se následující text týkat tohoto typu stimulace. [19], [46]

Pro identifikaci kardiostimulátorů byl v roce 1987 zaveden kód nazvaný NGB. Povinně se skládá ze tří písmen, dvě písmena jsou přidána nepovinně. Význam jednotlivých písmen je zobrazen v tab. 1, kde O je nic, A značí síň, V komoru, D síň i komoru, T spouštění a I inhibici. [46]

Tab. 1 Identifikační NGB kód kardiostimulátorů (převzato a upraveno z [46])

1. znak	2. znak	3. znak	4. znak	5. znak
Místo stimulace	Místo snímání	Způsob stimulace	Programovatelnost	Antiarytmická funkce
A	A	O	P – jednoduché	P – antitachykardiální stim.
V	V	I	M – multiprogramovatelný	S – šok
D (A+V)	D (A+V)	T	C – komunikovatelný	D – (P+S)
O	O	D (T+I)	R – frekvenčně adaptabilní	

Toto značení kardiostimulátorů začalo být nedostatečné s příchodem vícedutinové stimulace. Při této stimulaci jsou elektrody v obou komorách (*biventrikulární stimulace*), v obou síních anebo v obou komorách i obou síních. Tuto stimulaci nelze výše popsaným značením popsat, proto byl kód aktualizován. Nové značení má pět pozic. První tři pozice mají stejný význam jako ve výše popsaném značení, tedy místo stimulace, místo snímání a způsob stimulace. Čtvrtá pozice znázorňuje přítomnost (písmeno R) nebo nepřítomnost (O) frekvenčně adaptivního mechanismu, což je mechanismus, kdy frekvence není pevně nastavena, ale adaptivně se mění podle aktuální potřeby. Pátá pozice znázorňuje přítomnost stimulace v obou síních či obou komorách nebo případně dvou stimulačních elektrod v jedné síni či komoře. Písmeno O značí nepřítomnost takovéto stimulace, písmeno A značí přítomnost minimálně dvou stimulačních elektrod v síních, písmeno V značí přítomnost

minimálně dvou stimulačních elektrod v komorách a písmeno D značí přítomnost minimálně dvou stimulačních elektrod v síních i v komorách. Přehled možností na jednotlivých pozicích v novém systému identifikace kardiostimulátorů je zobrazen v tab. 2, písmena mají stejný význam jako v tab. 1. [6], [34]

Tab. 2 Nový systém identifikace kardiostimulátorů (převzato a upraveno z [6])

1. znak	2. znak	3. znak	4. znak	5. znak
Místo stimulace	Místo snímání	Způsob stimulace	Frekvenční adaptabilita	Více než 1 stimulační elektroda v
A	A	O	O	O
V	V	I	R	A
D (A+V)	D (A+V)	T		V
O	O	D (T+I)		D (A+V)

1.6.2 Funkčnost kardiostimulátorů

1.6.2.1 Neřízená kardiostimulace

Prvním používaným typem trvalé kardiostimulace byl kardiostimulátor s neřízenou kardiostimulací. Tento kardiostimulátor měl pevně nastavené parametry impulzu i frekvenci, se kterou impulzy vysílal. Délka trvání impulzu byla 1,2 až 1,5 ms a frekvence cca 1 Hz. Použití tohoto stimulátoru bylo možné u pacientů s AVB třetího stupně (viz kap. 1.5.5), kdy stimulátor řídil frekvenci komor a síně se stahovali vlastním rytmem. Z tohoto důvodu je tento typ stimulace nazýván asynchronní. Problémem této kardiostimulace bylo, že při spontánní srdeční aktivitě (AV uzel propustil některý impulz do komory) mohlo dojít ke komorové tachykardii nebo k fibrilaci komor, což je život ohrožující stav. Tento jev nazýváme fenomén R na T a mechanismus jeho vzniku byl popsán v kap. 1.4.3. [46]

1.6.2.2 Řízená kardiostimulace

Řízená kardiostimulace je modernější typ stimulace než výše popsaná neřízená stimulace. Kardiostimulace může být řízená vlnou P nebo kmitem R, přičemž činnost stimulátoru může být vlnou P nebo kmitem R inhibována nebo spouštěna. [46]

Kardiostimulace řízená vlnou P se využívá v případě, že aktivace síní probíhá fyziologicky a patologie nastává při převodu vzruchu na komory (AVB, viz kap. 1.5.5). V tomto případě se snímací elektroda nachází v síni a stimulační elektroda v komoře. Jakmile snímací elektroda zaznamená P vlnu, stimuluje stimulační elektroda po časovém zpoždění komoru. Časové zpoždění je cca 160 ms. Výhodou tohoto stimulátoru je zachování synchronie síní a komor a přizpůsobení stimulace tělesné zátěži. Za předpokladu, že by přestali síně fungovat fyziologicky je tento stimulátor schopen vadu kompenzovat. Při poklesu frekvence tvorby vzruchu v síni pod nastavenou mez začne stimulátor asynchronně

stimulovat komory. Naopak při zvýšené frekvenci tvorby vzruchu v síni nad nastavenou mez, nepřevéde stimulator každý vzniklý vzruch, ale některé vzruchy nepropustí podobně jako funkční AV uzel (viz kap. 1.3). [46]

Kardiostimulátor inhibovaný R vlnou (označovaný též *on demand*) stimuluje komory, pokud doba od poslední R vlny překročí nastavenou mez. Je používána jedna elektroda, která slouží ke snímání i ke stimulaci. Výhodou stimulatoru je, že zamezuje stimulaci v případě, že je srdce aktivováno vlastním rytmem. [46]

Kardiostimulátor spouštěný R vlnou (označovaný též *stand by*) stimuluje komory okamžitě po detekci R vlny nebo pokud je frekvence vlastního srdečního rytmu pod nastavenou mezí. Výboj, který proběhne současně s komplexem QRS, nezpůsobí další kontrakci, díky absolutní refrakterní fázi akčního napětí (viz kap. 1.4.3). Výhodou tohoto typu stimulatoru oproti předchozím je možnost zvýšit stimulační frekvenci externím zdrojem impulzů. Nevýhoda spočívá ve větší spotřebě energie a ve vyšším zatížení tkáně. [46]

1.6.2.3 Programovatelná kardiostimulace

Programovatelné kardiostimulátory jsou stimulátory, u nichž je možno měnit neinvazivně parametry (viz kap. 1.6.6). Stejně tak je možné získávat z kardiostimulátorů neinvazivně informace o srdečním rytmu a srdečních patologiích pacienta. Dnes již považujeme programovatelnost kardiostimulátoru za samozřejmou. Proto se již ani nekóduje ve výše zmíněné aktualizované verzi kódu NGB (viz kap. 1.6.1). [6]

1.6.3 Počet ovládaných dutin kardiostimulátorem

Pomocí jednoho bloku řízené kardiostimulace popsané v kap. 1.6.2.2 dochází vždy ke stimulaci *jednodutinové*. Stimulovány jsou pouze komory. Toto vede velmi často k asynchronii síní a komor. Tento problém řeší modernější dvoudutinové nebo vícedutinové stimulátory.

Jedním z přístupů umožňující synchronizaci síní a komor je *dvoudutinová* (též bifokální) *kardiostimulace*. Jedná se o dva stimulační bloky inhibované R vlnou. Stimulace probíhá, pokud kmit R nepříjde do nastavené mezní doby, které říkáme inhibiční interval. Tato nastavená hodnota je nižší pro síně než pro komory, tedy nejdříve překročí délka RR intervalu inhibiční interval pro síně a ty jsou stimulovány, poté pokud stále nedetekujeme kmit R v komoře, budou se zpožděním odpovídajícím fyziologickému zpoždění v AV uzlu stimulovány komory. [46]

Dalším moderním stimulatorem je *biventrikulární stimulator*, který zajišťuje synchronii komor. Metodu, která potlačuje srdeční asynchronii, nazýváme *resynchronizační léčba* (CRT). Jedna stimulační elektroda je implantována do pravé komory a druhá je našita nebo žilním systémem srdečním implantována na povrch levé komory. Vzhledem ke stimulaci

obou komor je dosaženo synchronie mezi pravou a levou komorou. Třetí elektroda se zavádí do pravé síně a slouží k zajištění synchronie mezi síněmi a komorami. V případě přítomnosti dlouhodobých síňových tachyarytmií (např. fibrilace síní, viz kap. 1.5.5) se elektroda do síně nezavádí. Vzhledem k tomu že data zpracovávaná v této práci pochází od pacientů s biventrikulárním stimulatorem, bude biventrikulární stimulace více popsána v kap. 1.6.4. [48]

V případě že nelze zavést elektrodu do levé komory, což může nastat v případě anatomických odchylek od normálu v cévním řečišti, můžeme jako alternativu k biventrikulárnímu stimulatoru použít stimulator s *bifokální stimulací pravé komory*. V tomto případě zavádíme do pravé komory dvě stimulační elektrody – jednu do výtokového traktu a druhou do hrotu pravé komory. Vzhledem k tomu že jsou obě tyto elektrody poblíž levé komory, přičemž každá je na jiné straně, je levá komora aktivována ze dvou směrů a tím je urychlena její kontrakce. Díky tomu tedy snižujeme asynchronii pravé a levé komory. [27]

1.6.4 Biventrikulární stimulace, srdeční asynchronie

Jak již bylo uvedeno v kap. 1.6.3, při biventrikulární stimulaci (BiVS) dochází ke stimulaci obou komor, což slouží k synchronizaci pravé a levé komory. *Srdeční asynchronie* (někdy též srdeční dyssynchronie) je patofyziologický proces, který snižuje funkčnost komor a vede k vyšší mortalitě. Rozlišujeme asynchronii elektrickou a mechanickou. *Elektrická asynchronie* je způsobena poruchami vedení v převodním systému srdečním a na EKG se projevuje rozšířením komorového komplexu QRS nad 120 ms. Příčinou elektrické asynchronie je obvykle blok levého nebo pravého Tawarova raménka (LBBB nebo RBBB, viz 1.5.5). Elektrická asynchronie vede často k *asynchronii mechanické*, což znamená, že jsou významné rozdíly začátků systoly mezi pravou a levou komorou (mezikomorová asynchronie), mezi síní a komorou (síňokomorová asynchronie) nebo mezi segmenty srdečních stěn (nitrokomorová asynchronie). Biventrikulární stimulace umožňuje omezení všech těchto tří typů srdeční asynchronie.

Při úspěšném aplikování biventrikulárního kardiostimulátoru (BiVKS) dochází ke zlepšení funkcí levé komory, funkčního stavu nemocných, tolerance zátěže nemocnými a také prognózy nemocných. Účinná léčba je ovšem zaznamenána pouze u 70 % pacientů. Jedním z hlavních dosud nevyřešených problémů je správný výběr pacientů pro aplikaci BiVKS - tedy predikce, u kterého pacienta bude léčba účinná. Další nedostatečně vyřešené problémy jsou optimální umístění levokomorové elektrody a nastavení BiVKS (především nastavení parametrů AV zpoždění a zpoždění stimulace mezi komorami (viz kap. 1.6.6)).

V současné době jsou pacienti vhodní k aplikaci BiVKS určováni při těžké srdeční slabosti s nízkou ejekční frakcí a s poruchou vedení vzruchu v srdci (určuje se pomocí šířky komplexu QRS). Vzhledem k tomu, že ne všichni pacienti s širokým QRS intervalem mají

současně významnou mechanickou asynchronii, nejsou tato kritéria vždy vhodná. U pacientů bez mechanické asynchronie nedochází po implantaci BiVKS ke zlepšení stavu. Problematickým příkladem jsou například pacienti, kterým byla na EKG diagnostikována blokáda levého Tawarova raménka, ale ve skutečnosti trpí kombinací hypertrofie levé komory a levé přední fascikulární blokády. Tito pacienti tvoří asi jednu třetinu pacientů diagnostikovaných s LBBB, ovšem v jejich případě není resynchronizační léčba dostatečně účinná. Při indikaci BiVKS je tedy vhodné testovat i přítomnost mechanické asynchronie.

Významným vyšetřením před indikací BiVKS se tedy zdá být echokardiografie, což je jednoduchá, opakovatelná a levná metoda k hodnocení globální funkce komor. Echokardiografie je velmi významná vzhledem k tomu, že jím lze zjistit přítomnost poinfarktové jizvy a poruch kinetiky přední stěny, které jsou spojeny se špatnou odpovědí na resynchronizační léčbu.

Další možnost zkoumání mechanické asynchronie srdce je pomocí *magnetické rezonance* (MR). Použití MR je ovšem výrazně dražší a méně dostupné než použití echokardiografie. Problémem jsou také četné kontraindikace k použití MR. Analyzovat funkci komor lze také pomocí radionuklidové angiografie, pomocí níž lze přesně kvantifikovat komorovou asynchronii. U této metody je prokázán klinický význam. Indikovat přítomnost levokomorové asynchronie umožňuje také *EKG-gated SPECT* kvantifikující myokardiální perfuzi. Odhalit fibrotické části myokardu a zóny pomalého vedení je možné také pomocí *intrakardiálního mapování*, což je ovšem invazivní a finančně i časově náročné vyšetření. Možnou metodou k indikaci BiVKS a vyšetření srdeční asynchronie je také analýza UHF EKG, o které pojednává tato práce. Možnost využití UHF EKG k resynchronizační léčbě byla popsána v kap. 1.5.7. [35], [36]

1.6.5 Výběr vhodného stimulačního režimu respektive typu kardiostimulátoru

Výběr vhodného stimulačního režimu respektive typu kardiostimulátoru není vždy jednoznačný. Doporučení České kardiologické společnosti z roku 2009 jsou shrnuta v tab. 3.

Tab. 3 Výběr vhodného stimulačního režimu v závislosti na diagnóze (diagnózy viz kap. 1.5.5; značení stimulačních režimů viz kap. 1.6.1 a tab. 2; MVP – algoritmus minimální komorové stimulace; AMS – umožňuje změnu stimulačního režimu při detekci síňových arytmii a po konci těchto arytmii návrat k původní stimulaci) (převzato a upraveno z [55])

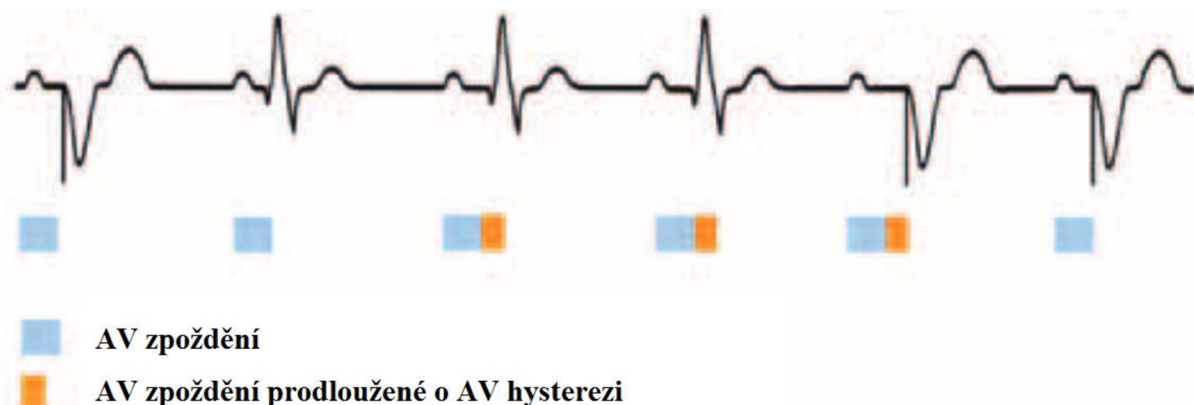
Diagnóza	Optimální stimulační režim	Možný stimulační režim
SSS	DDD(R) + MVP	AAI(R)
AVB	DDD	VDD
SSS + AVB nebo LBBB nebo RBBB	DDDR, DDIR	DDD, DDI
Srdeční asynchronie	DDDRV	VVIRV
Hypertrofická kardiomyopatie	DDD	VDD, DDDR
Permanentní fibrilace síní nebo atypický flutter síní	VVI(R)	VVI
SSS nebo AVB + paroxysmální síňové arytmie	DDDR + AMS	DDIR

1.6.6 Parametry kardiostimulátorů

V posledních letech došlo a v současnosti stále dochází k vývoji mnoha speciálních algoritmů kardiostimulátorů, které zlepšují jejich funkci. Ke správné funkci těchto moderních kardiostimulátorů je nutno nastavit mnoho parametrů [33], [49], [58]:

- *Základní frekvence (Base Rate)* je frekvence stimulace, která je udržována, pokud není kardiostimulátorem detekován spontánní srdeční rytmus.
- *Frekvenční hystereze (Hysteresis Rate)* je jev, kdy stimulator ponechá spontánní rytmus s nižší frekvencí než je základní frekvence. Princip je takový, že při zaznamenání spontánní srdeční aktivity se sníží stimulační frekvence z frekvence základní na frekvenci hystereze, která je nižší. Jakmile frekvence spontánního rytmu poklesne pod frekvenci hystereze, je opět obnovena základní stimulační frekvence. Frekvenční hystereze je udávána jako rozdíl mezi základní a hysterezní frekvencí, nebo jako procentuální část ze základní frekvence nebo jako absolutní hodnota frekvence.
- *Opakování hystereze frekvence (Repetitive Hysteresis)* je algoritmus zachovávající frekvenci hystereze i několik cyklů po poklesu spontánní frekvence pod frekvenci hystereze. Tento algoritmus slouží k preferenci spontánního rytmu a potlačuje zbytečné stimulace v kompenzačních pauzách po extrasystolách.
- *Skenování (vyhledávání) hystereze frekvence (Scan Hysteresis, Hysteresis Search)* je algoritmus, který po stanoveném počtu po sobě jdoucích síňových stimulovaných událostí sníží stimulační frekvenci na několik cyklů na frekvenci hystereze, pokud není detekován spontánní rytmus, dojde opět k návratu na základní frekvenci.

- *Klidová frekvence (Rest Rate)* je parametr nastavitelný u některých modelů stimulátorů, který umožňuje snížit frekvenci stimulace v době fyzického klidu.
- *Noční frekvence (Night Rate)* je parametr podobný klidové frekvenci, který udává stimulační frekvenci v pevně nastavených nočních hodinách.
- *Refrakterní perioda (Atrial Refractory a Ventricular Refractory)* stimulátoru je perioda o stejné funkci jako refrakterní perioda akčního potenciálu (viz 1.4). Pokud stimulátor uvnitř refrakterní periody zachytí síňovou (síňová refrakterní perioda) nebo komorovou (komorová refrakterní perioda) událost, nebere jejich existenci v úvahu. U dvoudutinových a vícedutinových stimulátorů se obvykle nastavuje refrakterní perioda pro každou dutinu zvlášť. V případě nastavení síňové refrakterní periody na hodnotu „automaticky“ (AUTO), je tato hodnota automaticky prodlužována s rostoucí zpožděním v AV uzlu.
- *AV zpoždění (AV Delay)* je hodnota udávající zpoždění stimulace mezi síní a komorou, případně zpoždění mezi zaznamenaným spontánním rytmem a stimulací. U frekvenčně adaptabilních kardiostimulátorů může být tato hodnota nastavena dynamicky, kdy se pohybuje mezi parametry *Dolní hranice AV zpoždění* a *Horní hranice AV zpoždění*.
- *Síňokomorová (AV) hystereze (AV Hysteresis)* je jev, kdy stimulátor po zaznamenání spontánního rytmu v komoře prodlouží AV zpoždění, čímž může dojít s větší pravděpodobností k fyziologickému převodu vzruchu ze síní na komory a není tudíž nutná stimulace komor. Jakmile již není zaznamenána spontánní aktivace komory ani při prodlouženém AV zpoždění, je hodnota AV zpoždění vrácena na původní hodnotu. AV hystereze může být uváděna jako absolutní hodnota zpoždění nebo jako rozdíl od běžné hodnoty AV zpoždění.

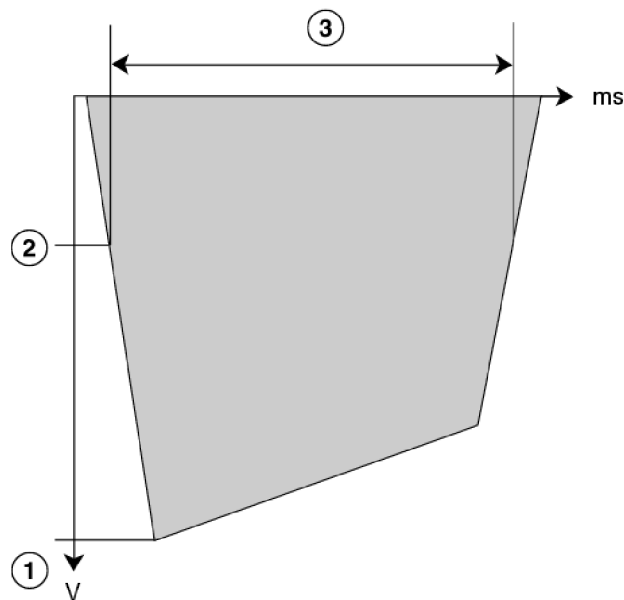


Obr. 22 Princip AV hystereze – po detekci spontánního rytmu je AV zpoždění prodlouženo o AV hysterezi, jakmile není detekován spontánní rytmus ani při tomto prodlouženém AV zpoždění, vrací se AV zpoždění opět na původní hodnotu (převzato a upraveno z [33])

- *Opakování AV hystereze (Repetitive AV Hysteresis)* je algoritmus, který při povolení

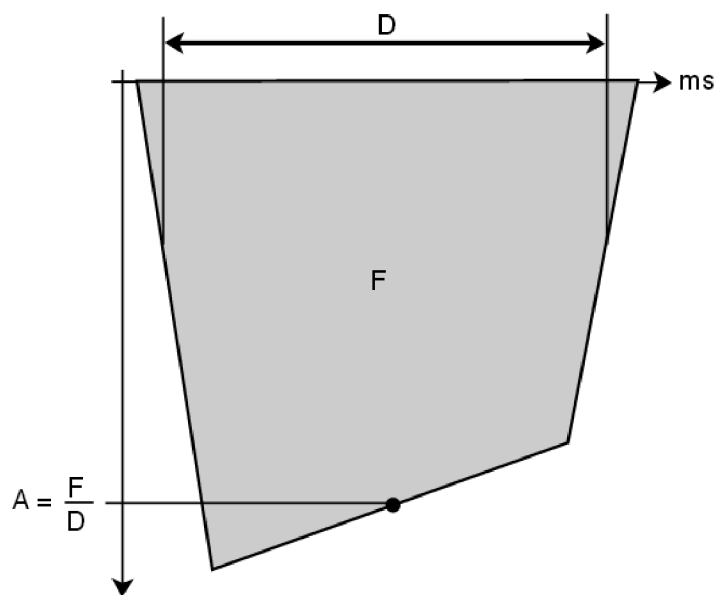
ponechá o hysterezi prodloužené AV zpoždění po naprogramovaný počet cyklů i v případě, že již není detekována spontánní aktivace komory, a až poté, kdy je tento počet cyklů vždy bez detekce spontánní aktivace komory dochází k vrácení AV zpoždění na původní hodnotu.

- *Skenování AV hystereze (AV Scan Hysteresis)* je algoritmus, který po naprogramovaném počtu cyklů prodlouží AV zpoždění na hodnotu AV hystereze. Toto snížení se ponechá na naprogramovaný počet cyklů, pokud během nich není detekována spontánní aktivace komory, je hodnota opět vrácena na původní AV zpoždění.
- *Komorová slepá perioda (V-Blank after A-Pace)* je perioda po stimulaci síní, během které není snímán potenciál v komoře. Význam tohoto parametru je znemožnění detekce stimulace síně v komoře a chybnému vyhodnocení, že je přítomna komorová aktivita.
- *Síňová slepá perioda po spontánní aktivitě v komoře (A-Blank after V-Sense)* je perioda po stimuletem detekované spontánní aktivitě v komoře, během které není snímán potenciál v síni. Význam tohoto parametru je znemožnění detekce komorové aktivity síňovou elektrodou stimulatoru.
- *Síňová slepá perioda po stimulaci levé komory (A-Blank after V-Pace)* je perioda po stimulaci komor, během které není snímán potenciál v síni. Význam tohoto parametru je znemožnění detekce komorové stimulaci síňovou elektrodou stimulatoru.
- *Šířka impulzu (Pulse Width)* je doba trvání stimulačního impulzu. Tato doba je měřena v jedné třetině vrcholového napětí (viz obr. 23).



Obr. 23 Princip měření šířky impulzu (1 – maximální amplituda; 2 – jedna třetina maximální amplitudy; 3 – šířka impulzu) (převzato z [58])

- *Amplituda impulzu (Pulse Amplitude)* je vypočtena jako plocha pod křivkou stimulačního impulzu dělená šířkou impulzu (viz obr. 24).



Obr. 24 Princip měření amplitudy impulsu (D – šířka impulsu; F – plocha pod křivkou stimulačního impulsu; A – amplituda impulsu) (převzato z [58])

- *Citlivost (Sensitivity)* je parametr definovaný jako amplituda napětí standardního testovacího signálu (podle normy), která je právě dostačující k detekci přístrojem. Nižší nastavená hodnota parametru citlivost znamená vyšší citlivost kardiostimulátoru na intrakardiální signály.
- *Horní (maximální) sledovací frekvence (Upper Tracking Rate)* je maximální komorová frekvence spouštěná P vlnami.
- *Přepínání stimulačních módů (Mode Switch)* je algoritmus, který umožňuje v případě potřeby změnit aktuálně nastavený stimulační mód. Tento algoritmus je potřebný například v případě přítomnosti paroxysmů síňových tachyarytmií, kdy je stimulační mód přepnut na některý z módů řízených komorami, nejlépe je vybrán režim s frekvenční adaptabilitou.

Některé z těchto parametrů jsou vzhledem k jejich principu nastavitelné pouze u některých typů stimulátorů. Při nastavení frekvenčně adaptabilních stimulátorů, kde akcelerační senzor během fyzické zátěže vytváří elektrické signály, je možné nastavit ještě několik dalších parametrů [49]:

- *Zesílení senzoru* je parametr, který říká, o kolik je elektrický signál senzoru zesílen před dalším zpracováním, čímž přizpůsobují frekvenční odpověď kardiostimulátoru na různé síly signálů senzoru.
- *Automatické zesílení senzoru* je funkce, která neustále monitoruje, zda zesílení senzoru odpovídá potřebám pacienta a v případě potřeby zesílení senzoru mění.
- *Práh senzoru* určuje minimální sílu signálů, které zpracovávám při úpravě stimulační frekvence (ignorují slabé signály vznikající v klidu).

- *Vzestup frekvence* udává maximální rychlost zvyšování stimulační frekvence v důsledku nárůstu fyzické aktivity.
- *Maximální frekvence při aktivitě* je frekvence, kterou stimulátor nepřesáhne ani při maximální fyzické aktivitě pacienta.
- *Pokles frekvence* udává maximální rychlost snižování stimulační frekvence v důsledku poklesu fyzické aktivity.

Při nastavení biventrikulárních stimulátorů jsou hodnoty některých parametrů pozměněny a některé nové parametry je nutné nastavit. Přidané parametry jsou [1], [58]:

- *Levokomorová refrakterní perioda, amplituda impulzu – levá komora, šířka impulzu – levá komora a polarita stimulace – levá komora* jsou parametry, které mají analogický význam, k parametrům vysvětleným výše, jen popisují levou komoru.
- *Typ komorové stimulace* je parametr udávající, která komora bude stimulována, případně udává pořadí stimulace komor (např. hodnota „levá komora →pravá komora“ udává, že nejprve bude stimulována levá a poté pravá komora).
- *Zpoždění stimulace mezi komorami (VV Delay)* udává zpoždění stimulace mezi první stimulovanou a druhou stimulovanou komorou (pořadí dáno parametrem typ komorové stimulace).
- *AdaptivCRT* je algoritmus, který neustále upravuje typ komorové stimulace a také AV zpoždění a zpoždění stimulace mezi komorami. Cílem těchto úprav je omezení stimulace na pouze nezbytné stimuly a tím také prodloužení životnosti stimulátoru.

U biventrikulárních stimulátorů se také nastavují rozdílné slepé periody (blanking period). Síňová slepá perioda po stimulaci levé komory zůstává i u tohoto typu stimulátoru. Ostatní slepé periody jsou nahrazeny těmito:

- *Síňová slepá perioda po spontánní aktivitě v pravé komoře (A-Blank after RV Sense)* je perioda po stimulátorem detekované spontánní aktivitě v pravé komoře, během které není snímán potenciál v síni. Význam tohoto parametru je znemožnění detekce komorové aktivity síňovou elektrodou stimulátoru.
- *Pravokomorová slepá perioda (RV-Blank after A-Pace)* je perioda po stimulaci síní, během které není snímán potenciál v pravé komoře. Význam tohoto parametru je znemožnění detekce stimulace síně v komoře a chybnému vyhodnocení, že je přítomna komorová aktivita.
- *Levokomorová slepá perioda (LV-Blank after A-Pace)* je perioda po stimulaci síní, během které není snímán potenciál v levé komoře. Významem tohoto parametru je opět znemožnění detekce stimulace síně v komoře a chybnému vyhodnocení, že je přítomna komorová aktivita.

Dalšími specifickými parametry kardiostimulátorů jsou materiál kardiostimulátoru,

použité elektrody a typ baterie. Popis těchto parametrů je mimo oblast zájmu této práce.

Výše zmíněné parametry jsou pouze základní parametry. Dalšíh stimulačních algoritmů a parametrů existuje velké množství. Typické hodnoty a rozmezí hodnot základních parametrů jednodutinových stimulatorů jsou uvedeny v tab. 4 a základních parametrů dvoudutinových stimulatorů v tab. 5. Přidané či změněné parametry u biventrikulárního stimulatoru jsou zobrazeny v tab. 6. Parametry nastavované u frekvenčně adaptabilních kardiostimulátorů jsou v tab. 7.

Tab. 4 Vybrané parametry jednodutinového kardiostimulátoru (bpm = počet úderů za minutu; hh:mm = hodiny:minuty, IEGM = intrakardiální elektrogram – záznam elektrické aktivity srdce jak ho „vidí“ stimulátor [20]) (převzato a upraveno z [10], [52], [53])

Parametr	Obvyklá hodnota, obvykle přednastavená	Možné programovatelné hodnoty
Mechanické parametry		
Objem [cm ³]	Záleží na modelu stimulátoru	10–13
Hmotnost [g]	Záleží na modelu stimulátoru	22–25
Velikost (výška x šířka x hloubka) [mm]	Záleží na modelu stimulátoru	43 x 53 x 6 apod.
Stimulační režim	–	VVI(R), VVT(R), VOO(R), AAI(R), AAT(R), AOO(R), OAO, OVO, OFF
Časování		
Základní frekvence [bpm]	60	30–200
Noční frekvence [bpm]	OFF	30–200/OFF
Začátek noci [hh:mm]	22:00	Libovolná hodnota
Konec noci [hh:mm]	06:00	Libovolná hodnota
Horní sledovací frekvence [bpm]	130	90–200
Frekvenční hystereze [bpm]	OFF	(-5)–(-90)/OFF
Opakování hystereze [počet cyklů]	OFF	1–16/OFF
Vyhledávací hystereze [počet cyklů]	OFF	1–16/OFF
Refrakterní perioda [ms]	250	200–500
Klidová frekvence [bpm]	OFF	30–150/OFF
Stimulace a snímání		
Amplituda impulzu [V]	2,5	0,2–7,5
Šířka impulzu [ms]	0,4	0,1–1,5
Citlivost [mV]	AUTO	0,5–10/AUTO
Polarita stimulace	Unipolární	Unipolární/bipolární
Polarita snímání	Unipolární	Unipolární/bipolární
Záznamy IEGM		
Počet záznamů IEGM	4	1–12
Délka záznamu [s]	10	10–15
Záznam IEGM před událostí [%]	75	0–100
Filtrace signálu IEGM	Filtrovaný	Filtrovaný/bez filtrace

Tab. 5 Vybrané parametry dvoudutinového kardiostimulátoru (bpm = počet úderů za minutu; hh:mm = hodiny:minuty, IEGM = intrakardiální elektrogram – záznam elektrické aktivity srdce jak ho „vidí“ stimulátor [20]) (převzato a upraveno z [2], [10], [49], [50])

Parametr	Obvyklá hodnota, obvykle přednastavená	Možné programovatelné hodnoty
Mechanické parametry		
Objem [cm ³]	Záleží na modelu stimulátoru	10–13
Hmotnost [g]	Záleží na modelu stimulátoru	22–25
Velikost (výška x šířka x hloubka) [mm]	Záleží na modelu stimulátoru	43 x 53 x 6 apod.
Stimulační režim	–	AOO(R), AAI(R), AAT(R), OAO, VOO(R), VVI(R), VVT(R), VDD(R), OVO, DOO(R), DVI(R), DDI(R), DDD(R), ODO, DDT(R), OFF
Časování		
Základní frekvence [bpm]	60	30–200
Noční frekvence [bpm]	OFF	30–200/OFF
Začátek noci [hh:mm]	22:00	Libovolná hodnota
Konec noci [hh:mm]	06:00	Libovolná hodnota
Horní sledovací frekvence [bpm]	130	80–210
Frekvenční hystereze [bpm]	OFF	(-5)–(-90)/OFF
Opakování hystereze [počet cyklů]	OFF	1–16/OFF
Vyhledávací hystereze [počet cyklů]	OFF	1–16/OFF
Klidová frekvence [bpm]	OFF	30–150/OFF
AV zpoždění [ms]	180–200	15–350
AV hystereze [ms]	OFF	10–100/OFF
Opakování AV hystereze [počet cyklů]	OFF	1–10/OFF
Skenování AV hystereze [počet cyklů]	OFF	1–10/OFF
Síňová refrakterní perioda [ms]	310–350	300–775/AUTO
Síňová refrakterní perioda po komoře (PVARP) [ms]	250–275	125–500

Minimální PVARP [ms]	150–500	250
Komorová refrakterní perioda [ms]	250	200–500
Komorová slepá perioda [ms]	V závislosti na síňovém stimulačním impulzu	30–70
Stimulace a snímání		
Amplituda impulzu – síň[V]	2,5–3,5	0,2–8
Šířka impulzu – síň [ms]	0,4	0,03–1,5
Amplituda impulzu – komora[V]	2,5–3,5	0,2–7,5
Šířka impulzu – komora [ms]	0,4	0,03–1,5
Citlivost – síň [mV]	AUTO	0,5–10/AUTO
Citlivost – komora [mV]	AUTO	0,5–10/AUTO
Polarita stimulace – síň	Unipolární	Unipolární/bipolární
Polarita snímání – síň	Unipolární	Unipolární/bipolární
Polarita stimulace – komora	Unipolární	Unipolární/bipolární
Polarita snímání – komora	Unipolární	Unipolární/bipolární
Záznamy IEGM		
Počet záznamů IEGM	4	1–12
Délka záznamu [s]	10	10–15
Záznam IEGM před událostí [%]	75	0–100
Filtrace signálu IEGM	Filtrovaný	Filtrovaný/bez filtrace
Další		
Změna vlastností při přiložení magnetu	–	ON/OFF
Přepínání stimulačních módů	ON	ON/OFF

Tab. 6 Nově vzniklé či změněné parametry u biventrikulárního stimulatoru oproti tab. 5 (údaje pro komoru v tab. 5 platí pro pravou komoru) (převzato a upraveno z [5], [11], [58])

Parametr	Obvyklá hodnota, obvykle přednastavená	Možné programovatelné hodnoty
Základní frekvence [bpm]	50	30–200
AV zpoždění [ms]	150–180	15–350
Levokomorová refrakterní perioda [ms]	200	200
Amplituda impulzu – levá komora [V]	2,5–4	0,2–8
Šířka impulzu – levá komora [ms]	0,4	0,03–1,5
Polarita stimulace – levá komora	Unipolární	Unipolární/bipolární
Polarita snímání – levá komora	Unipolární	Unipolární/bipolární
Typ komorové stimulace	levá komora →pravá komora	Pravá komora, levá komora, pravá komora →levá komora
Zpoždění stimulace mezi komorami [ms]	0	0–100
AdaptivCRT	Adaptivní biventrikulární stimulace	Adaptivní biventrikulární stimulace, adaptivní levokomorová stimulace, OFF

Tab. 7 Parametry frekvenční adaptability (převzato a upraveno z [10], [49], [51], [53])

Parametr	Obvyklá hodnota, obvykle přednastavená	Možné programovatelné hodnoty
Aktivita senzoru	–	ON/OFF
Maximální frekvence při aktivitě [bpm]	120–130	80–180
Zesílení senzoru	4	1–23
Automatická zesílení	ON	ON/OFF
Práh senzoru	Velmi nízký, nízký, střední, vysoký, velmi vysoký	Střední
Vzestup frekvence [bpm/cyklus]	4	1–10
Pokles frekvence [bpm/cyklus]	0,5	0,1–1
Dolní hranice AV zpoždění	60	30–180
Horní hranice AV zpoždění	130	30–180

2 Číslicové zpracování signálů

2.1 Lineární filtrace

Filtrace je metoda zpracování, která slouží k výběru chtěných složek signálu ze směsi více signálů. Ostatní složky jsou naopak potlačeny. Složku signálu chápeme obvykle ve frekvenční oblasti, jedna frekvenční složka odpovídá jedné harmonické komponentě. Filtrací tedy měním amplitudy a časové vztahy (počáteční fáze) harmonických komponent. Tato změna je popsána amplitudovou a fázovou frekvenční charakteristikou. *Amplitudová frekvenční charakteristika* nám popisuje s jakým zesílením (či zeslabením) je přenesen signál (jeho jednotlivé frekvenční složky) filtrem, tedy jak se změní amplituda každé frekvenční složky při filtraci. *Fázová frekvenční charakteristika* nám udává, jak je výstupní signál oproti vstupnímu v čase zpožděn. Toto zpoždění je vyjádřeno fázovým posunem. Obě dvě frekvenční charakteristiky nám tedy popisují přenos každé frekvenční složky filtrem. V případě diskrétního signálu (EKG) stačí udávat obě frekvenční charakteristiky ve frekvenčním rozsahu od nuly do poloviny úhlové vzorkovací frekvence. Dále již jsou frekvenční charakteristiky periodické.

Speciálním typem filtrů jsou *pásmové filtry*. Ideální pásmové filtry mají v některých frekvenčních pásmech amplitudový přenos roven jedné a mimo tato pásma je amplitudový přenos roven nule. Fázová charakteristika je zde lineární v celém frekvenčním rozsahu, což znamená, že je zachováno totéž zpoždění výstupu vůči vstupu, přičemž toto zpoždění je nutně nenulové u složek všech kmitočtů. Ve skutečnosti nelze dosáhnout ideálního pásmového filtru, lze se mu pouze přiblížit. Rozeznáváme pásmový filtr typu dolní propust, horní propust, pásmová propust a pásmová zádrž. Filtr typu *dolní propust* propouští pouze frekvenční složky o frekvenci nižší než je nastavená mezní hodnota, frekvenční složky o vyšší frekvenci jsou potlačeny. Opakem je filtr typu *horní propust*, který propustí frekvenční složky o frekvenci vyšší než je nastavená mezní hodnota a naopak frekvenční složky o nižší frekvenci jsou potlačeny. Filtr typu *pásmová propust* propustí jen frekvenční složky o frekvencích uvnitř frekvenčního pásma definovaného dvěma mezními frekvencemi. Naopak filtr typu *pásmová zádrž* propustí všechny frekvenční složky mimo frekvenční pásmo vymezené dvěma mezními frekvencemi.

Filtr lze mimo frekvenční charakteristiky rovnocenně charakterizovat pomocí časové oblasti. V časové oblasti je filtr charakterizován pomocí *impulzní charakteristiky*, která udává odezvu lineárního systému na jednotkový impulz. Zatímco ve frekvenční oblasti filtr realizuje násobení frekvenční charakteristiky a vstupního signálu, v časové oblasti je realizována konvoluce mezi impulzní charakteristikou a vstupním signálem. Filtry lze podle délky impulzní charakteristiky dělit na filtry s konečnou a s nekonečnou impulzní charakteristikou.

Filtry s konečnou impulzní charakteristikou (FIR, angl. finite impulse response) jsou plně definovány N hodnotami impulzní charakteristiky. Frekvenční charakteristika FIR filtru je periodická a je vyjádřena Fourierovou řadou s koeficienty odpovídajícími impulzní charakteristice. Vzhledem k tomuto jednoduchému vztahu mezi impulzní a frekvenční charakteristikou je navrhování FIR filtrů poměrně snadné. Reprezentace FIR filtrů v rovině z je dána jen nulovými body, všechny póly jsou v počátku a vyjadřují pouze fázový posun. FIR filtry jsou tedy vždy absolutně stabilní. Další výhodou FIR filtrů je možnost navrhnout fázovou charakteristiku, aby byla přesně lineární.

Filtry s nekonečnou impulzní charakteristikou (IIR, angl. infinite impulse response) mají oproti FIR filtrům výhodu, že jsou významně méně náročné na počet operací pro výpočet jednoho vzorku výstupního signálu. Reprezentace IIR filtrů v rovině z je dána nulovými body i póly, které mohou být libovolně umístěny. Z tohoto důvodu je u IIR filtrů vždy nutné testovat stabilitu (póly musí ležet uvnitř jednotkové kružnice). Další nevýhodou IIR filtrů je vždy nelineární fázová charakteristika a obtížnější návrh filtrů. [22]

2.2 Filtrace EKG

Během snímání EKG může být signál rušen. Základní aditivní rušivé signály jsou drift, síťový brum a myopotenciály.

Drift je označení nízkofrekvenčního kolísání nulové izoliny způsobené elektrochemickými procesy na rozhraní elektroda-kůže, dýcháním a pomalými pohyby pacienta. Spektrum driftu dosahuje přibližně do 2 Hz.

Síťový brum je úzkopásmový šum o frekvenci 50 Hz. Někdy bývají zřetelné i vyšší harmonické.

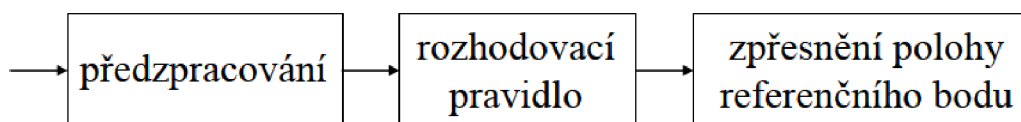
Myopotenciály jsou rušivé signály způsobené svalovou aktivitou pacienta. Myopotenciály obsahují frekvenční složky od 10 Hz výše při zátěžovém EKG a od 100 Hz výše při klidovém měření.

Snímání EKG signálu zpracovávaného v této práci probíhalo v elektromagneticky stíněné místnosti a pacienti byli při snímání v naprostém klidu. Vzhledem k těmto faktům a k tomu, že vyhodnocujeme v této práci ultra vysokofrekvenční signál, neprobíhá za účelem odstranění výše uvedených rušivých signálů filtrace EKG, jelikož tyto rušivé signály jsou potlačeny již při snímání. Z tohoto důvodu nebude filtrace za účelem odstranění těchto rušivých signálů dále popsána. Výše zmíněné poznámky o filtraci jsou opodstatněné, jelikož v této práci probíhá filtrace za účelem výběru zkoumaného frekvenčního pásma. [32]

2.3 Metody detekce vrcholů ostrých hrotů

2.3.1 Obecné blokové schéma detektoru ostrých hrotů

Základní obecné blokové schéma detektoru ostrých hrotů je zobrazeno na obr. 25. *Předzpracování* zde znamená zvýraznění požadovaných částí signálu (podle konkrétního příkladu) a případně potlačení složek signálu, které by správnou detekci znemožňovaly. Blok s názvem *rozhodovací pravidlo* uskutečňuje samotnou detekci. Podle tohoto pravidla je rozhodnuto, zda se v aktuálně analyzovaném místě signálu nachází hledaný hrot. Místo kde je detekován hrot, je označeno jako tzv. referenční bod. Po detekci přítomnosti hrotu je obvykle nutné zpřesnění polohy tohoto bodu. Výsledkem je detekovaný hledaný vrchol hrotu. [32]



Obr. 25 Obecné blokové schéma detektoru ostrých hrotů (převzato z [32])

2.3.2 Detekce prostým prahováním amplitudy

Detekce prostým prahováním je jednoduchá metoda použitelná v případě, že mají hledané hroty významně vyšší amplitudu než signál bez přítomnosti hledaných hrotů. Princip spočívá ve stanovení prahu, při jehož překročení se v daném místě určí přibližná hodnota referenčního bodu (přibližná poloha vrcholu hrotu). Tato poloha je dále zpřesňována. Hodnota prahu je volena v závislosti na daném konkrétním signálu a často bývá časově proměnná. [32]

2.3.3 Detekce založená na výpočtu první diference

Detekce založená na výpočtu první diference je použitelná v případě, že hledaný hrot je dostatečně více vysokofrekvenční než okolní signál bez přítomnosti hrotů. Výpočet první diference probíhá jako rozdíl každých dvou sousedních vzorků. Pokud je tedy hrot více vysokofrekvenční než zbytek signálu, bude zde první diference vyšší. V návaznosti na obr. 25 lze říci, že předzpracování je v tomto případě výpočet první diference a rozhodovací pravidlo je opět prahování, tentokrát ovšem pracují s řetězcem rozdílů sousedních vzorků.

2.3.4 Detekce založená na filtraci signálu

Detekce založená na filtraci signálu je s úspěchem použitelná v případě, že hledaný hrot pokrývá frekvenční pásmo nepřekrývající se nebo jen mírně se překrývající s frekvenčním pásmem okolního signálu. Podmínkou pro použití této metody je též nutná znalost frekvenčního rozsahu tohoto užitečného pásma. Principem je předzpracování signálu vhodnou filtrací, která potlačí neužitečné složky signálu a tím více zvýrazní složky užitečné. Po filtraci

dochází obvykle k umocnění signálu, což vede k odstranění záporných hodnot a k zvýraznění užitečného signálu. V poslední kroku dochází k vyhlazení signálu potlačením vysokofrekvenčních složek (filtrace dolní propustí). Jako rozhodovací pravidlo je použito prahování takto upraveného signálu. [32]

2.3.5 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu

Detekce založená na obálce filtrovaného signálu je metoda podobná metodě detekce založené na filtraci signálu (bez tvorby obálky signálu). Podmínkou je tedy opět malý překryv frekvenčních složek hledaného hrotu a okolního signálu a podmínkou je také znalost užitečného pásma. Prvním krokem je opět filtrace signálu, kterou dochází k potlačení neužitečných složek signálu. Následně je ovšem vytvořena *obálka signálu*, což je absolutní hodnota *analytického signálu*. Analytický signál je komplexní signál, který je získán z původního signálu vynulováním poloviny jeho spektra. Druhou možností výpočtu je přímý výpočet Hilbertovy transformace. Vzhledem k tomu, že tvorba obálky pomocí Hilbertovy transformace je v této práci využita k několika praktickým úkolům, budou pojmy analytický signál, Hilbertova transformace a jejich využití k tvorbě obálky signálu popsáno v kap. 2.5. Po vytvoření obálky dochází obvykle k jejímu umocnění za účelem zvýraznění užitečného signálu. Jako rozhodovací pravidlo zde použijí prahování této umocněné obálky signálu. [32]

2.3.6 Detekce přizpůsobenou filtrací

Metoda detekce přizpůsobenou filtrací je založena na principu korelace, kdy je počítána korelace mezi úsekem analyzovaného signálu a krátkým impulzem, který je známý a který je cílem detekovat. V našem případě je tento krátký impulz reprezentativní hledaný hrot.

V praxi se nepočítá přímo korelace, ale využívá se vztahu mezi korelací a konvolucí. Vzájemná korelace může být pomocí tohoto vztahu realizována konvolucí, před kterou je jeden z korelovaných signálů obrácen do reverzní podoby. Probíhá tedy výpočet konvoluce mezi originálním signálem a reverzním tvarem hledaného hrotu. Na výstupu dostáváme maximum v místě hledaného hrotu. Závěrečný krok tedy spočívá v detekci tohoto maxima, obvykle pomocí prahování s vhodně zvoleným prahem. [32]

2.3.7 Detekce pomocí neuronových sítí

Neuronové sítě patří do oblasti umělé inteligence. Jejich hlavní schopností je měnit své parametry a strukturu, přičemž touto změnou se neuronové sítě stávají kvalitnější z hlediska požadované funkce. V našem případě se tedy neuronové sítě přizpůsobují za cílem přesné detekce hrotů. Tato schopnost je nazvána *učení neuronové sítě* a probíhá díky zavedené zpětné vazbě, pomocí které síť zjišťuje, jak přesně splnila svůj úkol (detekovala hroty) a případně o kolik a jak je potřeba pozměnit parametry za účelem zlepšení požadované funkce.

Ke správnému naučení neuronové sítě se obvykle využívá takzvané *trénovací množiny*, kdy jsou do neuronové sítě postupně posílány různé vstupy, ke kterým je známá požadovaná odpověď. V našem případě by na vstup do sítě byly vyslány úseky signálu s obsaženým hledaným hrotem a také by byla síti poskytnuta informace o poloze hledaného hrotu. Neuronová síť by pak sama měnila svoje parametry a strukturu dokud by se nenaučila správně detekovat vrchol hrotu v co nejvíce vstupních signálech. Pokud by následně do takto naučené neuronové sítě byl na vstup poslán úsek signálu podobný trénovacím úsekům, neuronová síť by měla být schopna správně detekovat hledaný hrot, i když nebyla na tento signál naučena. [31]

2.4 Metody detekce okrajů ostrých hrotů

2.4.1 Detekce pomocí první diference

Detekce pomocí první diference je založena na skutečnosti, že extrémy první diference korespondují s inflexními body v originálním signálu a průchod průběhu první diference nulou odpovídá extrému impulzu v originálním signálu. Polohu začátku nebo konce impulzu v originálním signále tedy lze odhadnout v místě, kde hodnota první diference překročí určitou prahovou hodnotu, kterou lze odvodit z hodnoty sousedního extrému v průběhu první diference (koresponduje s největším sklonem originálního signálu). [32]

2.4.2 Další metody

Detekce okrajů ostrých hrotů je obtížná úloha, obzvláště pokud okraj hrotu není jednoduše odlišitelný. K detekci okrajů by se dali použít některé metody popsané v kap. 2.3, zajímavé by mohlo být například použití neuronové sítě. Výběr vhodné metody se liší podle konkrétního analyzovaného signálu. Velmi často jsou používány různé heuristické metody přizpůsobené řešenému problému. V této práci bylo testováno několik heuristických metod, při kterých byla využita lineární regrese. Teoretické poznatky o lineární regresi jsou uvedeny v kap. 2.6, metody použité v této práci jsou popsány v kap. 0.

2.5 Analytický signál, Hilbertova transformace, obálka signálu

Analytický signál je uměle vytvořený signál z originálního signálu, ke kterému je přičtena imaginární část vzniklá Hilbertovou transformací originálního signálu. O této imaginární složce platí, že je ortogonální k reálné části. Analytický signál lze vypočítat pomocí přímého výpočtu Hilbertovy transformace nebo pomocí úpravy ve frekvenčním spektru.

Imaginární část lze pomocí úpravy ve frekvenčním spektru vytvořit ve třech krocích. Nejprve je vypočítána Fourierova transformace originálního signálu (reálné části analytického

signálu). Dále jsou koeficienty Fourierovy řady vzniklé Fourierovou transformací reálné části signálu přepočítány na koeficienty Fourierovy řady vzniklé Fourierovou transformací imaginární části signálu. Vztah mezi těmito dvěma řadami u periodického signálu s více harmonickými složkami je:

$$G_k = -j * \text{sign}(k) * F_k , \quad (3)$$

kde $k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$; F_k jsou koeficienty Fourierovy řady originálního signálu a G_k jsou koeficienty Fourierovy řady imaginární části analytického signálu. V posledním kroku je provedena zpětná Fourierova transformace Fourierovy řady s koeficienty G_k . Výsledkem je imaginární část analytického signálu, která je následně přičtena k původnímu (reálnému) signálu.

Druhou možností výpočtu analytického signálu je již zmíněný přímý výpočet Hilbertovy transformace v originální oblasti. Vzorec pro tento výpočet je odvozen ze vzorce (3). Je zde využito převodu výpočtu ze spektrální do originální oblasti. Zpětná Fourierova transformace výrazu $(-j) * \text{sign}(k)$ odpovídá výrazu $1/(\pi * t)$ a zpětné Fourierově transformaci koeficientů F_k odpovídá $x(t)$, což je originální signál. Násobení mezi těmito dvěma výrazy ve spektrální oblasti se v originální oblasti transformuje na konvoluci. Přímý výpočet je tedy dán konvolucí výše zmíněných výrazů, tedy pro spojitý signál:

$$H\{x(t)\} = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(\tau)}{t-\tau} d\tau. \quad (4)$$

Analytický signál má využití pro tvorbu obálky signálu, kterou lze vypočítat jako absolutní hodnotu analytického signálu. [57]

2.6 Lineární regrese

Lineární regrese je metoda, která vytváří model vztahu proměnných. Lineární regrese udává, jakým způsobem jedna proměnná závisí na druhé proměnné. Cílem lineární regrese je stanovit přímku (tj. stanovit koeficienty posunutí a směrnice), která by nejlépe popisovala závislost těchto dvou proměnných. V bodovém grafu (body zde znázorňují hodnoty na jedné ose při konkrétní hodnotě na ose druhé) je tedy cílem najít přímku, která by byla od všech bodů co nejméně vzdálená. Obvyklou metodou pro stanovení přímky je *metoda nejmenších čtverců*, jejíž princip je minimalizace součtu druhých mocnin odchylek každého bodu od přímky. [23], [30]

3 Praktická část práce

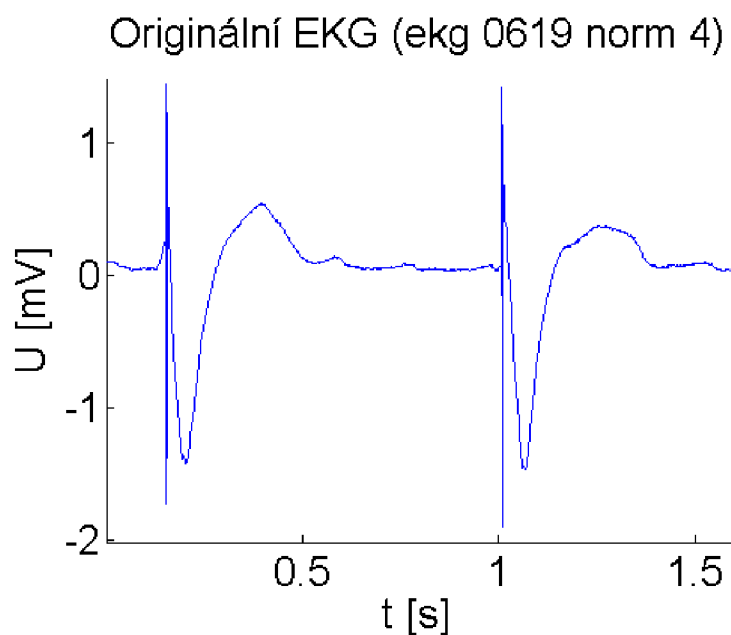
3.1 Popis použitých signálů EKG

V této práci bylo použito ultra vysokofrekvenční EKG snímané v Mezinárodním centru klinického výzkumu Fakultní nemocnice u sv. Anny (FNUSA-ICRC). Měření probíhá v elektromagneticky odstíněné místnosti pomocí akvizičního systému napájeného bateriemi a výsledná data jsou přenášena z odstíněné místnosti pomocí optického kabelu. Tato opatření slouží k potlačení veškerého rušení z okolí pacienta. Výsledkem měření u každého pacienta je 22 nebo 28 svodů se vzorkovací frekvencí 5 kHz. Mimo základních dvanáct svodů se snímají svody V_7 , V_8 a RV_4 – RV_6 (viz kap. 1.5.3). Dále to pak jsou svody VZR_1 a VZR_2 , které se nacházejí na zádech pod posledním žebrem vodorovně vedle sebe (VZR_1 je těsně vpravo od páteře, VZR_2 je ve středu mezi osou páteře a boční pravou osou (bráno svise)). Svod VZL_1 je zrcadlový ke svodu VZR_1 . Zbývající čtyři svody jsou RA_2 a LA_2 umístěné na klíčních kostech a RL_2 a LL_2 umístěné na kyčelních kostech. Pokud se snímá 28 svodů přidávají se ještě svody V_2 – V_7 (viz kap. 1.5.3). Analýza dat probíhá v současné době převážně na standardních dvanácti svodech, ostatní svody jsou snímány pro případné další využití v budoucnu.

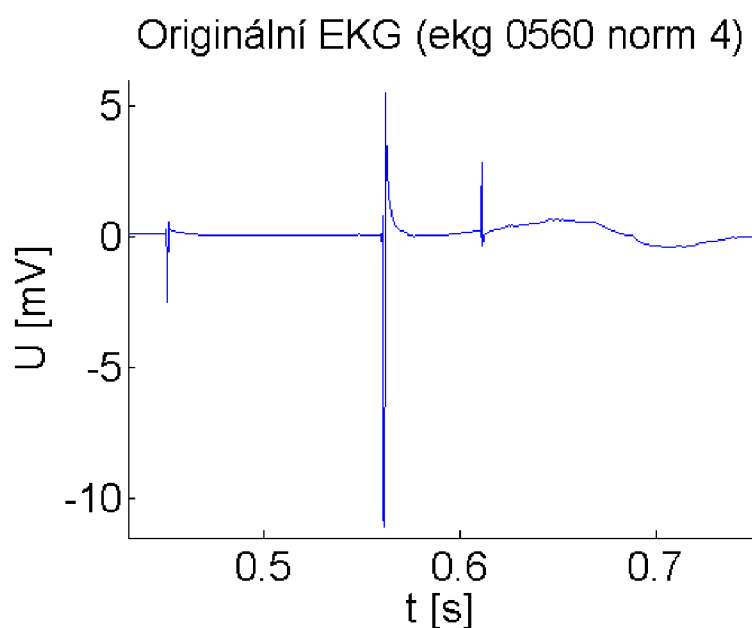
Všechny signály, ze kterých byly odstraňovány stimulační impulzy, pocházejí od pacientů s biventrikulárním stimulatorem. V záznamu se tedy mohou vyskytnout jeden až tři stimulační impulzy v závislosti na nastavení kardiostimulátoru a na zdravotním stavu pacienta. Pokud má pacient nefunkční SA uzel (výrazná sinusová bradykardie nebo sick sinus syndrom (viz kap. 1.5.5)), objeví se v EKG stimulační pík před vlnou P. Dále může být stimulační impulz vyslán do komor. Pokud je hodnota parametru zpoždění stimulace mezi komorami (VV Delay, viz kap. 1.6.6) nulová, vyskytuje se v záznamu jeden stimulační pík těsně před komplexem QRS. Pokud je hodnota parametru zpoždění stimulace mezi komorami nenulová, nalezneme před komplexem QRS dva stimulační píky. Druhý pík může být i uvnitř komplexu QRS.

Příklady analyzovaných EKG křivek jsou zobrazeny na obr. 26 a obr. 27. Na obr. 26 je zobrazen signál s jedním stimulačním píkem před komplexem QRS, na obr. 27 je signál se všemi třemi píky – v síni a pravé i levé komoře.

Detekce a odstranění stimulačních píků pomocí navržených algoritmů byly testovány ve 46 záznamech. Vyhodnocení úspěšnosti detekce a odstranění píků bylo provedeno na základě analýzy obálky ultra vysokofrekvenčního EKG.



Obr. 26 Příklad analyzovaného EKG – jeden stimulační pík, stimulace komory, svod V_1



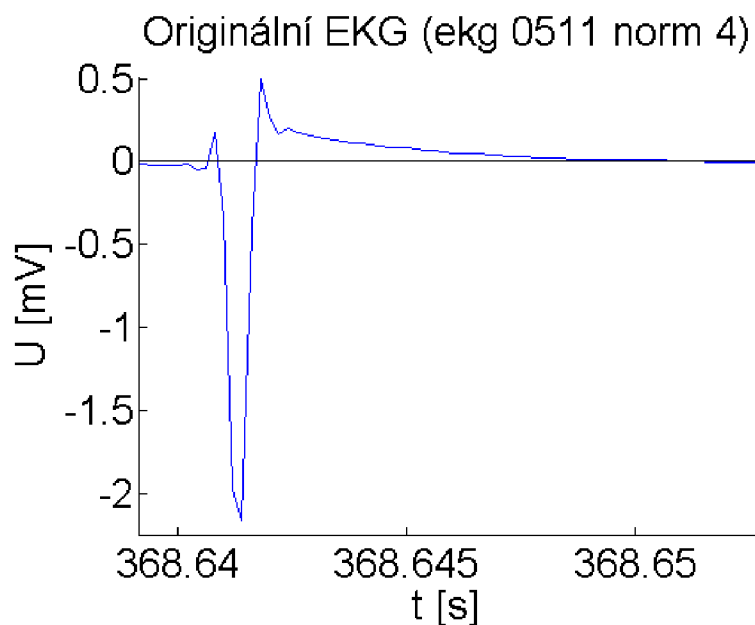
Obr. 27 Příklad analyzovaného EKG – tři stimulační píky – síň a pravá a levá komora, svod V_1

3.2 Analýza vlastností stimulačních hrotů

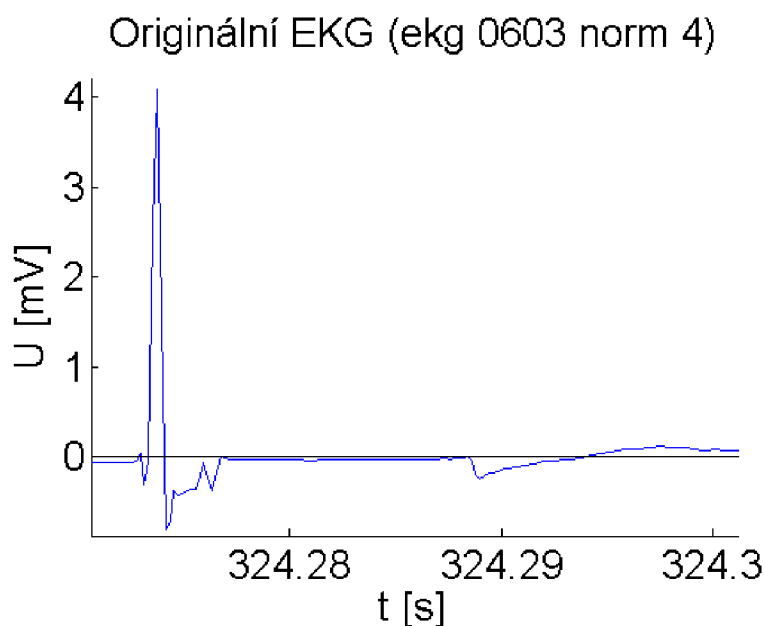
Amplituda stimulačních impulzů v jednotlivých svodech se velmi liší, což je logické, jelikož některé svody snímají více levou a jiné zase pravou stranu srdce a podle toho jsou v těchto svodech silné dané impulzy (viz 1.5.2). Nejmenší je síňový stimulační pík s amplitudou pohybující se obvykle mezi -2,5 a 3,5 mV. Komorové stimulační píky jsou výrazně vyšší, dosahují amplitud od -14 do 20 mV v případě stimulace levé komory a -47,5 mV až 38,5 mV v případě stimulace pravé komory. Trvání hlavního hrotu stimulačního impulzu je obvykle

velmi krátké. V případě síně a levé komory je to kolem 2,5 ms a v případě pravé komory kolem 6 ms. Tato doba může být ovšem výrazně prodloužena intervalem, kdy stimulační pík už nedosahuje vysokých amplitud, ale přesto stále EKG ovlivňuje (viz obr. 28).

Častým jevem je také malý kmit se zpožděním po hlavním stimulačním hrotu (viz obr. 29). Tento kmit odpovídá konci slepé periody (blanking period), což je první část refrakterní periody. Během slepé periody jsou vypnuté snímací mechanismy kardiostimulátoru. Na konci této periody dochází aktivací snímacího mechanismu ke vzniku zmíněného malého zpožděného kmitu. [39] Podrobnější informace o jednotlivých parametrech stimulatorů viz kap. 1.6.6. U většiny záznamů použitých v této práci byl nastaven parametr RV-Blank after A-Pace na 65 ms. Ostatní slepé periody byly nastaveny na možnost Smart, která kombinuje kratší slepou periodu s automatickým nastavováním citlivosti. Slepá perioda je kratší za účelem zvýšení pravděpodobnosti detekování komorové aktivity, která přijde brzy po stimulaci. Automatické nastavování citlivosti slouží ke snížení pravděpodobnosti, že bude jako spontánní srdeční aktivita označen artefakt. [8]



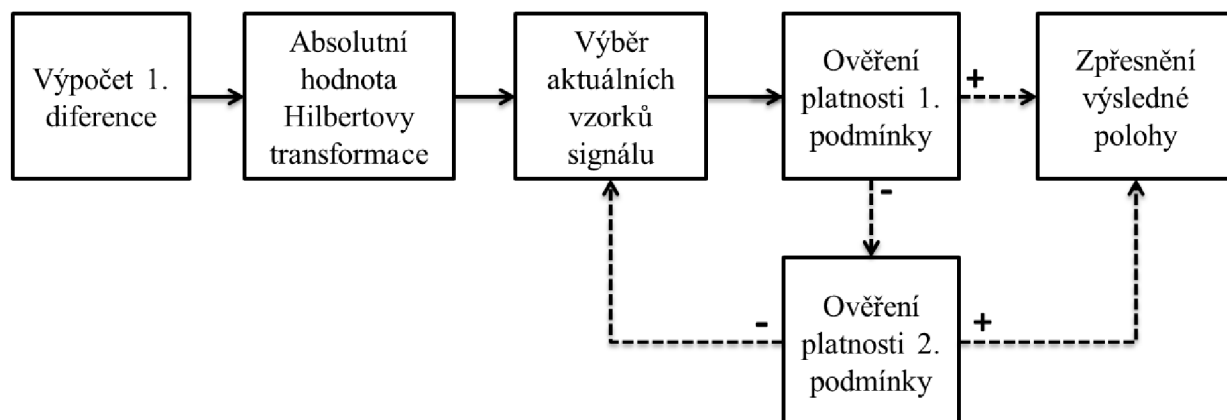
Obr. 28 Stimulace síně – pomalý návrat k nulové izolinii, svod V_1



Obr. 29 Stimulace komory – menší pik se zpožděním po hlavním stimulačním impulzu, svod V_1

3.3 Detekce maxim stimulačních hrotů

Pro detekci maxim i okrajů stimulačních hrotů byl použit svod V_1 a V_6 . Svod V_1 znázorňuje nejlépe aktivitu pravé komory a projevuje se zde tudíž nejsilněji stimulace této komory. Stimulace levé komory se nejvíce projevuje ve svodu V_6 . Využitím těchto svodů lze tedy přesně detekovat všechny stimulační píky i jejich okraje. Detekce pomocí pouze jednoho svodu by nebyla vhodná, jelikož v některých záznamech může nastat situace, že zatímco signál v jednom svodu již není ovlivněn stimulačním impulzem, v jiných svodech znázorňujících aktivitu na druhé straně srdce může stimulace stále signál ovlivňovat. Blokové schéma algoritmu pro detekci maxim stimulačních hrotů je na obr. 30. Čárkované šipky značí, že pokračování je závislé na výsledku ověření podmínky (+ značí splnění podmínky, - nesplnění podmínky). Jednotlivé bloky jsou podrobněji popsány níže.



Obr. 30 Blokové schéma algoritmu pro detekci maxim stimulačních hrotů

Při detekci maxim stimulačních hrotů byla nejprve vypočítána první diference signálu. Následně byla vytvořena obálka první diference jako absolutní hodnota Hilbertovy transformace tohoto signálu. Takto vzniklý signál si označme *obalka_1*. Pro samotnou detekci byl procházen signál *obalka_1* vzorek po vzorku. Přibližná poloha píku byla stanovena v případě splnění některé z následujících podmínek.

První podmínka byla splněna, jakmile měl některý vzorek signálu *obalka_1* velikost vyšší než stanovený práh. V tomto vzorku byla stanovena přibližná poloha maxima stimulačního hrotu. Práh byl stanoven jako $1/33$ z maxima obálky první diference, ovšem minimálně 0,12 mV.

Pro ověření druhé podmínky byla k signálu přičtena absolutní hodnota jeho minimální hodnoty a následně byla z tohoto signálu vytvořena obálka. Tuto obálku si označme *obalka_2*. Přibližná poloha píku byla stanovena v případě, kdy hodnota aktuálního prvku obálky *obalka_1* přesáhla práh 0,09 mV. Současně maximum z hodnot prvků v obálce *obalka_2* ve vzdálenosti 10 vzorků od aktuálního prvku na obě strany bylo vyšší než 0,07 mV plus průměr z hodnot prvků v obálce *obalka_2* ve vzdálenosti 10 vzorků od aktuálního prvku na obě strany nebo minimum z hodnot prvků v obálce *obalka_2* ve vzdálenosti 10 vzorků od aktuálního prvku na obě strany bylo vyšší než -0,07 mV plus průměr z hodnot prvků v obálce *obalka_2* ve vzdálenosti 10 vzorků od aktuálního prvku na obě strany. Tyto podmínky ověřovaly, že vysoká hodnota není v signále trvale, ale pouze krátkodobě, což odpovídá stimulačnímu hrotu. Dále byla vytvořena obálka první diference originálního signálu ze svodu, který právě nebyl analyzován (tedy při analýze svodu V_1 byla tvořena obálka svodu V_6 a naopak). Zkoumaný prvek musel v této obálce mít vyšší hodnotu než 0,1 mV. Tato podmínka byla stanovena, protože pokud je pík nízký v jednom z testovaných svodů, očekává se vyšší amplituda ve druhém svodu.

Po detekci přibližné polohy stimulačního impulzu byla od této polohy v okně délky dvacet hledána poloha maximální hodnoty obálky *obalka_1*. Následně byla poloha maxima píku zpřesněna detekcí extrému v originálním signálu ve vzdálenosti do tří vzorků od polohy detekované v obálce *obalka_1*. Všechny parametry byly stanoveny heuristicky.

3.4 Detekce levých okrajů stimulačních hrotů

Obtížnější úlohou než hledání maxim stimulačních hrotů je nalezení okrajů těchto hrotů. V následujících kapitolách budou popsány testované algoritmy pro detekci levých okrajů stimulačních hrotů a proběhne zhodnocení jejich úspěšnosti.

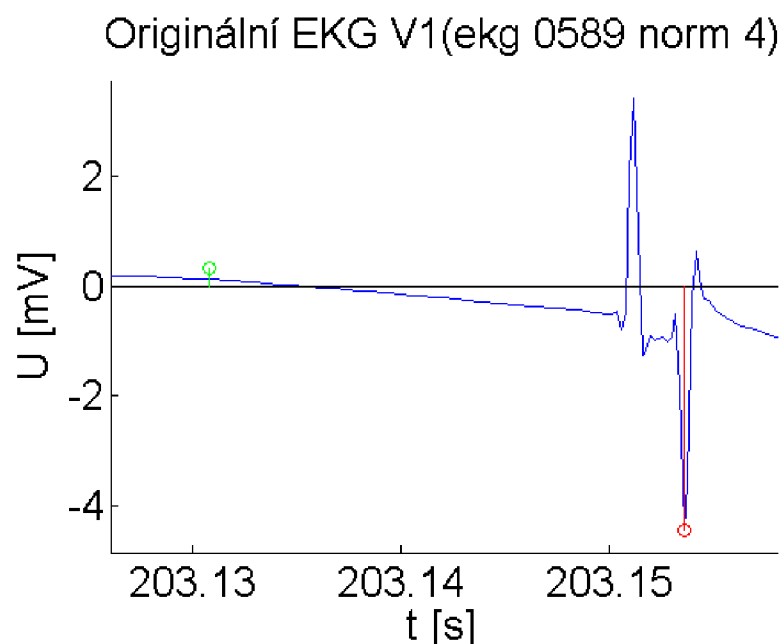
3.4.1 Detekce pomocí minima v obálce první diference originálního signálu

První testovaný algoritmus je velmi jednoduchý. V obálce první diference originálního signálu bylo vyhledáno minimum v maximální vzdálenosti 10 vzorků před maximem stimulačního impulzu a zde byl stanoven okraj stimulačního píku. Tento jednoduchý algoritmus byl u prvních záznamů EKG úspěšný vzhledem k obvykle ostrému předělu mezi levou stranou stimulačního píku a předchozím signálem. V případě rozkmitání signálu kolem izolinie před stimulačním impulzem ovšem tento algoritmus selhal.

3.4.2 Detekce pomocí výpočtu směrodatné odchylky v originálním signálu

Další popsáný algoritmus je opět založen na přítomnosti ostrého předělu mezi levou stranou stimulačního píku a předchozím signálem. Principem algoritmu je okno velikosti 5 pohybující se v originálním signálu od stimulačního impulzu směrem nalevo. V každé iteraci je počítána směrodatná odchylka vzorků v okně. Za předpokladu, že je tato odchylka větší nebo rovna stanovenému prahu 0,005 mV, předpokládá se přítomnost stimulačního impulzu v okně, a tudíž okno posouvám o jeden vzorek doleva. Jakmile je směrodatná odchylka nižší než daný práh 0,005 mV, předpokládám, že se již okno posunulo celé před stimulační impulz. V tomto momentě stanovím vzorek nalevo od vzorku co je v okně úplně vpravo jako levý okraj stimulačního impulzu. Vzorek úplně vpravo v okně nevolím, jelikož tento vzorek by mohl být mírně ovlivněn impulzem, aniž by se výrazně změnila směrodatná odchylka. V případě, že by byl stimulační impulz úplně na začátku signálu a ovlivnil by hned první vzorky, tak se levý okraj impulzu označí na pozici prvního vzorku. Parametry práh pro směrodatnou odchylku i vhodná délka okna byly zvoleny heuristicky.

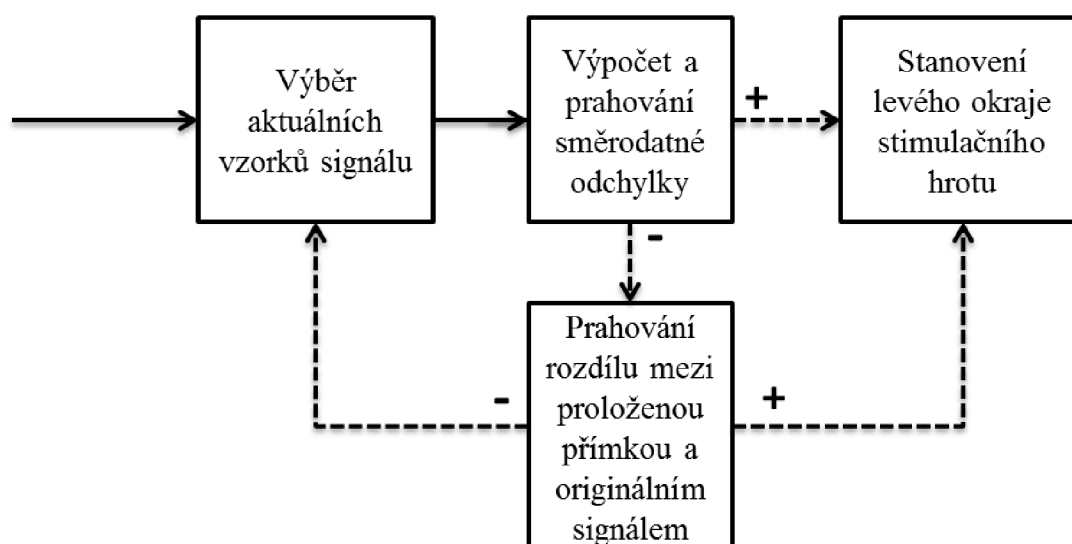
Tento algoritmus fungoval bezchybně u prvních osmnácti testovaných záznamů. Problém nastal v případě zobrazeném na obr. 31, kde je zelenou čarou označena poloha, kterou algoritmus označil jako levý okraj stimulačního impulzu. Tento okraj je nepochybně příliš daleko od stimulačního impulzu, což je způsobeno neustálým nárůstem hodnot signálu ve směru od stimulačního impulzu před ním. Tento problém by řešilo zvýšení práhu pro směrodatnou odchylku. Pokud by k tomuto zvýšení došlo, mohlo by ovšem dojít naopak k detekci levého okraje stimulačního píku v poloze příliš blízko stimulačního hrotu. Z tohoto důvodu byl tento algoritmus rozšířen do podoby popsané v následující kapitole.



Obr. 31 Chybná detekce levého okraje stimulačního hrotu (zeleně)

3.4.3 Detekce pomocí směrodatné odchyly a lineární regrese

Blokové schéma detekčního algoritmu využívajícího směrodatné odchyly a lineární regrese je zobrazen na obr. 32. Čárkované šipky značí, že pokračování je závislé na výsledku ověření podmínky (+ značí splnění podmínky, - nesplnění podmínky). Přesný popis jednotlivých bloků a přesné parametry tohoto algoritmu jsou popsány pod schématem.



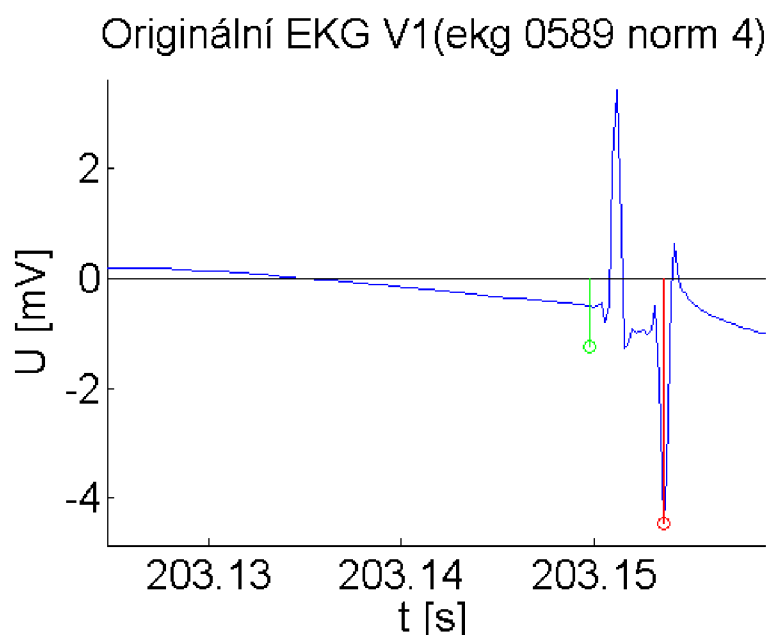
Obr. 32 Blokové schéma detekce pomocí směrodatné odchyly a lineární regrese

Oproti předchozímu algoritmu je algoritmus rozšířen o druhou podmínku pro stanovení polohy levého okraje stimulačního impulzu. Tato podmínka je založena na proložení bodů v okně přímkou. Okno má stejnou délku a posunuje se po signále se stejným principem jako

v případě výpočtu směrodatné odchylky popsaném v kap. 3.4.2. Po vytvoření je tato přímka prodloužena o osm vzorků směrem od vrcholu stimulačního píku. Hodnotící parametr nyní dostaneme jako součet absolutních hodnot rozdílů mezi touto přímkou a mezi vzorky EKG příslušejícími dané přímce. Pokud je tento parametr menší nebo roven prahu, který byl heuristicky nastaven na 0,09 mV, pak je jako poloha levého okraje stimulačního píku označen vzorek, který je nalevo od vzorku, který je úplně vpravo v okně.

Tento algoritmus opět obsahuje podmínku, že kdyby byl stimulační impulz úplně na začátku signálu a ovlivnil by hned první vzorky, tak se levý okraj impulzu označí na pozici prvního vzorku.

Tento algoritmus pro stanovení levého okraje stimulačního hrotu doplňuje výše popsanou podmínku ověřující směrodatnou odchylku v okně (přesný princip viz kap. 3.4.2). Když je alespoň jedna z těchto dvou podmínek pro stanovení levého okraje stimulačního hrotu v dané poloze splněna, stanovím zde polohu okraje. Pomocí tohoto algoritmu je vyřešen i problém na obr. 31, ukázka vylepšené detekce je na obr. 33. Tento algoritmus je spolehlivý u všech testovaných záznamů EKG.



Obr. 33 Správná detekce levého okraje stimulačního píku (zeleně) u stimulačního píku špatně detekovaného algoritmem popsaným v kap. 3.4.2

3.5 Detekce pravých okrajů stimulačních hrotů obsahujících zpožděný stimulační impulz

Detekce pravých okrajů stimulačních hrotů je nejobtížnější částí detekce. Častým problémem je ovlivnění vzorků stimulačním impulzem i delší dobu po hlavním hrotu stimulačního

impulzu (viz obr. 28). Problematickým jevem je také malý stimulační kmit se zpožděním po hlavním stimulačním hrotu (viz obr. 29). Podle přítomnosti nebo nepřítomnosti tohoto dodatečného impulzu byly vytvořeny dva algoritmy. Detekci pravého okraje při přítomnosti zpožděného stimulačního impulzu se zabývá tato kapitola a detekci okraje bez přítomnosti zpožděného stimulačního impulzu se zabývá kap. 3.6. Prvním krokem obou těchto algoritmů musí být ověření, zda je dodatečný impulz přítomen.

První testovaná metoda vycházela z pozorování, že pokud je maximální amplituda druhé derivace záporná (obvykle při stimulaci komor), pak je vždy dodatečný impulz přítomen a naopak pokud je tato amplituda kladná (obvykle při stimulaci síně), dodatečný impulz není přítomen. Tato metoda byla spolehlivá u prvních osmi testovaných záznamů EKG. U některých dalších záznamů docházelo k porušení tohoto pravidla, a tudíž ke špatnému výběru algoritmu.

Druhá testovaná metoda cíleně vyhledává dodatečný impulz. Nejprve je zjištěna hodnota maxima ze čtyřicátého až sto desátého vzorku od vrcholu stimulačního hrotu v obálce první difference originálního signálu. Tato hodnota je poté porovnána s průměrnou hodnotou v tomto úseku obálky, ke které je přičten 3,4 násobek směrodatné odchylky hodnot v tomto intervalu. Pokud je maximum větší než průměr plus 3,4 krát směrodatná odchylka, pak se za stimulačním impulzem vyskytuje zpožděný pík. Naopak pokud je maximum menší než průměr plus 3,4 krát směrodatná odchylka, pak se za stimulačním impulzem zpožděný pík nevyskytuje. Tato metoda funguje k detekci stimulačního impulzu v testovaných záznamech EKG spolehlivě. Nyní budou popsány algoritmy pro detekci pravých okrajů stimulačního hrotu, u kterých je touto metodou detekován zpožděný stimulační impulz. U všech těchto algoritmů je na začátku detekována poloha vrcholu zpožděného píku v místě maxima obálky první difference signálu. Maximum zjišťují ze vzorků od čtyřicátého vzorku po maximum hlavního stimulačního hrotu po sto desátý vzorek po maximum hlavního stimulačního hrotu.

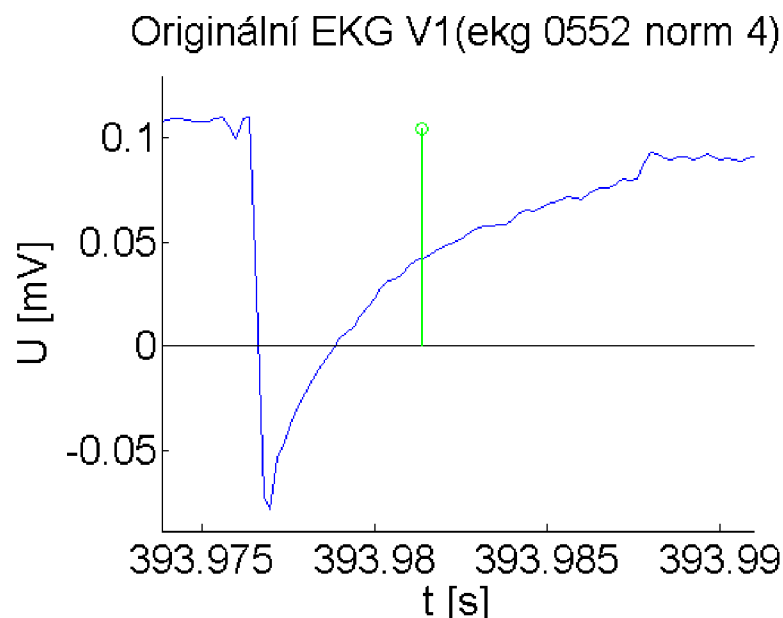
3.5.1 Detekce pomocí minima v obálce první difference originálního signálu

Tento jednoduchý algoritmus určí minimum v obálce první difference originálního signálu v okně dlouhém čtyřicet vzorků, přičemž začátek je ve vrcholu zpožděného píku. V místě tohoto minima je stanoven pravý okraj stimulačního impulzu. Tento algoritmus je velmi jednoduchý, což je ovšem na úkor přesnosti, kdy není zajištěno, že minimum v obálce první difference signálu bude přesně za zpožděným impulzem. Velkých nepřesností je dosaženo především, pokud je stimulační impulz uvnitř komplexu QRS a tudíž je i po jeho skončení poměrně vysoká první difference.

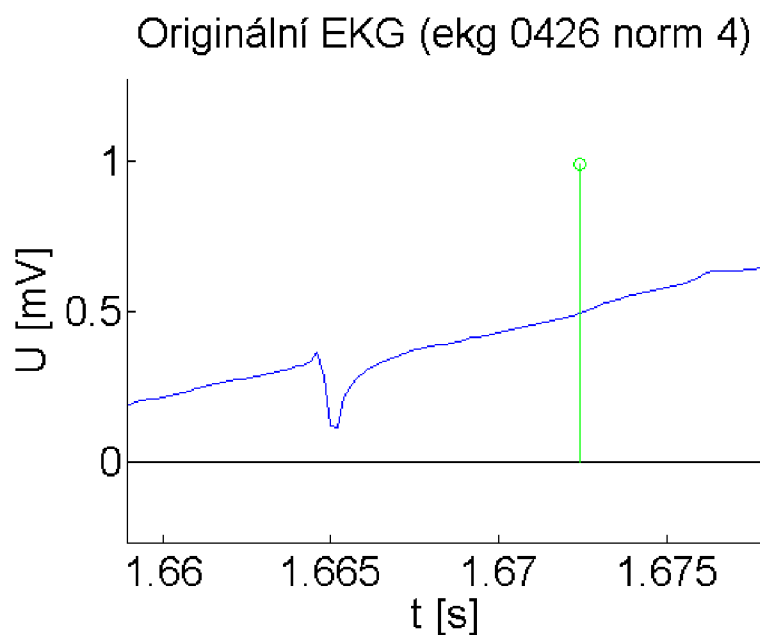
3.5.2 Detekce pomocí směrodatné odchylky

Tento algoritmus je založen na výpočtu směrodatné odchylky v okně délky osm. Délka okna byla stanovena heuristicky. Okno se pohybuje po signálu od vrcholu zpožděného impulzu směrem doprava. Pokud je směrodatná odchylka nižší nebo rovna prahu 0,0025 mV, je vzorek nacházející se úplně vlevo v okně stanoven jako pravý okraj stimulačního impulzu. Pokud je směrodatná odchylka vzorků v okně vyšší než práh 0,0025 mV, je okno posunuto o jeden vzorek doprava. Maximální posun okna je o čtyřicet vzorků. Pokud ani po tomto posunu není směrodatná odchylka nižší nebo rovna prahu 0,0025 mV, pak je vybráno to posunutí okna, při kterém byla směrodatná odchylka minimální. Vzorek, který byl úplně vlevo v takto posunutém okně, je stanoven jako pravý okraj stimulačního impulzu.

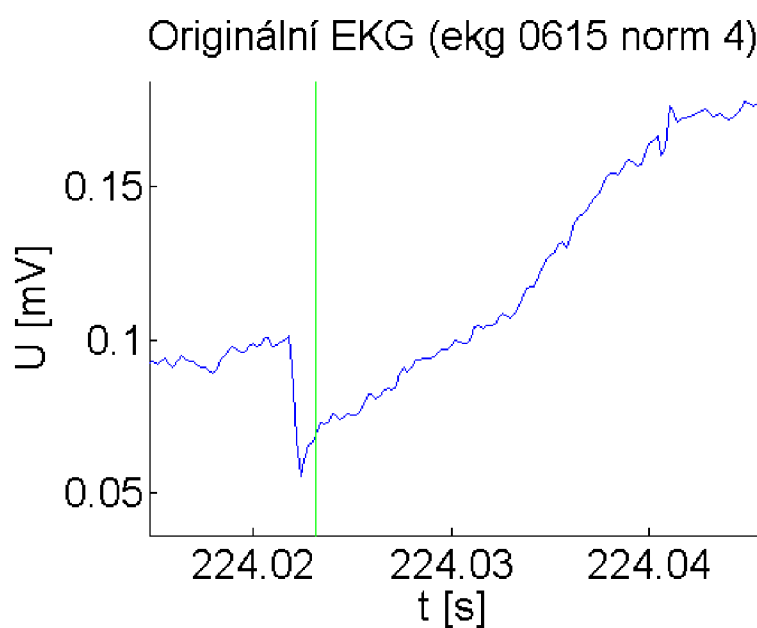
Problém v detekci tímto algoritmem nastává v případě, kdy po vrcholu hlavního stimulačního impulzu je ještě mnoho vzorků ovlivněno stimulačním impulzem a pouze pomalu se vytrácí vliv stimulačního impulzu (viz obr. 34). Tento problém by šlo vyřešit zvýšením prahu směrodatné odchylky, ovšem při tomto zvýšení by nastala pozdější detekce u signálů, které mají pomalý nárůst i po stimulačním píku (viz obr. 35). Velký problém je také v případě záznamu 0615 (viz obr. 36), kde se směrodatná odchylka v signále již téměř nemění a přesto ještě není dosaženo konce stimulačního impulzu – stimulační impulz vzorky stále ovlivňuje. Vzhledem k tomuto poznatku je zřejmé, že pouze směrodatná odchylka vzorků originálního signálu není vhodným parametrem pro detekci pravých stran stimulačních impulzů.



Obr. 34 Zpožděný malý stimulační impulz, svod V_1 , brzká detekce pravého okraje (zeleně) z důvodu pomalu se vytrácejícího vlivu stimulačního impulzu na vzorky – nízké hodnoty na svislé ose



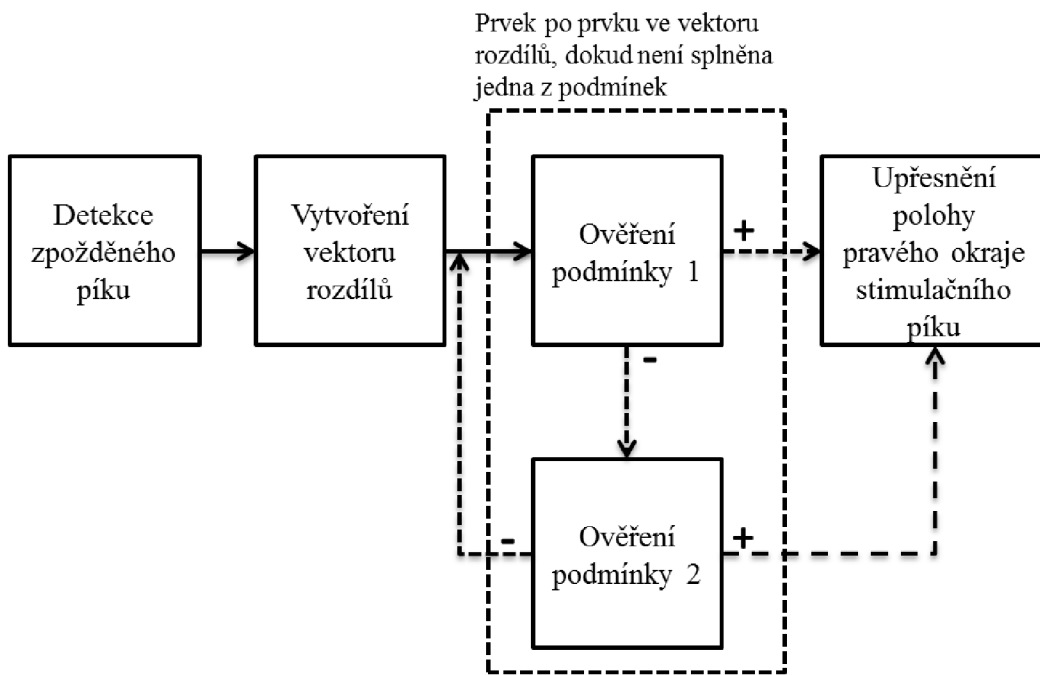
Obr. 35 Zpožděný malý stimulační impuls, svod V_1 , zpožděná detekce pravého okraje (zeleně)



Obr. 36 Zpožděný malý stimulační impuls, svod V_1 , brzká detekce pravého okraje (zeleně)

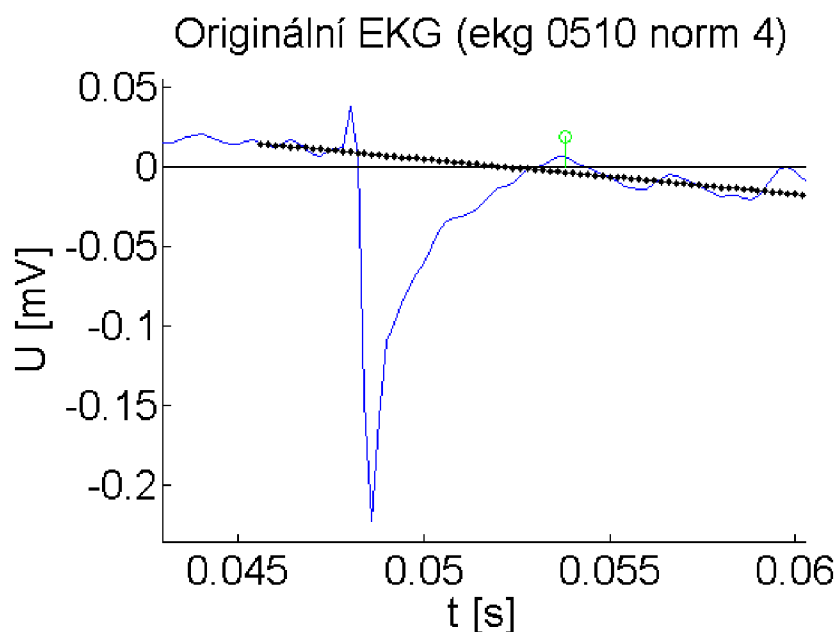
3.5.3 Detekce pomocí lineární regrese

Detekční algoritmus využívající lineární regrese je složitý. Základní princip je zobrazen na obr. 37, kde čárkované šipky značí, že pokračování je závislé na výsledku ověření podmínky (+ značí splnění podmínky, - nesplnění podmínky). Čárkovaný obdélník značí, že do něj vstupují jednotlivé prvky vektoru rozdílů postupně, a to až do doby splnění některé podmínky. Podrobný popis celého algoritmu se nachází pod tímto obrázkem.



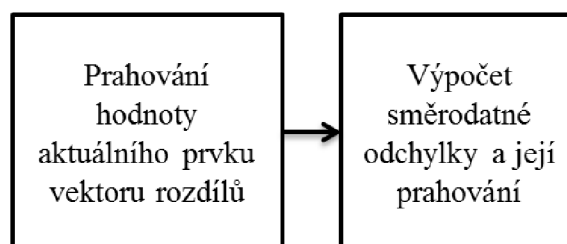
Obr. 37 Blokové schéma detekce pomocí lineární regrese

Prvním krokem algoritmu je proložení patnácti vzorků před vrcholem zpožděného píku přímkou. Ve druhém kroku je tato přímka prodloužena směrem za zpožděný pík. Ve třetím kroku je vybrána část přímky v intervalu od 7. vzorku po zpožděném píku po 65. vzorek po zpožděném píku. Čtvrtým krokem je výpočet vektoru obsahujícího absolutní hodnoty rozdílů mezi vzorky EKG od 7. vzorku po zpožděném píku po 65. vzorek po zpožděném píku a příslušnými vzorky přímky vytvořené v předchozím kroku (tento vektor bude dále nazýván *vektor rozdílů*). Myšlenkou celého algoritmu je, že optimální místo pro stanovení pravého okraje píku je vzorek EKG, který se jako první dostatečně přiblíží k vytvořené přímce, tedy odpovídající prvek ve vektoru rozdílů bude dostatečně malý. Opodstatněnost tohoto algoritmu je zjevná z obr. 38. Stimulační hrot zobrazený na tomto obrázku je lehce detekovatelný. Ne vždy je ale proložena přímka a záznam EKG takto ideální. Pro obtížnější případy je algoritmus rozšířen o možnosti stanovení okraje hrotu mimo minimum ve vektoru rozdílů (proto ani na obr. 38 není pravý okraj přímo v minimum rozdílů). Algoritmus tedy prochází vektor rozdílů prvek po prvku a vždy ověřuje několik podmínek, při jejichž splnění určí polohu pravého okraje píku.



Obr. 38 Detekce pravé strany stimulačního hrotu (zeleně)

Jednoduché blokové schéma první podmínky je na obr. 39. Aby byl stanoven pravý okraj stimulačního hrotu, musí být podprahová hodnota aktuálního prvku i vypočtená směrodatná odchylka. Musí být tedy splněny oba bloky na obr. 39. Podrobný popis parametrů první podmínky je uveden níže.

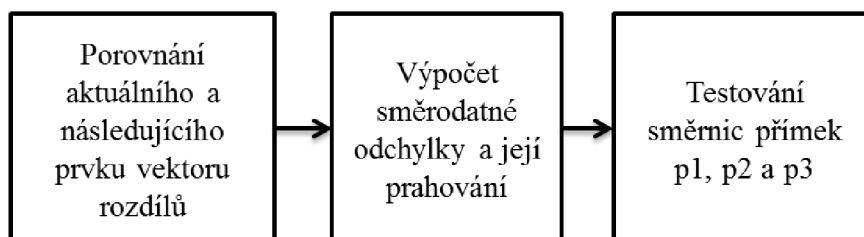


Obr. 39 Blokové schéma první podmínky pro stanovení pravého okraje stimulačního hrotu

Smyslem první podmínky je umístění pravého okraje tam, kde je rozdíl mezi proloženou přímkou a signálem EKG malý a současně se již dále příliš nemění (to ověří směrodatnou odchylkou). První podmínka, při jejíž platnosti je určena poloha pravé strany píku, tedy zní, že velikost aktuálního prvku ve vektoru rozdílů musí být menší než 0,0092 mV a současně směrodatná odchylka aktuálně testovaného a následujících dvaceti prvků ve vektoru rozdílů je menší než 0,008 mV. Pokud je tato podmínka splněna, stanovím ve vzorku EKG odpovídajícímu aktuálně testovanému prvku pravý okraj stimulačního píku. Toto umístění není konečné, ještě může být o maximálně pět vzorků posunuto v závislosti na opětovném testování směrodatné odchylky. Pokud směrodatná odchylka aktuálně testovaného prvku vektoru rozdílů a následujících pěti prvků je menší než 0,002 mV, je zde již s konečnou platností stanoven pravý okraj stimulačního píku. Pokud je tato směrodatná odchylka větší nebo rovna 0,002 mV, dojde k posunu o jeden vzorek doprava a opět je testována tato

podmínka. Maximální počet takových posunů je pět. Pokud v žádném kroku není podmínka splněna, stanovím pravou polohu stimulačního píku ve vzorku EKG odpovídajícímu poslednímu testovanému prvku z vektoru rozdílů.

Při nesplnění první podmínky v aktuálně testovaném bodě vektoru rozdílů je ověřována podmínka druhá. Jednoduché schéma druhé podmínky je zobrazeno na obr. 40. Všechny bloky jsou podrobněji popsány níže, a aby byla 2. podmínka splněna a byl v aktuálním bodě stanoven pravý okraj stimulačního píku, musí být všechny bloky splněny.



Obr. 40 Blokové schéma druhé podmínky pro stanovení pravého okraje stimulačního hrotu

Před ověřením druhé je třeba proložit přímkou 20 prvků vektoru rozdílů od aktuálně testovaného prvku směrem od stimulačního hrotu (tuto přímkou označme $p1$). Podobně je jinými přímkami proloženo 5 prvků vektoru rozdílů od aktuálně testovaného prvku (označme přímkou $p2$) a 30 prvků vektoru rozdílů od aktuálně testovaného prvku (označme přímkou $p3$). Druhá podmínka detekuje místa ve vektoru rozdílů, kde hodnota prvku aktuálního je nižší než hodnota prvku následujícího (rozdíl se tedy zvyšuje, což je „podezřelé“). V těchto detekovaných místech je dále testováno pomocí určení velikosti směrodatné odchylky, zda následující prvky vektoru rozdílů příliš nemění svoji hodnotu (pokud by byla směrodatná odchylka velká, značilo by to rozkolísanost hodnot vzorků EKG a tudíž nejspíše stále přítomnost vlivu stimulačního píku). Dále je také testováno, zda se prvky ve vektoru rozdílů nebudou ještě za aktuálně testovaným prvkem dále výrazně snižovat. Toto testují pomocí směrnice přímek $p1$, $p2$ a $p3$ (tři přímky jsou použity z důvodu ověření krátkodobého i dlouhodobého trendu). Pokud by byla směrnice příliš záporná, značilo by to, že se hodnoty ve vektoru rozdílů budou ještě výrazně snižovat a tudíž zde není vhodné stanovit polohu pravé strany stimulačního hrotu.

Druhá podmínka, při jejíž platnosti je určena poloha pravé strany píku, tedy zní, že aktuální testovaný prvek z vektoru rozdílů musí být o více než 0,001 mV menší než prvek následující, současně směrodatná odchylka aktuálního a dvaceti následujících prvků z vektoru rozdílů musí být menší než 0,0065 mV a současně směrnice přímek $p1$, $p2$ a $p3$ musí být větší než $(-3) \cdot 10^{-4}$. Pokud je tato podmínka splněna, je stanovena prozatímní poloha pravé strany stimulačního píku ve vzorku EKG odpovídajícímu aktuálně testovanému prvku vektoru rozdílů. Tato poloha může být opět ještě pozměněna, princip je stejný jako při ověřování první podmínky. Je vypočítána směrodatná odchylka aktuálního a následujících pěti prvků.

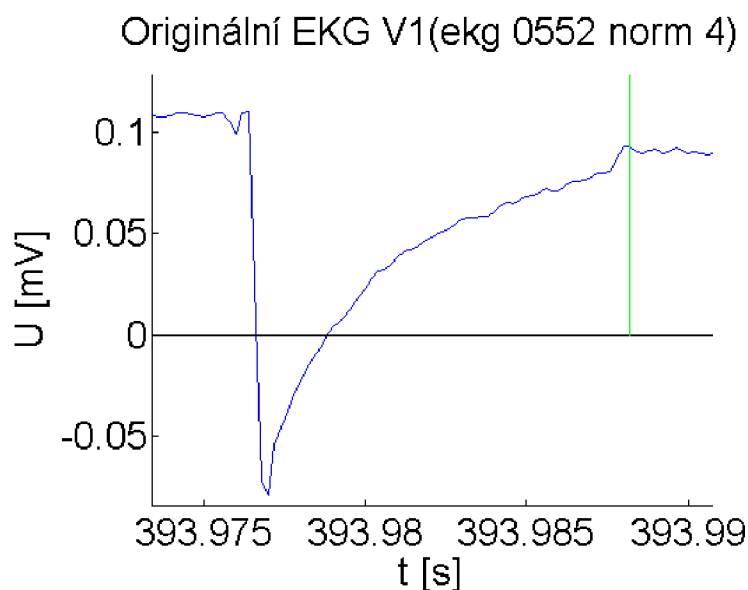
Pokud je menší než 0,002 mV, stanovím s konečnou platností pravou stranu stimulačního píku zde. Pokud je větší nebo rovna 0,002 mV, prozatímní poloha pravého okraje stimulačního píku je posunuta o jeden vzorek EKG doprava. Maximální možné posunutí je zde o 8 prvků. Pokud by v žádném kroku nebyla podmínka směrodatné odchylky splněna, stanovím pravou polohu stimulačního píku ve vzorku EKG odpovídajícímu poslednímu testovanému prvku z vektoru rozdílů.

V případě, že ani jedna z výše uvedených podmínek nevede k určení okraje stimulačního píku ani v jednom prvku vektoru rozdílů, stanovím okraj ve vzorku EKG odpovídajícímu minimálnímu prvku ve vektoru rozdílů. Tato poloha není konečná. Princip možného posunutí polohy je stejný jako ten při ověřování první a druhé podmínky. Tedy je počítána směrodatná odchylka aktuálního a následujících pěti prvků. Pokud je menší než 0,002 mV, stanovím s konečnou platností pravou stranu stimulačního píku zde. Pokud je větší nebo rovna 0,002 mV, prozatímní poloha pravého okraje stimulačního píku je posunuta o jeden vzorek EKG doprava. Maximální možné posunutí je zde o 5 prvků. Pokud by v žádném kroku nebyla podmínka směrodatné odchylky splněna, stanovím pravou polohu stimulačního píku ve vzorku EKG odpovídajícímu poslednímu testovanému prvku.

Všechny popsané postupy obsahují opatření proti chybě v případě, že by nebyl dostupný požadovaný počet prvků (např. při proložení přímkou délky 20 by již délka vektoru rozdílů nebyla dostatečně dlouhá). V tomto případě se obvykle interval zkracuje na počet prvků, které jsou dostupné.

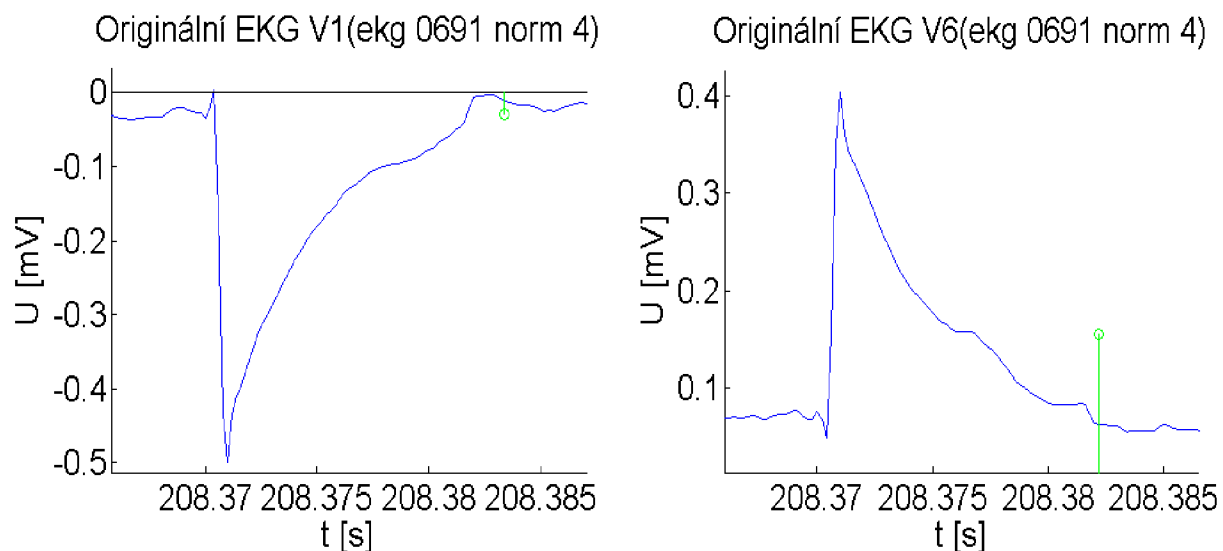
Po stanovení pravého okraje následuje vždy ještě jedno upřesnění této polohy. Toto upřesnění probíhá z důvodu občasného velmi malého skoku mezi částí ovlivněnou stimulačním impulzem a částí, která již ovlivněná není. Úkolem upřesnění polohy je tento skok najít a posunout pravou polohu těsně za něj. Tento skok je hledán na obě strany kolem stanoveného pravého okraje ve vzdálenosti maximálně 30 vzorků. Skok je nalezen v případě, kdy maximum z obálky první diference originálního signálu z 30 vzorků po stanoveném pravém okraji je vyšší než průměr plus 2,5 krát směrodatná odchylka ze stejných vzorků a současně hodnota prvku v obálce první diference originálního signálu v místě detekovaného skoku je vyšší než 0,0075 mV.

Ukázky detekce pomocí tohoto algoritmu jsou na obr. 41, obr. 42 a na obr. 43. Na obr. 41 lze porovnat úspěšnost tohoto algoritmu oproti předchozímu algoritmu využívajícího pouze směrodatné odchylky (viz kap. 3.5.2 a obr. 34). Je vidět, že tento algoritmus na rozdíl od předchozího detekoval pravý okraj přesně.



Obr. 41 Malý zpožděný pik, detekce pravého okraje pomocí algoritmu využívajícího lineární regresi (zeleně)

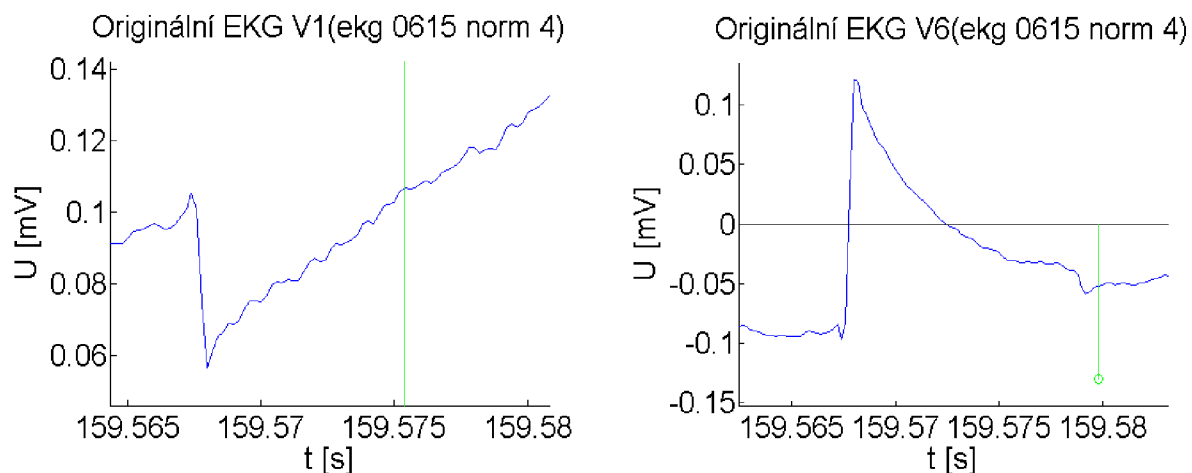
Na obr. 42 je vidět správná detekce pravé strany stimulačního píku (zobrazeno zelenou čarou). Je vidět, že pravý okraj stimulačního hrotu byl stanoven v přibližně stejném místě v obou svodech a detekce tohoto okraje tak není problém.



Obr. 42 Malý zpožděný pik, detekovaná poloha pravé strany stimulačního píku (zeleně), svod V₁ (vlevo) a svod V₆ (vpravo)

Problematičtější situace nastala v případě, který je zobrazen na obr. 43. Ve svodu V₁ není zřejmé, kde končí vliv stimulačního hrotu na signál. Při odstranění signálu po okraj detekovaný v tomto svodu by k chybě patrně nedošlo. Problém by ovšem nastal, kdyby stejná poloha pravého okraje zůstala i ve svodu V₆, kde je signál i za touto polohou ještě významně ovlivňován. Zde se ukazuje oprávněnost detekce ve svodu V₁ i V₆. Po sjednocení detekcí ve svodu V₁ a V₆ je pravý okraj brán v tomto případě ze svodu V₆ (viz kap. 3.7) a k chybě tak

nedochází. Zároveň lze porovnat levou část na obr. 43 a obr. 36. Je vidět, že detekce tímto algoritmem je výrazně kvalitnější než detekce algoritmem popsáním v předchozí kapitole.



Obr. 43 Malý zpožděný pík, detekovaná poloha pravé strany stimulačního píku (zeleně), svod V_1 (vlevo) a svod V_6 (vpravo)

3.6 Detekce pravých okrajů stimulačních hrotů neobsahujících zpožděný stimulační impuls

3.6.1 Detekce pomocí minima v obálce první diference originálního signálu

Prvním krokem algoritmu je vyhledání minima obálky první diference originálního signálu v intervalu od detekovaného vrcholu impulsu po čtyřicátý vzorek po tomto vrcholu. Pravá strana stimulačního impulsu je poté stanovena v místě tohoto minima.

Tento algoritmus stanovuje polohu pravé strany stimulačního impulsu nepřesně, častá je zpožděná detekce, kdy je hledaná poloha stanovena příliš pozdě v čase. Toto se děje z důvodu, že v případech, kdy je rychlý konec stimulačního impulsu, je náhodné, kde je vyhledáno minimum obálky první diference originálního signálu, toto minimum může být hned za impulzem, ale také dost daleko za ním, to závisí na pokračujícím signálu. Zkrácení intervalu, ve kterém je hledáno minimum, není možné, jelikož některé impulzy nekončí ostře, ale jejich pravá strana je ještě delší dobu ovlivňována stimulačním impulzem.

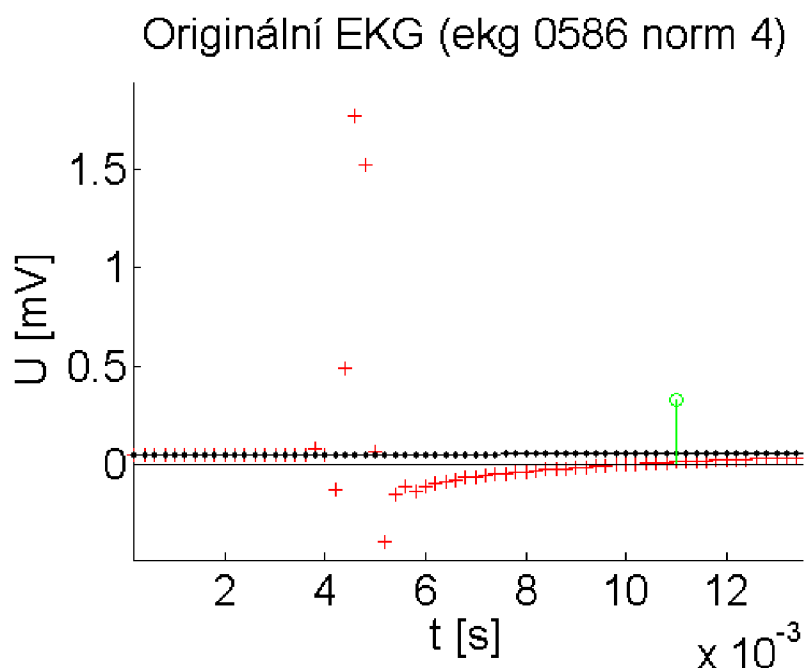
3.6.2 Detekce pomocí směrodatné odchylky

Principem algoritmu je výpočet směrodatné odchylky v okně délky osm v obálce první diference originálního signálu. Délka okna byla stanovena heuristicky. Okno se posunuje po signálu od detekovaného vrcholu stimulačního impulsu a při každém posunutí je počítána směrodatná odchylka. V momentě, kdy je vypočítaná směrodatná odchylka vyšší než 0,001 mV, určí se poloha pravé strany stimulačního impulsu v poloze úplně vlevo v okně při

aktuálním posunutí. Problém této metody je obdobný, jako je popsáno v kap. 3.5.2. Tedy v případě, kdy se po vrcholu hlavního stimulačního impulsu nachází ještě mnoho vzorků ovlivněných stimulačním impulzem a vliv stimulačního impulsu se jen velmi zlehka snižuje. V tomto případě je pravá strana impulsu detekována předčasně, jelikož směrodatná odchylka v okně je již dostatečně malá. Na druhou stranu při nastavení vyšší směrodatné odchylky je detekce opožděná, a to hlavně v případě, kdy signál po konci stimulačního impulsu nadále roste nebo se snižuje (bez vlivu stimulačního impulsu).

3.6.3 Detekce pomocí lineární regrese

Prvním krokem tohoto algoritmu je proložení dvaceti bodů před dříve detekovanou levou stranou stimulačního impulsu přímkou. V dalším kroku je přímka prodloužena až do 65. vzorku po vrcholu stimulačního impulsu. Následně je vypočítán vektor absolutních hodnot rozdílů mezi touto přímkou a příslušujícími vzorky originálního signálu. Tento vektor se počítá od 3. vzorku po vrcholu stimulačního impulsu po 65. vzorek po vrcholu stimulačního impulsu. Důvod vyhledávání až od 3. vzorku je zřejmý z obr. 44, kde je již druhý vzorek po stimulačním impulzem velmi blízko prokládané přímce, ovšem tento vzorek je součástí sestupné hrany stimulačního impulsu. V dalším kroku je iterativně procházen vektor rozdílů, a jakmile je detekován rozdíl nižší než 0,004 mV, je v tomto místě stanovena poloha pravé strany stimulačního impulsu. Pokud žádný z rozdílů není nižší než 0,004 mV, stanovím polohu pravé strany stimulačního impulsu v místě odpovídajícímu minimálnímu rozdílu ve vektoru rozdílů. Potvrzení funkčnosti principu je vidět na obr. 44, kde je zeleně vyznačena detekovaná pravá strana stimulačního impulsu.



Obr. 44 Ukázka proložené přímky (černě) originálním signálem (jednotlivé vzorky červeně), stanovený pravý okraj stimulačního impulsu (zeleně)

3.7 Sjedenocení detekce ze svodů V_1 a V_6

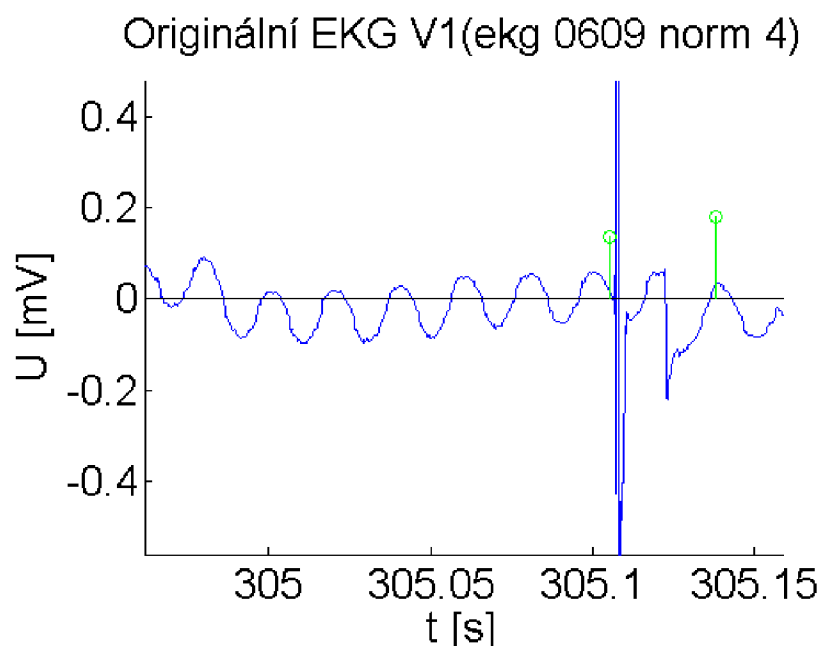
Po proběhnutí detekčního algoritmu ve svodech V_1 a V_6 je zkontrolován počet detekovaných píků v těchto svodech. Pokud tento počet není stejný, poloha píku, který nebyl v jednom ze svodů detekován, je vložena mezi detekované impulzy tohoto svodu. Vloženy jsou též polohy pravého a levého okraje tohoto chybějícího stimulačního impulzu. Tato situace nastává výjimečně a může být způsobena například polohou stimulačního hrotu na konci signálu, přičemž hrot v jednom ze svodů nedosáhne detekovatelné amplitudy, zatímco ve druhém svodu je již detekován. Odstranění tohoto hrotu není důležité, jelikož se za ním kvůli ukončení záznamu nenachází komplex QRS, který by mohl být analyzován, přesto je lepší ho kvůli některým dalším analýzám odstranit (aby neovlivňoval např. maximální hodnotu signálu).

Významně čtenějším jevem je detekce okrajů hrotů v jiných místech v jednotlivých svodech (V_1 a V_6). Toto je způsobeno rozdílnou dobou, po kterou stimulační impulz ovlivňuje signál v obou svodech. Například zpožděný pík (viz obr. 29) může být přítomen jen v jednom ze svodů a poloha pravého okraje detekované ve druhém svodu je tudíž rozdílná. V případě pravého okraje stimulačního hrotu je výsledná poloha ta, která je vzdálenější od stimulačního impulzu. Levý okraj je dán průměrem detekovaných poloh ze svodu V_1 a V_6 . V případě levého okraje je rozdíl mezi polohou detekovanou ve svodu V_1 a ve svodu V_6 obvykle výrazně menší.

3.8 Výsledky detekce

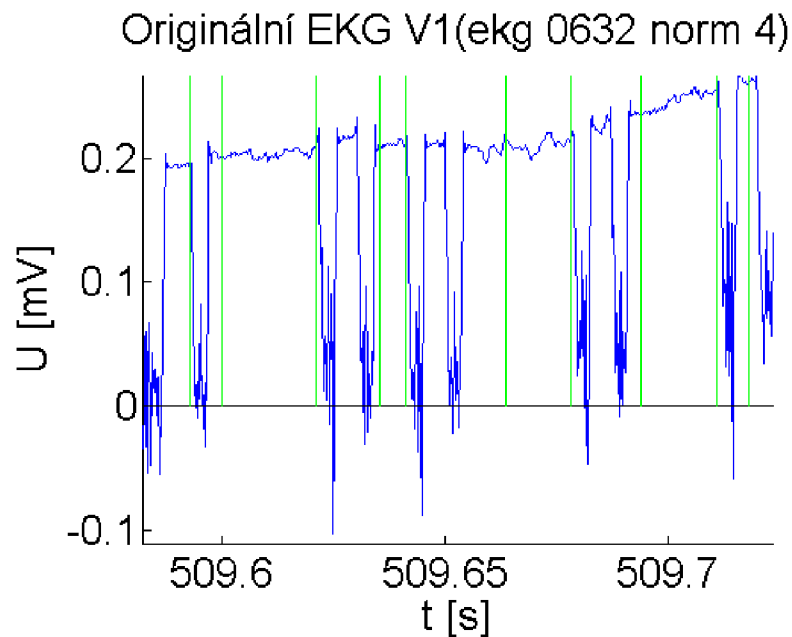
Vyhodnocení úspěšnosti detekce stimulačního impulzu bylo provedeno pouze vizuálně. Na základě tohoto vizuálního hodnocení lze říci, že mimo jeden signál (viz níže) byl navržený detekční algoritmus u všech záznamů úspěšný. Z nasnímaných záznamů byly přítom dva výrazně zasaženy rušením. Jedná se o záznamy 0609 a 0632.

Záznam 0609 je rušen síťovým brumem (viz kap. 2.2). I přes tento šum jsou ovšem maxima i okraje stimulačních hrotů detekovány dostatečně přesně. Tento signál a detekované okraje stimulačního hrotu jsou vidět na obr. 45. Je vidět, že i přes rušení a přes výskyt malého zpožděného píku jsou okraje stanoveny správně. Na obrázku je stimulační hrot zdola i shora oříznut.

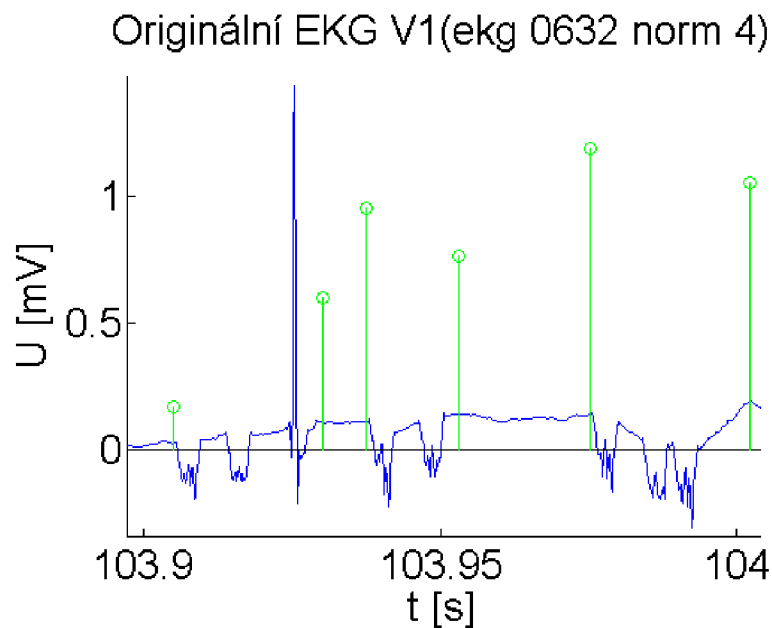


Obr. 45 Signál 0609, detekované okraje stimulačního hrotu zeleně, stimulační impulz oříznut

Signál 0632 není zasažen šumem celý, ale v několika kratších úsecích se vyskytují rušivé vysokofrekvenční impulzy podobné stimulačním hrotům (viz obr. 46). Tyto rušivé impulzy jsou detekčním algoritmem označeny jako stimulační hrotů. Detekční algoritmus zde tedy selhává a neplní funkci detekce pouze stimulačních hrotů. Na druhou stranu detekce a odstranění těchto rušivých impulzů jsou též vhodné, čili lze i detekci tohoto signálu považovat za úspěšnou. Na obr. 47 je ukázána detekce stimulačního hrotu v zašuměné oblasti (jednotlivé po sobě jdoucí dvojice zelených čar ohraničují vždy jednu detekovanou oblast). Je vidět, že detekční algoritmus našel relativně přesně okraje vysokofrekvenčního rušení i stimulačního píku a jejich odstranění je tudíž možné. Předchozí úvahy nejsou ve skutečnosti nutné, jelikož na Ústavu přístrojové techniky byly označeny zašuměné oblasti v signálu 0632 a v těchto oblastech nejsou analyzovány vysokofrekvenční složky.



Obr. 46 Vysokofrekvenční impulzy, které poškozují několik úseků záznamu 0632, okraje ohraničující detekovanou oblast znázorněny zelenou čarou (po dvojicích patří k sobě)



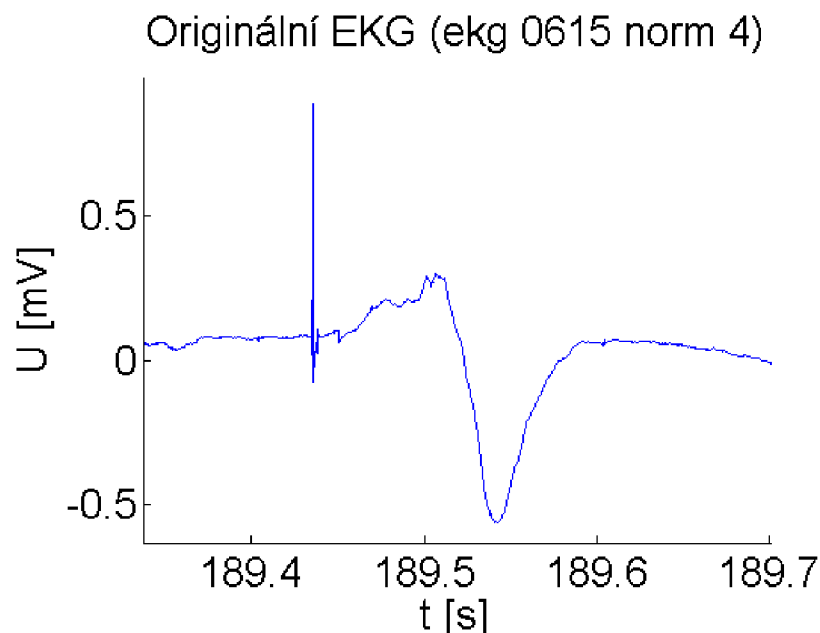
Obr. 47 Signál 0632, stanovené okraje odstraňovaných oblastí jsou označeny zelenými čarami

Objektivní vyhodnocení úspěšnosti detekce bude provedeno v následujících kapitolách. K tomuto posouzení je nutné vhodně odstranit stimulační impulz a poté vytvořit obálku ultra vysokofrekvenčních složek EKG. Kvalita detekce a odstranění stimulačních impulzů je potom posouzena dle šířky odstraněné oblasti a dle ovlivnění obálky stimulačním impulzem. Čím je odstraněná oblast užší a ovlivnění obálky impulzem nižší tím lépe. Navržené metody sloužící k odstranění stimulačních hrotů jsou popsány v kap. 3.9, vytvoření obálky je popsáno v kap. 3.11 a vyhodnocení úspěšnosti odstranění píku následuje v kap. 3.12.

3.9 Odstranění stimulačních hrotů

Po detekci stimulačních hrotů je významnou částí této práce jejich odstranění. Odstranění probíhá náhradou hrotu křivkou a to nejlépe tak, aby na přechodu mezi vloženou křivkou a okolním signálem nedocházelo k ostrým skokům. Zároveň je nutné, aby proložená křivka obsahovala co možná nejméně vysokofrekvenčních složek, které by ovlivnily následnou analýzu. Porovnání jednotlivých metod odstranění není v této kapitole obsaženo. Porovnání bude provedeno v kap. 3.12 na základě ovlivnění obálky vysokofrekvenčních složek křivkou, kterou byl nahrazen stimulační hrot.

Otestované metody odstranění hrotu jsou popsány v následujících podkapitolách. Všechny metody jsou kvůli porovnání předvedené na stejném úseku signálu. Tento testovací signál je zobrazen na obr. 48.



Obr. 48 Komplex QRS a stimulační impulz před ním

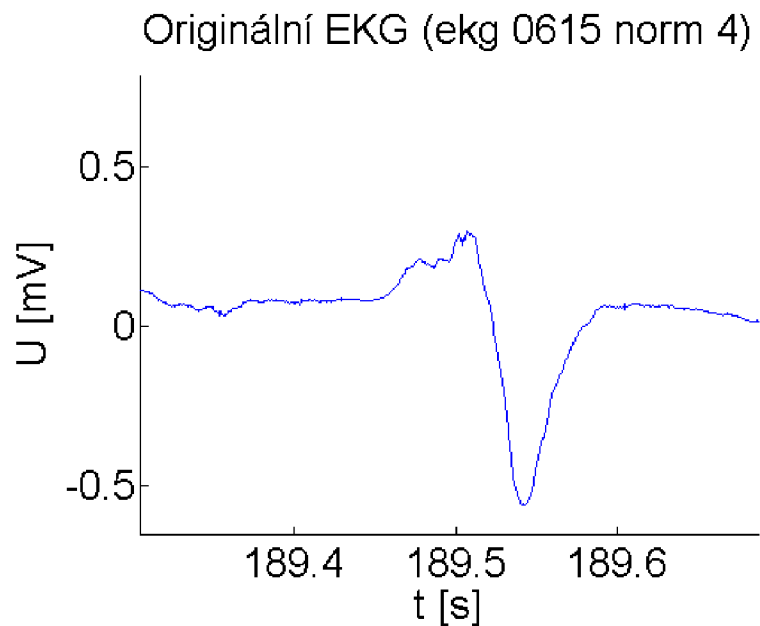
3.9.1 Nahrazení stimulačních hrotů kubickým splinem

Tímto algoritmem jsou procházeny detekované levé okraje stimulačních hrotů a od každého je po odpovídající pravý okraj originální signál nahrazen kubickým splinem.

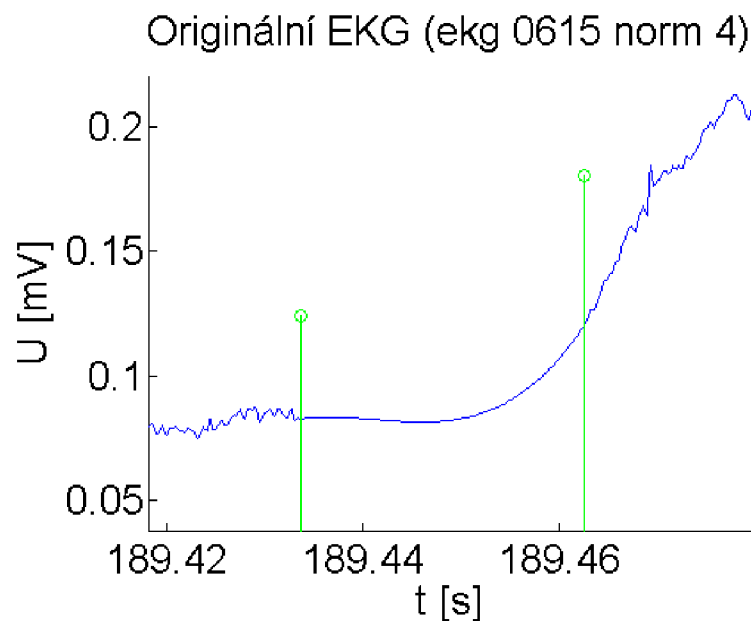
Na obr. 49 je zobrazen signál z obr. 48 po nahrazení stimulačního hrotu kubickým splinem. Na tomto obrázku vypadá proložení dostatečně kvalitní a dle vizuálního hodnocení se zdá být kvalitní i po přiblížení na obr. 50. Vložená křivka navazuje na okolní signál bez ostrých zlomů a bez výrazného ovlivnění vysokých frekvenčních složek signálu.

V jiných případech (např. viz obr. 51) je ovšem nahrazení stimulačního hrotu splinem problematické. Problémem zde nejsou ostré skoky v místě navázání vložené křivky (viditelné

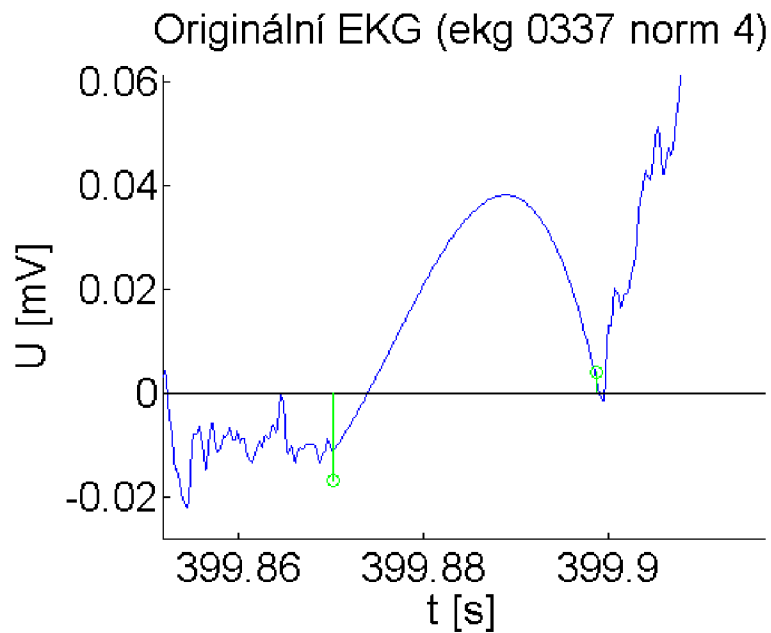
hrany nejsou způsobeny přechodem mezi originálním signálem a vloženou křivkou, ale jsou to hrany přítomné v originálním signále), ale přítomnost kmitu, kterým byl stimulační impuls nahrazen. Tento kmit není podle vizuálního hodnocení vhodný.



Obr. 49 Komplex QRS před kterým byl odstraněn stimulační hrot



Obr. 50 Kubický spline nahrazující stimulační hrot mezi zelenými čarami, které označují detekované okraje stimulačního hrotu

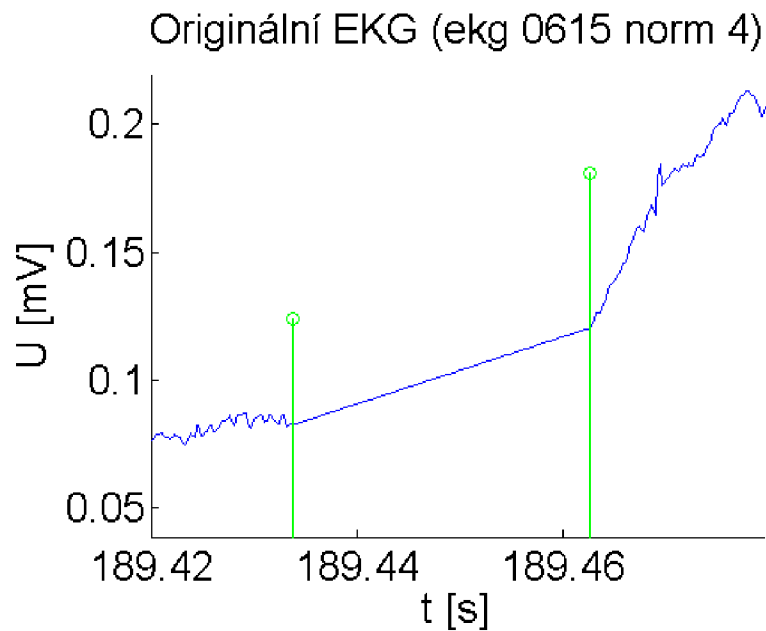


Obr. 51 Nahrazení stimulačního impulsu kubickým splinem, okraje nahrazované oblasti znázorněny zelenými čarami

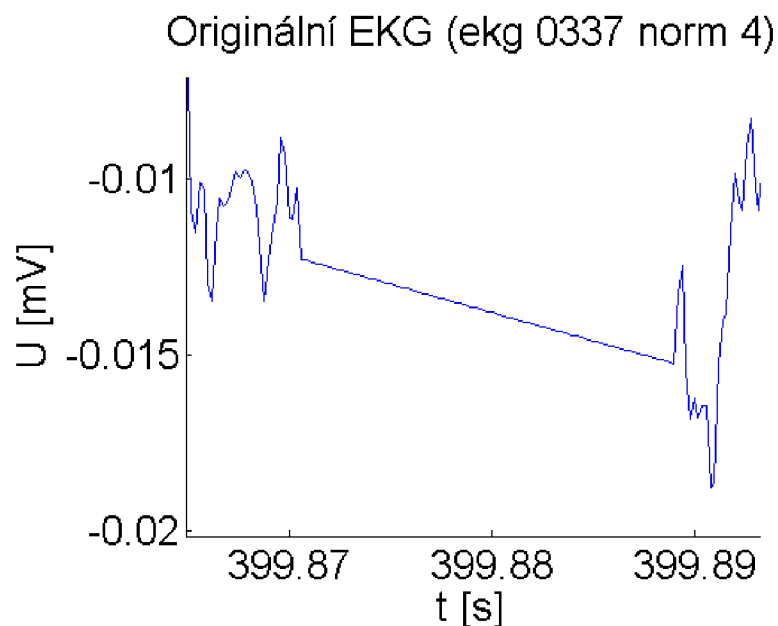
3.9.2 Nahrazení stimulačních hrotů přímkou

Tímto algoritmu jsou procházeny detekované levé okraje stimulačních hrotů a od každého je po odpovídající pravý okraj vložena přímka místo originálního signálu.

Na obr. 52 je zobrazen testovací signál z obr. 48 po nahrazení stimulačního hrotu přímkou. Přejít mezi originálním signálem a proloženou přímkou je ostřejší než v případě náhrady kubickým splinem (viz kap. 3.9.1). Ostrý přechod v případě přímky je lépe vidět na obr. 53. Ostrý přechod ovlivňuje nežádoucím způsobem analýzu vysokofrekvenčních vlastností UHF EKG. Výhodou přímky je, že nezanášá do signálu vysokofrekvenční složky.



Obr. 52 Přímka nahrazující stimulační hrot mezi zelenými čarami, které označují detekované okraje stimulačního hrotu



Obr. 53 Nahrazení stimulačního impulzu přímkou

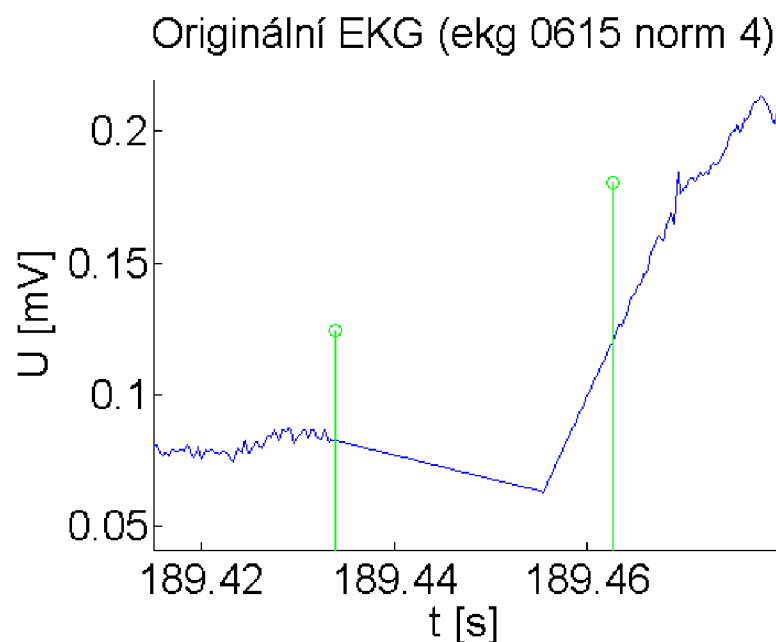
3.9.3 Nahrazení stimulačních hrotů dvěma přímkami

Prvním krokem tohoto algoritmu je vytvoření dvou přímek. První vzniká proložením 15 vzorků před stimulačním píkem, druhá proložením 15 vzorků po stimulačním píku. Obě přímky jsou následně protaženy přes oblast nahrazovaného stimulačního hrotu. V případě kdy se přímky protnou v oblasti odstraňovaného hrotu, je ponechán úsek první přímky od levého okraje stimulačního hrotu po místo protnutí přímek. Od místa protnutí přímek po pravý okraj stimulačního hrotu je ponechána druhá přímka. V případě kdy se přímky neprotnou v oblasti

odstraňovaného hrotu, dojde opět k nahrazení hrotu dvěma přímkami, kdy první přímka začíná v levém okraji stimulačního hrotu a končí v prostředku mezi levým a pravým okrajem hrotu. Hodnota v tomto prostředním bodě je dána průměrem hodnot obou přímek v tomto bodě. Druhá přímka začíná v bodě, kde skončila přímka první a končí v místě pravého okraje stimulačního impulzu.

Cílem tohoto algoritmu je posunout nespojitost vzniklou mezi vloženou křivkou a okolním signálem až do místa protnutí dvou přímek, případně doprostřed mezi okraje stimulačního hrotu. Nespojitost by tudíž neměla tolik ovlivnit následující analýzu vysokofrekvenčních složek EKG.

Ukázka odstranění stimulačního hrotu tímto algoritmem je zobrazena na obr. 54. Je vidět, že na přechodu mezi proloženou křivkou a okolním signálem nedochází k ostrým zlomům. Nevýhodou zde může být ostrý zlom uprostřed proložené křivky. Kvůli tomu, že vložená křivka obsahuje i hodnoty mimo interval mezi hodnotou levého a pravého okraje, je tento hrot více ostrý.

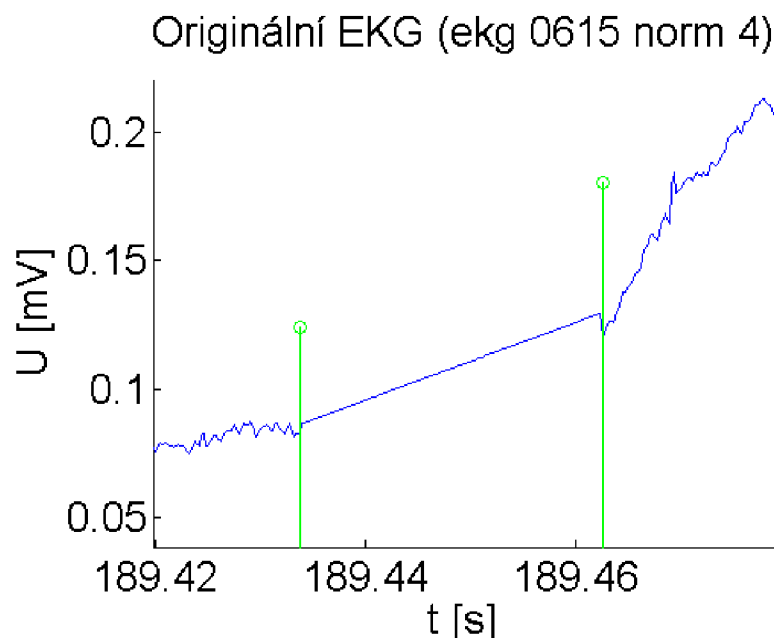


Obr. 54 Testovací signál po odstranění stimulačního hrotu dvěma přímkami, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami

3.9.4 Nahrazení stimulačních hrotů přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců

Tento algoritmus nahrazuje stimulační impulz přímkou, která vznikne proložením 6 bodů před levým okrajem hrotu a současně 6 bodů za pravým okrajem hrotu metodou nejmenších čtverců. Smyslem je přizpůsobit směrnici prokládané přímky originálnímu signálu v okolí stimulačního hrotu.

Na obr. 55 je ukázáno odstranění stimulačního hrotu touto metodou na testovacím úseku signálu (viz obr. 48). Je vidět, že v tomto případě není odstranění metodou nejmenších čtverců vhodné, jelikož na přechodu mezi proloženou křivkou a okolním signálem vznikají ostré skoky.



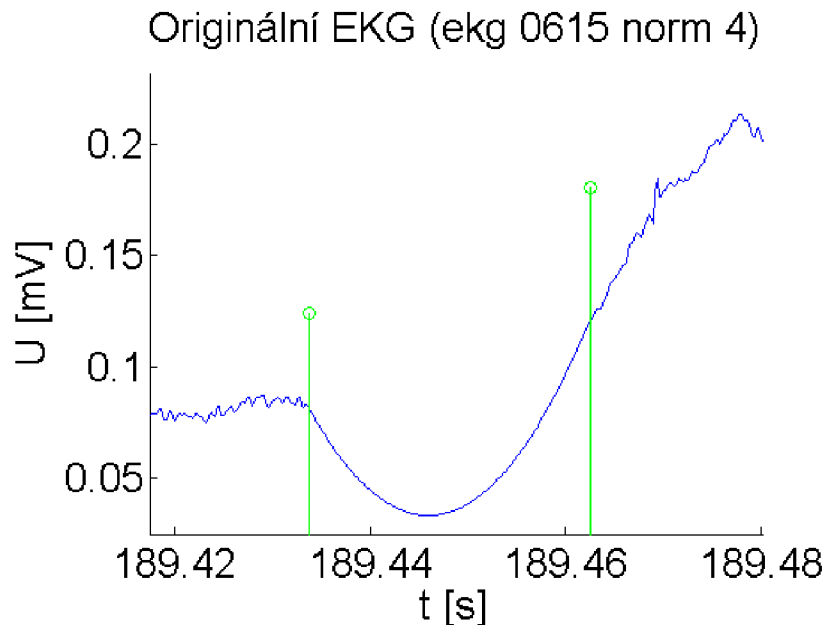
Obr. 55 Testovací signál po odstranění stimulačního hrotu přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami

3.9.5 Nahrazení stimulačních hrotů křivkou s postupně měnící se směrnici

V prvním kroku tohoto algoritmu je proloženo 6 bodů před levým okrajem hrotu přímkou a následně je přímkou proloženo 6 bodů za pravým okrajem hrotu. Dalším krokem je vytvoření vektoru dlouhého stejně jako odstraňovaný úsek a obsahujícího prvky s hodnotami od směrnice první vzniklé přímky po směrnici druhé přímky s konstantním krokem. Dále je vytvořen stejně dlouhý vektor obsahující prvky s hodnotami od úseku vytnutého první vzniklou přímkou na ose y po úsek vytnutý druhou přímkou s konstantním krokem. Úsek vytnutý přímkou na ose y je parametr b ve směrnice rovnici přímky ($y=a*x+b$). Další část algoritmu postupně nahrazuje stimulační hrot bod po bodu tak, že hodnota následujícího bodu odpovídá vždy hodnotě bodu, který leží na přímce, která odpovídá aktuálnímu prvku ve vektoru směrnice a ve vektoru úseků vytnutých na ose y (první bod leží na přímce s první směrnici a s prvním úsekem vytnutým na ose y atd.). Postupně je takto nahrazen celý stimulační pík.

Cílem algoritmu je potlačení ostrých hran mezi prokládanou přímkou a okolním signálem. Nevýhodou je výrazná závislost algoritmu na vypočítaných okrajových směrniciích. V situaci zobrazené na obr. 56 je chybně stanovena směrnice na levém okraji odstraňované oblasti a proložená křivka pak obsahuje vyšší frekvenční složky. Směrnice je chybně

stanovená z důvodu prokládání pouze 6 vzorků, které v tomto případě dostatečně nevystihují trend směřování signálu. Zvýšení počtu prokládaných vzorků by ovšem mohlo vést k nepřesnostem v případě, kdy by originální signál na jedné straně stimulačního impulsu tvořil půloblouk. Tento nedostatek se pokouší napravit algoritmus popsany v kap. 3.9.6.

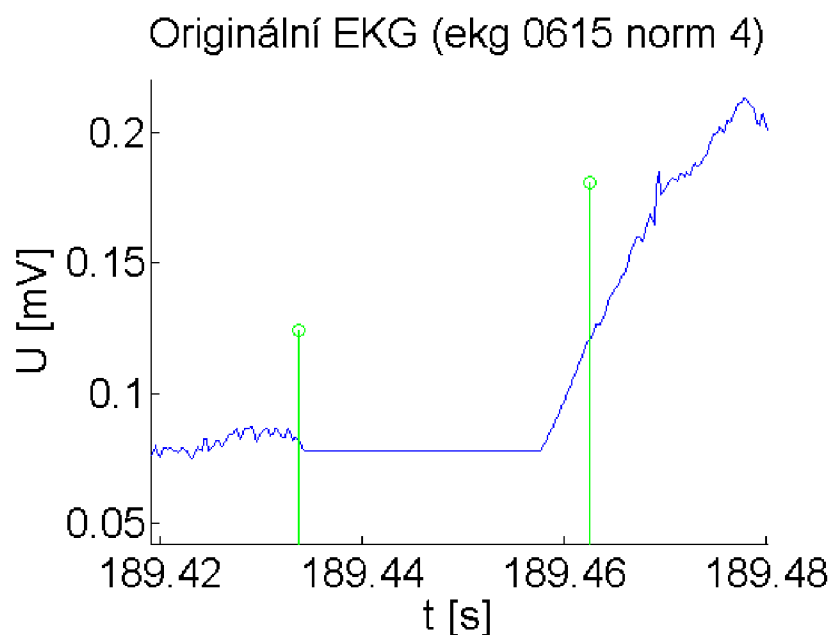


Obr. 56 Testovací signál po nahrazení stimulačních hrotů křivkou s postupně měnící se směrnicí, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami

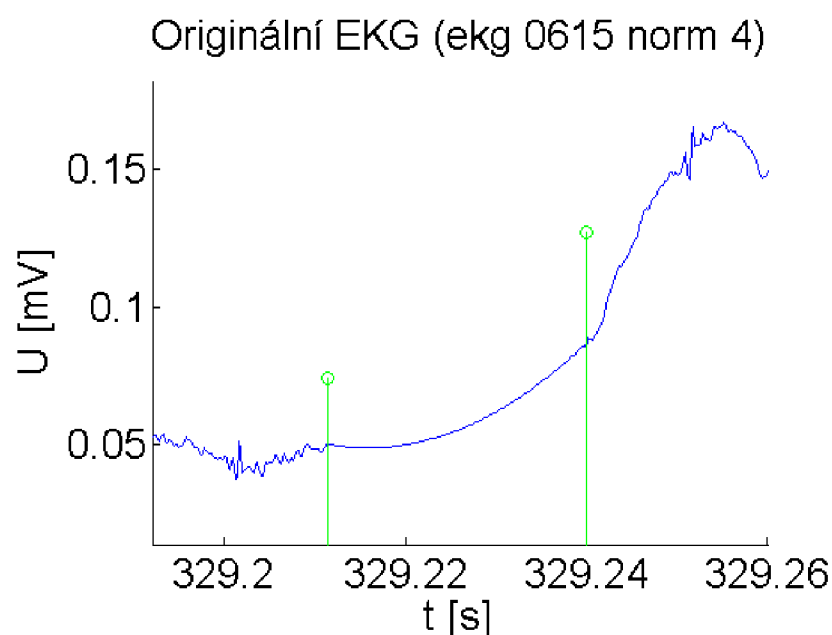
3.9.6 Nahrazení stimulačních hrotů křivkou s postupně měnící se směrnicí s omezením hodnot

Tento algoritmus je stejný jako algoritmus předchozí s tím rozdílem, že hodnoty nových bodů musí být v rozmezí mezi hodnotou pravého a levého okraje stimulačního hrotu. Bodu, který by měl mít hodnotu mimo toto rozmezí, je přiřazena hodnota rovna bližší hodnotě z hodnot okrajových bodů stimulačního hrotu.

Výsledná podoba signálu po odstranění hrotu touto metodou je zobrazena na obr. 57. Je vidět, že půloblouk vytvořený předchozí metodou je potlačen. Na přechodu mezi nahrazovanou oblastí a okolním signálem nedochází k ostrým zlomům. Na rozdíl od nahrazení dvěma přímkami popsáno v kap. 3.9.3 nevybočují hodnoty z intervalu mezi hodnotou pravého a levého okraje a zlom uprostřed vkládané křivky je tudíž méně ostrý. Výhodou je také, že když nedojde k chybě při stanovení směrnic (viz kap. 3.9.5), je proložení úplně bez ostrých zlomů. Tato situace je ukázána na obr. 58.



Obr. 57 Testovací signál po nahrazení stimulačních hrotů křivkou s postupně měnící se směrnici s omezením hodnot, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami



Obr. 58 Nahrazení stimulačního hrotu křivkou s postupně měnící se směrnici s omezením hodnot, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami

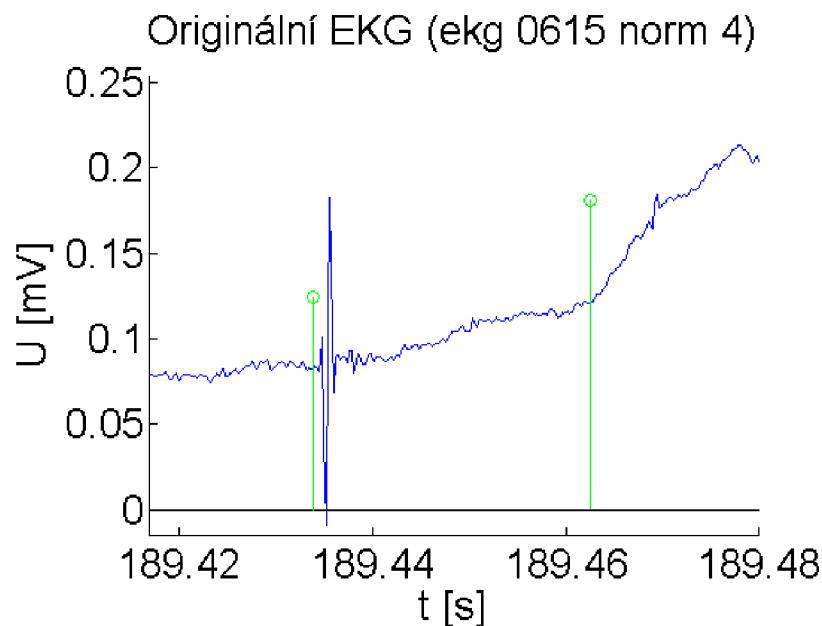
3.9.7 Potlačení stimulačního hrotu odečtením průměrného hrotu

Všechny stimulační hrotu byly na Ústavu přístrojové techniky v Brně rozděleny do několika typů podle vzájemné podobnosti. Prvním krokem tohoto algoritmu je zprůměrování jednotlivých stimulačních hrotů stejného typu. Tento zprůměrovaný hrot je dále odečten od jednotlivých stimulačních hrotů stejného typu. Nakonec jsou sjednoceny body okrajů stimulačních hrotů originálního signálu s okraji křivky, která vznikla po odečtení

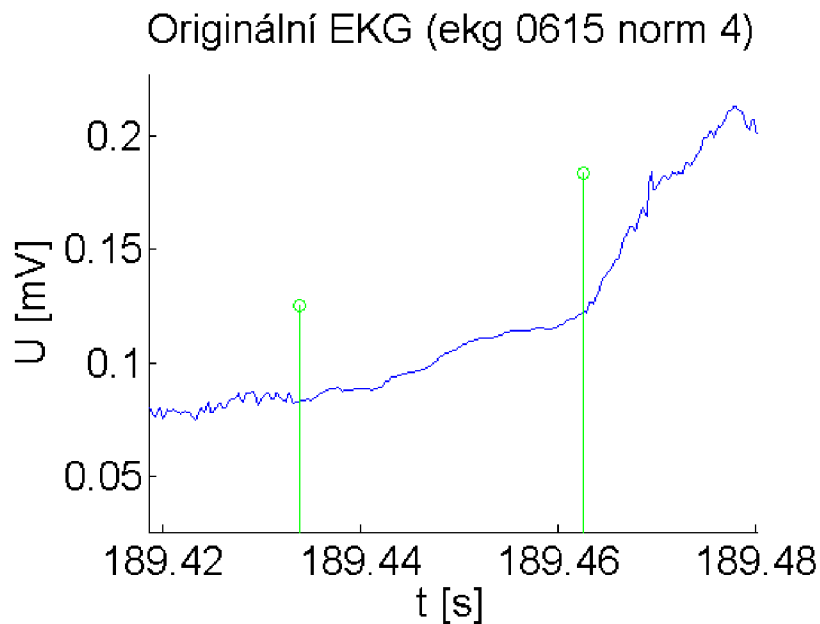
zprůměrovaného hrotu. Nejprve jsou vypočítány rozdíly mezi levým okrajem hrotu a levým prvkem vytvořené křivky (*rozdil1*) a mezi pravým okrajem hrotu a pravým prvkem vytvořené křivky (*rozdil2*). Dále je definován vektor délky odpovídající šířce aktuálně nahrazovaného stimulačního hrotu, který obsahuje hodnoty od *rozdil1* po *rozdil2* s konstantním krokem. Tento vektor je pak odečten od křivky vzniklé odečtením hrotu.

Tímto postupem není stimulační hrot dostatečně potlačen. Proto následuje nakonec vyhlazení signálu. Nejprve jsou v křivce vzniklé odečtením průměrného hrotu nalezeny dvojice sousedních prvků, které se od sebe liší o více než 0,008 mV. Druhý prvek z této dvojice je vždy nahrazen průměrem hodnot osmi předešlých vzorků. Dalším vyhlazovacím krokem je použití průměrovacího filtru. Jedná se o jednoduchý filtr, na jehož výstupu je průměr ze vstupujících prvků. V tomto případě do filtru vstupovalo vždy 11 vzorků (5 na obě strany od aktuálně počítaného prvku). Tímto filtrem byly postupně vypočítány všechny body křivky, která posléze nahradila oblast stimulačního hrotu v originálním signále.

Na obr. 59 je testovací signál (viz obr. 48) po odečtení průměrného hrotu. Je vidět, že hlavní pík stimulačního hrotu nebyl dostatečně potlačen, ovšem oblast, kde byl originální signál stimulačním hrotem pozměněn méně, je na první pohled nerozeznatelná od originálního signálu. Po vyhlazení (viz obr. 60) je již stimulační hrot dostatečně potlačen a přechod mezi originálním signálem a oblastí stimulačního hrotu je bez ostrých zlomů. Potlačení stimulačního hrotu tímto algoritmem se dle vizuálního hodnocení jeví jako velmi výhodné, jelikož napodobuje předpokládaný průběh signálu, který by nebyl ovlivněn stimulačním impulzem.



Obr. 59 Testovací signál po potlačení stimulačního hrotu odečtením průměrného hrotu před vyhlazením, okraje potlačované oblasti vyznačeny zelenými čarami

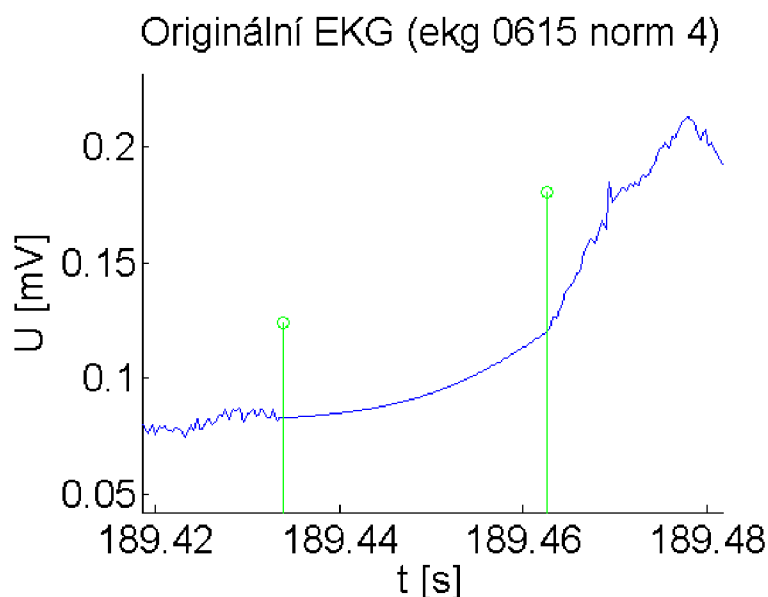


Obr. 60 Testovací signál po potlačení stimulačního hrotu odečtením průměrného hrotu po vyhlazení, okraje potlačované oblasti vyznačeny zelenými čarami

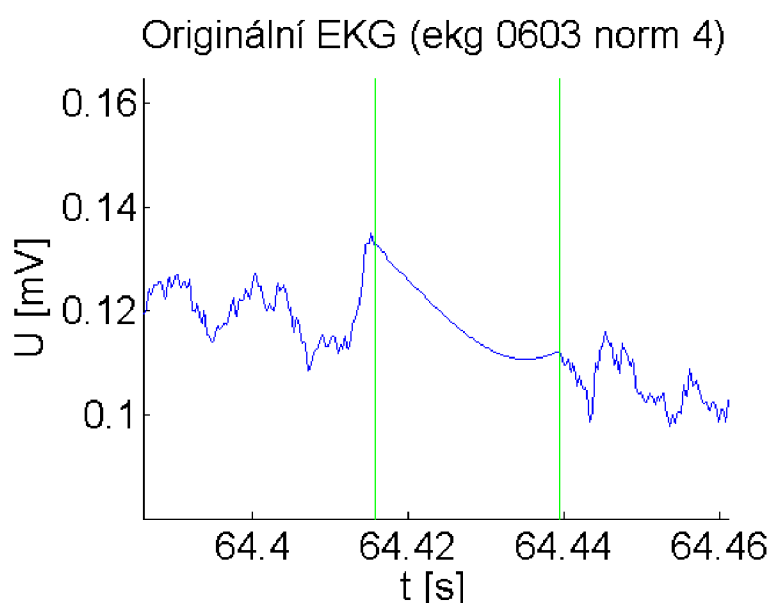
3.9.8 Potlačení stimulačního hrotu filtrací

K potlačení stimulačního hrotu dochází filtrací filtrem typu dolní propust s mezní frekvencí 20 Hz. Byl použit filtr řádu 352. Tento filtr byl použit na každý úsek signálu mezi levým a pravým okrajem stimulačního hrotu (včetně okrajů). Nakonec je vhodné sjednotit body okrajů stimulačních hrotů s okraji křivky, která vznikla po filtraci. Nejprve jsou vypočítány rozdíly mezi levým okrajem hrotu a levým prvkem křivky vytvořené filtrací (*rozdil1*) a mezi pravým okrajem hrotu a pravým prvkem křivky vytvořené filtrací (*rozdil2*). Dále je vytvořen vektor délky odpovídající šířce aktuálně nahrazovaného stimulačního hrotu, který obsahuje hodnoty od *rozdil1* po *rozdil2* s konstantním krokem. Tento vektor je pak odečten od křivky vzniklé filtrací a výsledná křivka nahradí stimulační impuls.

Výsledná podoba testovacího signálu (viz obr. 48) po potlačení stimulačního hrotu filtrací je zobrazena na obr. 61. Tato metoda potlačení hrotu se podle vizuálního zhodnocení zdá být kvalitní. Nevýhodou může být někdy až příliš velké prohnutí křivky v oblasti stimulačního hrotu (viz obr. 62).



Obr. 61 Testovací signál po potlačení stimulačního hrotu filtrací, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami



Obr. 62 Potlačení stimulačního hrotu filtrací, okraje nahrazované oblasti označeny zelenými čarami

3.10 Parametry pro automatickou eliminaci hrotů

Hlavním parametrem pro odstranění stimulačních hrotů je šířka odstraňované oblasti. Problém je v případě záznamu 0632 z důvodu přítomného rušení, které ovlivnilo šířku odstraňovaných oblastí (viz kap. 3.8). U tohoto signálu byla tudíž šířka odstraňované oblasti analyzována pouze samostatně, do celkových analýz (celkový průměr šířky odstraňované oblasti apod.) nebyl tento signál zahrnut.

Průměrná šířka odstraňované oblasti byla 25,06 ms se směrodatnou odchylkou 4,09 ms. Průměr byl počítán se stejnou vahou pro každý záznam, čili nejprve byla spočítána průměrná

šířka jednotlivých záznamů a následně byly tyto průměrné šířky zprůměrovány. Zde udávaná směrodatná odchylka přísluší k průměrování vypočítaných průměrných odstraňovaných šířek u jednotlivých záznamů. Maximální šířka odstraňované oblasti stimulačního hrotu byla 39,60 ms, minimální 3,60 ms.

Šířka odstraňované oblasti před maximem stimulačního hrotu byla výrazně nižší než šířka odstraňované oblasti za maximem stimulačního hrotu. Tento fakt vyplývá i z údajů o signálu popsaných v předchozích kapitolách.

Průměrná šířka odstraňované oblasti před maximem stimulačního hrotu byla 1,84 ms se směrodatnou odchylkou 0,65 ms. Průměr byl počítán se stejnou vahou pro každý záznam, čili nejprve byla spočítána průměrná šířka jednotlivých záznamů a následně byly tyto průměrné šířky zprůměrovány. Zde udávaná směrodatná odchylka přísluší k průměrování vypočítaných průměrných odstraňovaných šířek u jednotlivých záznamů. Maximální šířka odstraňované oblasti před stimulačním hrotem byla 5,80 ms, minimální 0,80 ms.

Průměrná šířka odstraňované oblasti po maximu stimulačního hrotu byla 23,22 ms se směrodatnou odchylkou 4,00 ms. Průměr byl počítán se stejnou vahou pro každý záznam, čili nejprve byla spočítána průměrná šířka jednotlivých záznamů a následně byly tyto průměrné šířky zprůměrovány. Zde udávaná směrodatná odchylka přísluší k průměrování vypočítaných průměrných odstraňovaných šířek u jednotlivých záznamů. Maximální šířka odstraňované oblasti po stimulačním hrotu byla 37,20 ms, minimální 2,00 ms.

Detailní údaje parametrů pro eliminaci hrotů u jednotlivých záznamů i celkově u všech záznamů jsou v tab. 8, tab. 9 a tab. 10. Jednotlivé poměrně vysoké směrodatné odchylky jsou způsobeny tím, že do této analýzy jsou zahrnuty všechny stimulační hroty, tedy stimulační hroty stimulující síň a pravou i levou komoru. Tyto jednotlivé hroty jsou jinak široké a směrodatná odchylka je proto poměrně vysoká.

Tab. 8 Parametry pro eliminaci celého stimulačního hrotu

ID	Průměrná šířka odstraňované oblasti [ms]	Směrodatná odchylka šířky odstraňované oblasti [ms]	Maximální šířka odstraňované oblasti [ms]	Minimální šířka odstraňované oblasti [ms]
0337	21,67	4,88	32,00	9,00
0426	22,32	5,57	33,20	5,60
0444	23,11	4,88	35,20	6,20
0510	21,62	3,31	32,00	4,20
0511	19,66	5,47	36,20	6,80
0521	16,75	4,20	32,00	4,20
0527	23,44	7,91	32,20	13,20
0534	22,32	3,30	33,80	9,00
0560	18,80	6,29	31,20	4,60
0562	25,90	3,52	29,60	14,00

0572	28,08	3,01	32,40	17,40
0577	24,85	2,14	35,80	13,20
0579	19,20	5,89	26,00	9,60
0586	20,11	4,04	28,80	11,20
0589	29,15	3,66	35,20	12,80
0593	29,93	2,56	35,60	8,40
0603	23,92	1,31	33,00	5,40
0609	28,20	5,65	35,40	15,60
0615	28,37	3,27	31,40	24,00
0617	26,08	0,72	32,60	3,60
0619	27,32	5,97	32,20	20,60
0623	27,26	2,56	33,60	9,80
0632	16,23	6,88	38,60	3,20
0635	27,15	19,91	28,60	6,00
0640	23,43	2,99	32,20	8,00
0644	25,19	6,11	34,20	4,20
0646	24,52	3,84	35,80	8,20
0653	28,01	5,32	32,00	10,40
0655	33,95	2,02	36,60	14,40
0660	20,11	3,07	34,00	8,40
0661	19,46	4,71	37,40	6,60
0663	27,22	5,34	30,20	10,40
0664	32,90	2,88	36,60	10,20
0672	26,63	3,70	31,20	15,40
0674	33,45	2,20	37,00	25,40
0675	18,81	1,79	33,40	6,80
0676	23,43	4,19	34,00	8,20
0678	26,83	5,79	39,60	6,20
0679	27,00	8,82	38,60	8,00
0691	23,67	8,35	32,00	4,60
0692	23,63	6,21	31,80	6,60
0693	28,61	6,37	37,40	7,00
0694	32,79	8,45	38,60	8,00
0699	22,04	6,12	36,20	5,60
0715	23,82	6,59	35,00	6,20
0717	27,19	5,82	37,00	7,20
Aritmetický průměr	25,06	4,91	33,75	9,56
Směrodatná odchylka	4,09	2,97	2,86	5,00
Max. hodnota	33,95	19,91	39,60	25,40
Min. hodnota	16,75	0,72	26,00	3,60

Tab. 9 Parametry pro eliminaci oblasti před stimulačním hrotem

ID	Průměrná šířka odstraňované oblasti před stimulačním hrotem [ms]	Směrodatná odchylka šířky odstraňované oblasti před stimulačním hrotem [ms]	Maximální šířka odstraňované oblasti před stimulačním hrotem [ms]	Minimální šířka odstraňované oblasti před stimulačním hrotem [ms]
0337	1,52	0,40	2,00	1,20
0426	1,95	0,14	4,00	1,40
0444	1,90	0,40	4,40	1,20
0510	1,59	0,35	2,40	1,40
0511	1,54	0,16	3,20	1,20
0521	1,57	0,22	4,20	1,00
0527	1,85	0,33	3,00	1,40
0534	1,52	0,21	3,60	1,20
0560	1,75	0,19	5,60	1,00
0562	1,85	0,44	4,60	1,20
0572	1,60	0,97	2,20	1,40
0577	1,56	0,15	2,60	1,20
0579	1,48	0,18	2,00	1,40
0586	1,59	0,12	2,00	1,40
0589	3,12	0,16	4,80	1,40
0593	2,88	1,24	4,60	1,40
0603	1,57	0,39	2,80	1,20
0609	1,79	0,16	5,40	1,20
0615	1,48	0,32	2,00	1,20
0617	1,69	0,12	3,00	1,00
0619	3,93	0,24	5,60	1,40
0623	1,62	0,96	4,60	1,20
0632	2,08	1,27	8,80	0,40
0635	1,62	22,48	2,60	1,40
0640	1,57	0,20	2,60	1,20
0644	1,87	0,17	3,60	1,20
0646	1,59	0,36	2,20	1,40
0653	3,91	0,17	5,20	1,20
0655	1,52	0,61	4,80	1,20
0660	1,54	0,26	4,80	0,80
0661	1,60	0,30	5,80	1,20
0663	1,43	0,38	1,80	1,20
0664	1,92	0,09	2,80	1,20
0672	3,98	0,46	4,40	1,20
0674	1,56	0,21	2,00	1,40
0675	1,52	0,14	2,20	1,20
0676	1,64	0,17	3,80	1,20

0678	1,75	0,34	5,60	1,20
0679	1,75	0,40	4,20	1,40
0691	1,55	0,34	2,00	1,20
0692	1,56	0,20	2,60	1,00
0693	1,33	0,20	1,80	1,00
0694	1,43	0,12	2,40	1,20
0699	2,11	0,17	5,80	1,40
0715	1,47	0,58	1,80	1,00
0717	1,37	0,18	2,20	1,00
Aritmetický průměr	1,84	0,81	3,46	1,22
Směrodatná odchylka	0,65	3,27	1,32	0,15
Max. hodnota	3,98	22,48	5,80	1,40
Min. hodnota	1,33	0,09	1,80	0,80

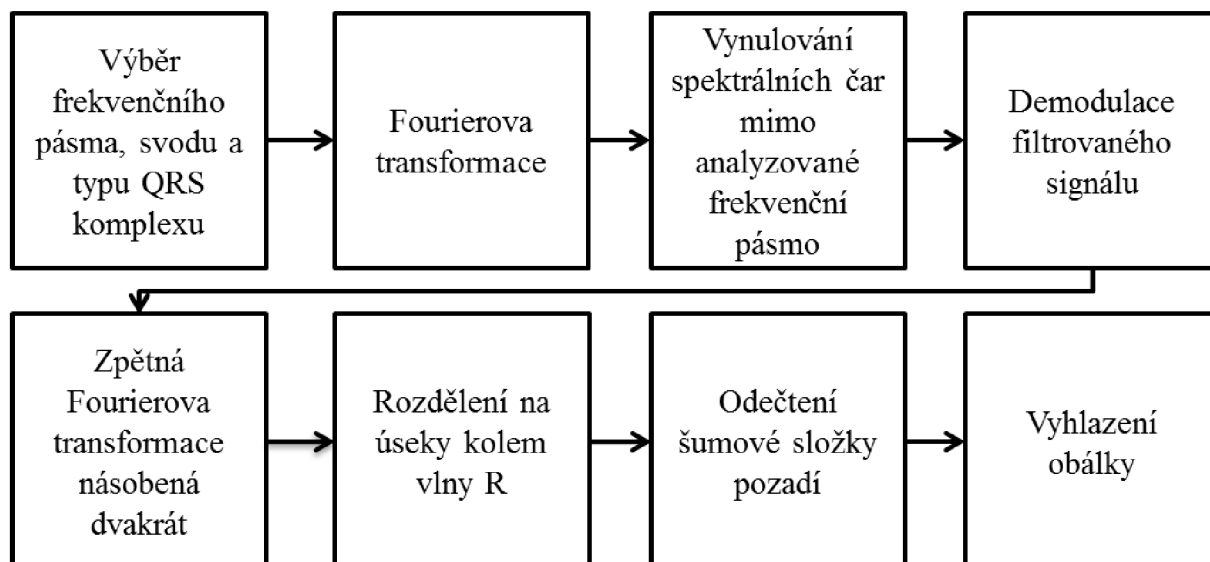
Tab. 10 Parametry pro eliminaci oblasti za stimulačním hrotem

ID	Průměrná šířka odstraňované oblasti za stimulačním hrotem [ms]	Směrodatná odchylka šířky odstraňované oblasti za stimulačním hrotem [ms]	Maximální šířka odstraňované oblasti za stimulačním hrotem [ms]	Minimální šířka odstraňované oblasti za stimulačním hrotem [ms]
0337	20,15	4,88	30,40	7,60
0426	20,37	5,52	30,80	3,40
0444	21,21	4,88	32,20	4,20
0510	20,03	3,31	30,40	2,40
0511	18,11	5,38	35,00	5,40
0521	15,19	4,09	30,20	2,00
0527	21,60	7,74	30,40	11,80
0534	20,80	3,32	30,40	7,60
0560	17,05	6,17	29,40	3,00
0562	24,05	3,43	28,00	12,60
0572	26,48	3,14	30,40	15,80
0577	23,28	2,14	34,20	11,60
0579	17,72	5,81	24,60	8,00
0586	18,51	4,05	27,00	9,60
0589	26,03	3,64	33,40	11,40
0593	27,05	2,61	32,80	7,00
0603	22,35	1,23	30,40	4,00
0609	26,41	5,57	30,80	14,00
0615	26,89	3,13	30,00	22,60
0617	24,40	0,71	31,00	2,40
0619	23,38	5,84	30,20	16,60
0623	25,64	2,69	31,40	8,40

0632	14,15	7,19	34,60	1,80
0635	25,53	40,66	27,00	4,40
0640	21,86	3,05	30,40	6,60
0644	23,32	6,02	32,00	2,80
0646	22,94	3,78	34,00	6,60
0653	24,10	5,24	28,00	9,00
0655	32,43	1,73	34,60	12,80
0660	18,57	3,11	32,40	7,00
0661	17,85	4,68	35,80	4,80
0663	25,79	5,30	28,80	9,00
0664	30,99	2,88	35,20	8,80
0672	22,65	3,60	27,00	13,80
0674	31,89	2,18	35,20	24,00
0675	17,30	1,79	31,80	5,40
0676	21,79	4,19	32,40	6,40
0678	25,08	5,68	37,20	4,60
0679	25,25	8,63	36,20	5,20
0691	22,12	8,24	30,40	2,80
0692	22,07	6,08	30,00	5,20
0693	27,28	6,24	36,20	5,60
0694	31,36	8,50	37,00	6,60
0699	19,93	6,10	34,00	3,40
0715	22,35	6,80	33,20	5,00
0717	25,82	5,73	35,40	6,20
Aritmetický průměr	23,22	5,32	31,72	7,94
Směrodatná odchylka	4,00	5,65	2,91	4,96
Max. hodnota	32,43	40,66	37,20	24,00
Min. hodnota	15,19	0,71	24,60	2,00

3.11 Další zpracování UHF EKG signálu

Po odstranění stimulačního impulzu je dalším krokem analýzy UHF EKG signálu vytvoření obálky vysokofrekvenčních složek signálu. Blokované schéma algoritmu pro vytvoření obálky je zobrazeno na obr. 63. Podrobnější popis jednotlivých bloků se vyskytuje v následujících odstavcích.



Obr. 63 Blokové schéma algoritmu pro tvorbu nízkofrekvenční obálky vysokofrekvenčního signálu

Při tvorbě obálky jsou vždy využívána pouze určitá frekvenční pásma. Tato sledovaná frekvenční pásma jsou 500–1000 Hz a 1000–2000 Hz. V obou těchto frekvenčních pásmech je vytvářena obálka signálu ve svodu V_1 a V_6 . Pro každý svod v obou frekvenčních pásmech je vykonán následující algoritmus.

Prvním krokem při tvorbě obálky je výpočet Fourierovy transformace originálního signálu. Dále dochází k přesunu oblasti frekvenčních čar odpovídajících analyzovanému frekvenčnímu pásmu středem oblasti na 0 Hz. Toto přesunutí je uskutečněno za účelem demodulace filtrovaných dat. Ostatní frekvenční čáry jsou vynulovány. Následuje výpočet absolutní hodnoty zpětné Fourierovy transformace, na jejímž výstupu je nízkofrekvenční obálka vysokofrekvenčního signálu. Tento výstupní signál je nutné vynásobit dvěma, z důvodu ztráty poloviny informace nulováním symetrické poloviny spektra.

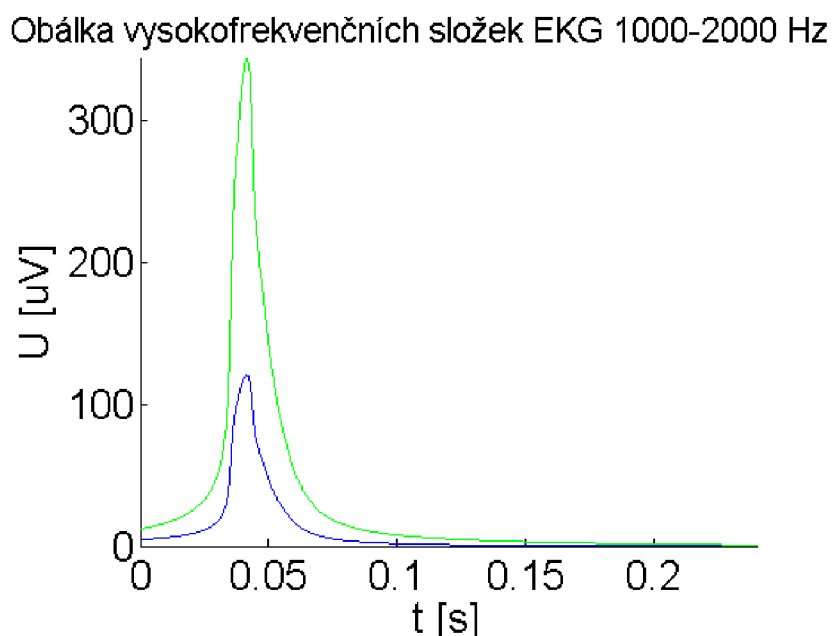
Dalším krokem je rozdělení obálky na krátké úseky obsahující vždy jeden komplex QRS a 640 vzorků před ním a 640 vzorků po něm. Tyto úseky obálky byly zarovnány podle polohy vrcholu vlny R a nakonec zprůměrovány. Polohy vrcholu vlny R byly detekovány na ÚPT a nebyla tudíž nutná jejich detekce. Na ÚPT byly také komplexy QRS rozděleny podle tvarové podobnosti do několika typů. Při tvorbě jedné obálky je vždy použit pouze jeden typ komplexů QRS.

Následně byla od obálky signálu odečtena šumová složka pozadí, která byla vypočítána jako průměrná hodnota z 950. až 1550. vzorku (190 ms až 310 ms) po vrcholu R vlny. Tato oblast odpovídá vlně T a vzhledem k tomu, že vlna T neobsahuje vysokofrekvenční složky, lze hodnoty v její oblasti považovat pouze jako šumovou složku pozadí.

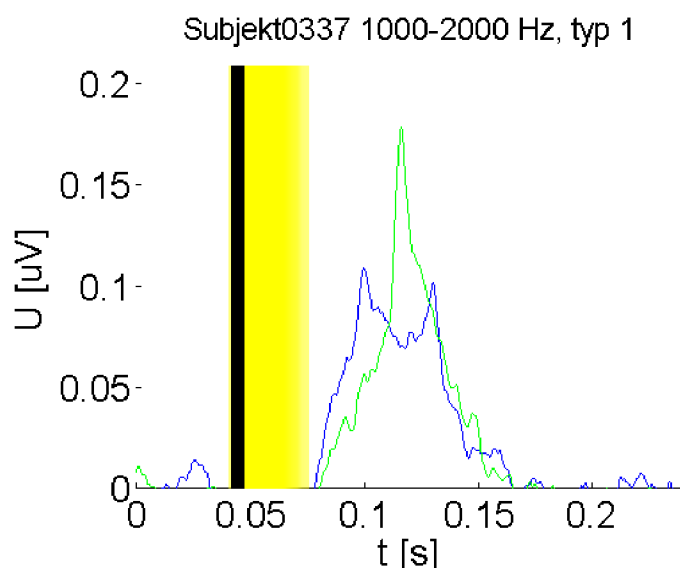
Nakonec je obálka vyhlazena průměrováním vzorků v po signále se pohybujícím okně délky 40 vzorků na obě strany od aktuálně počítaného prvku. Na obou okrajích obálky je

odstraněno 40 vzorků, které nemohou být takto vyhlazeny. Výsledná obálka je tedy široká 600 vzorků (120 ms) na obě strany od vrcholu vlny R.

Na obr. 64 je zobrazena obálka signálu, ve kterém nedošlo k odstranění stimulačního impulzu. Je vidět, že amplituda obálky takového signálu je nad 300 μV . Užitečné složky jsou v tomto frekvenčním pásmu v řádu desetin μV . Je tedy vidět, že stimulační impulz překryl užitečné složky a analýza takové obálky není možná. Na obr. 65 je zobrazena obálka signálu se stimulačním impulzem nahrazeným přímkou. Analýza této obálky je již možná, stimulační impulz je potlačen. Odstraňovaná oblast je v obálce znázorněna žlutou barvou. Je nastavována průhlednost barvy podle četnosti, kolikrát se odstraňovaná oblast vyskytuje v daném bodě (odstraňované oblasti nejsou stejně široké u všech průměrovaných úseků). Čím je vyšší četnost odstraňované oblasti v daném bodě v průměrujících se úsecích signálu, tím je nižší průhlednost barvy. Odstraňovaná oblast je takto naznačena u většiny obálek v dalších kapitolách.



Obr. 64 Obálka originálního signálu se stimulačním impulzem, záznam 0337, typ QRS 1, frekvenční pásmo 1000–2000 Hz, svod V_1 modře, svod V_6 zeleně



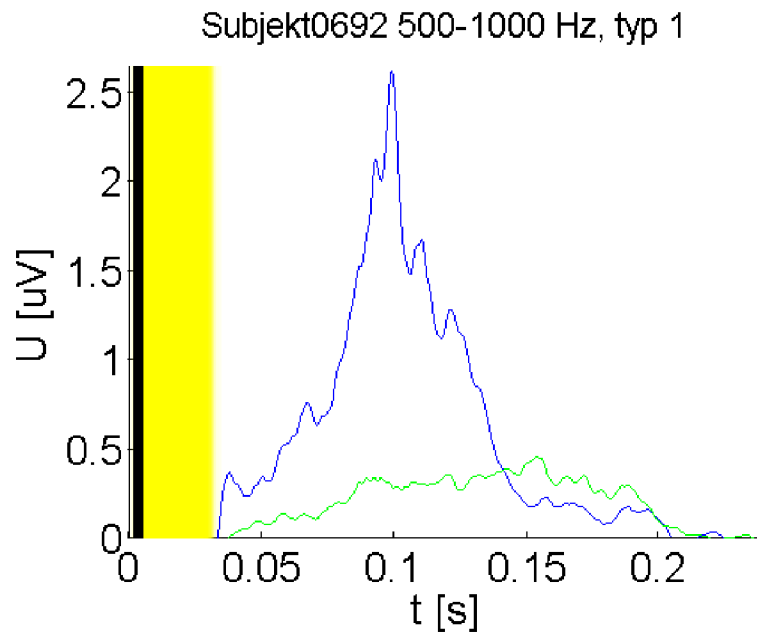
Obr. 65 Obálka signálu se stimulačním impulzem nahrazeným přímkou; záznam 0337; typ QRS 1; frekvenční pásmo 1000–200 Hz; svod V1 modře, V6 zeleně; odstraněné pásmo žlutě; polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára

3.12 Vyhodnocení úspěšnosti odstranění stimulačních hrotů

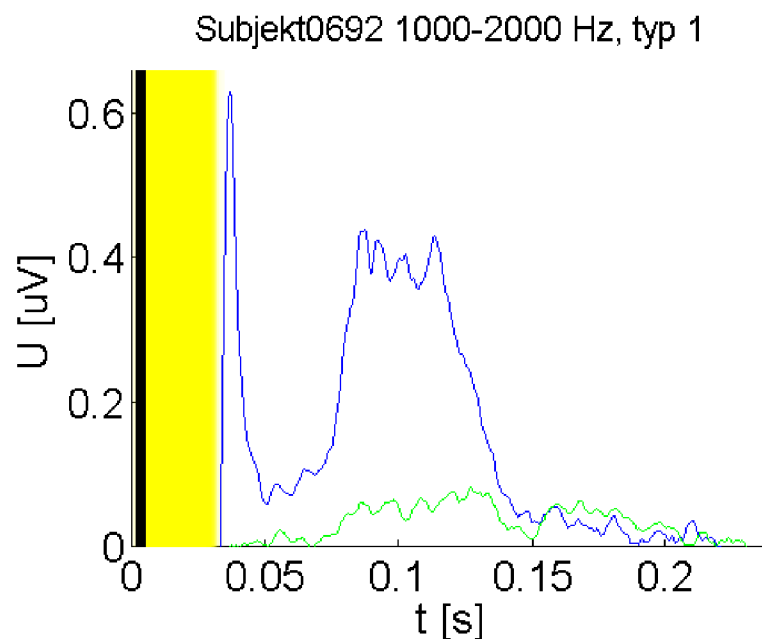
3.12.1 Možné situace po odstranění hrotu

Úspěšnost odstranění stimulačního hrotu je dána velikostí ovlivnění obálky vysokofrekvenčních složek EKG stimulačním hrotem. Čím méně stimulační hroty ovlivňují obálku, tím lépe.

Podle polohy stimulačního hrotu mohou nastat dvě situace. V prvním případě je stimulační pík stimulující komoru dostatečně před komplexem QRS. Vysokofrekvenční složky signálu jsou v oblasti kolem stimulačního hrotu nízké. Tento stav je zobrazen na obr. 66. Při špatném odstranění stimulačního hrotu se může vyskytnout artefakt projevující se impulzem na přechodu mezi stimulačním hrotem a okolním signálem. Tento artefakt je vidět na obr. 67, kde je zobrazena obálka stejného záznamu jako na obr. 66, ovšem zde je analyzováno frekvenční pásmo 1000–2000 Hz. V tomto frekvenčním pásmu se popsaný artefakt projevuje obvykle více než ve frekvenčním pásmu 500–1000 Hz. Viditelný vysoký pík není způsoben sledovaným srdcem, ale chybou odstranění. Tento artefakt může vést k chybám při interpretaci vysokofrekvenčních vlastností EKG.



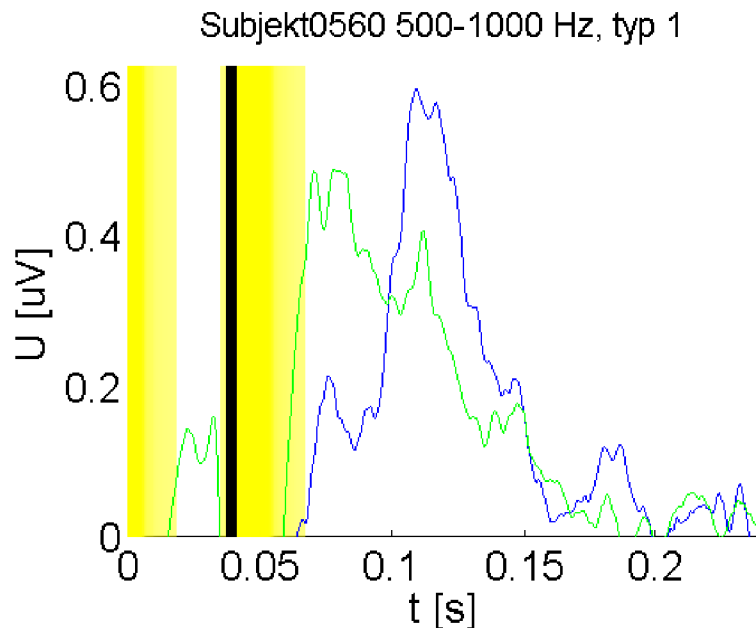
Obr. 66 Obálka signálu se stimulačním impulzem nahrazeným přímkou; záznam 0692; typ QRS 1; frekvenční pásmo 500–1000 Hz; svod V1 modře, V6 zeleně; odstraněné pásmo žlutě; polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára



Obr. 67 Obálka signálu se stimulačním impulzem nahrazeným přímkou; záznam 0692; typ QRS 1; frekvenční pásmo 1000–2000 Hz; svod V1 modře, V6 zeleně; odstraněné pásmo žlutě; polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára

Ve druhém případě se stimulační hrot vyskytuje v průběhu QRS komplexu a dochází tak k odstranění části signálu, kde mají vysokofrekvenční složky vysokou amplitudu. Dochází tedy ke ztrátě užitečné informace. Odstranění je úspěšné, pokud je ztraceno co možná nejméně užitečné informace (odstraňovaná oblast je co možná nejuzší) a zároveň nedochází ke vzniku artefaktů. V tomto případě nelze vždy jednoznačně říci, zda dochází k ovlivnění

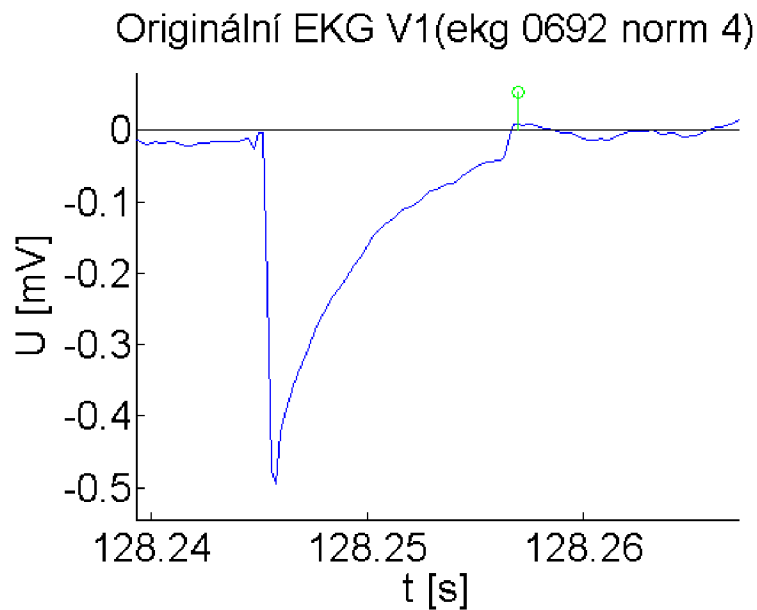
obálky na přechodu mezi stimulačním hrotem a okolním signálem, protože při výskytu hrotu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem není zřejmé, zda se jedná o užitečné vysokofrekvenční složky ze snímaného srdce nebo zda se jedná o artefakt. Parametr, kterým lze v tomto případě hodnotit úspěšnost odstranění, je strmost hrany na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem. Čím je hrana strmější, tím je odstranění kvalitnější. Situace, kdy je stimulační hrot v průběhu komplexu QRS, je znázorněná na obr. 68.



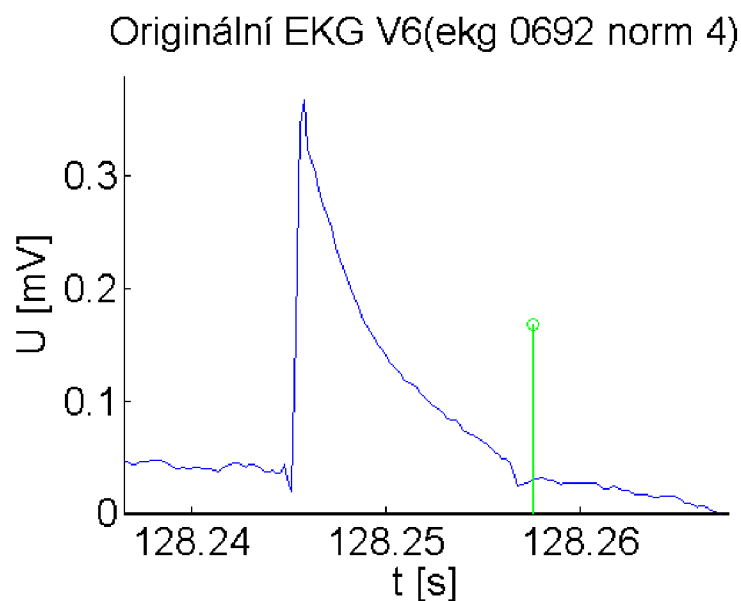
Obr. 68 Obálka signálu se stimulačním impulzem nahrazeným přímkou; záznam 0692; typ QRS 1; frekvenční pásmo 500–1000 Hz; svod V1 modře, V6 zeleně; odstraněné pásmo žlutě; polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára

3.12.2 Obálka vysokofrekvenčních složek při změně detekce stimulačního píku

Jedna z možných příčin vzniku artefaktu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem je nepřesná detekce okrajů stimulačních hrotů. Detekce stimulačního hrotu v záznamu 0692 je zobrazena na obr. 69 (svod V₁) a obr. 70 (svod V₆). Při vizuálním hodnocení se zdá být detekce v pořádku, v obálce se u tohoto záznamu přesto vyskytuje artefakt (viz obr. 67), konkrétně ve svodu V₁. V této kapitole byla k následujícím pokusům použita metoda nahrazení stimulačního hrotu přímkou.



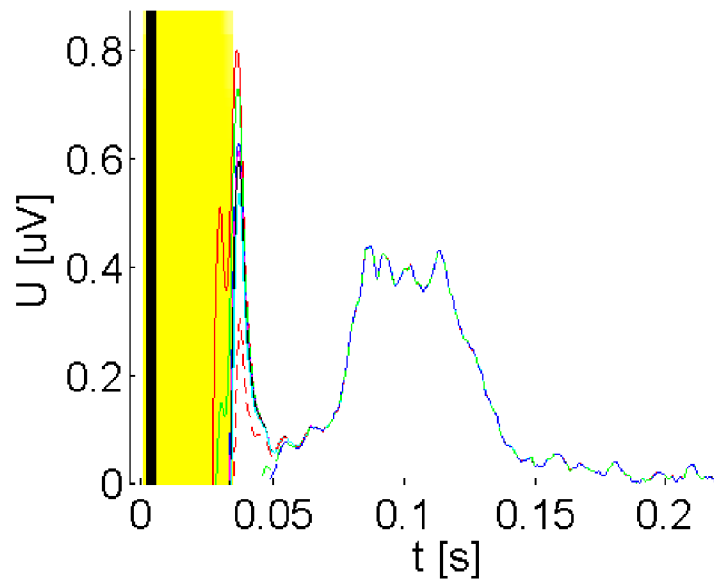
Obr. 69 Zpožděný stimulační hrot, svod V_1 , zelenou čarou označen detekovaný pravý okraj stimulačního hrotu



Obr. 70 Zpožděný stimulační hrot, svod V_6 , zelenou čarou označen detekovaný pravý okraj stimulačního hrotu

Pro ověření, zda je vzniklý artefakt způsoben nepřesnou detekcí, byly vytvořeny obálky stejného signálu, kde ovšem došlo k posunu polohy pravého okraje stimulačního hrotu. Poloha pravého okraje byla posunuta o 5 a 10 vzorků na obě strany a o 20, 30, 40 a 50 vzorků vpravo vůči poloze detekované algoritmem. Jednotlivé obálky byly společně s původní obálkou vykresleny do jednoho obrázku přes sebe, výsledek je na obr. 71. Je zřejmé, že obálka je mimo přechod mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem ve všech případech stejná a není ovlivněna stimulačním hrotem, což je důležité, jelikož ve významné oblasti tak nedochází k ovlivnění vysokofrekvenčních složek a analýza je tak možná.

Subjekt0692 1000-2000 Hz, typ 1

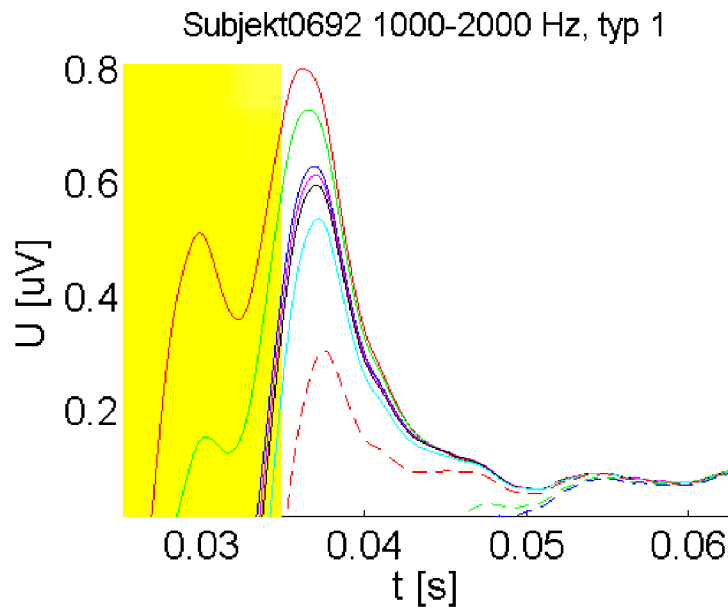


Obr. 71 Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různé poloze pravého okraje stimulačního hrotu, svod V_1 , posunutý pravý okraj o 10 vzorků vlevo (červeně), o 5 vzorků vlevo (zeleně), o 30 vzorků vpravo (červeně čárkovaně), o 40 vzorků vpravo (zeleně čárkovaně) a o 50 vzorků vpravo (modře čárkovaně), ostatní obálky splynuly, odstraňovaná oblast při detekci okraje algoritmem (žlutě)

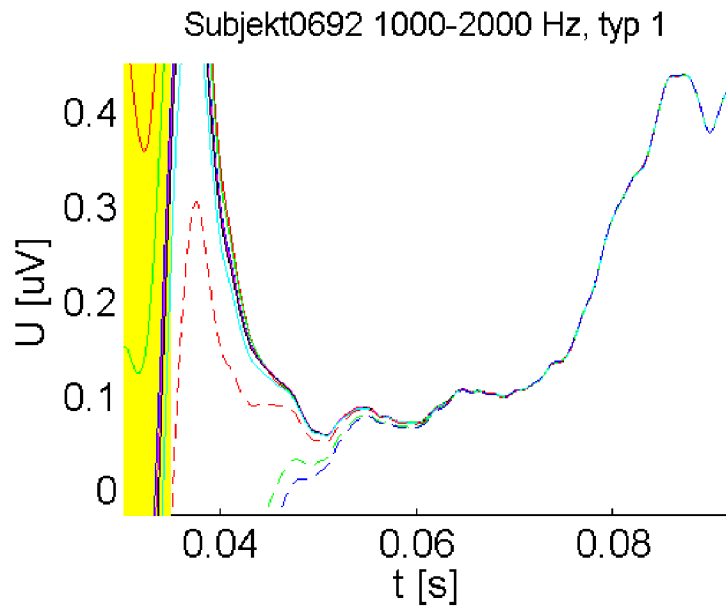
Na obr. 72 je přiblížen přechod mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem. Na obrázku je vidět, že při posunu polohy pravého okraje stimulačního hrotu směrem doleva dochází ke vzniku dalších artefaktů (vznikají další zákmity). Naopak při posunu detekované polohy doprava se původní artefakt zmenšuje, až dojde k jeho úplnému odstranění (lépe vidět na obr. 73). Nejvhodněji se tedy pro tento signál jeví posunutí polohy pravého okraje o 40 vzorků oproti detekované poloze. Tato nepřesnost v detekci je způsobena především tím, že pro posun okraje doprava není důvod podle vizuálního hodnocení (viz obr. 69 a obr. 70). Na obr. 69 a obr. 70 je přitom napravo od detekovaného pravého okraje zobrazeno více než 50 vzorků.

Tento artefakt vyskytující se převážně ve frekvenčním pásmu 1000–2000 Hz je tedy velmi těžké předpovědět jen podle originálního signálu a polohy okrajů odstraňované oblasti v něm. Naopak pokud je vizuálně odstranění v pořádku, bývá bez artefaktů obálka vysokofrekvenčních složek v pásmu 500–1000 Hz. Tato situace je znázorněna na obr. 74 a obr. 75, kde je použit stejný záznam jako v předešlém případě, ale jiné frekvenční pásmo. Je vidět, že zde se již vysoký artefakt nevyskytuje ani při poloze detekované algoritmem a dalo by se říci, že poloha detekovaná algoritmem je lepší než poloha posunutá, jelikož je ztraceno méně užitečné informace. Z těchto obrázků totiž nelze posoudit, zda je přechod mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem ovlivněn stimulačním hrotem a tudíž se jedná o

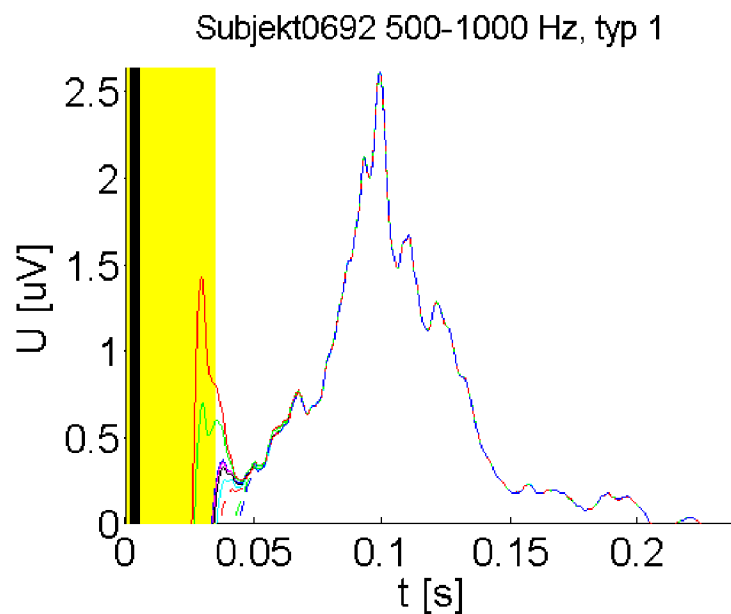
artefakt nebo zda se jedná o užitečný signál ze snímaného srdce. Posun polohy doleva možný jednoznačně není, jelikož již při posunutí o pět vzorků vzniká artefakt. Toto odpovídá i vizuálnímu hodnocení (viz obr. 69 a obr. 70). Je vidět, že při posunu polohy doleva by již nebyl odstraněn signál ovlivněný stimulačním hrotem.



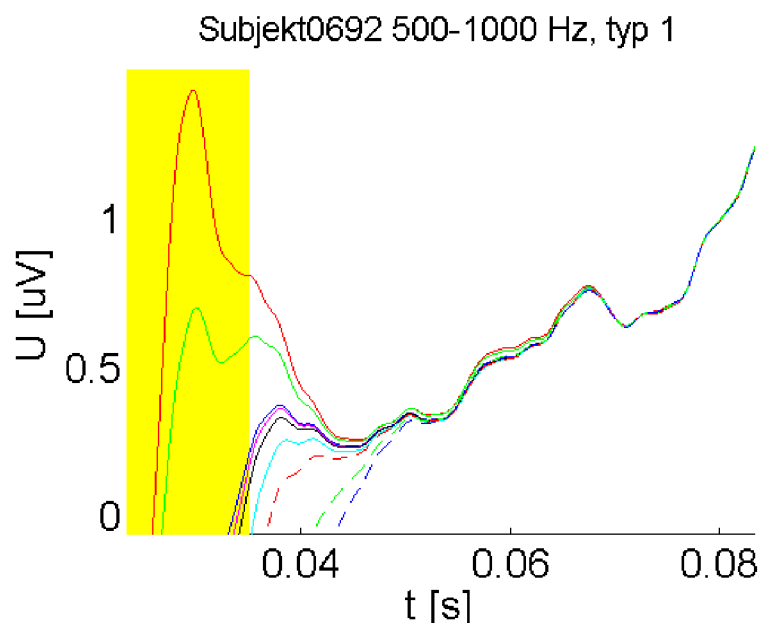
Obr. 72 Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různé poloze pravého okraje stimulačního hrotu, svod V_1 , algoritmem detekovaná poloha pravého okraje (modře), posunutý okraj o 10 vzorků vlevo (červeně), o 5 vzorků vlevo (zeleně), o 5 vzorků vpravo (purpurově), o 10 vzorků vpravo (černě), o 20 vzorků vpravo (azurově), o 30 vzorků vpravo (červeně čárkovaně), o 40 vzorků vpravo (zeleně čárkovaně) a o 50 vzorků vpravo (modře čárkovaně), odstraňovaná oblast při detekci okraje algoritmem (žlutě)



Obr. 73 Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různé poloze pravého okraje stimulačního hrotu, svod V_1 , posunutý okraj o 30 vzorků vpravo (červeně čárkovaně), o 40 vzorků vpravo (zeleně čárkovaně) a o 50 vzorků vpravo (modře čárkovaně), odstraňovaná oblast při detekci okraje algoritmem (žlutě)

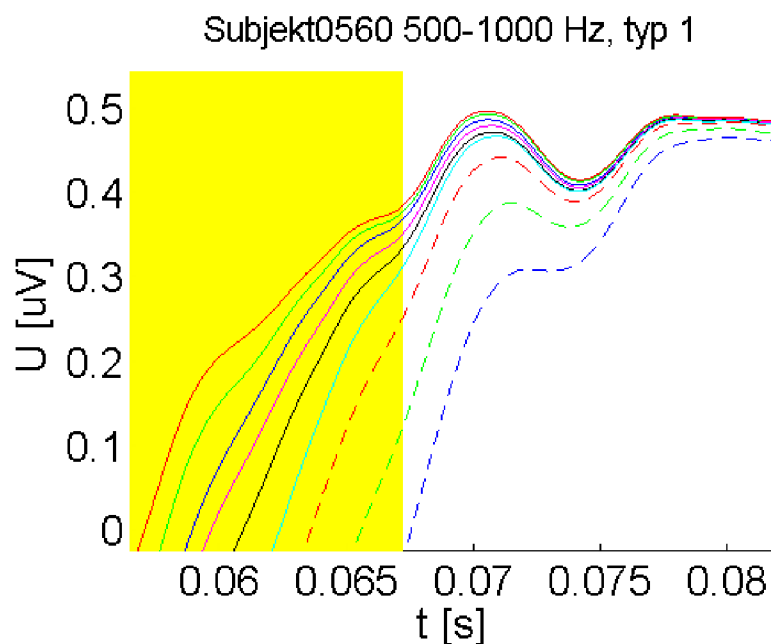


Obr. 74 Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různé poloze pravého okraje stimulačního hrotu, svod V_1 , posunutý pravý okraj o 10 vzorků vlevo (červeně), o 5 vzorků vlevo (zeleně) o 30 vzorků vpravo (červeně čárkovaně), o 40 vzorků vpravo (zeleně čárkovaně) a o 50 vzorků vpravo (modře čárkovaně), ostatní obálky splynuly, odstraňovaná oblast při detekci okraje algoritmem (žlutě)



Obr. 75 Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různé poloze pravého okraje stimulačního hrotu, svod V_1 , algoritmem detekovaná poloha pravého okraje (modře), posunutý okraj o 10 vzorků vlevo (červeně), o 5 vzorků vlevo (zeleně), o 5 vzorků vpravo (purpurově), o 10 vzorků vpravo (černě), o 20 vzorků vpravo (azurově), o 30 vzorků vpravo (červeně čárkovaně), o 40 vzorků vpravo (zeleně čárkovaně) a o 50 vzorků vpravo (modře čárkovaně), odstraňovaná oblast při detekci okraje algoritmem (žlutě)

Stejná analýza při změně detekce okrajů hrotů byla provedena i v záznamech, kde je posuzována strmota hrany (viz obr. 68). Výsledné překryté obálky jsou na obr. 76. Je vidět, že při posunutí doleva od okraje detekovaného navrženým algoritmem je hrana zpočátku méně strmá a tudíž je detekce méně kvalitní. Posunutí doprava již naopak smysl nejspíš nemá, jelikož strmosti hran jsou již poté téměř stejné a dochází pouze k posunu křivek, křivka vždy začne růst v místě, kde končí jí příslušná odstraňovaná oblast (modrá čárkovaná křivka roste poslední, jelikož jí přísluší nejširší odstraňovaná oblast). Při odstranění širší oblasti dochází ke větší ztrátě užitečné informace. Opět nejde jednoznačně říci, zda kmit vznikající u přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem je artefakt nebo užitečná složka signálu ze snímaného srdce. V tomto případě je docela pravděpodobné, že se může jednat o užitečné složky, jelikož odstraňovaná oblast je v průběhu komplexu QRS (viz obr. 68).

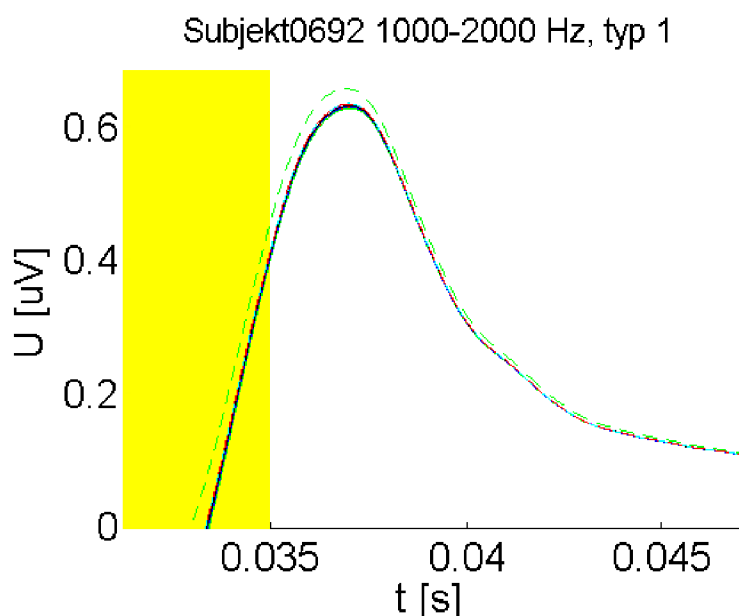


Obr. 76 Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různé poloze pravého okraje stimulačního hrotu, svod V_6 , algoritmem detekovaná poloha pravého okraje (modře), posunutý okraj o 10 vzorků vlevo (červeně), o 5 vzorků vlevo (zeleně), o 5 vzorků vpravo (purpurově), o 10 vzorků vpravo (černě), o 20 vzorků vpravo (azurově), o 30 vzorků vpravo (červeně čárkovaně), o 40 vzorků vpravo (zeleně čárkovaně) a o 50 vzorků vpravo (modře čárkovaně), odstraňovaná oblast při detekci okraje algoritmem (žlutě)

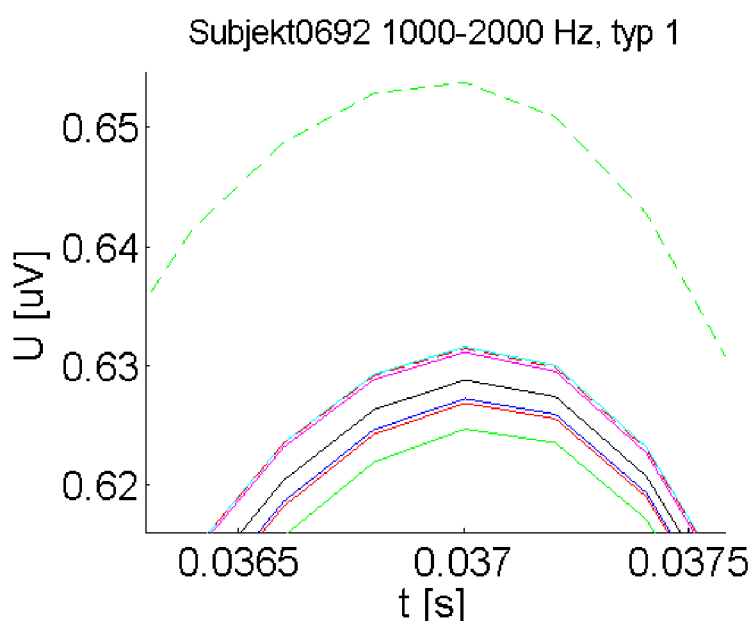
3.12.3 Porovnání metod odstranění stimulačního hrotu

Druhou možnou příčinou vzniku artefaktu může být špatná metoda odstranění stimulačního hrotu. Jednotlivé testované metody odstranění stimulačního hrotu jsou popsány v kap. 3.9. Pro ověření kvalit jednotlivých metod odstranění stimulačního hrotu byly vytvořeny obálky záznamu 0692 (obálka při odstranění hrotů přímkou se nachází na obr. 67) po odstranění stimulačních hrotů jednotlivými metodami a tyto obálky byly vykresleny přes sebe. Na obr. 77 je vidět přechod mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem, kde se nachází artefakt (vysoký kmit). Je zde vidět, že mezi metodami odstranění není příliš velký rozdíl. Pouze v případě nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců je artefakt vyšší než u ostatních metod.

Detailní porovnání jednotlivých metod lze udělat podle obr. 78, kde jsou přiblížené vrcholy jednotlivých hrotů. Je vidět, že nejnižší artefakt je v případě nahrazení hrotu kubickým splinem, následuje nahrazení přímkou, potlačení filtrací a nahrazení dvěma přímkami. Dále jsou téměř stejné obálky po odstranění hrotu křivkou s postupně se měnící směrnici, křivkou s postupně se měnící směrnici s omezením hodnot a po potlačení hrotu odečtením průměrného hrotu. Nejvyšší artefakt je v případě výše zmíněného nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců.

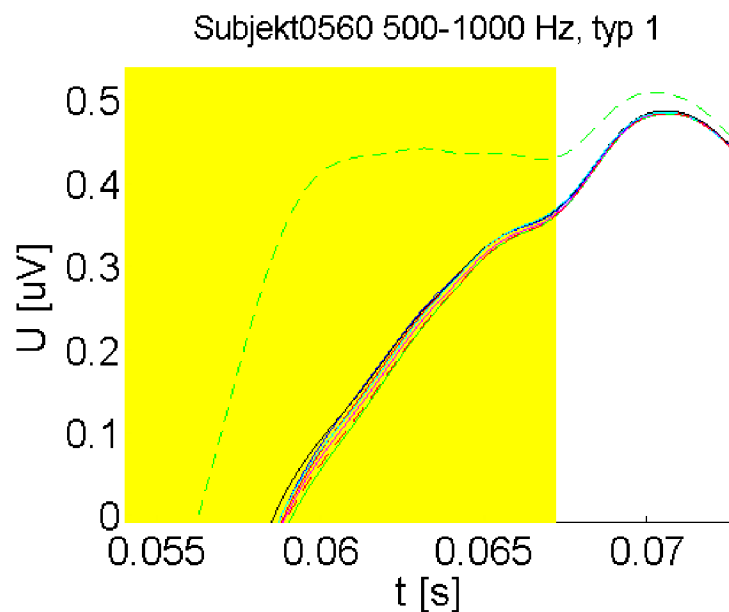


Obr. 77 Obálky vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různých metodách odstranění stimulačního hrotu, svod V_1 , nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců (zeleně čárkovaně), ostatní metody splynuly, nahrazovaná oblast (žlutě)

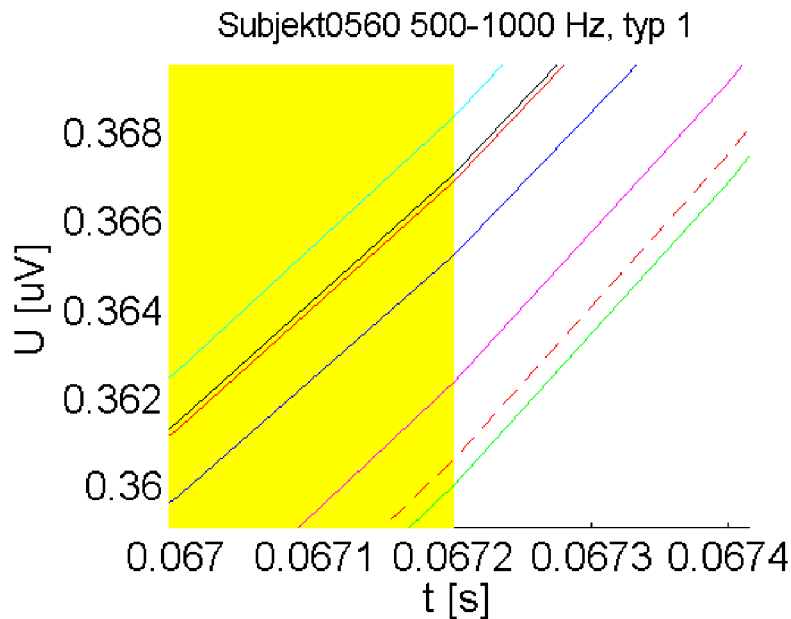


Obr. 78 Vrcholy artefaktu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různých metodách odstranění stimulačního hrotu, svod V_1 , nahrazení přímkou (červeně), nahrazení kubickým splinem (zeleně), potlačení filtrací (modře), nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnicí (purpurově), nahrazení dvěma přímkami (černě), potlačení odečtením průměrného hrotu (azurově), nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnicí s omezením hodnot (červeně čárkovaně), nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců (zeleně čárkovaně), nahrazovaná oblast (žlutě)

Porovnání metod odstranění stimulačních hrotů bylo uskutečněno i u signálů, kde je vyhodnocována strmost hrany na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem (viz obr. 68). Již na obr. 79 je vidět, že nejméně kvalitní je opět metoda nahrazení hrotu přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců. Obálky signálu po odstranění ostatními metodami jsou si opět velmi blízké. Při detailním přiblížení na obr. 80 již lze porovnat všechny ostatní metody. V tomto případě platí, že čím později v čase se obálka objeví, tím strměji roste (za oblastí mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem jsou křivky stejné) a tím je tedy odstranění kvalitnější. Je vidět, že nejlepší je opět nahrazení signálu kubickým splinem. Kvalita ostatních metod se oproti záznamu 0692 liší. Je to způsobeno tím, že různé metody odstranění jsou u některých signálů kvalitní, zatímco u jiných signálů může být odstranění danou metodou problematictější (viz kap. 3.9). Po odstranění kubickým splinem v záznamu 0560 kvalitativně následuje nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnicí s omezením hodnot, nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnicí, potlačení hrotu filtrací, nahrazení hrotu přímkou, nahrazení hrotu dvěma přímkami a nakonec potlačení hrotu odečtením průměrného hrotu.

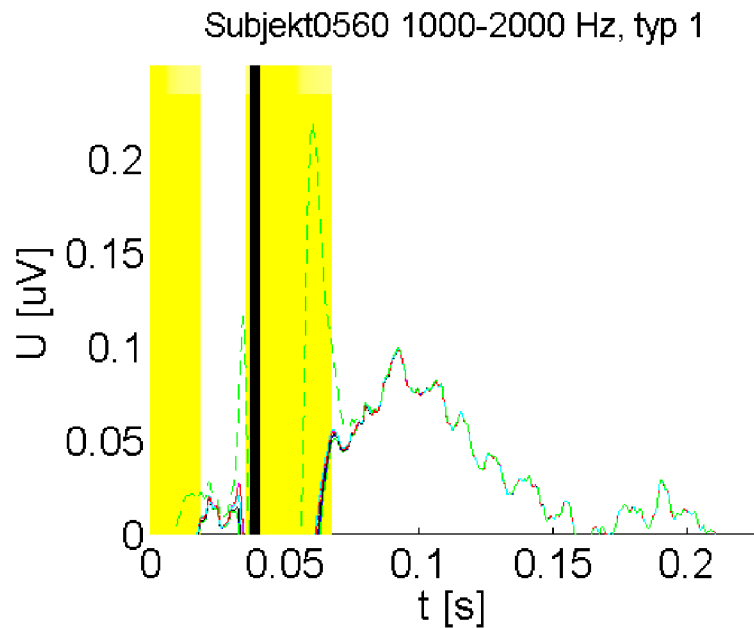


Obr. 79 Úseky obálek vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různých metodách odstranění stimulačního hrotu, svod V_6 , nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců (zeleně čárkovaně), ostatní metody splynuly, nahrazovaná oblast (žlutě)

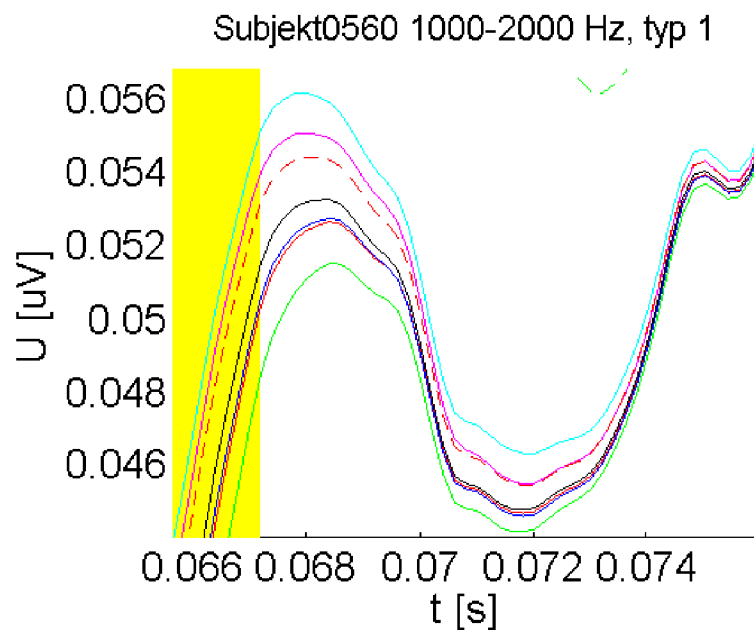


Obr. 80 Úseky obálek vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různých metodách odstranění stimulačního hrotu, svod V_6 , nahrazení přímkou (červeně), nahrazení kubickým splinem (zeleně), potlačení filtrací (modře), nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnici (purpurově), nahrazení dvěma přímkami (černě), potlačení odečtením průměrného hrotu (azurově), nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnici s omezením hodnot (červeně čárkovaně), nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců (zeleně čárkovaně), nahrazovaná oblast (žlutě)

Jak bylo výše zmíněno, citlivější na nepřesnosti je frekvenční pásmo 1000–2000 Hz. V tomto pásmu je vidět (viz obr. 81), že po nahrazení stimulačního hrotu přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců vzniká vysoký hrot na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem. V případě ostatních metod vzniká v tomto místě malý kmit (viz obr. 82). Vzhledem k tomu, že je odstraňovaná oblast v průběhu komplexu QRS, může být tento kmit způsoben činností srdce (pík je dostatečně malý, aby to tak mohlo být). Nelze jednoznačně říci, zda se jedná o artefakt nebo o plnohodnotnou informaci. Dále lze říci, že nejkvalitnější je zde opět nahrazení hrotu kubickým splinem. Další pořadí viz obr. 82.



Obr. 81 Úseky obálek vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různých metodách odstranění stimulačního hrotu, svod V_6 , nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců (zeleně čárkovaně), ostatní metody splynuly, nahrazované oblasti (žlutě), polohy maxim stimulačních hrotů (černá svislá čára)



Obr. 82 Úseky obálek vysokofrekvenčního signálu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem při různých metodách odstranění stimulačního hrotu, svod V_6 , nahrazení přímkou (červeně), nahrazení kubickým splinem (zeleně), potlačení filtrací (modře), nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnicí (purpurově), nahrazení dvěma přímkami (černě), potlačení odečtením průměrného hrotu (azurově), nahrazení křivkou s postupně se měnící směrnicí s omezením hodnot (červeně čárkovaně), nahrazení přímkou proloženou metodou nejmenších čtverců (zeleně čárkovaně), nahrazovaná oblast (žlutě)

3.12.4 Shrnutí úspěšnosti odstranění stimulačních hrotů

Celkově lze říci, že ve všech testovaných signálech byla umožněna analýza ultra vysokofrekvenčních složek odstraněním stimulačního hrotu. Při interpretaci výsledků analýzy se ovšem musí počítat s možným výskytem artefaktu na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem. V některých případech na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem vzniká artefakt v podobě vysokého hrotu, který může mít nejvyšší amplitudu z celé obálky. Tento vysoký artefakt se objevuje ve frekvenčním pásmu 1000–2000 Hz a je prakticky nemožné předpovědět jeho výskyt na základě znalosti originálního signálu a polohy detekovaného okraje stimulačního hrotu. Právě kvůli této vlastnosti je obtížné zajistit vždy jeho odstranění. Ve většině případů ovšem takto vysoký hrot nevzniká a mnohdy nelze jednoznačně určit, zda je signál na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem poznamenán artefaktem nebo nikoli. Tento problém nastává především v případě, kdy je stimulační hrot v průběhu komplexu QRS a v okolí odstraňované oblasti se tak nachází užitečný signál.

Byl otestován vliv polohy detekovaných okrajů odstraňované oblasti na velikost artefaktu. Podobně byly porovnány také různé metody odstranění. Jako hlavní příčina vzniku artefaktů se ukázala nepřesná detekce pravého okraje stimulačního hrotu. Volba metody detekce hraje významnou roli, špatná volba by mohla způsobit vznik dalších artefaktů. Ukázalo se, že hladký přechod mezi vkládanou křivkou a okolním signálem je důležitý. Proto bylo úspěšné nahrazení stimulačního hrotu kubickým splinem.

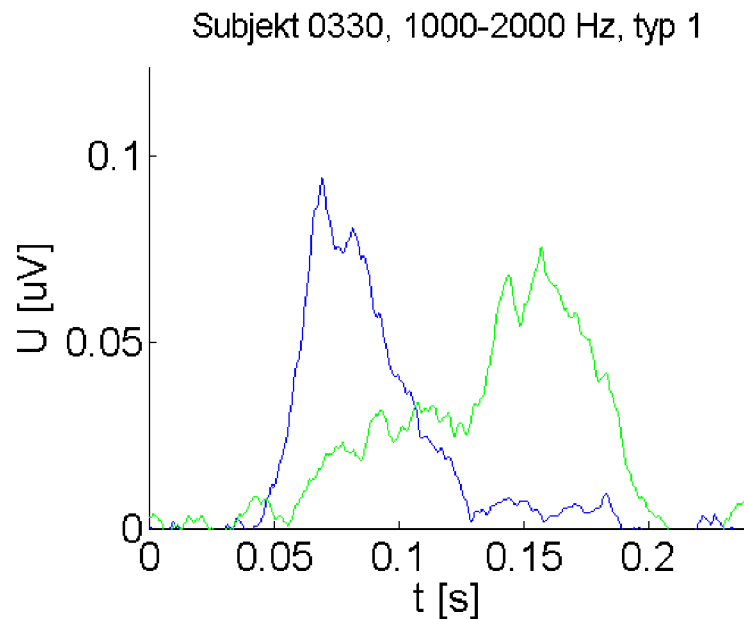
3.13 Porovnání vysokofrekvenčních vlastností EKG při vypnutém a zapnutém stimulátoru po odstranění stimulačních hrotů

Porovnání vysokofrekvenčních vlastností EKG při vypnutém a zapnutém stimulátoru po odstranění stimulačních hrotů vede k možnosti analýzy rozdílů mezi stavem pacienta se stimulátorem oproti stavu, pokud by stimulátor neměl. Analyzované záznamy jsou snímány pacientům s biventrikulárním stimulátorem, který má za cíl potlačení srdeční asynchronie (viz kap. 1.6.4). Porovnání vysokofrekvenčních vlastností slouží tedy především k zjištění, zda došlo k potlačení srdeční asynchronie po spuštění biventrikulární stimulace či nikoli.

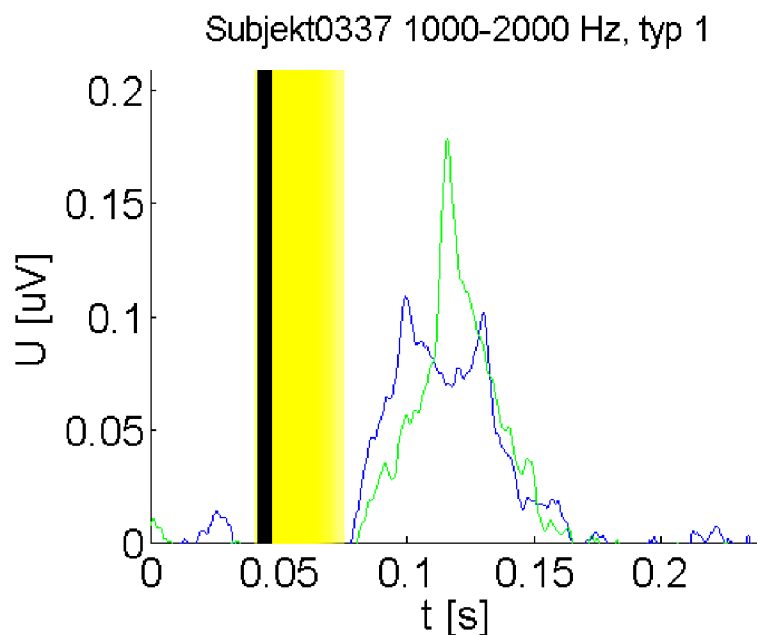
Na obr. 83 jsou obálky ultra vysokofrekvenčních složek EKG, které bylo snímáno pacientovi bez stimulátoru. Svod V_1 znázorněný modrou barvou odpovídá aktivaci pravé komory, zatímco ve svodu V_6 , který je znázorněn zeleně, je snímána především levá komora. Je vidět, že levá komora je aktivována později oproti pravé komoře. Tento jev nastává u pacientů s blokádou levého Tawarova raménka. Vzruch se nejprve pravým Tawarovým raménkem dostává do pravé komory a až se zpožděním je aktivována také pravá komora.

Po implantaci a spuštění biventrikulárního stimulátoru dochází k redukci nebo úplnému

potlačení srdeční asynchronie. Signál, jehož obálky jsou na obr. 84, byl snímán stejnému pacientovi jako záznam použitý na tvorbu obálek na obr. 83. Je vidět, že po spuštění biventrikulární stimulace jsou obě komory aktivovány v přibližně stejnou dobu.



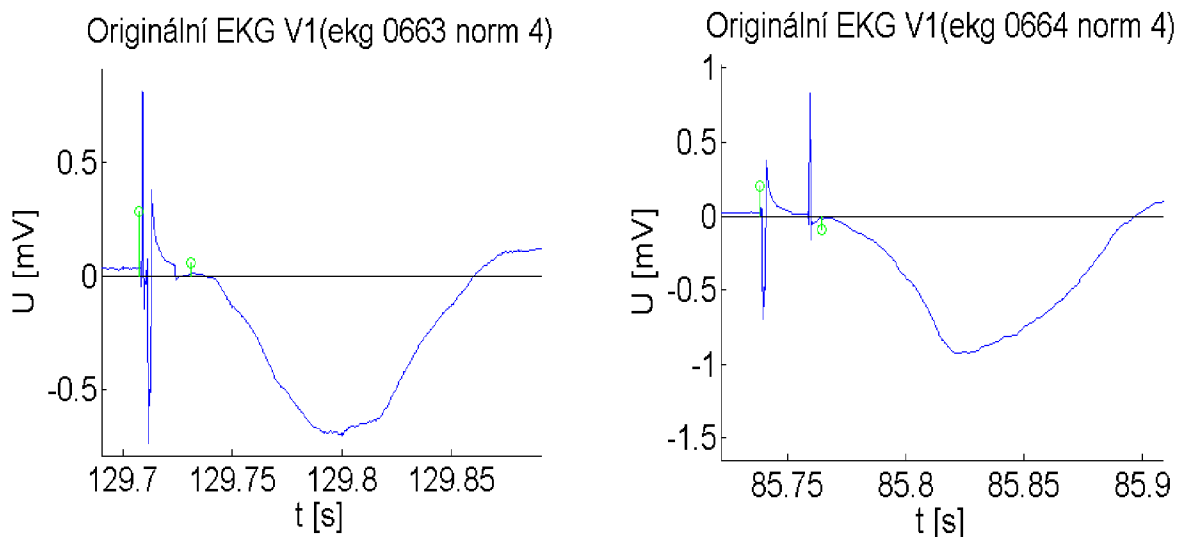
Obr. 83 Obálky ultra vysokofrekvenčních složek EKG snímaného pacientovi bez stimulatoru, svod V_1 modře a svod V_6 zeleně



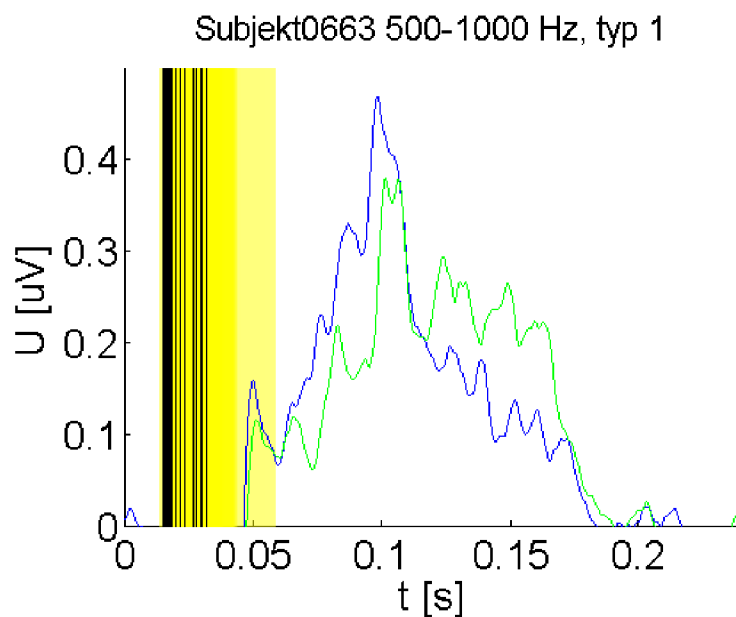
Obr. 84 Obálky ultra vysokofrekvenčních složek EKG se stimulačními impulzy nahrazenými kubickým splinem; záznam 0337; typ QRS 1; svod V_1 modře, V_6 zeleně; odstraněné pásmo žlutě; polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára

Porovnáním vysokofrekvenčních vlastností EKG při vypnutém a zapnutém stimulatoru po odstranění stimulačních hrotů lze tedy vyhodnotit míru potlačení srdeční asynchronie u

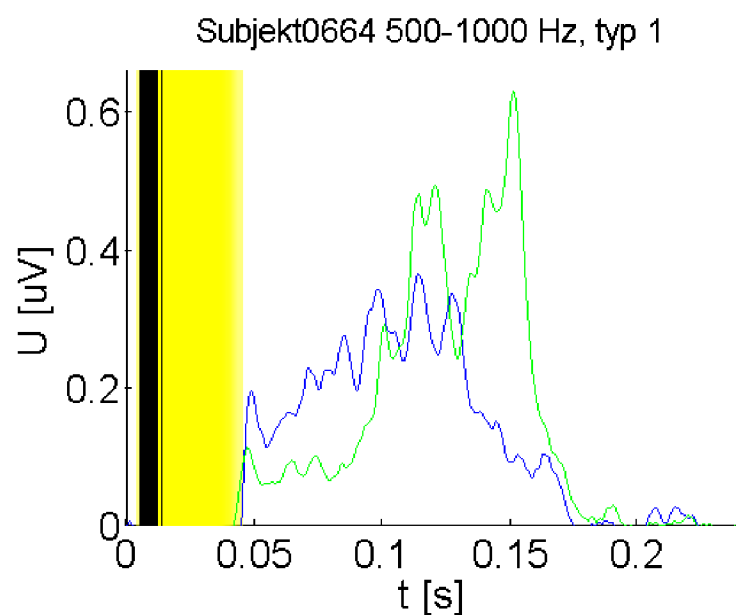
každého pacienta zvlášť. Na základě analýzy obálek u pacientů s biventrikulárním stimulatorem lze také co možná nejlépe nastavit parametry stimulatoru (viz 1.6.6). U biventrikulárních stimulatorů je důležitým parametrem zpoždění stimulace mezi komorami (VV Delay). Tento parametr udává zpoždění stimulace mezi první stimulovanou a druhou stimulovanou komorou. Vliv tohoto parametru je vidět na obr. 85. Je vidět, že když je zpoždění simulace mezi komorami nulové, přichází impulz do obou komor současně, zatímco když je nastaveno nenulové zpoždění (v případě na obrázku 20 ms), je druhý impulz časově zpožděn o nastavenou hodnotu. Tento parametr je nutné volit individuálně pro každého pacienta. Ke správné volbě může být využita právě analýza ultra vysokofrekvenčních obálek. Výsledné obálky při obou nastavení zpoždění jsou na obr. 86 (VV Delay 0) a na obr. 87 (VV Delay 20 ms). V tomto případě je zřejmě lepší nastavení na 0 ms, jelikož jsou obálky lépe překryty. Pro porovnání jsou na obr. 88 zobrazeny obálky při vypnutém stimulatoru. Zde je vidět významná asynchronie. Obálky na obr. 86 až obr. 88 byly vytvořeny ze signálu snímaného jednomu pacientovi s různě nastaveným (případně vypnutým) stimulatorem.



Obr. 85 Stimulační impulzy – jeden do pravé a jeden do levé komory, parametr VV Delay 0 ms (vlevo) a 20 ms (vpravo)

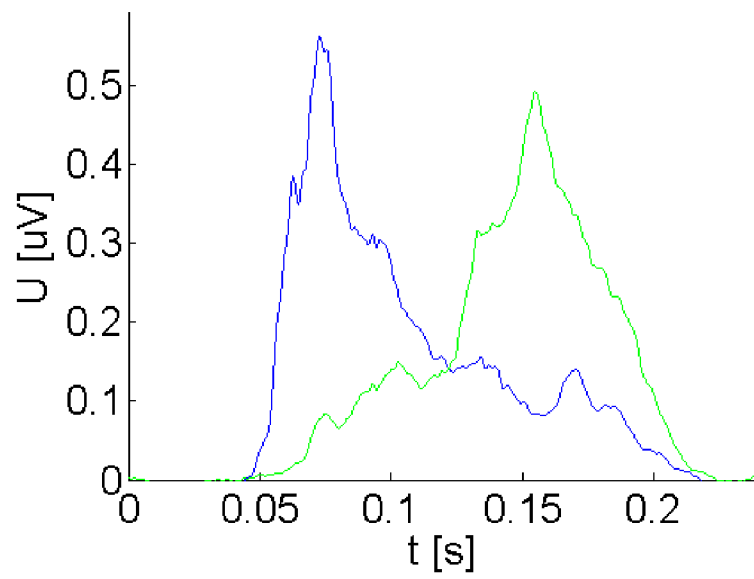


Obr. 86 Obálka ultra vysokofrekvenčních složek EKG při nastavení parametru VV Delay na 0 ms, svod V_1 modře, svod V_6 zeleně, odstraňovaná oblast žlutě, polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára



Obr. 87 Obálka ultra vysokofrekvenčních složek EKG při nastavení parametru VV Delay na 20 ms, svod V_1 modře, svod V_6 zeleně, odstraňovaná oblast žlutě, polohy maxim stimulačních hrotů černá svislá čára

Subjekt 0657, 500-1000 Hz, typ 1



Obr. 88 Obálka ultra vysokofrekvenčních složek EKG při vypnutém stimátoru, svod V_1 modře, svod V_6 zeleně

Závěr

Prvním úkolem této diplomové práce bylo seznámit se s metodami měření a vyhodnocení vícesvodového vysokofrekvenčního EKG. Na základě získaných znalostí bylo dalším úkolem detekovat a odstranit stimulační hroty ze záznamů UHF EKG. Hlavním cílem bylo provést odstranění stimulačních hrotů tak, aby byla umožněna analýza ultra vysokofrekvenčních složek u pacientů s funkčním kardiostimulátorem. Dalšími cíli pak bylo porovnat vysokofrekvenční vlastnosti EKG při vypnutém a zapnutém stimulatoru po odstranění stimulačních hrotů a porovnat jednotlivé navržené metody z hlediska jejich kvality, která byla dána úspěšností odstranění.

První kapitola se zabývá teoretickým seznámením s fakty o srdci se zaměřením na fakta, která jsou pro práci důležitá. Byly popsány elektrické děje na buněčné a molekulární úrovni za účelem pochopení jak vznikají vysokofrekvenční složky EKG.

Další podkapitola se pak věnuje samotné elektrokardiografii. Je popsáno vícesvodové snímání EKG (rozšířený dvanáctisvodový systém) a také jsou popsány některé patologické stavy srdce, které jsou dále v práci zmíněny. Dále tato podkapitola popisuje frekvenční vlastnosti EKG, a to jak frekvenční vlastnosti jednotlivých vln a kmitů v cyklu EKG, tak také frekvenční pásma ve kterých je EKG možno snímat. Je zde popsáno několik proběhlých studií zaměřujících se na využití vysokofrekvenčního a ultra vysokofrekvenčního EKG.

Poslední podkapitola první kapitoly se věnuje stimulaci srdce. Jsou zde popsány jednotlivé druhy kardiostimulátorů a jsou vyjmenovány nastavované parametry včetně jejich typických hodnot. Větší zmínka je zde o biventrikulárních stimulatorech a s nimi související srdeční asynchronii, jelikož signály analyzované v této práci byly snímány pacientům s biventrikulárním stimulatorem.

V druhé kapitole je popsáno zpracování 1D signálů se zaměřením na signál EKG a metody používané v této práci. Je zde popsána filtrace signálů a jsou zmíněna i specifika filtrace EKG. Dále jsou popsány některé detekční algoritmy používané při detekci ostrých hrotů v 1D signálu. Je zde také teoreticky popsána tvorba obálky signálu. Nakonec je popsána lineární regrese, které je využíváno v dále navržených algoritmech.

V další části práce byla popsána data, která byla použita v této práci. Jedná se o ultra vysokofrekvenční EKG snímané se vzorkovací frekvencí 5 kHz u pacientů s biventrikulárním stimulatorem. Bylo navrženo několik heuristických detekčních algoritmů pro detekci stimulačních hrotů, a to jak pro detekci jejich maxim, tak pro detekci jejich levého a pravého okraje. Algoritmy byly porovnány a podle vizuálního hodnocení přesnosti detekce byl vybrán nejkvalitnější. Pro detekci maxim byl navržený pouze jeden algoritmus, který funguje spolehlivě.

Pro detekci levého okraje byly navrženy tři algoritmy, jako nejlepší byl vyhodnocen algoritmus detekce pomocí směrodatné odchylky a lineární regrese. Tento algoritmus funguje též přesně a spolehlivě.

Detekce pravého okraje stimulačního hrotu byla ještě rozdělena do dvou podproblémů na detekci pravých okrajů u hrotů obsahujících a neobsahujících zpožděný stimulační impulz. Pro oba případy byly navrženy tři algoritmy, nejlepší byl v obou případech algoritmus detekce pomocí lineární regrese. Algoritmy nejsou stejné, i když mají stejné názvy. Přesnost detekce pravého okraje nelze vizuálně jednoznačně vyhodnotit, jelikož u některých signálů nelze jednoznačně určit, kde stimulační hrot přestává ovlivňovat okolní signál a kde by tudíž bylo vhodné stanovit pravý okraj stimulačního hrotu. Dle vizuálního hodnocení se zdá být detekovaná poloha optimální, dle pozdějšího zjištění je ale v některých případech předčasná.

Bylo navrženo několik metod odstranění stimulačních hrotů. Zde bylo ovšem obtížné vizuálně vyhodnotit, která metoda je nejvhodnější, přesto proběhlo vyhodnocení s podmínkou co možná nejplynulejšího přechodu na hraně mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem. Druhou podmínkou bylo, aby vkládaná křivka neobsahovala vysokofrekvenční složky. Jako nejlepší se zdálo být nahrazení stimulačních hrotů křivkou s postupně se měnící směrnici s omezením hodnot nebo potlačení hrotu odečtením průměrného hrotu.

Po odstranění stimulačních hrotů byly vytvořeny obálky vysokofrekvenčních složek EKG. Pomocí těchto obálek proběhlo následně objektivní porovnání kvality jednotlivých metod odstranění stimulačního hrotu a také objektivní vyhodnocení kvality detekce. Jako nejvhodnější metoda odstranění se ukázalo být nahrazení stimulačního hrotu kubickým splinem z důvodu hladkého přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem. Rozdíly mezi úspěšnějšími metodami byly ovšem malé.

Posouváním polohy pravého okraje stimulačního hrotu směrem od stimulačního hrotu je artefakt snižován a nakonec úplně potlačen. Toto posouvání ovšem není možné vyvodit pouze z originálního signálu, jelikož tam detekce vypadá přesná. Možným zlepšením by mohl být algoritmus, kdy by byla vytvořena obálka a při zjištění artefaktu by se pravá poloha posunula a byla by vytvořena obálka nová. Tento postup by se opakoval, dokud by nebyl artefakt minimalizován. Takto by ovšem nezohledňoval možné užitečné složky na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem (především když se odstraňovaná oblast nachází v průběhu komplexu QRS) a také by je potlačil. Problémem je také vysoká časová náročnost takového provedení.

Celkové přesné určení úspěšnosti odstranění stimulačních hrotů nebylo možné, jelikož u mnoha záznamů není zřejmé, zda se vyskytuje na přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem artefakt nebo zda se jedná o změny způsobené snímaným srdcem. Lze konstatovat, že u všech 46 testovaných záznamů byla umožněna analýza ultra vysokofrekvenčních složek EKG, ovšem je nutné počítat s možným výskytem artefaktu na

přechodu mezi odstraňovanou oblastí a okolním signálem. Tento artefakt se může projevit jako vysoký hrot, který by mohl vést k chybám při interpretaci vysokofrekvenčních vlastností EKG, pokud by byl považován za užitečný signál a nikoli artefakt. Tento hrot vzniká převážně ve frekvenčním pásmu 1000–2000 Hz.

Nakonec byly porovnány vysokofrekvenční vlastnosti EKG při vypnutém a zapnutém stimulatoru po odstranění stimulačních hrotů. Při tomto porovnání lze jednoznačně zhodnotit přínos biventrikulárního stimulatoru pro pacienta a případně je možné pomocí obálek nastavit optimální hodnoty parametrů stimulatoru individuálně pro každého pacienta.

Literatura

- [1] AdaptivCRT Algorithm. *Medtronic* [online]. 2014 [cit. 2014-11-24]. Dostupné z: <http://www.medtronic.com/for-healthcare-professionals/products-therapies/cardiac-rhythm/therapies/unique-features/adaptiv-crt-algorithm/index.htm#tab2>
- [2] ADVISA™ DR A5DR01: Digitální dvoudutinový kardiostimulátor (OAE-DDDR) Režim MVP® s diagnostikou Complete Capture Management™ (ACM, RVCM), diagnostické a terapeutické funkce AT/AF Suite, funkce OptiVol® pro monitorování stavu tekutiny a funkce TherapyGuide™. In: *Medtronic* [online]. 2014 [cit. 2014-11-23]. Dostupné z: http://manuals.medtronic.com/wcm/groups/mdtcom_sg/@emanuals/@era/@crdm/documents/documents/wcm_prod050581.pdf
- [3] AMIT, G., O. GALANTE, L. R. DAVRATH, O. LURIA, S. ABBOUD a D. ZAHGER. High-Frequency QRS Analysis in Patients with Acute Myocardial Infarction: A Preliminary Study. In: *Annals of Noninvasive Electrocardiology* [online]. 2013, s. 149-156 [cit. 2014-11-10]. ISSN 1082720x. DOI: 10.1111/anec.12023. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/anec.12023>
- [4] AMIT, G., Y. GRANOT a S. ABBOUD. Quantifying QRS changes during myocardial ischemia: Insights from high frequency electrocardiography. *BSP – Biological Signal Processing Ltd.* [online]. 2014 [cit. 2014-11-10]. Dostupné z: <http://bsp.co.il/quantifying-qrs-changes-during-myocardial-ischemia-insights-from-high-frequency-electrocardiography>
- [5] Anthem™: Cardiac Resynchronisation Therapy Pacemaker. In: *Cardion* [online]. 2011 [cit. 2014-11-24]. Dostupné z: <http://www.cardion.cz/file/522/anthem-3112.pdf>
- [6] BERNSTEIN, A. D., J.-C. DAUBERT, R. D. FLETCHER, D. L. HAYES, B. LUDERITZ, D. W. REYNOLDS, M. H. SCHOENFELD a R. SUTTON. The Revised NASPE/BPEG Generic Code for Antibradycardia, Adaptive-Rate, and Multisite Pacing. In: *Pacing and Clinical Electrophysiology* [online]. 2002, s. 260-264 [cit. 2014-11-16]. DOI: 10.1046/j.1460-9592.2002.00260.x. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1046/j.1460-9592.2002.00260.x/pdf>
- [7] Cardiac Anatomy & Physiology - The Cardiac Action Potential: The one thing we all want to ignore... *The EP Lab* [online]. [cit. 2014-11-01]. Dostupné z: <http://www.theeplab.com/B-The-Members-Center/C-Cardiac-AnatomyPhysiology/F-Action-Potential/CF00-Action-Potential.php>
- [8] Cross-Chamber Blanking Periods in ICDs and CRT-Ds. In: *Boston Scientific* [online]. 2008 [cit. 2015-04-16]. Dostupné z: https://www.bostonscientific.com/content/dam/bostonscientific/quality/education-resources/english/ACL_Cross-Chamber_Blanking_20081219.pdf
- [9] ČECH, S. a D. HORKÝ. *Histologie a mikroskopická anatomie pro bakaláře*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2004, 138 s. ISBN 978-802-1035-133.
- [10] Effecta SR(-T), DR(-T): Technická příručka. In: *BIOTRONIK*: [online]. 2014 [cit. 2014-11-23]. Dostupné z: https://www.biotronik.com/wps/wcm/connect/int_web/emanuals/emanuals/

- [11] Epyra 6/8: SR-T, DR-T, HF-T. In: *BIOTRONIK* [online]. 2014 [cit. 2014-11-24]. Dostupné z: https://www.biotronik.com/wps/wcm/connect/int_web/eManuals/emanuals/
- [12] FARSKÝ, Š. *EKG do vrecka*. Osveta, 1995. ISBN 80-967377-0-8.
- [13] HAMAN, P. *Výukový web EKG* [online]. [cit. 2012-12-05]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/>
- [14] HAMPTON, J. R. *EKG v praxi: překlad 4. vydání*. 2. české vyd. Překlad Eliška Potluková. Praha: Grada, 2007, 362 s. ISBN 978-80-247-1448-6.
- [15] HAMPTON, J. R. *EKG: stručně, jasně, přehledně*. 1. vyd. Překlad Jiří Dostal, Barbora Kadlecová. Praha: Grada, 1996, 107 s. ISBN 80-716-9153-4.
- [16] HOLČÍK, J. a E. STRASZECKA. *Bionika: (Biologické systémy a procesy)*. 1. vyd. Brno: VUT v Brně, 1999, 110 s. ISBN 80-214-1487-1.
- [17] HOLIBKOVÁ, A. a S. LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 4. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006, 140 s. ISBN 80-244-1480-5.
- [18] HRUBÝ, L., R. HÉDL a J. HOLČÍK. *Bionika: (Návody do laboratorních cvičení)*. 1. vyd. Brno: VUT, 2000, 49 s. ISBN 80-214-1769-2.
- [19] CHMELAŘ, M. *Standardizace - přístroje 1*. Brno, 2013. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/elearning/file.php/134622/Prednasky/Normy_podle_pristroju_1.pdf
- [20] IEGM. *Vitatron: The Pace Makers* [online]. 2012 [cit. 2014-11-23]. Dostupné z: <http://www.vitatron.com/inserts/iegm.html>
- [21] ISI ASCR, v.v.i.; FNUSA-ICRC, BME, CARDIO; M&I Prague. *UHF ECG technology: Ultra-High-Frequency*. Brno, 2014. Elektronická prezentace.
- [22] JAN, J. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. Vyd. 2. Brno: VUTUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [23] JARKOVSKÝ, J. a S. LITTNEROVÁ. *Lineární modely – základy*. Brno, 2011. Elektronická přednáška IBA MU.
- [24] JURAK, P., J. HALÁMEK, P. LEINVEBER, T. REICHOVA, F. PLESINGER, P. VESELY, V. VONDRA, P. KLIMES, J. SUMBERA, K. ZEMAN, M. NOVAK a M. KAZIMIERCZUK. Time-frequency interpretation of ultra-high-frequency QRS components. In: *2014 8th Conference of the European Study Group on Cardiovascular Oscillations (ESGCO)* [online]. IEEE, 2014, s. 75-76 [cit. 2014-11-10]. ISBN 978-1-4799-3969-5. DOI: 10.1109/ESGCO.2014.6847526. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6847526>
- [25] JURÁK, P., J. HALÁMEK, P. LEINVEBER, V. VONDRA, L. SOUKUP, P. VESELY, J. ŠUMBERA, K. ZEMAN, L. MARTINÁKOVÁ, T. JURAKOVÁ a M. NOVÁK. Ultra-high-frequency ECG Measurement. In: *Computing in cardiology* [online]. 2013 [cit. 2014-11-10]. ISSN 2325-8861. Dostupné z: <http://cinc.mit.edu/archives/2013/pdf/0783.pdf>
- [26] KAŇKOVÁ, Kateřina. *Patologická fyziologie pro bakalářské studijní programy*. 2. vyd. Brno:

Masarykova univerzita, 2009, 164 s. ISBN 978-80-210-4923-9.

- [27] KAUTZNER, J. Biventrikulární stimulace: nová terapeutická alternativa v léčbě chronického srdečního selhání. *Interní medicína pro praxi* [online]. 2002, č. 6 [cit. 2014-11-20]. Dostupné z: <http://www.solen.cz/pdfs/int/2002/06/04.pdf>
- [28] KOHL, I. Koronarografie, PTCA, koronární stent. *KardioKohl* [online]. c 2014 [cit. 2014-11-12]. Dostupné z: <http://www.kardiokohl.cz/info-koronarografie-ptca-koronarni-stent.php>
- [29] KOLLÁTOROVÁ, H. *EKG a EEG* [online]. 2009 [cit. 2014-11-01]. Dostupné z: http://www.szsmb.cz/admin/upload/sekce_materialy/EKG_a_EEG.pdf
- [30] KOTOUČEK, M., J. SKOPALOVÁ a P. ADAMOVSKÝ. Hodnocení analytických výsledků: Lineární regrese kalibrační přímky. UNIVERZITA PALACKÉHO. *Příklady z analytické chemie* [online]. 2010 [cit. 2014-12-26]. Dostupné z: <http://ach.upol.cz/ucebnice/hodnoceni7.htm>
- [31] KOZUMPLÍK, J. a I. PROVAZNÍK. *Umělá inteligence v medicíně*. Brno, 2007. Elektronická skripta FEKT VUT.
- [32] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů*. Brno, 2012. Elektronická skripta FEKT VUT.
- [33] LIPOLDOVÁ, J. a M. NOVÁK. Automatické funkce kardiostimulátorů. *Kardiologická revue* [online]. 2006, č. 4 [cit. 2014-11-24]. Dostupné z: <http://www.kardiologickarevue.cz/kardiologicka-revue-clanek/automaticke-funkce-kardiostimulatoru-31943>
- [34] LIPOLDOVÁ, J. a M. NOVÁK. Historie trvalé kardiostimulace. In: *Kardiologická revue* [online]. 2014 [cit. 2014-11-17]. Dostupné z: <http://www.kardiologickarevue.cz/kardiologicka-revue-clanek/historie-trvale-kardiostimulace-31941>
- [35] LIPOLDOVÁ, J. *Význam echokardiografie u biventrikulární stimulace* [online]. Brno, 2009 [cit. 2014-12-20]. Doktorandská dizertační práce. Lékařská fakulta Masarykovy Univerzity v Brně.
- [36] MELUZÍN, J., M. NOVÁK a J. LIPOLDOVÁ. Význam echokardiografie pro implantaci biventrikulárního stimulatoru u nemocných se srdečním selháním. *Kardiologická revue* [online]. 2007, č. 2 [cit. 2014-11-25]. Dostupné z: <http://www.kardiologickarevue.cz/kardiologicka-revue-clanek/vyznam-echokardiografie-pro-implantaci-biventrikularniho-stimulatoru-u-nemocnych-se-srdecnim-selhanim-31849>
- [37] NOVÁK, M., J. MELUZÍN, J. LIPOLDOVÁ, P. VANK, P. JURÁK, P. LEINVEBER, T. REICHLOVÁ. *Přesná identifikace levokomorové asynchronie pro srdeční resynchronizační léčbu založená na ultra-vysokofrekvenčním EKG*. Brno, 2014.
- [38] OSMANČÍK, P. *EKG UČEBNICE* [online]. c 2012 [cit. 2014-11-10]. Dostupné z: www.ucebnice-ekg.cz
- [39] Pacemaker Timing. In: *The University of Tennessee: Health science center* [online]. 2010 [cit. 2015-04-08]. Dostupné z: <https://www.uthsc.edu/cardiology/articles/timing1.ppt>
- [40] PALEČEK, T. Kardiomyopatie. In: II. INTERNÍ KLINIKA KARDIOLOGIE A ANGIOLOGIE 1. LF UK A VFN. [online]. Praha, 2010 [cit. 2014-11-01]. Dostupné z:

<http://int2.lf1.cuni.cz/Data/files/2.%20intern%C3%AD%20klinika/Medici/kmp.pdf>

- [41] PETTERSSON, J., E. CARRO, L. EDENBRANDT, C. MAYNARD, O. PAHLM, M. RINGBORN, L. SÖRNMO, S. G. WARREN a G. S. WAGNER. Spatial, individual, and temporal variation of the high-frequency QRS amplitudes in the 12 standard electrocardiographic leads. In: *American Heart Journal* [online]. 2000, s. 352-358 [cit. 2014-11-13]. ISSN 00028703. DOI: 10.1016/S0002-8703(00)90246-1. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002870300902461>
- [42] PETTERSSON, J., O. PAHLM, E. CARRO, L. EDENBRANDT, M. RINGBORN, L. SÖRNMO, S. G. WARREN a G. S. WAGNER. Changes in high-frequency QRS components are more sensitive than ST-segment deviation for detecting acute coronary artery occlusion. In: *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 2000, s. 1827-1834 [cit. 2014-11-12]. ISSN 07351097. DOI: 10.1016/S0735-1097(00)00936-0. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0735109700009360>
- [43] PUEYO, E., A. ARCINIEGA a P. LAGUNA. High-frequency signature of the QRS complex across ischemia quantified by QRS slopes. In: *Computers in Cardiology, 2005* [online]. IEEE, 2005, s. 659-662 [cit. 2014-11-14]. ISBN 0-7803-9337-6. DOI: 10.1109/CIC.2005.1588187. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1588187>
- [44] ROKYTA, R. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000, 359 s. ISBN 80-858-6645-5.
- [45] ROZMAN, J. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [46] ROZMAN, J., M. CHMELARŤ a K. JEHLIČKA. *Terapeutická a protetická technika*. Brno, 2004. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?id=252804>
- [47] SOVOVÁ, Eliška. *EKG pro sestry*. Praha: Grada, 2006, 112 s. Sestra. ISBN 80-247-1542-2.
- [48] Srdční resynchronizační léčba. INSTITUT KLINICKÉ A EXPERIMENTÁLNÍ MEDICÍNY IKEM. *IKEM* [online]. © 2006-2011 [cit. 2014-11-20]. Dostupné z: <http://www.ikem.cz/www?docid=1005926>
- [49] STRATOS: Technická příručka. DDDRA/DDDRV Kardiostimulátory se stimulací z více míst se síňovou nebo komorovou resynchronizací. In: *Ministerstvo zdravotníctva SR - Kategorizácia* [online]. 2011 [cit. 2014-11-24]. Dostupné z: <http://kategorizacia.mzsr.sk/Pomocky/Download/RequestAttachment/2634>
- [50] Sustain™ XL DC: Dual-Chamber Pacemaker. In: *Cardion* [online]. 2011 [cit. 2014-11-23]. Dostupné z: <http://www.cardion.cz/file/520/sustain-xl-dc-2134.pdf>
- [51] Sustain™ XL DR: Dual-Chamber Rate-Responsive Pacemaker. In: *Cardion* [online]. 2011 [cit. 2014-11-23]. Dostupné z: <http://www.cardion.cz/file/521/sustain-xl-dr-2136.pdf>
- [52] Sustain™ XL SC: Single-Chamber Pacemaker. In: *Cardion* [online]. 2011 [cit. 2014-11-23]. Dostupné z: <http://www.cardion.cz/file/501/sustain-xl-sc-1134.pdf>

- [53] Sustain™ XL SR: Single-Chamber Rate-Responsive Pacemaker. In: *Cardion* [online]. 2011 [cit. 2014-11-23]. Dostupné z: <http://www.cardion.cz/file/500/sustain-xl-sr-1136.pdf>
- [54] ŠIMURDA, J. *Bioelektrické jevy*. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2012, 75 s.
- [55] TÁBORSKÝ, M., J. KAUTZNER, J. BYTEŠNÍK, R. ČIHÁK, L. HAMAN, P. HEINC, M. KOZÁK, L. KŘIVAN, K. LEFFLEROVA, J. LUKL, M. PŠENIČKA, L. ŠEDIVÁ, J. VLAŠÍNOVÁ a M. TAUCHMAN. Zásady pro implantace kardiostimulátorů , implantabilních kardioverterů-defibrilátorů a srdeční resynchronizační léčbu 2009. In: *Česká kardiologická společnost* [online]. 2009 [cit. 2014-11-21]. Dostupné z: http://www.kardio-cz.cz/resources/upload/data/186_Guidelines-zasady_implantace_ICD_09.pdf
- [56] TRÄGÅRDH, E. a T. T. SCHLEGEL. High-frequency QRS electrocardiogram. In: *Clinical Physiology and Functional Imaging* [online]. 2007, s. 197-204 [cit. 2014-11-12]. ISSN 1475-0961. DOI: 10.1111/j.1475-097X.2007.00738.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1475-097X.2007.00738.x>
- [57] TŮMA, J. *Zpracování signálů získávaných z mechanických systémů užitím FFT*. Praha: Sdělovací technika, 1997, 174 s. ISBN 80-901936-1-7. Dostupné z: <http://homel.vsb.cz/~tum52/publications/Tuma-kniha1.pdf>
- [58] VIVA™ CRT-P C5TR01: Digitální kardiostimulátor se srdeční resynchronizační terapií (OAE-DDDR). In: *Medtronic* [online]. 2014 [cit. 2014-11-24]. Dostupné z: http://manuals.medtronic.com/wcm/groups/mdtcom_sg/@emanuals/@era/@crdm/documents
- [59] WILHELM, Z. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. 4. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2010, 117 s. ISBN 978-80-210-5283-3.

Přílohy

A. Funkce a skripty v Matlabu použité v této práci

- a. **detekce_cele:** Skript *detekce_cele* slouží k detekci maxim stimulačních hrotů a k detekci okrajů stimulačních hrotů. Při povolení další analýzy jsou volány funkce odstraňující detekované stimulační hroty a funkce pro tvorbu obálek vysokofrekvenčních složek.
- b. **prolozeni_piku:** Funkce *prolozeni_piku* má za cíl odstranění detekovaných stimulačních hrotů.
- c. **obalka_frekv_spektrum:** Funkce *obalka_frekv_spektrum* slouží k vytvoření a uložení obálek vysokofrekvenčních složek UHF EKG. Obálky jsou tvořeny v obou analyzovaných frekvenčních pásmech a pro všechny typy tvaru QRS komplexu s četností vyšší než 3.
- d. **obalka_stimulator_off:** Skript *obalka_stimulator_off* slouží k tvorbě obálek vysokofrekvenčních složek UHF EKG u pacientů s vypnutým stimulátorem nebo u pacientů bez stimulátoru.

B. Vytvořené obálky

Příloha B obsahuje vytvořené obálky ultra vysokofrekvenčních složek tří záznamů (0534, 0562, 0586) po odstranění stimulačních hrotů všemi navrženými metodami. Pro každý záznam a metodu odstranění jsou přiloženy obálky všech typů komplexu QRS pro obě analyzovaná frekvenční pásma 500–1000 Hz a 1000–2000 Hz.

Názvy souborů jsou ve formátu *ekg_X_norm_4_obalka_YHz_Z_typ_?.png*, kde X je čtyřmístné identifikační číslo záznamu, Y je zvolené frekvenční pásmo, Z je použitá metoda odstranění stimulačního hrotu a ? je číslo typu komplexu QRS.