



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

ZPRACOVÁNÍ EXPERIMENTÁLNÍCH DAT V REÁLNÉM ČASE

EXPERIMENTAL DATA PROCESSING IN REAL TIME

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. PETR VESELÝ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JANA KOLÁŘOVÁ, Ph.D.

BRNO 2011



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Petr Veselý

ID: 78394

Ročník: 2

Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Zpracování experimentálních dat v reálném čase

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s problematikou zpracování dat v reálném čase. Prostudujte postupy stanovení R-R intervalů a kumulační metody pro jednotlivé srdeční cykly v signálech EKG. Kumulační metody využijte také pro zpracování akčních potenciálů. Navržené metody realizujte v LabView. Funkčnost ověřte na datech dostupných na ÚBMI.

Práce musí obsahovat teoretický úvod do problematiky detekce srdečních cyklů a přehled používaných kumulačních technik. Dále bude v práci uvedeno jednoduché blokové schéma zpracování dat a popis navržené aplikace v LabView s dokumentací.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] JAN J. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. Brno, Vutium Brno, ISBN: 80-214-081, 1997.
- [2] SORNMO L, LAGUNA P. Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications. Elsevier Academic Press, 2005.

Termín zadání: 15.10.2010

Termín odevzdání: 20.5.2011

Vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

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

Tato diplomová práce je věnována doplnění nyní používaného programového vybavení při experimentálním měření signálů z izolovaných zvířecích srdcí o blok zajišťující předzpracování měřených signálů. Měřenými signály jsou elektrogram (EG) a akční potenciál (AP). Popis vzniku jednotlivých signálů, způsob jejich měření a možnosti odstranění šumu, který obsahují, je popsán v teoretické části této práce. Praktická část práce je věnována popisu zmíněného bloku předzpracování, který zajišťuje odstranění šumu z průběhu AP. K tomu je využito kumulačních metod založených na průměrování sobě si časově odpovídajících úseků průběhu AP. V rámci této práce jsou na základě výsledků měření poměru signálu ku šumu v kumulovaném průběhu AP doporučeny nejvhodnější kumulační postupy a jejich parametry. Pro správnou funkci vybraných kumulačních metod je důležité přesně rozdělení průběhu AP do sobě si tvarem odpovídajících úseků tzv. repetit. Pro stanovení počátku a konce těchto úseků AP je použito souvislosti mezi průběhy EG a AP. Zmíněné body jsou označeny na základě detekce vrcholů vln R a T vyskytujících se v EG. K detekci zmíněných vln je v práci použito metod založených na principu vlnkové transformace. Účinnost a přesnost detekčních metod je ověřena pomocí testovacích signálů EG s ručně označenými vrcholy vln R a T.

Klíčová slova

akční potenciál, elektrogram, kumulace AP, detekce R vlny, detekce T vlny, LabView

Annotation

The thesis completes the current programming equipment for experimental measurement of isolated animal heart signals. It adds a block providing the pre-processing of the signals. The signals measured are the elektrogram (EG) and the action potential (AP). The origin of individual signals, the measuring method and the possibilities of noise elimination are dealt with in the theoretical part of the thesis. The practical part describes the pre-processing block securing the noise elimination during the AP. It uses accumulative methods of averaging the corresponding time periods of the AP. Based on the results of measuring the signal to noise ratio, the thesis suggests the most appropriate accumulative methods and their variables. In order for the chosen accumulative methods to work well, it is important to divide the AP process into sectors of corresponding shape (repeats). The connection between the EG and AP processes is used to determine the beginning and end of the sectors. These points are identified by the detection of R and T wave peaks in the EG. To detect the R and T waves, the thesis uses methods based on wavelet transform. The efficiency and accuracy of detection methods is verified by test EG signals with hand-marked R and T wave peaks.

Keywords

action potencial, electrogram, AP accumulation, R wave detection, T wave detection, LabView

VESELÝ, P. Zpracování experimentálních dat v reálném čase. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 66 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D..

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Zpracování experimentálních dat v reálném čase jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 20. května 2011

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucí diplomové práce doc. Ing. Janě Kolářové, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 20. května 2011

.....
podpis autora

Obsah

ÚVOD.....	3
1 SRDCE.....	4
1.1 Anatomie srdce.....	4
1.2 Fáze srdečního cyklu.....	4
1.3 Vznik a šíření akčního potenciálu.....	8
1.3.1 Model buňky pro výklad elektrických jevů	8
1.3.2 Rovnovážné napětí pro idealizovanou buněčnou membránu	9
1.3.3 Elektro-chemické procesy probíhající na reálné buněčné membráně.....	10
1.3.4 Složky iontového membránového proudu	12
1.3.5 Vztah mezi celkovým iontovým proudem a průběhem akčního potenciálu	13
1.3.6 Vedení vzruchu v srdci	14
1.4 Elektrokardiogram	15
1.4.1 Popis EKG křivky.....	16
2 MĚŘENÍ PRŮBĚHU AKČNÍHO POTENCIÁLU A JEHO ZVÝRAZNĚNÍ V ŠUMU.....	18
2.1 Měření průběhu akčního potenciálu	18
2.1.1 Optická metoda měření akčního potenciálu.....	18
2.1.2 Pohybový artefakt vznikající během měření	19
2.1.3 Fáze měření akčního potenciálu	20
2.2 Zvýraznění užitečného signálu pomocí kumulačních metod.....	20
2.2.1 Kumulace s rovnoměrnými vahami a pevným oknem	21
2.2.2 Kumulace s rovnoměrnými vahami a klouzavým oknem.....	22
2.2.3 Kumulace s exponenciálními vahami	23
3 METODY DETEKCE R VLNY	24
3.1.1 Vlnková transformace.....	24
3.1.2 Filtrační srovnávací metody	27
4 DETEKCE R VLNY POMOCÍ FILTRAČNÍ SROVNÁVACÍ METODY	29
4.1 Postup detekce.....	29
4.1.1 Inicializace.....	29
4.1.2 Detekce.....	31
4.2 Zhodnocení detekční metody	32
5 DETEKCE R VLNY S VYUŽITÍM VLNKOVÉ TRANSFORMACE	33
5.1 Volba vlnky.....	33
5.2 Popis postupu detekce vlny R	39
5.2.1 Inicializační fáze.....	39
5.2.2 Detekční fáze	39

5.3	Testování detekční metody	41
5.3.1	Test účinnosti.....	42
5.3.2	Test přesnosti.....	42
6	KUMULACE PRŮBĚHU AKČNÍHO POTENCIÁLU V LABVIEW.....	43
6.1	Repetice.....	43
6.1.1	Vytvoření repetice	43
6.1.2	Určení vztažného bodu v repeticích.....	45
6.2	Kumulace repetice	46
6.2.1	Kumulace s rovnoměrnými vahami a klouzavým oknem.....	46
6.2.2	Kumulace s exponenciálními vahami	48
6.3	Určení optimálního počtu repetice použitých pro kumulaci.....	50
6.4	Snížení výpočetní náročnosti kumulačního výpočtu	51
7	DETEKCE T VLNY	52
7.1	Volba vlnky.....	52
7.2	Popis postupu detekce vlny T.....	55
7.3	Testování detekční metody	57
7.3.1	Test účinnosti.....	57
7.3.2	Test přesnosti.....	58
7.4	Uplatnění detekce T vlny.....	58
7.5	Vliv pohybového artefaktu na tvar kumulovaného průběhu AP.....	59
8	ZÁVĚR	61
	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	63
	SEZNAM ZKRATEK A SYMBOLŮ.....	65
	SEZNAM PŘÍLOH	66

Úvod

Tato práce je věnována měření a zpracování signálů získaných při experimentech na izolovaných zvířecích srdcích. Experimentální měření, která jsou prováděna ve spolupráci s Lékařskou fakultou Masarykovy univerzity, jsou zaměřena na sledování srdeční aktivity pomocí elektrogramu (EG) a akčního potenciálu (AP) během studie globální ischemie. Pro měření těchto signálů se na UBMI používá měřicí karta od výrobce National Instrument (NI) spojená s počítačem, ze kterého je postup celého měření a zpracování signálů ovládán. Tato obslužná činnost je vykonávána programem vytvořeným v programovacím prostředí LabView [7, 19]. Snímání EG je poměrně jednoduché, ale snímání AP optickou metodou přináší mnohé komplikace. Největší komplikací je nízká hodnota poměru signálu AP vůči šumu. Z toho důvodu bylo nutné doplnit stávající aplikaci o zvýraznění signálu AP během měření a zajistit tak pořízení co nejlepšího záznamu. V rámci této práce je navržen, realizován a funkčně ověřen funkční blok rozšiřující stávající aplikaci, který zajišťuje předzpracování průběhu AP. Tento blok je složen z dílčích částí zajišťujících detekci vln R a T a kumulaci průběhu AP. Pouze kumulace se totiž při dodržení podmínek kladených na postup zpracování AP (rychlost, minimální zpoždění, atd.) prokázala jako použitelná metoda zvýraznění užitečného signálu v šumu.

První kapitola této práce je věnována anatomickému a biofyzikálnímu popisu srdce a procesů na něm probíhajících. Vedle popisu fází srdečního cyklu, které jsou pro pochopení vniku akčního potenciálu zcela klíčové, jsou zde popsány také principy vzniku a šíření elektrické aktivity z pohledu elektrického, respektive elektro-chemického. Zmíněný popis začíná od samotných srdečních buněk. Jejich schopnosti jsou totiž pro šíření elektrického podráždění (AP) po srdeční svalovině (myokardu) zcela nepostradatelné.

Následující kapitola je rozdělena na dvě části. V první z nich je popsána metoda měření signálů z izolovaného zvířecího srdce. Prakticky jedinou realizovatelnou možností, jak sledovat AP na pohybujícím se izolovaném srdci je využití optické metody. Tato část práce proto blíže popisuje optickou metodu a možnosti využitelných snímačů a ostatního přístrojového vybavení.

Druhá část této kapitoly popisuje zvýraznění signálu v šumu použitím kumulačních metod. Měřený akční potenciál je na cestě optického snímání rušen. Vzniklý šum ovšem nelze jednoduchým způsobem odfiltrout, proto se pro zvýraznění používají právě kumulační metody založené na průměrování. Pro správnou funkci kumulačních metod je důležité, aby kumulované akční potenciály (repetice) byly vztaženy k jednomu společnému bodu neboli počátku AP. Ten ale v silně zašuměném průběhu nelze přesně označit. Proto je k označení počátku AP využito souvislosti mezi tímto bodem a výskytem vrcholu R vlny v EG. Tímto krokem je označení počátku AP převedeno na úkol detekce R vlny.

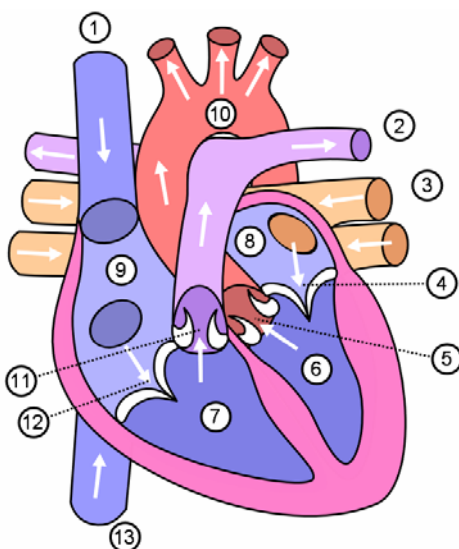
V kapitole věnované detekci R vlny jsou popsány použitelné metody detekce, jejich výhody a nevýhody. Z velkého množství současně používaných detekčních metod jsou vybrány pouze metody, které by mohly být za jistých okolností využitelné pro vytváření detektoru.

Poslední část práce popisuje funkci bloku, který obstarává výše zmíněné předzpracování AP. Mimo popisu použitých metod detekce vlny R a T, je v této kapitole také vysvětlen postup samotné kumulace AP. Kromě pracovních postupů je tato část práce věnována také zhodnocení účinnosti jednotlivých dílčích částí bloku předzpracování AP.

1 Srdce

1.1 Anatomie srdce

Srdce (cor, kardiak) je svým způsobem krevní pumpa, která má čtyři dutiny – dvě síně (atria) a dvě komory (ventriculi). Pravá síň a pravá komora tvoří tzv. pravé srdce oddělené síňovou a komorovou přepážkou (septem) od levé síně a komory, které vytváří tzv. levé srdce. Mezi pravou síní a pravou komorou se nachází mitrální chlopeň a mezi levou síní a levou komorou se nachází trojcípá chlopeň. Do pravé srdeční síně přitéká horní a dolní dutou žílou odkysličená krev z orgánů a tkání těla. Smrštěním pravé síně je krev vypuzena do pravé komory a po její kontrakci plicními tepnami do plic. Z plic se vrací okysličená krev čtyřmi plicními žilami do levé srdeční síně. Kontrakcí levé síně je krev přečerpána do levé komory, odkud ji srdečnice (aorta) rozvádí do celého těla [8].



Obr. 1.1: Anatomický popis srdce.

1 - horní dutá žíla, 2 - plicní tepna, 3 - plicní žíla, 4 - mitrální chlopeň, 5 - aortální chlopeň, 6 - levá komora, 7 - pravá komora, 8 - levá předsíň, 9 - pravá předsíň, 10 - aorta, 11 - plicní chlopeň, 12 - trojcípá chlopeň, 13 - dolní dutá žíla [1].

1.2 Fáze srdečního cyklu

Z anatomického a fyziologického popisu srdce lze vysledovat, že srdce svou činnost vykonává v cyklech neboli periodách. Základní cyklus se dělí na dvě části:

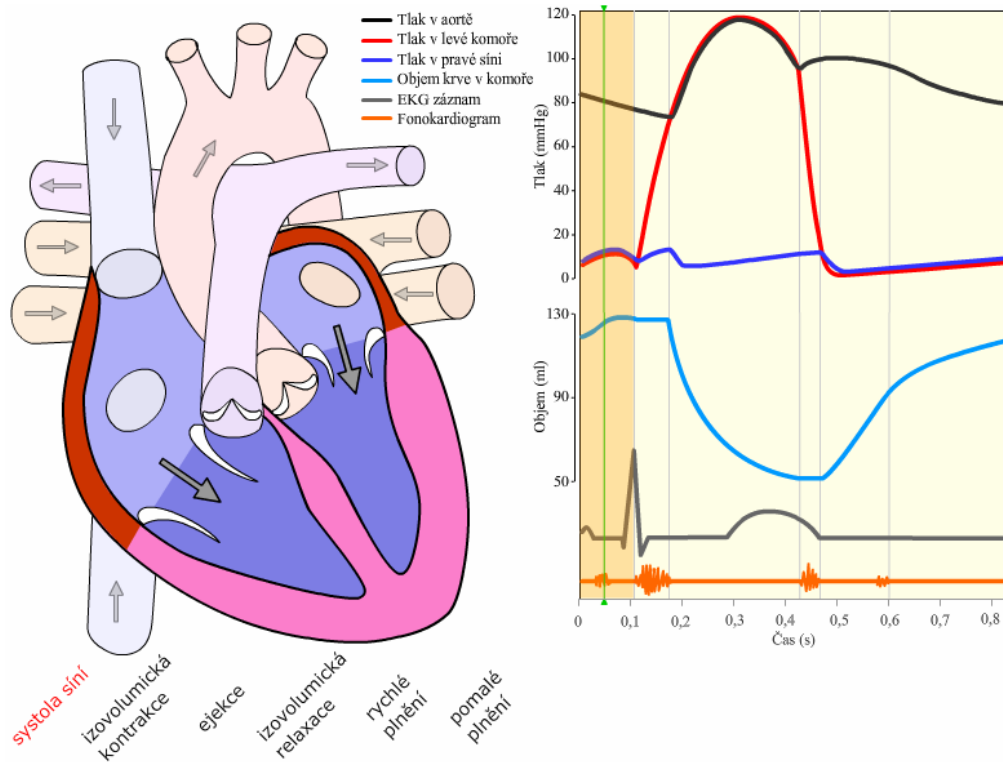
- systolu – kontrakce komor
- diastolu – relaxace komor.

Každá z těchto dílčích částí srdečního cyklu je charakteristická určitými měřitelnými veličinami - objemem srdečních dutin a tlakem. Pro hodnotu obou veličin je charakteristické místo, ve kterém se měří a fáze srdečního cyklu, ve které se srdce v okamžik měření nachází. Jako nejdůležitější jsou z hlediska hodnocení činnosti srdce hodnoty objemu krve v levé komoře a tlaku v aortě, v levé komoře

a v pravé síni. Z hodnot, kterých tyto veličiny nabývají během jednoho srdečního cyklu je možné srdeční cyklus rozdělit na šest fází:

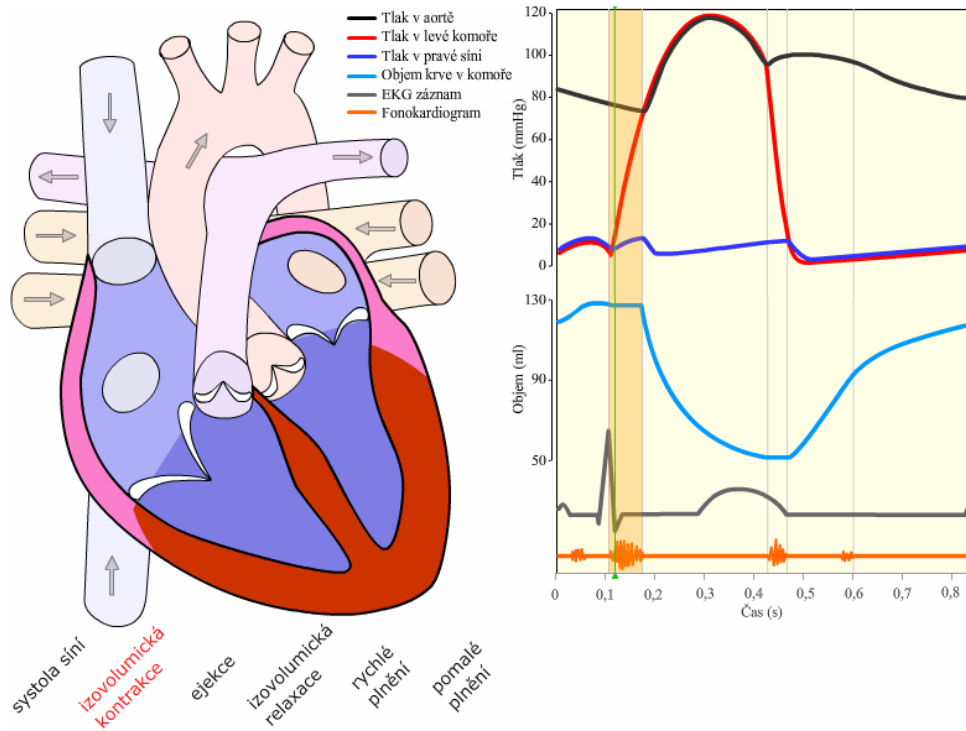
- systola síní
- izovolumická kontrakce
- ejekce
- izovolumická relaxace
- rychlé plnění komor
- pomalé plnění komor.

Na konci diastoly komor dochází k automatickému vygenerování vzruchu v sinoatriálním uzlu, což způsobí **kontrakci předsíní**, která je v EKG charakterizována P vlnou.



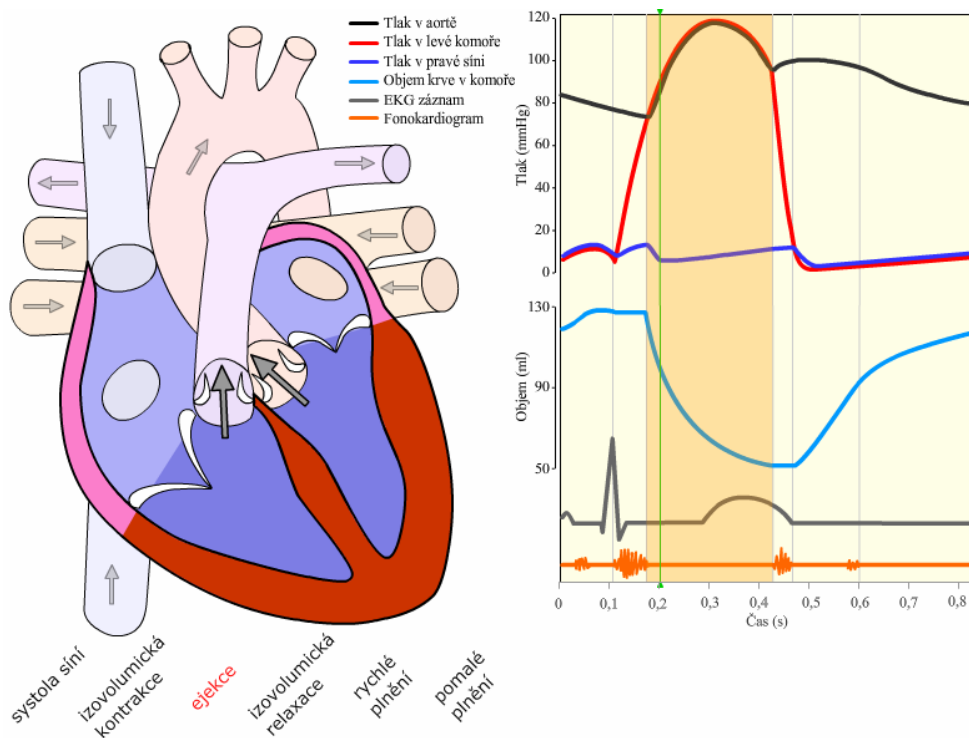
Obr. 1.2: Fáze srdečního cyklu – systola předsíní [2].

Po kontrakci síní dochází k plnění komor (QRS komplex v EKG). Komory se plní krví až do okamžiku, kdy tlak v komorách překročí tlak v předsíních a dojde k uzavření cípatých chlopní. Tato fáze se nazývá **izovolumická kontrakce**.



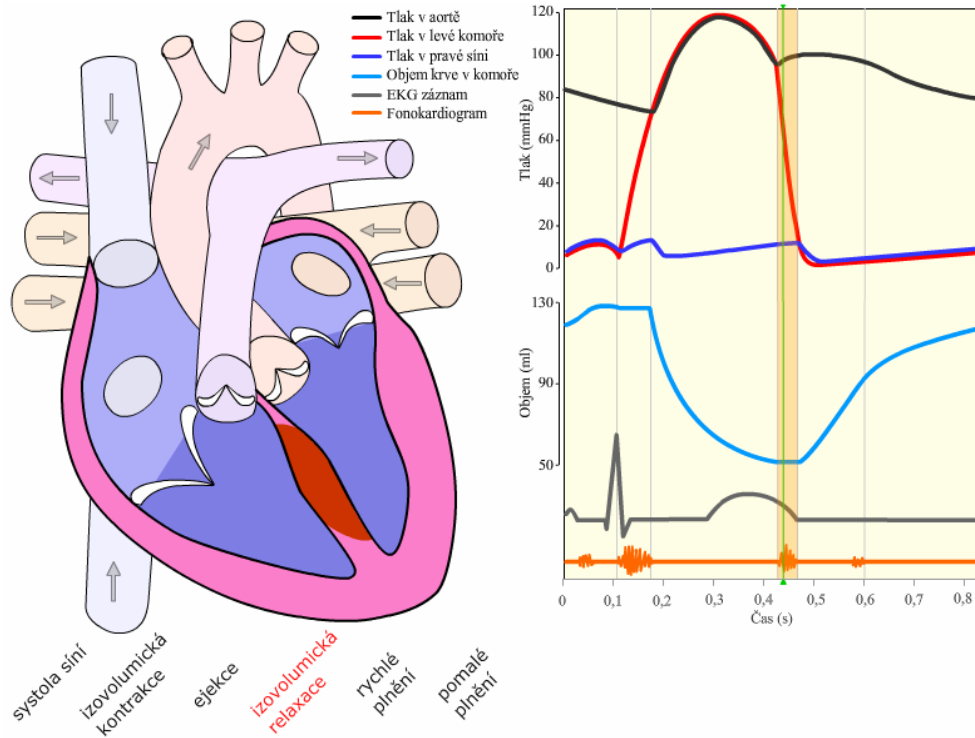
Obr. 1.3: Fáze srdečního cyklu – izovolumická kontrakce [2].

Vlivem uzavřených cípatých i semilunárních chlopní dochází k nárůstu tlaku uvnitř komor. Semilunární chlopně jsou uzavřené z důvodu vyššího tlaku v aortě než v komoře. Tato fáze trvá až do okamžiku, kdy vzrůstající tlak v komoře překoná tlak v aortě a dojde k otevření semilunárních chlopní a tím k **ejekci** krve do krevního oběhu.



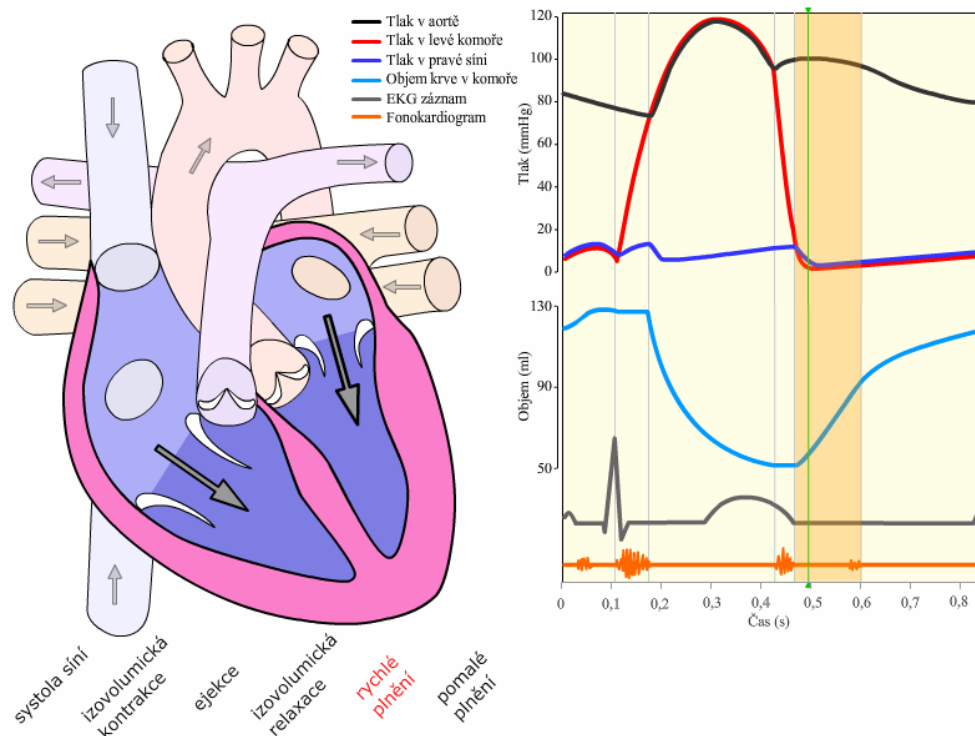
Obr. 1.4: Fáze srdečního cyklu – ejekční fáze [2].

Jakmile dojde k poklesu tlaku v komoře pod hodnotu tlaku krve v aortě, dojde k uzavření semilunárních chlopní. Paralelně s tímto dějem dochází k nárůstu tlaku krve v předsíních, protože cípate chlopně jsou stále uzavřeny. Tato fáze srdečního cyklu se nazývá **izovolumická relaxace**.



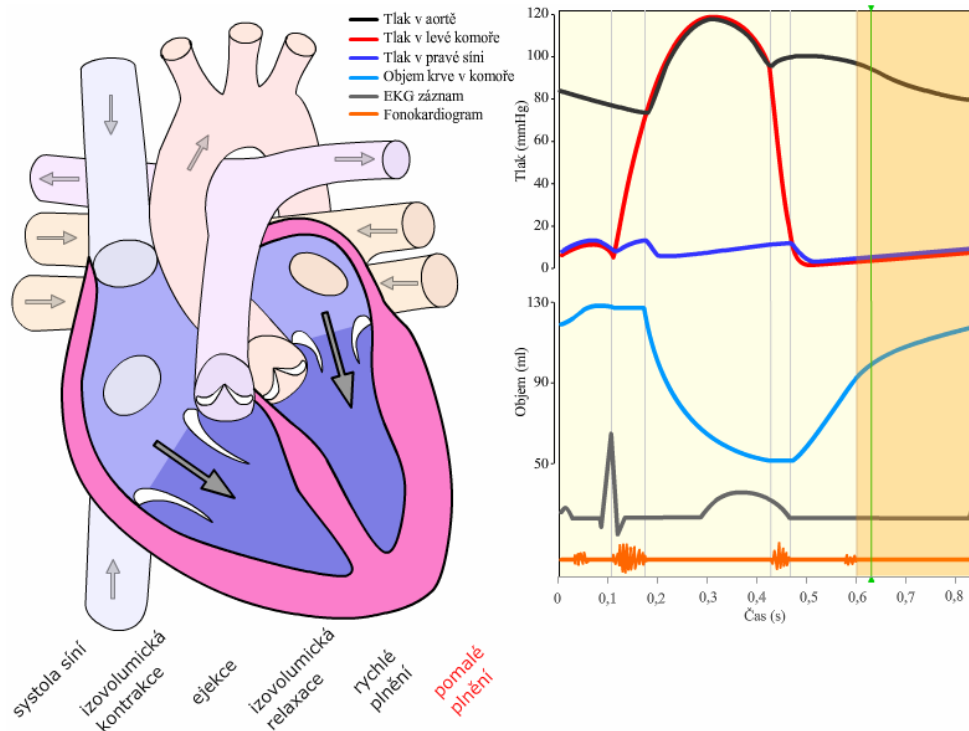
Obr. 1.5: Fáze srdečního cyklu – izovolumická relaxace [2].

Když poklesne tlak v komorách pod hodnotu tlaku v předsíních, otevrou se cípate chlopně a dojde k **rychlému plnění** komor krví. Během této fáze se komory naplní přibližně z 80 %.



Obr. 1.6: Fáze srdečního cyklu – rychlé plnění [2].

Zbýlých 20 % objemu komor je doplněno během fáze *pomalého plnění*, protože dochází k podpůrné kontrakci předsíní.



Obr. 1.7: Fáze srdečního cyklu – pomalé plnění [2].

Výše popsané fáze srdečního cyklu jsou následkem pravidelného stahování a uvolňování srdečního svalstva. Těchto svalových projevů je srdce schopno díky charakteristickým vlastnostem, kterými disponuje:

- automacie – schopnost srdečního svalu stahovat se bez vnějších podnětů;
- rytmicita – pravidelné střídání dějů;
- vodivost – šíření vzruchu svalovinou srdce;
- dráždivost (excitabilita) - schopnost srdečního svalu se na vhodný podnět zkrátit;
- stažlivost (kontraktilita) – způsobuje, že srdce plní funkci krevní pumpy.

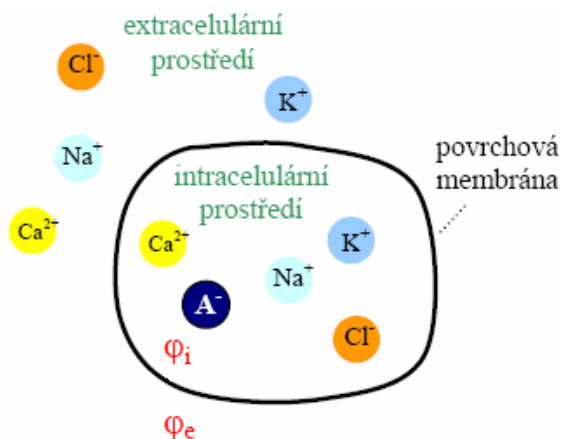
Tyto vlastnosti dávají srdci schopnost generovat a vést elektrické podráždění. Činnost srdce je tak možné popsat jistou elektrickou aktivitou, kterou představuje hodnota akčního potenciálu.

1.3 Vznik a šíření akčního potenciálu

Akční potenciál (AP) je membránový potenciál, jehož hodnota je vlivem podráždění buňky srdeční svaloviny vychýlena z rovnovážné, záporné hodnoty a na určitou dobu dosáhne hodnot kladných. Hodnota membránového potenciálu je dána vodivostí iontově selektivních membránových kanálů. Aby bylo možné popsat přesněji vznik akčního potenciálu a jeho následné šíření myokardem, je nutné, začít popisem srdeční buňky a elektro-chemických dějů, které se na ní odehrávají.

1.3.1 Model buňky pro výklad elektrických jevů

Buňku obepíná povrchová membrána, která odděluje extracelulární prostor od prostoru intracelulárního. Je tvořena z fosfolipidů, které jsou v určitých místech přerušeny bílkovinnými kanály, které podle typu své propustnosti obstarávají aktivní, nebo pasivní transport látek přes membránu a tak ovládají elektrické děje v buňce.



Obr. 1.8: Jednoduchý model buňky pro vysvětlení elektrických jevů na buňce [4].

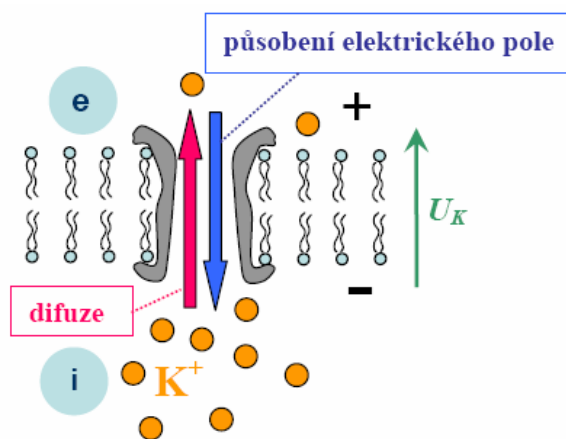
Zmíněná prostředí obsahují anorganické kationty Na^+ , K^+ , Ca^{2+} a aniont Cl^- , ovšem o rozdílných koncentracích. Zatímco pro sodík, vápník a chlór platí, že jejich koncentrace je vyšší pro extracelulární prostor, tak pro draslík platí, že jeho koncentrace je vyšší v intracelulárním prostoru. To má za následek, že buňka se v klidovém stavu vyznačuje zápornou hodnotou membránového napětí U_m .

$$U_m = \varphi_i - \varphi_e \quad [V], \quad (1.1)$$

kde φ_i ... elektrický potenciál na vnitřní straně buněčné membrány
 φ_e ... elektrický potenciál na vnější straně buněčné membrány.

1.3.2 Rovnovážné napětí pro idealizovanou buněčnou membránu

Za předpokladu že v určitém okamžiku přes membránu buňky prochází pouze jeden druh iontů (např. K^+) se vytvoří systém idealizované membrány. Tento systém se následně bude snažit dospět do rovnováhy. Ionty budou difundovat z oblasti s vyšší koncentrací do oblasti s koncentrací nižší a snažit se tak vyrovnat elektrické pole vzniklé nerovnoměrným rozložením náboje po obou stranách membrány.



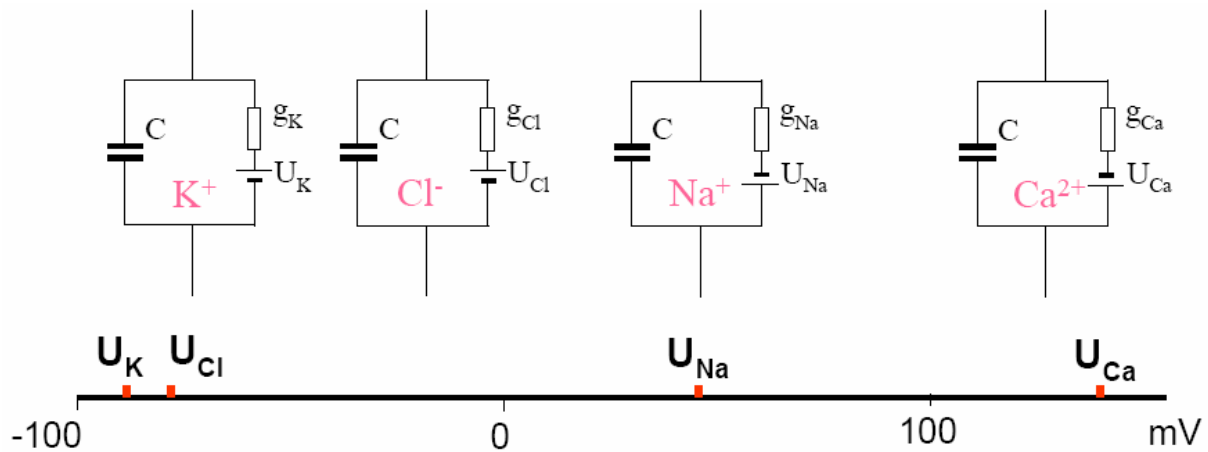
Obr. 1.9: Proces probíhající na draselném kanálu pro idealizovanou membránu [4].

Ze zmíněného předpokladu propustnosti membrány pouze pro jeden druh iontů vyplývá, že přes ni nemohou společně s draselnými ionty difundovat ionty opačného náboje a vznikne elektrické pole, které je pro každý takto idealizovaný kanál jiné a je dáno Nernstovým vztahem:

$$U_X = \frac{RT}{z_x F} \ln \left[\frac{X^{z_x}_e}{X^{z_x}_i} \right] \quad [V] \quad [5] \quad (1.2)$$

kde U_X ... rovnovážné napětí pro ionty X^z
 R ... molární plynová konstanta
 T ... teplota v Kelvinech
 z_x ... nábojové číslo
 F ... Faradayova konstanta.

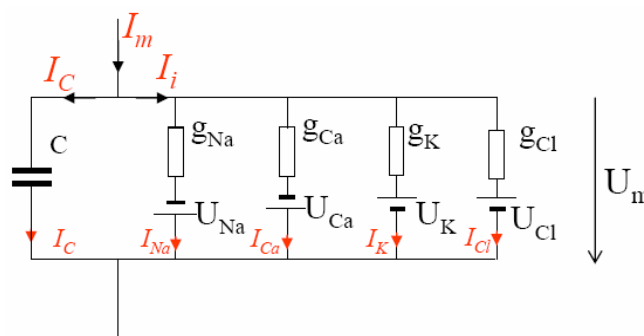
V případě, že by se uvažovala takto podmíněná propustnost membrány postupně pro všechny zmíněné ionty, bylo by možné pro ně vypočíst hodnoty rovnovážného napětí a vytvořit tak pro každý ze zmíněných iontů náhradní elektrické schéma membránového kanálu.



Obr. 1.10: Hodnoty rovnovážného napětí pro jednotlivé typy membránových kanálů [5].

1.3.3 Elektro-chemické procesy probíhající na reálné buněčné membráně

V reálném případě je membránové napětí a proud výsledkem difúze iontů přes všechny vodivé membránové kanály. Náhradní schéma pro tento případ lze získat spojením všech dílčích schémat do paralelní kombinace.



Obr. 1.11: Náhradní elektrické schéma reálné buněčné membrány [5].

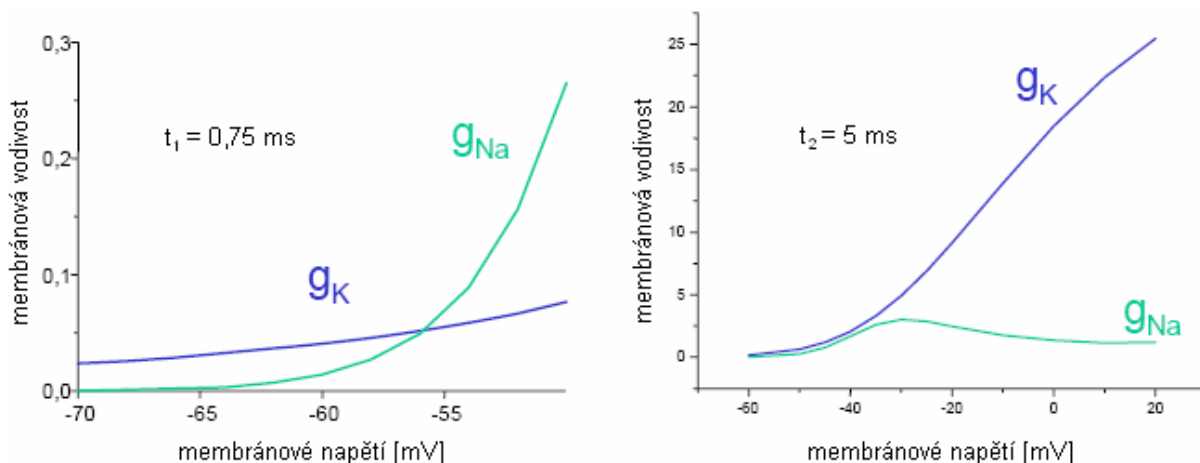
Membrána oddělující dvě vodivá prostředí je charakterizována kapacitou C a příslušné membránové kanály svou vodivostí g a rovnovážným napětím U_X . Hodnotu celkového membránového proudu lze vypočítat pomocí rovnice:

$$I_m = I_C + I_i = C \frac{dU_m}{dt} + I_{Na} + I_{Ca} + I_K + I_{Cl}, \quad [5] \quad (1.3)$$

kde jednotlivé kanálové proudy lze vypočítat pomocí rovnic:

$$I_{Na} = g_{Na} \cdot (U_m - U_{Na}) \quad , \quad I_{Ca} = g_{Ca} \cdot (U_m - U_{Ca}) \dots \quad [5] \quad (1.4)$$

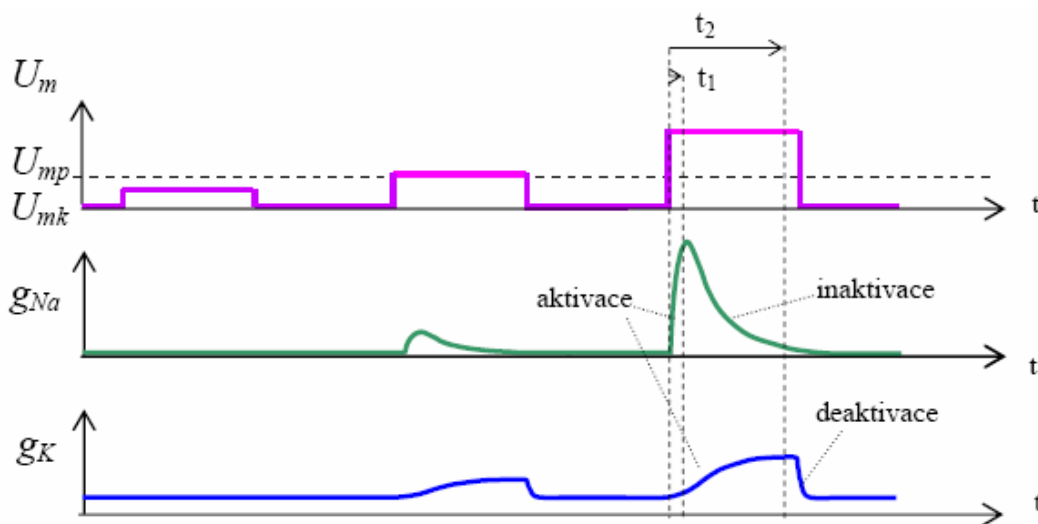
Vodivosti charakterizující každý kanál v náhradním elektrickém schématu reálné buněčné membrány jsou závislé na membránovém napětí a čase. Při změnách poměru $\frac{g_{Na^+}}{g_{K^+}}$ může hodnota membránového napětí dosáhnout libovolné hodnoty v rozmezí U_{K^+} a U_{Na^+} , přibližně tedy -75 mV až 40 mV [5].



Obr. 1.12: Závislost vodivostí sodných a draselných kanálů na membránovém napětí a čase [5].

Děje na buněčné membráně lze zkoumat dvěma způsoby. Pomocí:

- vnuceného napětí – měří se vodivost kanálů resp. velikost proudových membránových složek;
- vnuceného proudu – měří se hodnota akčního potenciálu.

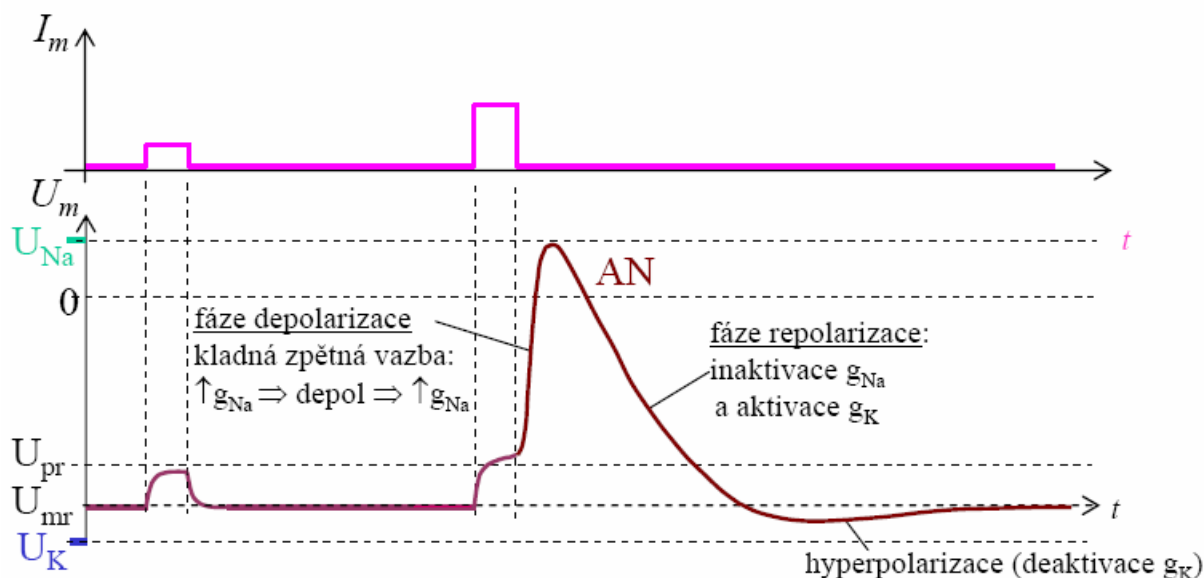


Obr. 1.13: Metoda vnuceného napětí [4].

Z obrázků 1.12 a 1.13 vyplývá zmíněná závislost membránových vodivostí na membránovém napětí a čase. Pokud je přiložené vnější membránové napětí menší než je prahová hodnota (z obrázku č. 1.12 přibližně -56 mV), tak nedojde k aktivaci sodíkových kanálů. Prahové hodnoty dosáhne napětí tehdy, pokud se vyrovná hodnota vodivosti sodíkových a draselných kanálů. Jakmile přiložené napětí překročí prahovou hodnotu, tak se extrémně zvýší propustnost sodíkových kanálů (*fáze aktivace*), která ovšem ihned po dosažení maxima klesá (*inaktivace*). Zároveň s aktivací sodíkových kanálů dochází k pomalé aktivaci draselných kanálů, která logaritmičtě roste až do chvíle sestupné hrany

přiloženého napětí. Z toho vychází, že draselné kanály nemají fázi inaktivace, ale pouze deaktivace, což je fáze, při které dochází k návratu ke klidové hodnotě napětí draselného kanálu.

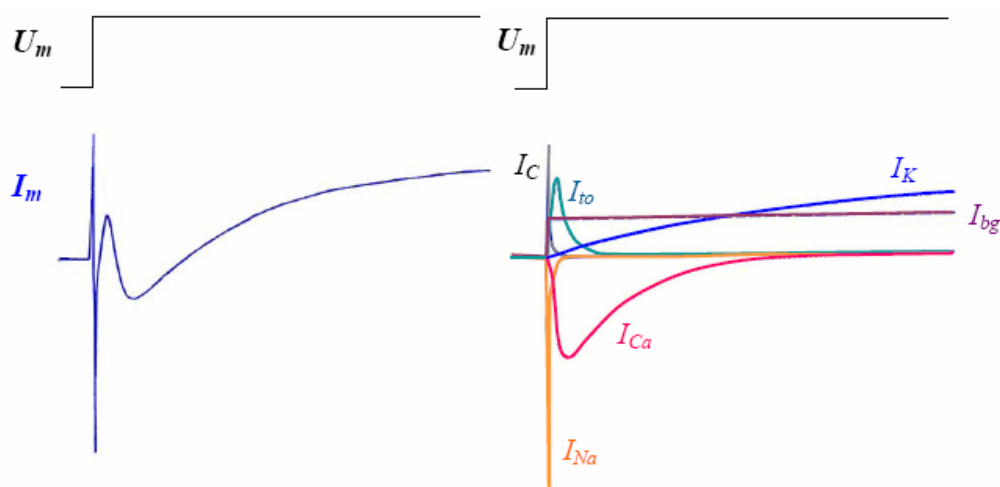
Pokud nastane náhlá změna hodnoty proudu tekoucího buněčnou membránou, dojde k následující situaci.



Obr. 1.14: Metoda vnuceného proudu [5].

Při podprahové hodnotě proudu opět nedochází k otevření sodíkových kanálů a tedy ani ke vniku akčního potenciálu. Jakmile ale přesáhne hodnota vodivosti sodíkových kanálů hodnotu vodivosti draselných kanálů, dochází k prudkému nárůstu vodivosti sodíkových kanálů a k pronikání iontů sodíku do buňky. To vyvolá změnu napětí až k hodnotě klidového napětí sodíkových kanálů (akční potenciál). Ihned po jejím dosažení přichází fáze inaktivace sodíkových kanálů, která je spojena s růstem vodivosti draselných kanálů a má za následek repolarizaci a následný pokles napětí až pod hodnotu klidového membránového napětí. Vlivem deaktivace draselných kanálů se ale po určité době opět ustaluje hodnota membránového napětí na své klidové hodnotě. Tato fáze se nazývá fází hyperpolarizace.

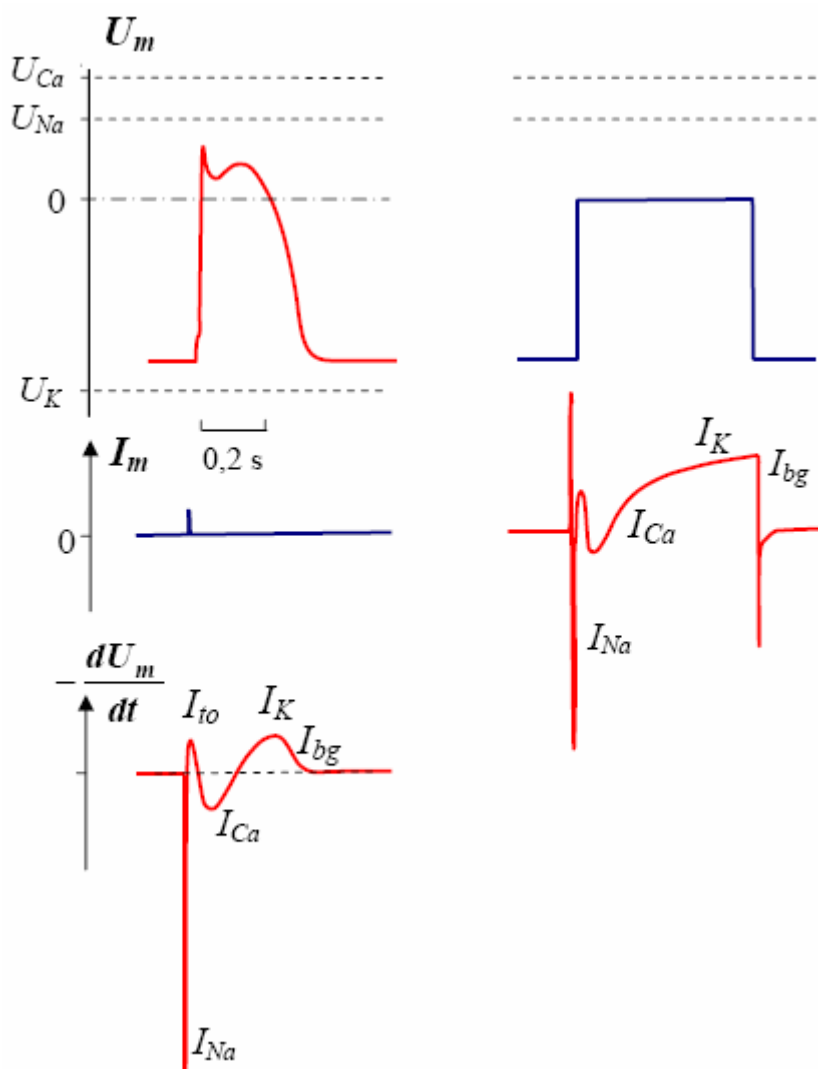
1.3.4 Složky iontového membránového proudu



Obr. 1.15: Složky iontového membránového proudu pro srdeční buňky [4].

Vnucením pravoúhlého napětíového skoku membráně buňky dojde ke změně propustnosti několika druhů iontových membránových kanálů. To má za následek vznik proudových složek. První rychlá změna proudu nastane vlivem kapacity v náhradním elektrickém schématu buněčné membrány, která reaguje na rychlou změnu napětí (vzniká proudová složka I_C). Následná změna proudu do záporných hodnot je způsobena negativním sodíkovým proudem I_{Na} , který je podobně rychlý jako proud kapacitní. Negativní proud je reprezentován kladnými ionty vstupujícími do buňky, což vede k poklesu vnitřního potenciálu a následnému vzrůstu membránového napětí do kladných hodnot. K další změně proudu ke kladným hodnotám dochází projevem kladné hodnoty proudového pozadí I_{bg} a kladným draslíkovým přechodným proudem I_{I0} . Posledními velice důležitými proudovými složkami je pomalý negativní vápníkový proud I_{Ca} a kladný draslíkový proud I_K . V případě, že by napětíový pravoúhlý impuls měl i sestupnou hranu, tak by byl v záznamu registrován další impuls kapacitního proudu, který by byl v tomto případě záporný.

1.3.5 Vztah mezi celkovým iontovým proudem a průběhem akčního potenciálu



Obr. 1.16: Vztah mezi celkovým iontovým proudem a průběhem akčního potenciálu [4].

Po krátkém nadprahovém proudovém podráždění buňky dochází téměř k pětisetnásobnému zvětšení vodivosti sodíkových kanálů, což má za následek vznik sodíkové proudové složky, která je složkou negativní a způsobí nárůst membránového napětí téměř ke klidové hodnotě sodíkového napětí

– akční potenciál. Kladný proud I_{i0} vytvoří svým poklesem napětí v průběhu akčního potenciálu sedlový bod, který je kompenzován následnou aktivací pomalejšího negativního vápníkového proudu. Vápníkový proud je zároveň zodpovědný za prodloužení trvání průběhu akčního potenciálu, neboli tzv. fázi plató, během které není srdeční svalovina schopna depolarizace a je tak chráněna proti tetanickému stahu. Tato fáze se někdy označuje jako refrakterní doba.

Konečný pokles akčního potenciálu ke klidové hodnotě je způsoben aktivací draslíkového proudu, který se deaktivuje poklesem membránového napětí pod hodnotu klidového membránového napětí.

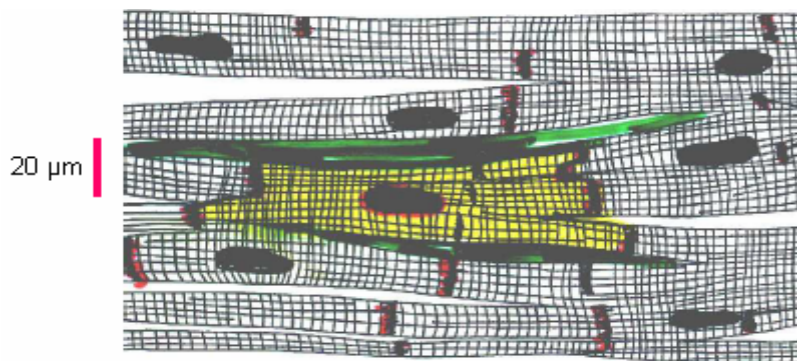
Popsaný mechanismus vychází ze vzorce pro celkový membránový iontový proud:

$$I_m = C \frac{dU_m}{dt} + I_i, \quad [5] \quad (1.5)$$

kde C ... kapacita membrány (obvykle kolem $1 \mu\text{Fcm}^{-2}$)
 U_m ... membránové napětí
 I_i ... součet všech iontových proudových složek.

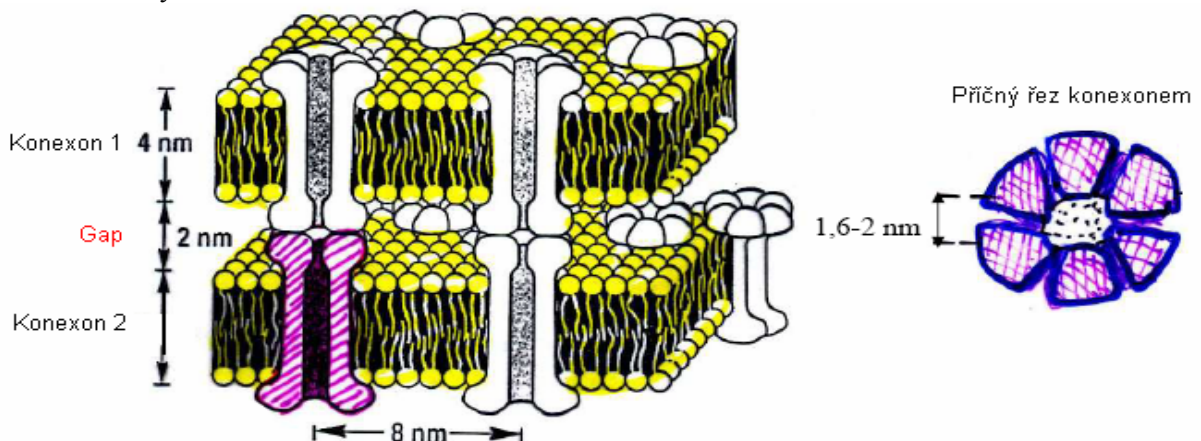
1.3.6 Vedení vzruchu v srdci

Vedení vzruchu srdeční svalovinou je způsobeno excitabilitou každé jednotlivé srdeční buňky. Srdeční buňky jsou jednojaderné o maximální délce kolem $100 \mu\text{m}$ a svým tvarem připomínají obdélník.



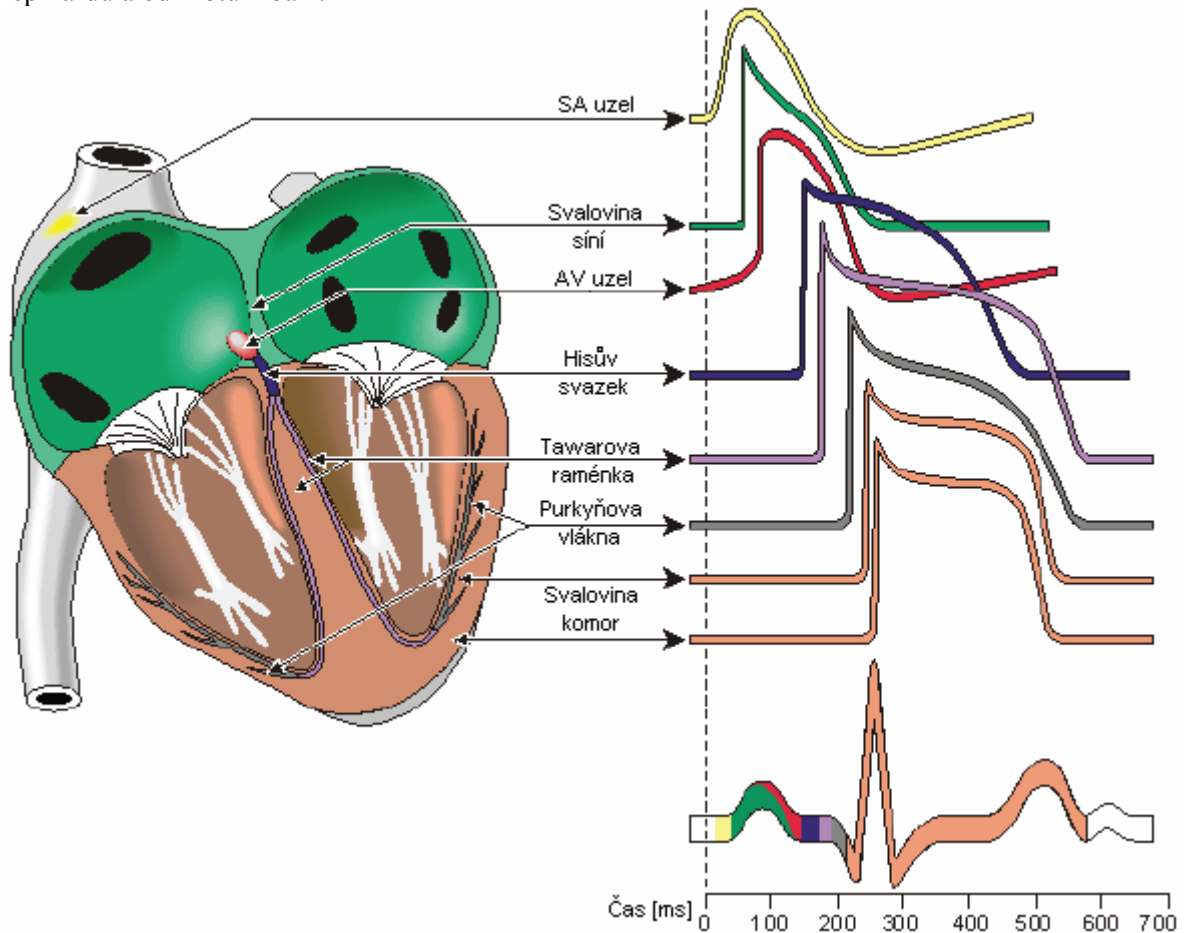
Obr. 1.17: Mikroskopický pohled na srdeční svalovinu [5].

Tyto buňky jsou v místech těsného spojení elektricky propojeny pomocí tzv. konexonů – speciální kanály. Konexony v membránách obou sousedních buněk na sebe těsně navazují a vytvářejí uprostřed pór přístupný pro ionty. Tento přístupný kanál zajišťuje spojení, kterým je vzruch předáván na sousední buňky.



Obr. 1.18: Elektrické spojení membrán sousedních buněk [5].

Jak bylo výše zmíněno, vzruch je generován v sinoatriálním (SA) uzlu, odkud se svalovinou předsíní šíří do atrioventrikulárního (AV) uzlu a následně do Hisova svazku. Odtud pokračuje Tawarovými raménky do Purkyňových vláken. Tawarova raménka jsou celkově tři. Jedno obepíná pravou srdeční komoru a dvě levou. Levá komora je obehnuta dvěma raménky z toho důvodu, že rozvádí krev do celého těla, je proto svalově vyspělejší a potřebuje větší pokrytí rozváděným vzruchem. Purkyňova vlákna přivedou vzruch na myokard komor, odkud se rozšíří od endokardu k epikardu a od hrotu k bázi.



Obr. 1.19: Vedení vzruchu svalovinou srdce [17].

Z obrázku 1.19 je patrné, že se vzruch šířící se srdeční svalovinou projevuje v odlišných místech myokardu odlišným projevem. To má za následek různé průběhy AP v odlišných částech srdce.

Při experimentálním měření na izolovaných srdcích prováděných UBMI je měřen AP z oblasti svaloviny levé srdeční komory [7]. Průběh AP v tomto místě je charakteristický dlouhou fází plató. Ta je způsobena projevem napěťově řízených vápníkových kanálů.

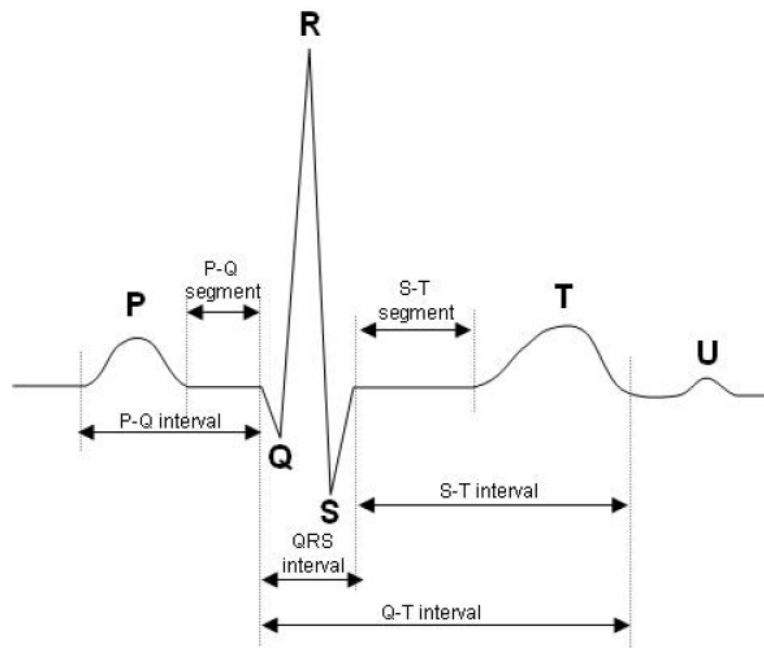
1.4 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram (EKG) je záznam elektrické aktivity srdce z povrchu těla. Jeho měřením vzniká určitý sumační obraz o aktivitě všech částí srdce. V případě, že se měří elektrická aktivita přímo z povrchu srdce, jedná se o tzv. elektrogram (EG). Ten se od EKG liší hlavně úrovní jednotlivých vln. Napěťová úroveň celého signálu je u EG vyšší, protože nedochází k úbytku napětí vlivem impedance tkání jako při měření EKG.

1.4.1 Popis EKG křivky

EKG křivka je časový záznam elektrické aktivity srdce a je složena z:

- **vln**, které jsou obvykle zaoblené a mají nižší úroveň (P,T,U),
- **kmitů**, které jsou ostré a jejich úroveň je vyšší než u vln (Q,R,S),
- **segmentů**, které jsou popsány časovým údajem mezi koncem jedné vlny (kmitu) a začátkem vlny (kmitu) další (P-Q, S-T),
- **intervalů**, někdy označovaných jako **komplexy**, které jsou dány spojením několika kmitů nebo vln a úseků (Q-R-S, S-T, Q-T, P-Q).



Obr. 1.20: Popis EKG křivky [2].

Orientační hodnoty doby trvání jednotlivých úseků společně s ději probíhajícími v srdci během nich jsou popsány dále. Jedná se o údaje, které odpovídají hodnotám naměřitelným na lidském srdci při tepové frekvenci v rozmezí 60 – 100 tepů za minutu.

P vlna - odpovídá depolarizaci síní; elektrický vzruch generovaný v sinoatriálním (SA) uzlu je během této vlny převeden svalovinou síní do atrioventrikulárního (AV) uzlu; délka trvání 60 – 100 ms [13].

P-Q interval - popisuje přechod podráždění z SA uzlu do svaloviny komor; délka trvání 120 – 200 ms [14].

QRS komplex (interval) - je měřitelný při depolarizaci komor; elektrické podráždění postupuje během tohoto komplexu ze septa přes srdeční hrot a pravou komoru do levé komory; délka trvání 80 – 120 ms [13].

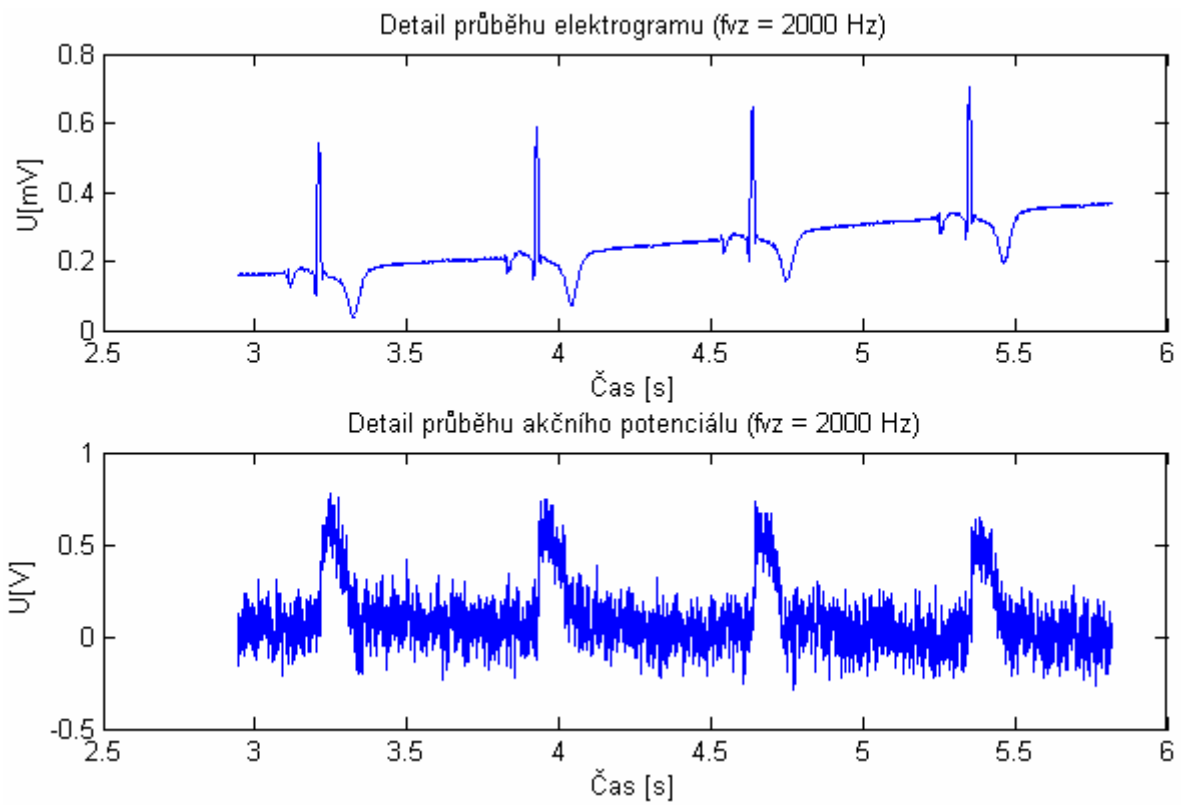
ST segment - během tohoto segmentu začíná repolarizace komor; délka trvání 80 – 120 ms [13].

T vlna - doznívající depolarizace komor; srdce je na konci T vlny zcela repolarizováno; délka trvání 160 ms [13].

ST interval - délka trvání 320 ms [13].

QT interval - délka trvání 340 – 420 ms [14].

Protože je R vlna dominantním úsekem v EKG signálu, tak se velice často detekuje její výskyt a používá se například k hodnocení tepové frekvence. Další možností jejího uplatnění je její návaznost na průběh akčního potenciálu jak je vidět na obrázku 1.19. Z obrázku vyplývá, že začátek průběhu AP přibližně odpovídá vrcholu vlny R a konec vrcholu vlny T. Tuto souvislost potvrzují i průběhy signálů EG a AP měřené během experimentů na lékařské fakultě (viz. obr. 1.21).



Obr. 1.21: Souvislost mezi výskytem R vlny v EG a počátkem akčního potenciálu.

2 Měření průběhu akčního potenciálu a jeho zvýraznění v šumu

Jak bylo v úvodu zmíněno, je tato práce zaměřena na zpracování průběhu AP a EG měřených z izolovaných zvířecích srdcí. Srdce je laboratorním zvířatům (morče, králík, potkan) vypreparováno za stavu hluboké anestézie. Izolované srdce je drženo dále při životě napojením na tzv. Langendorffův perfúzní systém (LPS). LPS sestává z kádinky pro srdce a zásobníků Krebs-Henseleitova (K-H) roztoku. Srdce se na LPS připojí přes aortu, která se dále větví na koronární artérie. Průtokem neboli perfúzí K-H roztoku obohaceného o důležité látky (kyslík, vápník, atd.) koronárním řečiště se zajišťuje přísun živin srdeční tkáni a tím také činnost srdce [7].

Do kádinky jsou navíc přivedeny měřící elektrody, prostřednictvím kterých lze ze srdce měřit EG. Tyto elektrody procházejí stěnou kádinky a jsou upevněny pomocí plastových šroubů, což umožňuje jejich případný posun.

Společně se signálem EG se během experimentů měří také průběh AP. Vzhledem k tomu, že AP je nutné měřit z určité oblasti srdeční svaloviny, protože se jedná o projev vznikající šířením elektrického vzruchu, bylo nutné najít vhodnou měřící metodu. Jako nejvhodnější se projevila metoda optického měření.

2.1 Měření průběhu akčního potenciálu

2.1.1 Optická metoda měření akčního potenciálu

Optická metoda měření průběhu AP je založena na aplikaci a následné excitaci napětově-citlivého barviva. Tato látka se přidává do K-H roztoku a váže se na membránu srdečních buněk. Podstatou této měřící metody je schopnost napětově-citlivého barviva měnit vlnovou délku emitovaného světla při excitaci v závislosti na napětí na buněčné membráně. Izolované srdce zavěšené v LPS je z vnějšku ozářeno světlem na vlnové délce přibližně 460 nm [7], což v závislosti na velikosti akčního potenciálu v pozorovaném úseku srdeční svaloviny vyvolá emisi světla o vlnové délce v rozsahu 600 – 700 nm [7].



Obr. 2.1: Jednoduchá metoda optického měření akčního potenciálu [7].

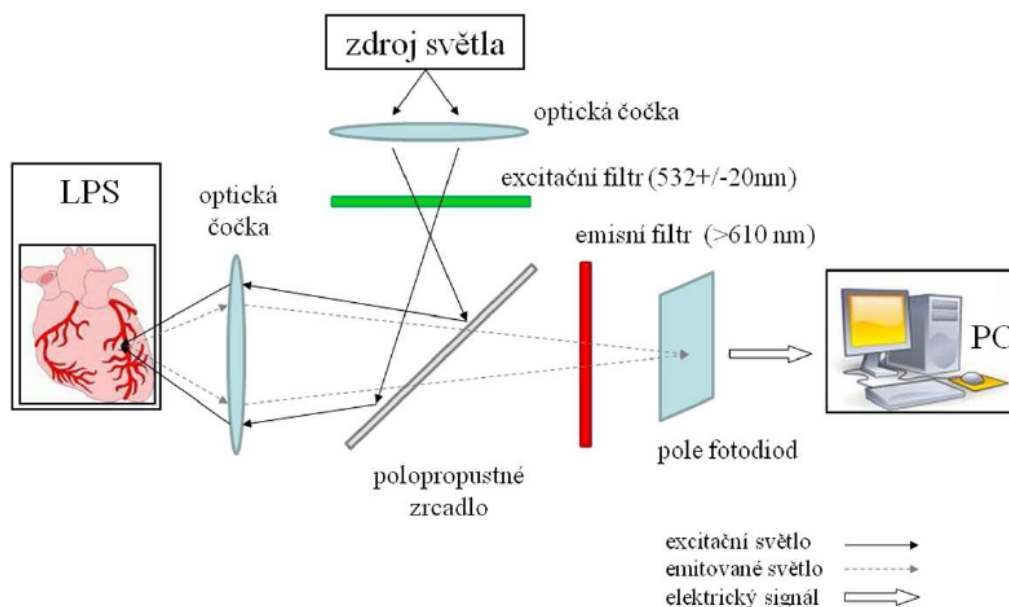
K ozáření srdeční tkáně se používá některý z těchto světelných zdrojů [7]:

- halogenové nebo xenonové lampy, které se používají pro ozáření větších ploch a pro jejich správnou funkci je nutné použít optické filtry pro vymezení světelného toku o jisté vlnové délce;
- lasery, které lze využít pro osvětlení malých ploch řádově v mm^2 nebo cm^2 ;
- LED diody.

Následně emitované světlo může být měřeno prakticky z jakékoliv plochy srdeční tkáně. Problémem této metody ovšem je nemožnost měření absolutních hodnot. Měření je totiž závislé na množství barviva, které je v daném místě navázáno na buněčné membrány. Z tohoto důvodu byla použita metoda poměrového snímání AP, která spočívá v určení velikosti měřené hodnoty AP z poměru intenzity světla emitovaného ze srdeční svaloviny na vlnové délce odpovídající zelenému a červenému světlu. Tímto způsobem je možné odstranit vliv pohybových artefaktů, které se projeví odlišnou vzdáleností excitačních optických zdrojů a snímacích optických detektorů od svaloviny zkoumaného srdce. Pro snímání emitovaného světla se využívá těchto detektorů [7]:

- fotodioda, kterou lze využít pro snímání z velice malých ploch (velikost buněk) se schopností zaznamenat změny intenzity v řádech pikosekund;
- fotonásobič, který převádí energii emitovaných fotonů na elektrický signál;
- CCD kamera, která disponuje velice rychlou odezvou, ale problémem je postupné vyhodnocení obrazu.

Protože je v některých případech nemožné přiložit rozměrné optické detektory přímo k srdci, využívají se fokusační optické členy. Mezi tyto členy se řadí optické čočky, zrcadla a filtry. Jak je vidět na obrázku 2.2, tak se zmíněné optické prvky využívají pro směřování excitačního i emitovaného světla.



Obr. 2.2: Metoda optického měření akčního potenciálu s využitím optického systému [7].

2.1.2 Pohybový artefakt vznikající během měření

Pohyb srdce během snímání vnáší do měřeného průběhu akčního potenciálu zkreslení. V případě použití optické metody dochází vlivem pohybu srdce k nežádoucí změně vzdálenosti mezi plochou detektoru a plochou, ze které je měřen akční potenciál. Následkem této změny je změna detekované intenzity světelného toku emitovaného prostřednictvím napětově-citlivého barviva z povrchu srdce. Tento zdroj zkreslení je v současnosti omezován využitím poměrové matematické metody, která pro svou funkci využívá dvou světelných detektorů pracujících v odlišných spektrálních pásmech [7].

Pohyb srdce je způsoben kontrakcí srdečních buněk. Jak již bylo řečeno, je akční potenciál snímán z jisté plochy srdeční tkáně. Jelikož se napětově-citlivé barvivo vychytává na membráně srdečních buněk a ty s každým stahem zmenšují svou plochu, dochází v okamžiku kontrakce k navýšení množství napětově-citlivého barviva pod aktivní plochou detektoru. Je ovšem otázkou, jestli na membráně každé buňky je vychytáno stejné množství napětově citlivého barviva.

Akční napětí je přímo úměrné emitovanému světlu, které je detekováno foto-citlivou diodou. Jelikož nelze toto emitované světlo velmi malé intenzity změřit a určit, kolik molekul barviva se podílí na emisi světla, nelze zcela přesně určit velikost měřeného akčního potenciálu. Doposud navíc nebyl v žádné práci publikován přesný postup kalibrace pro optické měření akčního potenciálu s použitím napětově-citlivého barviva [7].

2.1.3 Fáze měření akčního potenciálu

Po připojení izolovaného srdce do LPS, stabilizaci jeho činnosti, podání napětově-citlivého barviva a vyplavení nenávaného barviva se měří průběh akčního potenciálu v těchto fázích [7, 20]:

- globální ischémie I – nastává po uzavření průtoku perfúzní látky; srdce nemá přísun vyživovacích látek a kyslíku a dochází k pozvolnému poškození (délka fáze 15 minut),
- reperfúze I – jelikož předešlá fáze nebyla příliš dlouhá, nedošlo k nevratnému poškození myokardu a lze obnovením průtoku perfúzní látky dospět k opětovnému navrácení činnosti srdce do původního stavu (15 minut),
- globální ischémie II (15 minut),
- reperfúze II (15 minut),
- globální ischémie III (15 minut),
- reperfúze III (15 minut).

Tento měřicí protokol byl sestaven pro studium fenoménu zvaného preconditioning u izolovaných srdcí morčete a králíka barvených napětově citlivým barvivem di-4-ANEPPS [20].

2.2 Zvýraznění užitečného signálu pomocí kumulačních metod

Využitím zmíněné optické metody dochází v měřeném průběhu akčního potenciálu ke vzniku šumu. Zdrojem tohoto šumu mohou být snímací fotodiody, ale také použité předzesilovače. Fakt, že signál je směsicí užitečného signálu a šumu vede k nutnosti použít nějaký způsob zvýraznění užitečného signálu. Pro tento účel se jako nejvhodnější jeví využití kumulačních metod.

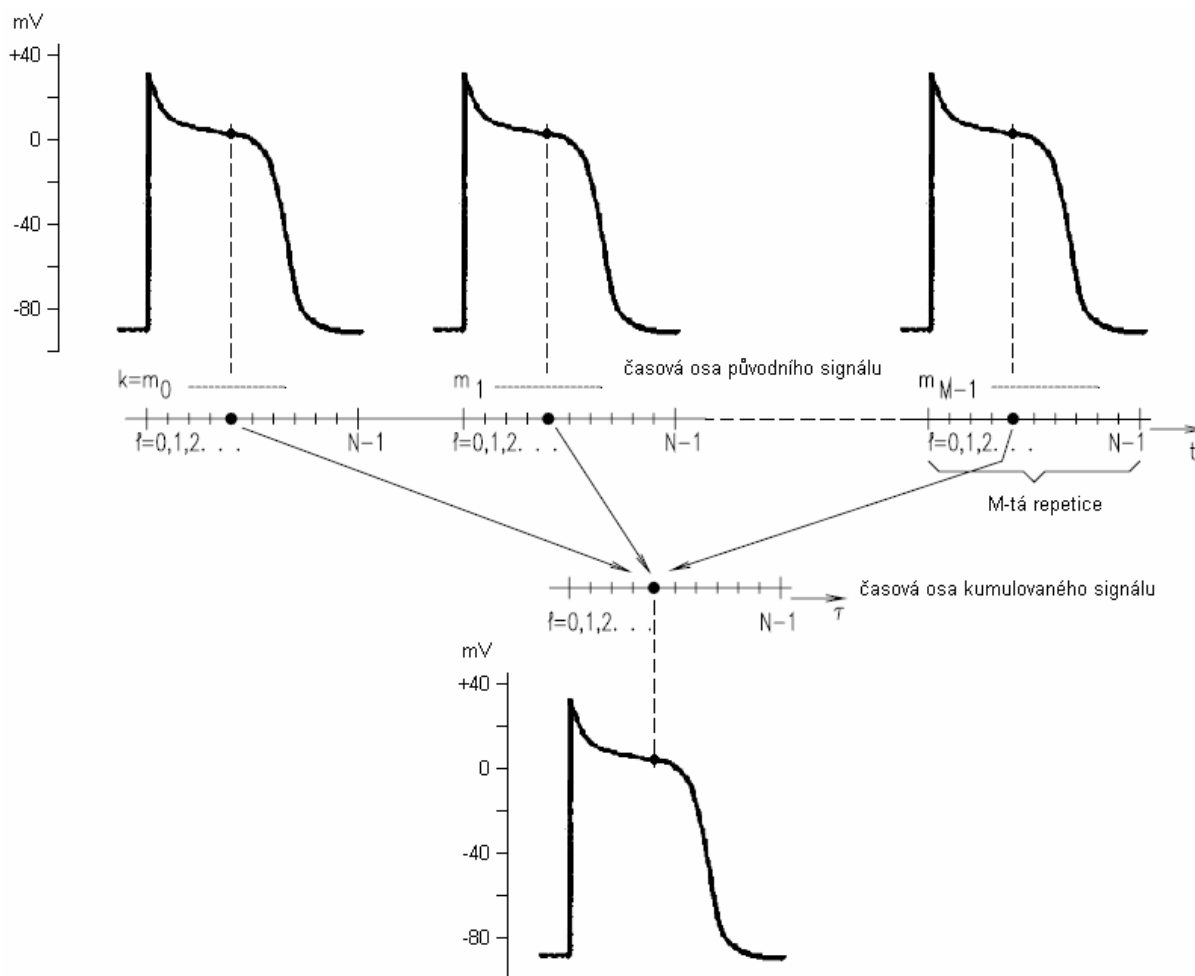
Kumulační metody jsou založeny na průměrování jednotlivých sobě si přesně časově odpovídajících vzorků. Podmínkou je rozdělitelnost zpracovávaného signálu na tzv. repetice. Repetice představují úseky signálu, které jsou si podobné tvarem. Tyto úseky je pro správnou funkci kumulačních metod déle nutné synchronizovat, neboli vztáhnout ke společnému bodu. Vzhledem k tomu, že průběh AP je silně zašuměn (viz. obr. 1.21) nelze v jednotlivých repeticích přesně určit počátek akčního potenciálu, a proto je nutné využít jiný synchronizační ukazatel.

Jak bylo zmíněno v minulé kapitole, je během experimentů na izolovaných srdcích měřen mimo průběh AP také průběh EG. Z obrázku 1.21 vyplývá, že tyto signály jsou časově synchronní. Z popisu funkce a činnosti srdce uvedeném v kapitole 1 a z obrázku 1.19 lze vyčíst, že jako synchronizační bod lze použít okamžik výskytu R vlny v signálu EG. Tento okamžik totiž časově přibližně odpovídá výskytu náběžné hrany v AP. Nalezením R vlny v každé periodě signálu EG lze označit přibližný počátek AP a tím jednotlivé repetice vytvořené z průběhu AP synchronizovat. Pro takto synchronizované repetice je posléze možné použít některou z dále uvedených kumulačních metod. Principy jednotlivých kumulačních metod jsou si víceméně dosti podobné a lze je popsat základním vzorcem 2.1 a pomocným obrázkem 2.3.

Indexem m_i je označen počátek i -té repetice a indexem k průběžné pořadí vzorku od počátku časové osy t . V případě, že od sebe tyto dvě hodnoty odečteme $l = k - m_i$, získáváme pořadí vzorku v i -té repetici a bude platit $x_l = x(lT)$. Předpokládáme-li, že zpracovávaný signál $x(kT)$ je směsicí užitečného signálu $s(kT)$ a aditivního šumu $n(kT)$, lze napsat $x(kT) = s(kT) + n(kT)$. Pro takto popsany vstupní signál $x(kT)$ lze pomocí obecné rovnice pro kumulační metody vyjádřit jakýkoliv k -tý vzorek výstupního signálu [8]:

$$y(kT) = \sum_{i=0}^j [a_i \cdot (j-i) x(lT)], \quad (2.1)$$

kde $a_i \dots$ váhové koeficienty pro $i=0, 1, 2, \dots, j$.



Obr. 2.3: Princip kumulace průběhu AP rozděleného do repetíc [8].

Pro ideální funkci kumulačních metod je nutná nulová střední hodnota zmíněného aditivního šumu a nezávislost šumu na užitečném signálu. Při splnění těchto podmínek dochází průměrováním repetíc k postupnému potlačení šumu. Kumulační metody se dle způsobu průměrování dělí na tři typy.

2.2.1 Kumulace s rovnoměrnými vahami a pevným oknem

Nejjednodušším přístupem je kumulační metoda s rovnoměrnými vahami a pevným oknem. Jedná se o postup, při kterém je váha jednotlivých vzorků vstupujících do výpočtu průměru stejná a je daná počtem repetíc:

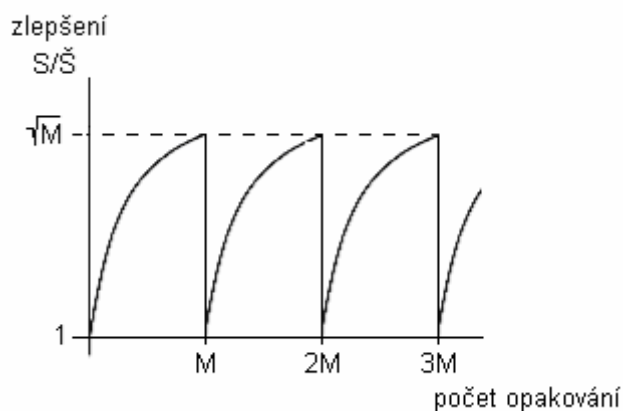
$$a_i = \frac{1}{M}, \quad (2.2)$$

kde $M \dots$ počet repetíc, respektive délka repetičního okna.

Po dosažení zadaného počtu repetíc je získán výsledek v podobě úseku signálu, jehož délka je rovna délce repetice. Protože se předpokládá, že šum by měl v každé z repetíc pro stejný okamžik nabývat odlišné hodnoty, dojde tímto postupem k jeho eliminaci. Tím dochází k postupnému

vylepšování poměru signálu ku šumu. Ten dosahuje svého maxima v okamžiku, kdy je započteno právě M repetice (viz. obr. 2.4).

Protože se nejlepší možný výsledek poměru signálu ku šumu získává s periodou M repetice, není tato metoda příliš vhodná pro kontinuální sledování.



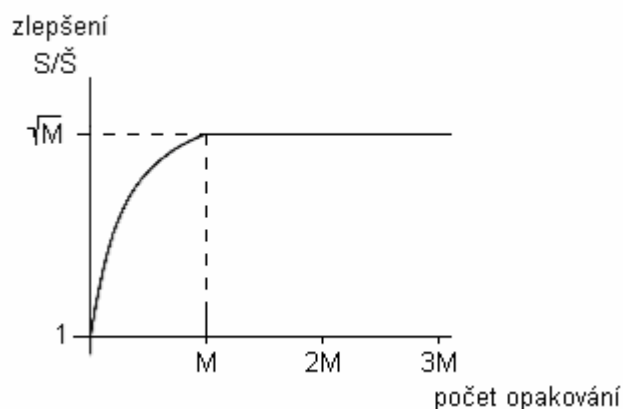
Obr. 2.4: Zlepšení poměru signálu ku šumu pro kumulační metodu s pevným oknem [8].

2.2.2 Kumulace s rovnoměrnými vahami a klouzavým oknem

Jisté zlepšení ve sledování repetičního signálu přináší kumulační metoda s klouzavým oknem. V tomto případě nedochází při naplněném okně a nově přichozí repetici k vymazání celého okna, ale pouze k vymazání nejstarší repetice a k započtení repetice nově přichozí. Tomu odpovídají také hodnoty váhovacího koeficientu [8]:

$$a_i = \begin{cases} \frac{1}{M}, & i = 0, 1, 2, \dots, M-1 \\ 0, & i \geq M \end{cases} \quad (2.3)$$

Tento kumulační postup zapříčiní, že poměr signálu ku šumu roste k hodnotě \sqrt{M} , na které zůstává i po přijetí repetice s pořadovým číslem $M+1$.



Obr. 2.5: Vývoj hodnoty poměru signálu ku šumu pro kumulaci s klouzavým oknem [8].

Problém této metody spočívá v případě velké vzorkovací frekvence a dlouhých repetičních úseků v paměťové náročnosti. Vlivem nutnosti zapamatování všech repetice se musí vytvořit $(M+1) \cdot N$ paměťových míst (N – počet vzorků v repetici).

2.2.3 Kumulace s exponenciálními vahami

Tato metoda je založena na postupném zapomínání nejstarších repetíc. Váhy starších repetíc jsou exponenciálně snižovány s každou nově přichozí repeticí. To znamená, že pro samotný výpočet průměru mají nejvyšší význam nejmladší repetice.

Průměrné zlepšení poměru signálu ku šumu je u této kumulační metody dáno vztahem [8]:

$$K_U = \sqrt{\frac{1+q}{1-q}}, \quad (2.4)$$

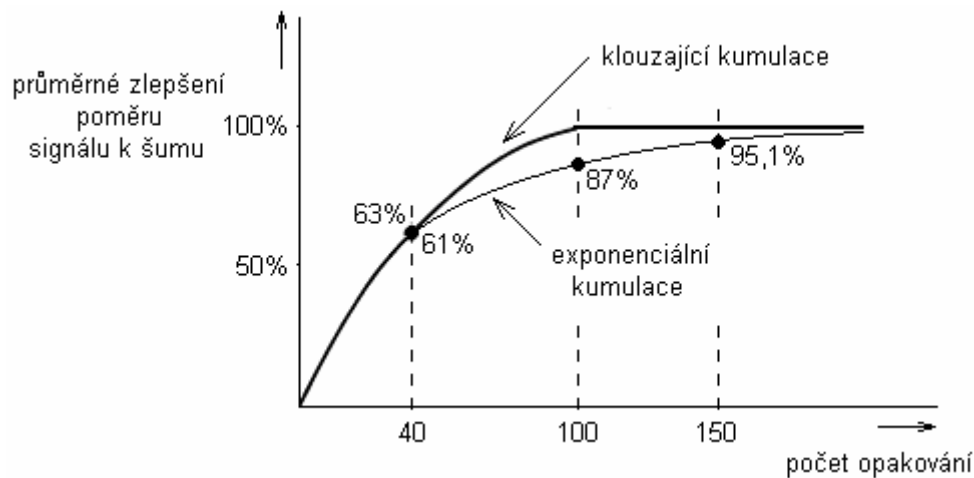
kde q ... zpětnovazební váhovací koeficient.

Obecně pro hodnotu zpětnovazebního váhovacího koeficientu platí, že čím bližší je jeho hodnota 1, tím lepší je poměr signálu ku šumu, ale tím déle trvá přizpůsobení k ustálenému stavu. Protože je metoda klouzavého okna brána jako určitý standard, navrhuje se hodnota tohoto koeficientu podle maximální hodnoty poměru signálu ku šumu počítané pro případ s klouzavým oknem \sqrt{M} [8]:

$$\sqrt{M} = \sqrt{\frac{1+q}{1-q}} \Rightarrow q = \frac{M-1}{M+1} \quad (2.5)$$

V případě, dosazení za $M = 15$, vychází z předchozího vzorce pro zpětnovazební koeficient hodnota $q=0,875$.

Na obrázku 2.6 je naznačena podobnost zlepšení poměru signálu ku šumu pro obě zmíněné kumulační metody.



Obr. 2.6: Vývoj hodnoty poměru signálu ku šumu pro exponenciální kumulaci a kumulaci s klouzavým oknem [8].

Výhodou exponenciální metody je její nepatrně vyšší složitost oproti metodě s pevným oknem a zároveň dosažení srovnatelného průměrného zlepšení signálu ku šumu jako u metody s klouzavým oknem.

3 Metody detekce R vlny

Detekcí R vlny se myslí vyhledání vrcholu R vlny v EG signálu a nalezení parametrů, které by tento bod přesně popisovaly (okamžik výskytu, výchylka). V minulé kapitole bylo zmíněno, že přesné nalezení vrcholu R vlny je pro následný postup zpracování signálu AP zcela nezbytné.

V současné době existuje nepřehledné množství způsobů detekce R vlny. Bohužel se ale téměř ve všech případech jedná a způsoby využitelné spíše při analýze, takže o tzv. offline detektory. Tyto detektory obvykle využívají možnosti nahlédnutí na budoucí vzorky v signálu nebo detekce probíhá s natolik velkým časovým zpožděním, že je pro účely této práce nepoužitelná. Na druhé straně ale tyto detekční metody vynikají vysokou přesností a spolehlivostí detekce.

Pro detekci v reálném čase jsou za jistých podmínek použitelné metody založené na principu vlnkové transformace [9], neuronových sítí [9] nebo filtračních srovnávacích postupů [9, 10].

V této práci byly použity dva detekční postupy, které jsou založené na principu detekce pomocí vlnkové transformace a detekce pomocí filtračních srovnávacích metod. Z toho důvodu, bude dále uveden jejich funkční popis.

3.1.1 Vlnková transformace

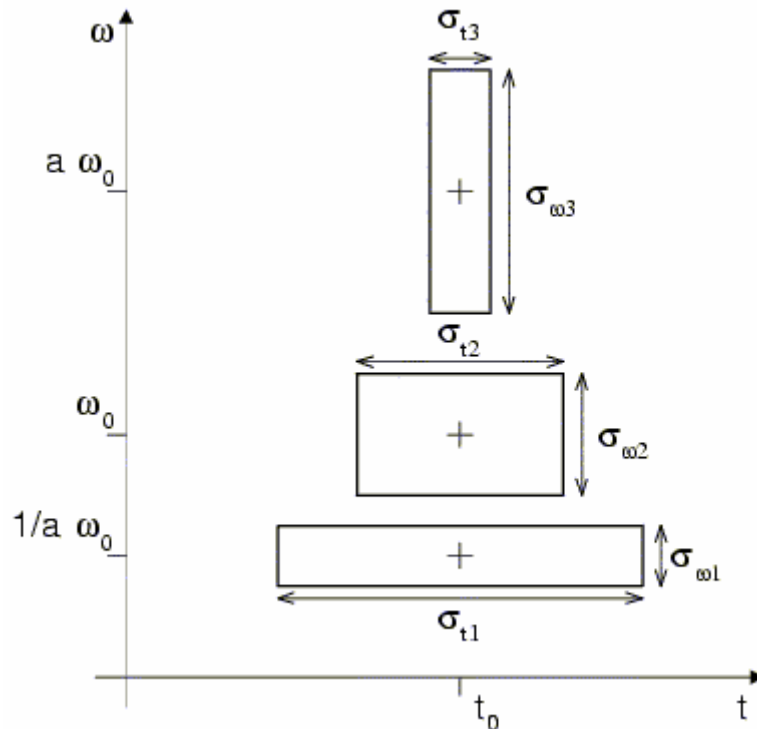
Vlnková transformace je velice účinný nástroj sloužící pro vytvoření časově-frekvenčního zobrazení analyzovaného signálu. U takového zobrazení je na ose x čas a na ose y frekvence. Prostřednictvím této transformace se získá popis jednotlivých frekvenčních pásem v čase.

Vlnková transformace je založena na hledání podobnosti (míry korelace) mezi jistým úsekem zpracovávaného signálu a tzv. mateřskou vlnkou. Aby bylo možné dosáhnout vysoké hodnoty korelace frekvenčně odlišných útvarů v signálu, je třeba měnit jisté parametry mateřské vlnky a tím svým způsobem tvarově vytvářet vlnky nové. V případě, že jsou tyto parametry spojité, jedná se o tzv. **spojitou vlnkovou transformaci CWT**, u které je časově-frekvenční zobrazení dáno korelačním integrálem mezi analyzovaným signálem $x(t)$ a bázovou funkcí neboli konkrétní vlnkou [16]:

$$CWT(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (3.1)$$

kde a ... tzv. měřítko (scale), které ovládá časovou dilataci vlnky;
 b ... parametr ovlivňující posun (translaci) funkce podél časové osy.

Zmíněné parametry slouží ve spojení s různými typy mateřských vlnek k aproximaci nejrůznějších tvarů vln ve zkoumaném signálu. V příloze č. 2 je vidět, jaké podoby dosahuje CWT pro jednotlivé hodnoty měřítka a při použití na EG signálu. Obecně lze konstatovat, že v případě roztažení vlnky ($a > 1$) dosahují vysoké hodnoty korelace úseky signálu o „nízké“ frekvenci a naopak při stlačení vlnky ($a < 1$) úseky signálu o „vyšší“ frekvenci [15]. To znamená, že pro vymezení určité složky signálu je třeba najít hodnotu měřítka, které svým frekvenčním rozsahem nejvíce odpovídá frekvenčnímu pásmu výskytu hledané složky.



Obr. 3.1: Časově-frekvenční rozlišení vlnkové transformace (symbol σ označuje šířku pásma v jednotlivých oblastech) [15].

Z pohledu na obrázek 3.1 vyplývá, že se zlepšujícím se časovým rozlišením, které odpovídá krátké vlnce, dochází ke zhoršení frekvenčního rozlišení a naopak. Na obrázku uvedeném v příloze č. 1 je zobrazeno časově-frekvenční rozložení EG signálu, ve kterém je lépe vidět spojitost mezi měřítkem, frekvencí a korelovaným úsekem signálu. Toto zobrazení je souhrnem dílčích zobrazení CWT pro jednotlivá měřítka.

V případě využití **diskrétní vlnkové transformace DWT** je nutné časově-frekvenční zobrazení nějakým vhodným způsobem vzorkovat a tím přejít k diskrétnímu vyjádření parametrů ovlivňujících tvar vlnky [16].

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \psi\left(\frac{t - nb_0 a_0^m}{a_0^m}\right), \quad (3.2)$$

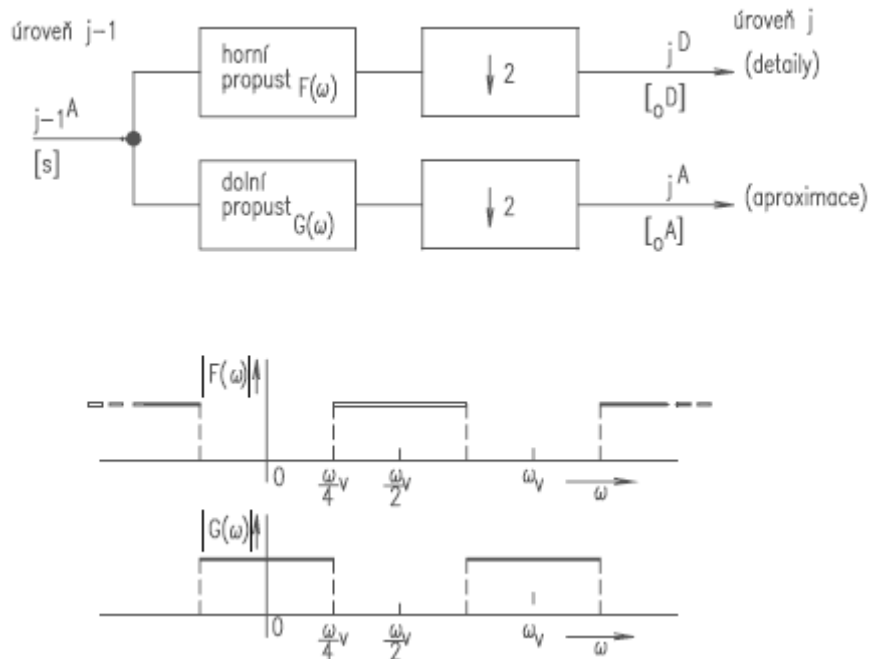
kde m, n ... celá čísla řídící dilataci a translaci
 a_0 ... pevný krok dilatace nabývající hodnot větších než 1
 b_0 ... parametr pozice větší než 0.

Pro diskrétní vlnkovou transformaci lze posléze pro takto diskretizované vyjádření vlnky psát [16]:

$$DWT(m, n) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{m,n}(t) dt \quad (3.3)$$

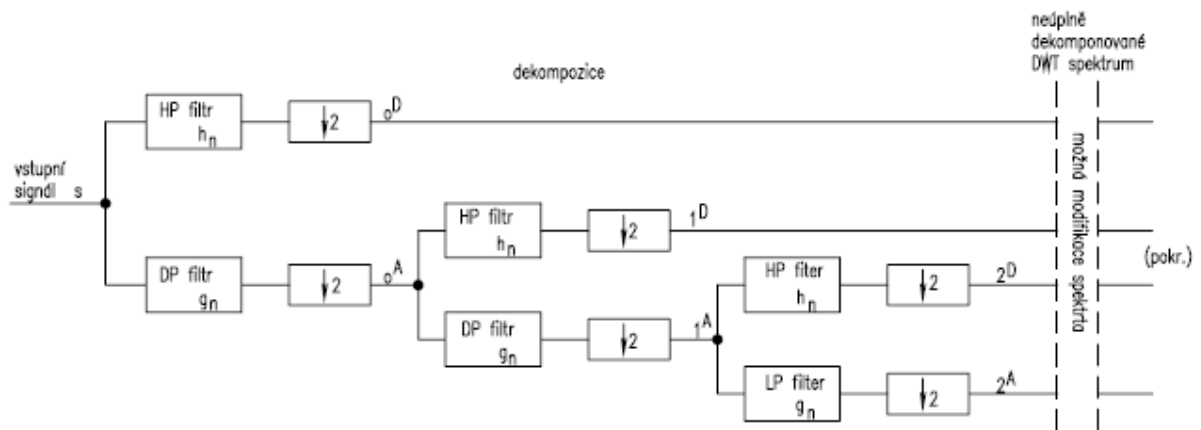
Jedním ze způsobů realizace vlnkové transformace je realizace prostřednictvím zrcadlově kvadraturních filtrů [8]. Název kvadraturní zrcadlový filtr vyplývá z frekvenčních charakteristik zobrazených na obrázku 3.1. Mezní kmitočty obou typů filtrů se totiž vzájemně překrývají a pro výpočet impulsní charakteristiky dolní propusti lze použít impulsní charakteristiku horní propusti. Aproximace signálu na jakékoli úrovni j je tvořena pomocí dolní propusti propouštějící složky o kmitočtech mezi nulou a polovinou Nyquistova kmitočtu a detaily signálu jsou tvořeny pomocí horní propusti propouštějící složky v kmitočtovém pásmu od poloviny Nyquistova kmitočtu do Nyquistova kmitočtu. Následnou decimací signálu neboli vynecháním lichých vzorků a zachováním vzorků

sudých se obdrží spektrální koeficienty $S_{DWT}(0, k)$, které se ve větvi horní propusti označí jako detailní koeficienty ${}_0D_k$ a ve větvi dolní propusti jako aproximační koeficienty ${}_0A_k$ [8].



Obr. 3.2: Princip činnosti kvadrurně zrcadlových filtrů [8].

V případě dalšího rozdělení aproximačních koeficientů z vrstvy $j = 0$ pomocí stejných filtrů s impulsními charakteristikami ${}_0h_n$ a ${}_0g_n$ lze získat koeficienty charakterizující vrstvu $j = 1$ (viz. příloha č.3). To znamená, že opakovaným použitím stejných filtrů lze získat koeficienty pro další vrstvy, ve kterých bude počet vzorků vždy o polovinu nižší než ve vrstvě předchozí [8].

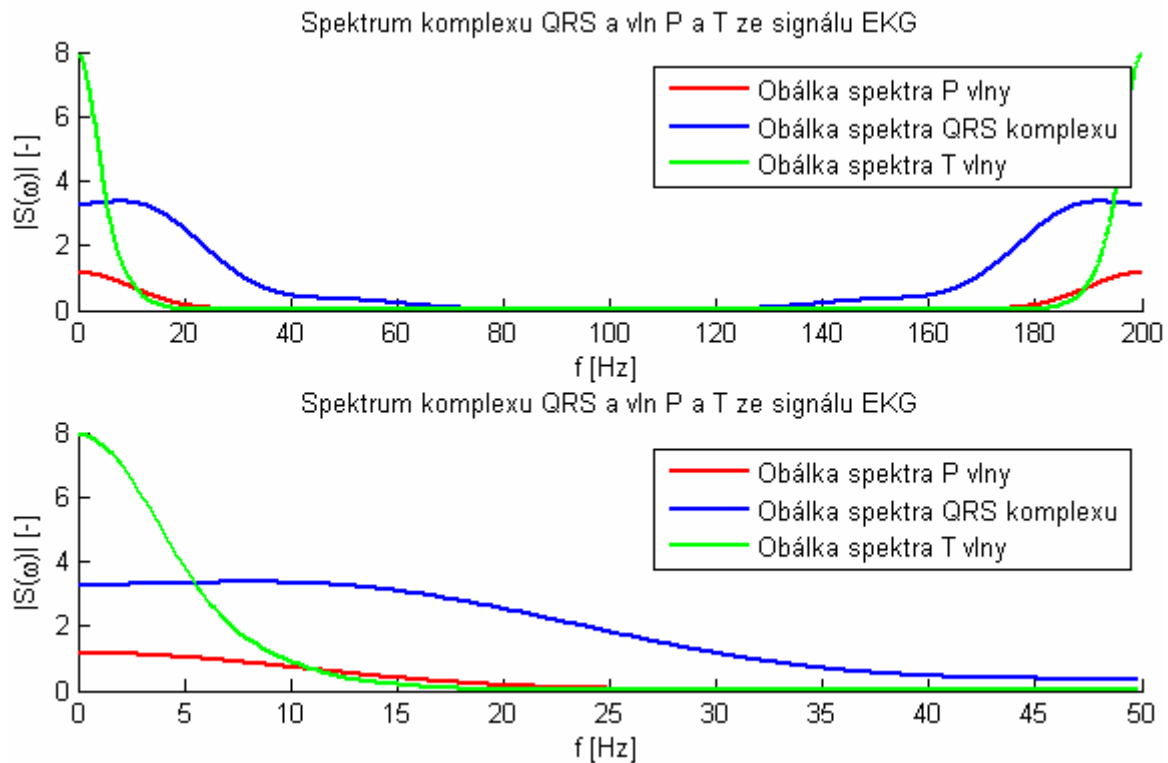


Obr. 3.3: Neúplný proces dekompozice [8].

Detekce R vlny v obou případech vlnkových transformací probíhá obvykle pouze pro jednu hodnotu měřítka. V signálu vzniklém po vlnkové transformaci se R vlna detekuje například prostřednictvím dvojího prahování a sledování času mezi dosažením těchto prahových hodnot [9, 12].

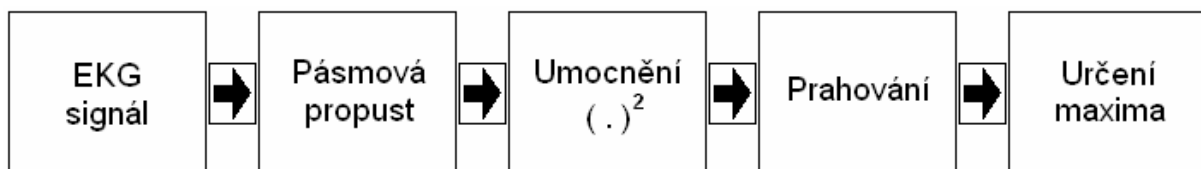
3.1.2 Filtrační srovnávací metody

Filtrační srovnávací metody jsou založeny na vymezení frekvenčního pásma EKG (EG) signálu, ve kterém je poměr výkonu R vlny, respektive QRS komplexu ku výkonu ostatních pomalejších vln (P, T) maximální.



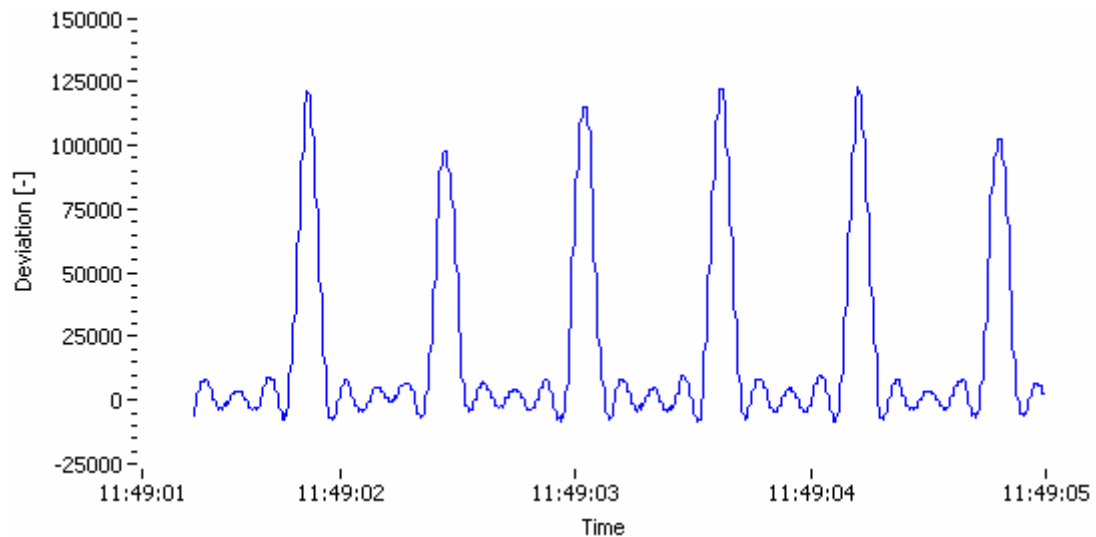
Obr. 3.4: Spektrum jednotlivých vln EKG signálu.

Specifikace mezních frekvencí takto definovaného pásma není příliš jednoduchá a v řadě publikací není ani jednotná. Ve většině publikací nejsou ani doporučeny přesné hodnoty mezních frekvencí tohoto pásma, ale spíše se v nich uvádí mezní hodnoty frekvenčního pásma výskytu největšího výkonu QRS komplexu, případně vlny R. V určení těchto hodnot se jednotlivé publikace téměř neliší. Obvykle jsou udávány jako 15 Hz a 20 Hz [6, 17]. Takto definované hodnoty mezních frekvencí jsou v publikacích obvykle doplněny o krajní hodnoty frekvenčních pásem výskytu největšího výkonu ostatních vln vyskytujících se v EKG (P a T). Spojením všech těchto údajů je posléze možné určit přibližné frekvenční pásmo, ve kterém by měl být obsažen největší výkon QRS komplexu (R vlny) a zároveň by mělo docházet k co nejmenšímu prosakování frekvenčních složek ostatních úseků EKG. Z obrázku 3.4 vyplývá, že maximálního výkonu dosahuje vlna P do frekvence asi 9 Hz, vlna T přibližně do 4 Hz a komplex QRS do 22 Hz. Z těchto údajů lze odvodit mezní hodnoty přenosového pásma filtru vymezujícího výše zmíněnou frekvenční oblast. Přené určení propustného pásma takovéto pásmové propusti je samozřejmě možné až v souvislosti s přesnou znalostí vlastností filtru. Obecně ale lze za krajní hodnoty tohoto pásma označit frekvence 10 a 20 Hz.



Obr. 3.5: Obecné blokové schéma filtrační srovnávací metody.

Po filtraci signálu EKG zmíněnou pásmovou propustí následuje jeho umocnění. Umocnění slouží jednak ke zvýraznění R vlny, tak k možnému invertování průběhu EKG. Další zpracování se tímto krokem tedy omezuje pouze na kladné hodnoty.



Obr. 3.6: *Vyhlazený EKG signál po průchodu pásmovou propustí [11].*

Detekce lokálních maxim v takto upraveném signálu (viz. obr. 3.6) probíhá obvykle prostřednictvím adaptabilního prahování popřípadě sledováním směrnice signálu a doplňkovým sledováním časového intervalu mezi maximy.

Problém této metody, v případě digitálního zpracování, spočívá ve zpoždění vzniklém prostřednictvím zmíněných filtrů. Pro co možná nejhladší průběh signálu zobrazeného na obrázku 3.6 by bylo zapotřebí filtrů s poměrně dlouhou impulsní charakteristikou (obvykle stovky vzorků).

4 Detekce R vlny pomocí filtrační srovnávací metody

Princip této metody spočívá ve sledování kladné maximální hodnoty první derivace průběhu signálu získaného filtrací pomocí mediánových filtrů. Těmito filtry se dosáhne vyhlazení zpracovávaného EG signálu a nalezení hodnot potřebných pro další postup při detekci R vlny.

Měření EG v jednotlivých fázích popsaných v kapitole 2.1.3 má společně s dalšími aspekty (pohybový artefakt, atd.) za následek velikou variabilitu signálů. Ta se projevuje velkými rozdíly v úrovni i ve tvaru signálu (viz. příloha č. 5 a 6). Z těchto důvodů pro detekci R vlny nelze použít jednoduchého prahování, které je principiálně založené na výběru útvaru s nejvyšší výchytkou, ale musí být využito sofistikovanějšího způsobu prahování.

4.1 Postup detekce

Pro správnou činnost detektoru je nutné, aby se nejdříve v inicializačním intervalu zaznamenala data (maximální hodnota směrnice, maximální výchylka po naměření maximální hodnoty směrnice), která by průběh zpracovávaného EG alespoň částečně popsala. Z tohoto důvodu je detekční postup složen ze dvou fází:

- inicializace,
- detekce.

4.1.1 Inicializace

Inicializační fáze slouží k určení podoby signálu a skládá ze tří kroků:

- určení polarity maximální výchylky průběhu EG,
- nalezení maximální výchylky v určitém úseku signálu,
- nastavení výchozích prahových hodnot pro detekci.

V prvním kroku se v úseku signálu o délce $1,5 \cdot f_{vz}$ pomocí mediánového filtru hledá nulová linie a zároveň se sleduje maximální a minimální výchylka. Tyto údaje posléze slouží k určení polarity, respektive znaménka maximální výchylky v tomto úseku signálu. Lokální maxima jsou sledována v závislosti na velikosti směrnice, která jim předcházela. Aby mohla být výchylka označena jako v určitém úseku maximální, musí být sklon průběhu signálu před dosažením této hodnoty také maximální. Tímto postupem se docílí nalezení špičkových kmitů v signálu, které by měly svými parametry odpovídat R vlně. Obě zmíněné hodnoty jsou poté porovnány s odhadnutou nulovou linií a v závislosti na výsledku je průběh vynásoben hodnotou (-1) , neboli převrácen. K převrácení signálu dochází v případě, že má R vlna zápornou polaritu. Přestože převrácení signálu není z medicínského hlediska zcela správné, je v tomto případě opodstatněno menší složitostí dalšího detekčního postupu. Ponechání EG signálu v původním stavu by následně vedlo k nutnosti vytvoření detekčního postupu hledajícího místo maximální kladné výchylky výchylku zápornou.

Hodnota izolované linie je kvůli menšímu zpoždění procesu detekce odhadována pomocí mediánového filtru na místo filtru typu dolní propust. Využitelnost mediánového filtru byla otestována na třech typech EG a odchylka od hodnoty nulové linie získané prostřednictvím dolní propusti byla maximálně 5 %. Délka mediánového filtru je nastavena na 51 vzorků. Získané hodnoty jsou posléze během celé detekční fáze průměrovány a výsledná hodnota slouží k přibližnému určení hodnoty izolované linie EG.

Následujícímu kroku inicializace by bylo možné vytknout, že je zbytečný z hlediska hledání parametrů, které již byly nalezeny v kroku předchozím. Vysvětlením je postupná aktualizace detekčního postupu. Při výskytu abnormálního průběhu se totiž při přímém použití naměřených hodnot z prvního kroku inicializace může stát, že detektor nebude pracovat správně.

Tato část inicializace je věnována nalezení maximální výchylky a směrnice z úseku signálu $1,5 \cdot f_{vz}$. Prohledávání tohoto úseku probíhá ve dvou fázích. První fáze je věnována nalezení maximální hodnoty směrnice a druhá obstarává nalezení maximální výchylky po nejstrmějším vzestupu signálu. Detekce maximální výchylky je obsluhována sledováním překmitu kladné hodnoty první derivace do hodnot záporných, respektive nalezením nulové hodnoty první derivace. Možnost použití sledování hodnoty první derivace EG je způsobena faktem, že signál je pro detekci filtrován mediánovým filtrem s délkou 5 vzorků. Tento filtr zapříčiní vyhlazení funkce (odstranění překmitů), neboli zabrání projevu falešného překmitu první derivace do záporných hodnot mimo hledané špičkové hodnoty.

Ze získaných parametrů signálu (maximální hodnota 1. derivace EG signálu a následná maximální výchylka) jsou určeny prahové hodnoty, které slouží pro detekci signálu. Prahová hodnota směrnice je počítána jako:

$$P_{DX} = 0,9 \cdot DX_{max} \quad (4.1)$$

kde P_{DX} ... prahová hodnota směrnice,
 DX_{max} ... maximální hodnota směrnice.

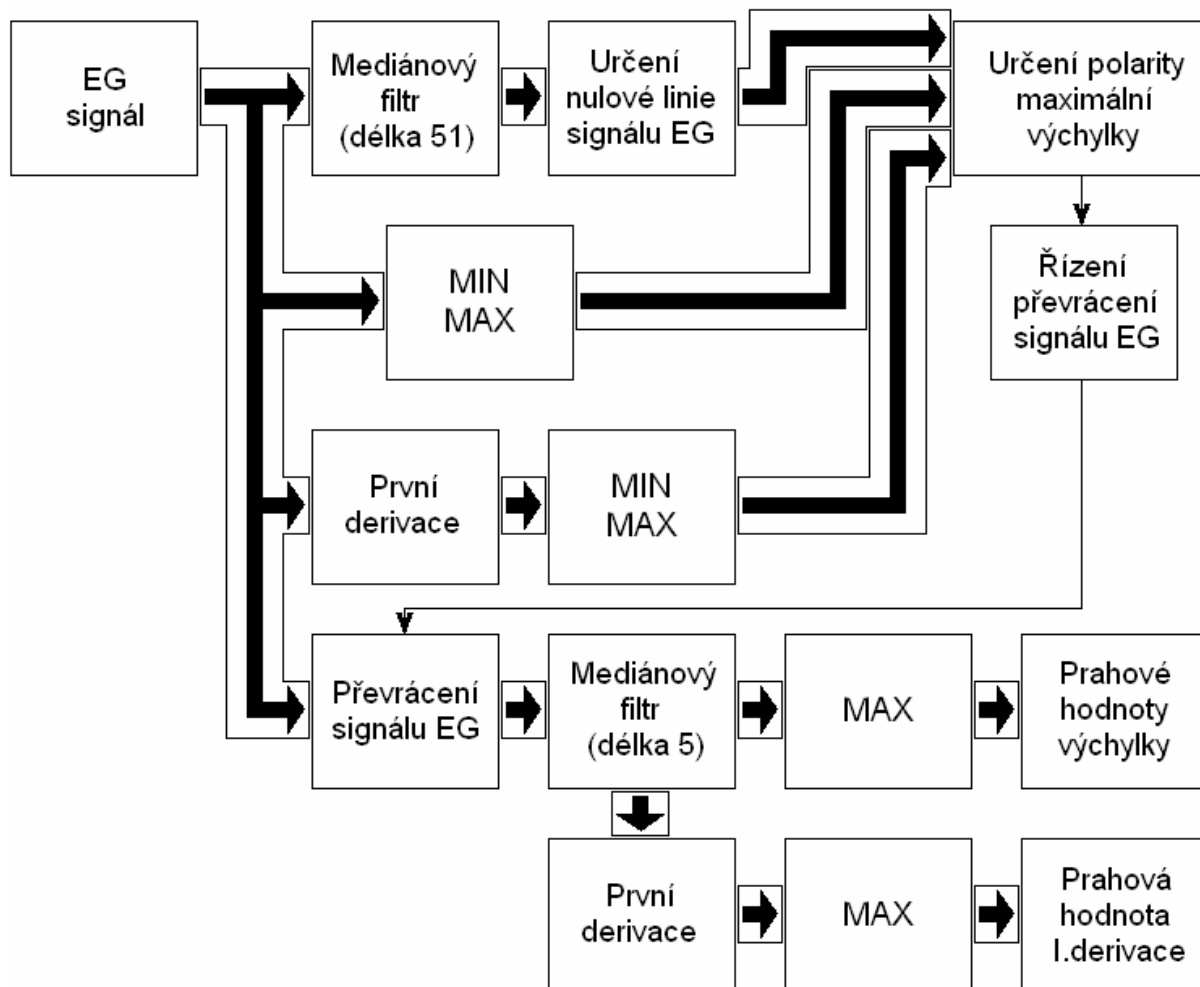
Pro výchylku jsou vypočteny dvě prahové hodnoty, minimální a maximální.

$$P_{DL MIN} = 0,8 \cdot DL_{max} \quad (4.2)$$

$$P_{DL MAX} = 1,2 \cdot DL_{max} \quad (4.3)$$

kde $P_{DL MIN}$... minimální prahová hodnota výchylky vlny
 $P_{DL MAX}$... maximální prahová hodnota výchylky vlny
 DL_{max} ... maximální výchylka.

Interval, ve kterém bude hrot vlny označen jako potenciální vrchol R vlny pak bude $\pm 0,2$ násobek maximální výchylky.



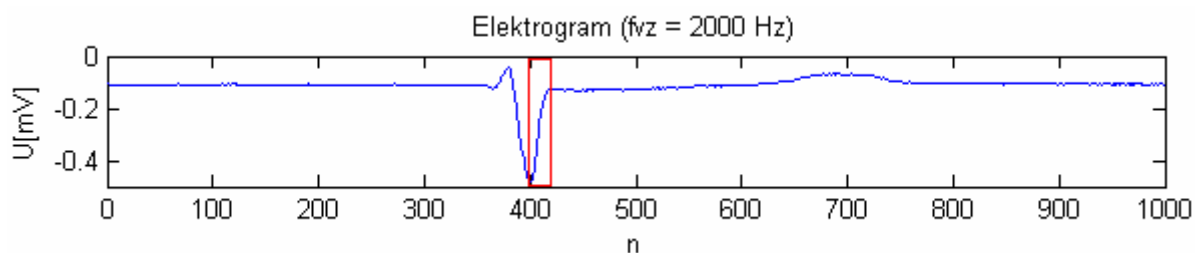
Obr. 4.1: Blokové schéma inicializačního režimu.

4.1.2 Detekce

Detekce R vlny probíhá sledováním směrnice průběhu EG. Postup označení R vlny je složen z několika na sobě závislých podmínek.

- První podmínkou je překročení prahové hodnoty směrnice. K tomu může dojít také při sledování sestupné fáze záporně orientované R vlny (viz. červený segment v obrázku 4.2). Z toho důvodu je nutné použít další podmínku, kterou se zamezí sledování směrnice v takovém úseku signálu EG.
- Sledování EG signálu se druhou podmínkou omezuje pouze na ty části, ve kterých je hodnota směrnice kladná a zároveň je to náběžná fáze vlny. Toho se dosahuje v případě zpracování EG signálu se záporně orientovanou R vlnou převrácením signálu, neboli násobením (-1).
- Poslední podmínkou je, že maximální výchylka zkoumané vlny musí ležet v intervalu vymezeném prahovými hodnotami výchylky.

Pokud dojde ke splnění všech podmínek, je zkoumaný úsek označen jako R vlna.



Obr. 4.2: EG se záporně orientovanou R vlnou.

4.2 Zhodnocení detekční metody

V přílohách č. 5 a 6 v je patrná variabilita zpracovávaného signálu EG. K proměnnosti signálu přispívají tyto nepravidelně se projevující jevy v EG:

- výrazná změna maximální výchylky jednotlivých vln,
- převrácený nebo nepravidelný průběh některých vln,
- proměnné hodnota izolinie u odlišných EG.

Pro takto proměnný signál nelze jednoduchým způsobem definovat přesné prahové hodnoty. Aby mohly být nalezeny ideální prahové hodnoty, bylo by nutné testovat větší množství EG signálů. To ale bohužel nebylo z důvodu omezeného počtu signálů a měřících experimentů možné. Proto se použilo adaptabilního prahování. Prahové hodnoty byly určovány z několika posledních maximálních hodnot. Bohužel ale ani tento krok detekční postup výrazně nezpřesnil. Průměrná účinnosti detekce se pohybovala kolem 62 % (viz. tabulka 4.1).

Zmíněné důvody přispěly k myšlence použít detekční metodu, která by variabilitou EG nebyla tolik limitována. Takovou je například metoda založená na principu vlnkové transformace.

Testovací signál	Počet skutečných T vln [-]	Délka inicializační fáze [T]	Počet detekovaných T vln [-]	Účinnost	
				bez ini. fáze	s ini. fází
				[%]	[%]
eg1_isch1_test1_50R_mat.txt	50	3	47	100	94
eg1_isch1_test2_50R_mat.txt	50	3	41	88	82
eg1_isch2_test1_50R_mat.txt	50	3	47	100	94
eg1_isch2_test2_50R_mat.txt	50	2	48	100	96
eg1_rep1_test1_50R_mat.txt	50	2	4	12	8
eg1_rep1_test2_50R_mat.txt	50	2	48	100	96
eg3_rep1_test3_50R_mat.txt	50	2	0	4	0
eg3_rep2_test1_50R_mat.txt	50	2	0	4	0

Tab. 4.1: Účinnost filtrační srovnávací metody detekce vlny R..

5 Detekce R vlny s využitím vlnkové transformace

Vlnková transformace vnáší do způsobu detekce určitého dominantního úseku signálu možnost transformovat zpracováváný signál do podoby, ve které by byl zmíněný úsek zvýrazněn, ovšem ve většině případů za cenu změny jeho tvaru.

Zvolíme-li vlnku, pomocí které jsme schopni transformovat zpracováváný signál do podoby, v níž bude námi požadovaný úsek signálu zvýrazněn, lze z parametrů této vlnky vytvořit filtr o konečné délce impulsní charakteristiky, jehož výstupem bude stejný signál jako signál transformovaný. Proces vlnkové transformace se tak převede na proces filtrace signálu.

Zmíněný filtr lze získat pomocí odezvy CWT zvolené vlnky na Diracův impuls. Výsledkem této operace je impulsní charakteristika FIR filtru, který má stejné vlastnosti jako CWT s nastaveným parametrem a . Výsledný průběh, který by byl získán procesem vlnkové transformace, je poté dán konvolucí impulsní charakteristiky zmíněného filtru a zpracovávaného signálu.

Detekce hledaného úseku vstupního signálu (například R vlny v EG) je poté mnohem jednodušší, protože v ideálním případě nebude signál obsahovat žádné frekvenční složky mimo filtrem definované propustné pásmo. Jak bude vysvětleno dále, může tato změna podoby zpracovávaného signálu vyvolat také změnu cíle detekce.

5.1 Volba vlnky

V současné době existuje velké množství vlnek, které se liší nejen svým tvarem, ale také svou složitostí a propracovaností (viz. nápověda programu Matlab). Výběr správné vlnky je proto jedním z nejdůležitějších kroků a těžko jej jakýmkoliv způsobem automatizovat. V podstatě je výběr vlnky do značné míry závislý na subjektivním názoru.

Důležitým faktorem při výběru vlnky vhodné pro detekci R vlny bylo v případě této práce co nejmenší zpoždění vznikající následnou filrací EG signálu filtrem s impulsní charakteristikou zvolené vlnky. Toto zpoždění je v případě impulsní charakteristiky se sudým počtem vzorků :

$$\tau = \frac{\text{délka impulsní charakteristiky}}{2}, \quad (5.1)$$

v případě impulsní charakteristiky s lichým počtem vzorků:

$$\tau = \frac{\text{délka impulsní charakteristiky} + 1}{2} \quad (5.2)$$

a je udáváno ve vzorcích nebo v sekundách.

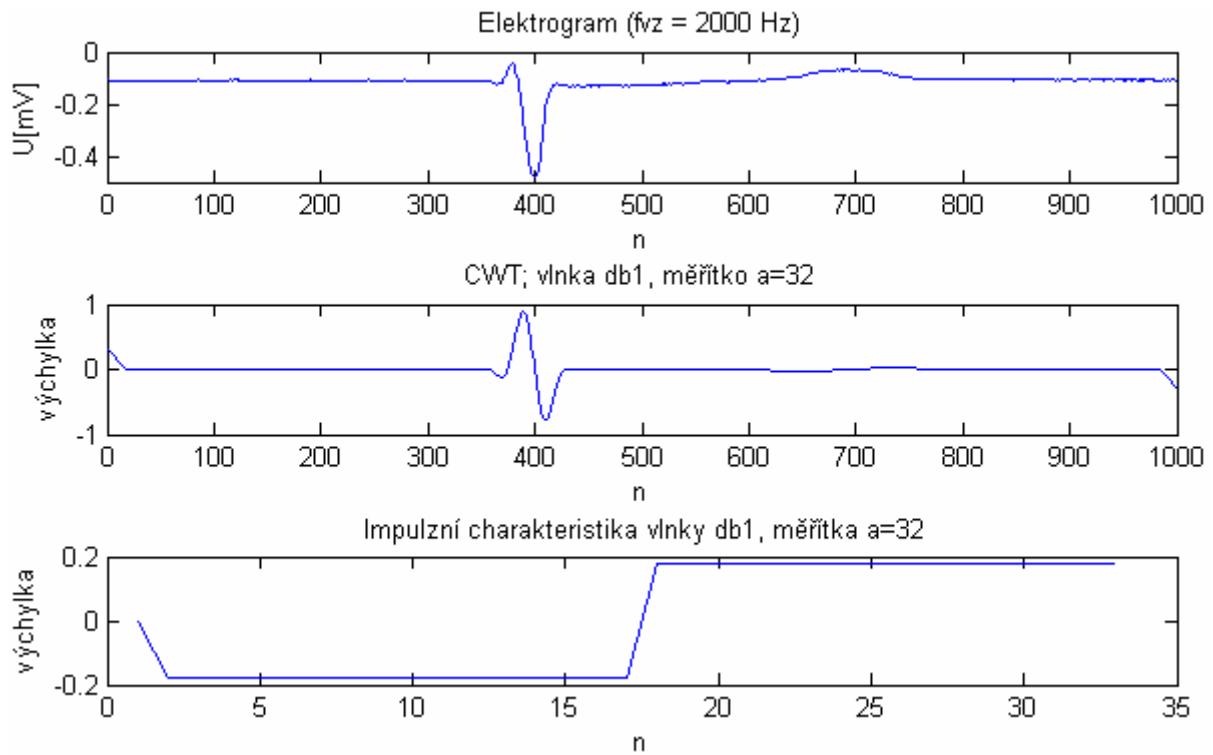
Dalším faktorem, který ovlivňuje výběr vlnky je její tvar. Tvar vlnky významnou mírou ovlivňuje následný způsob detekce okamžiku výskytu R vlny v signálu získaném spojitou vlnkovou transformací (CWT). Obecně lze vlnky rozdělit na:

- liché,
- sudé.

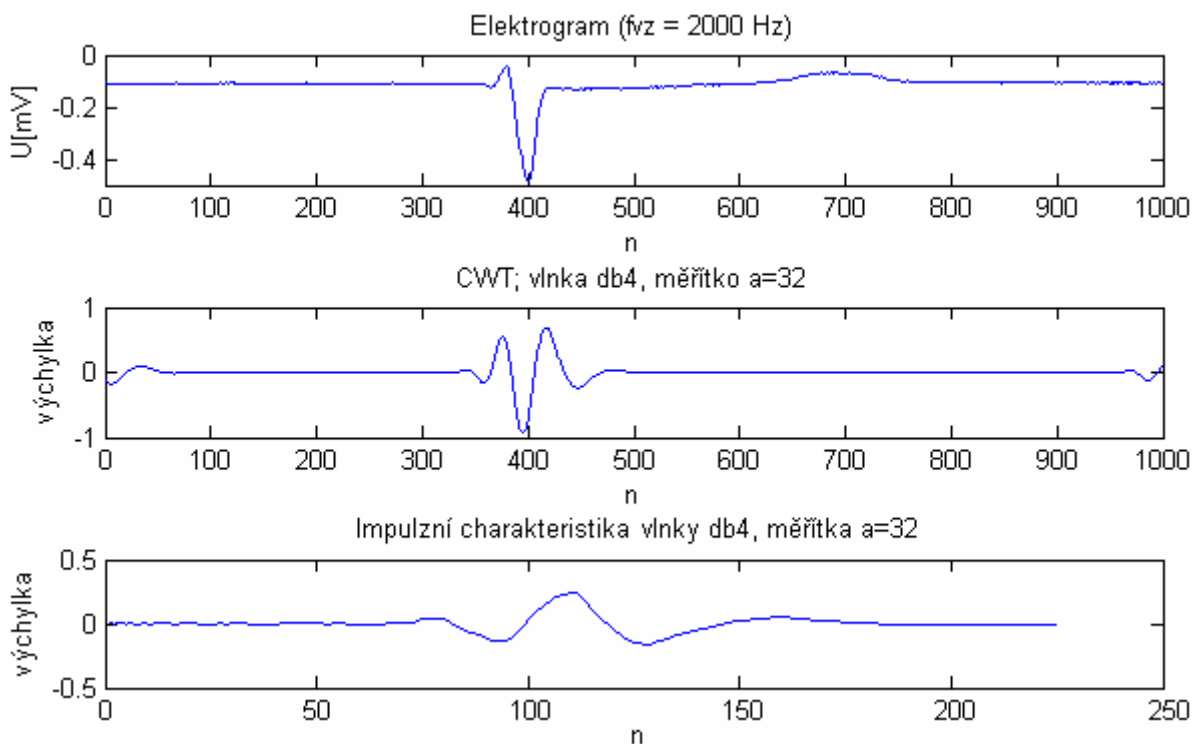
Je-li pro vytvoření CWT použita lichá vlnka (viz. obr. 5.1), odpovídá okamžik výskytu vrcholu R vln v EG průchodu nulovou hodnotou v CWT. V případě sudé vlnky odpovídá vrchol R vlny v EG maximální (viz. obr. 5.3) nebo minimální (viz. obr. 5.2) hodnotě v příslušném úseku CWT.

Zkreslení signálu na počátcích a koncích CWT zobrazených na obrázcích 5.1, 5.2 a 5.3 je způsobené konečnou délkou zpracovávaného signálu [16]. Toto zkreslení lze pojmenovat jako

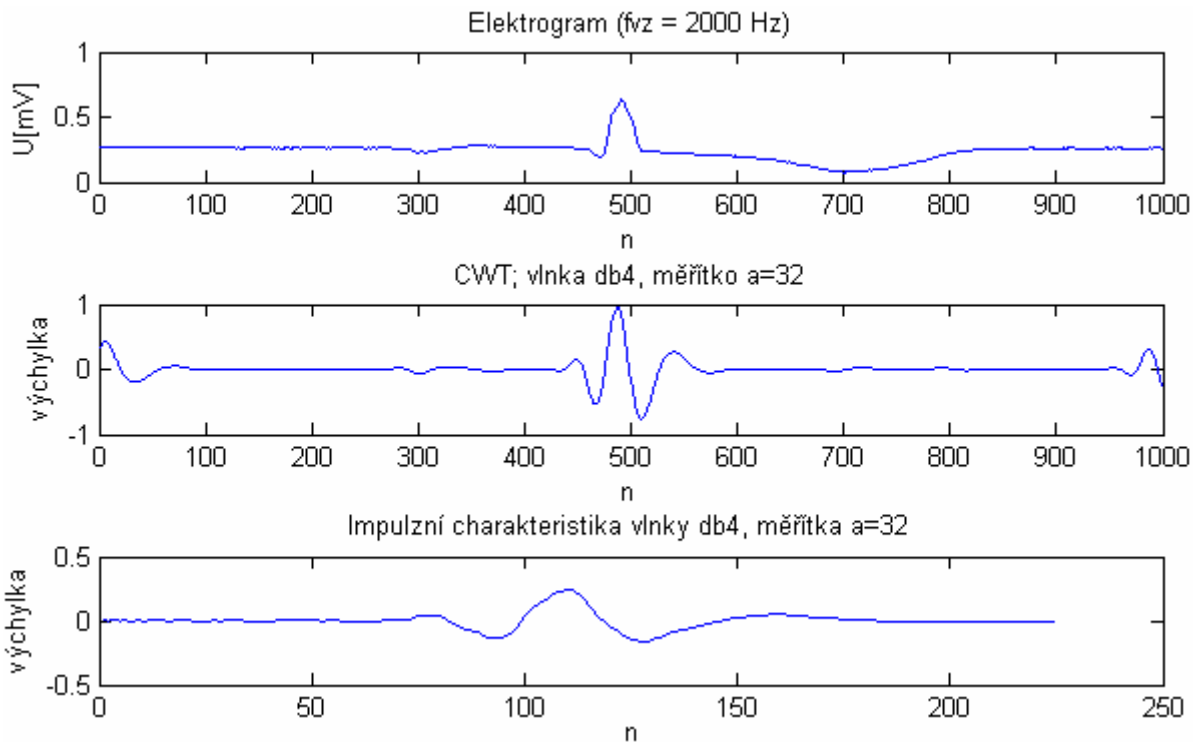
přechodový jev, jehož doba trvání je rovna polovině délky impulsní charakteristiky vlnky, respektive filtru (viz. vztahy 5.1 a 5.2).



Obr.5.1: Aplikace liché vlnky (db1, a=32).

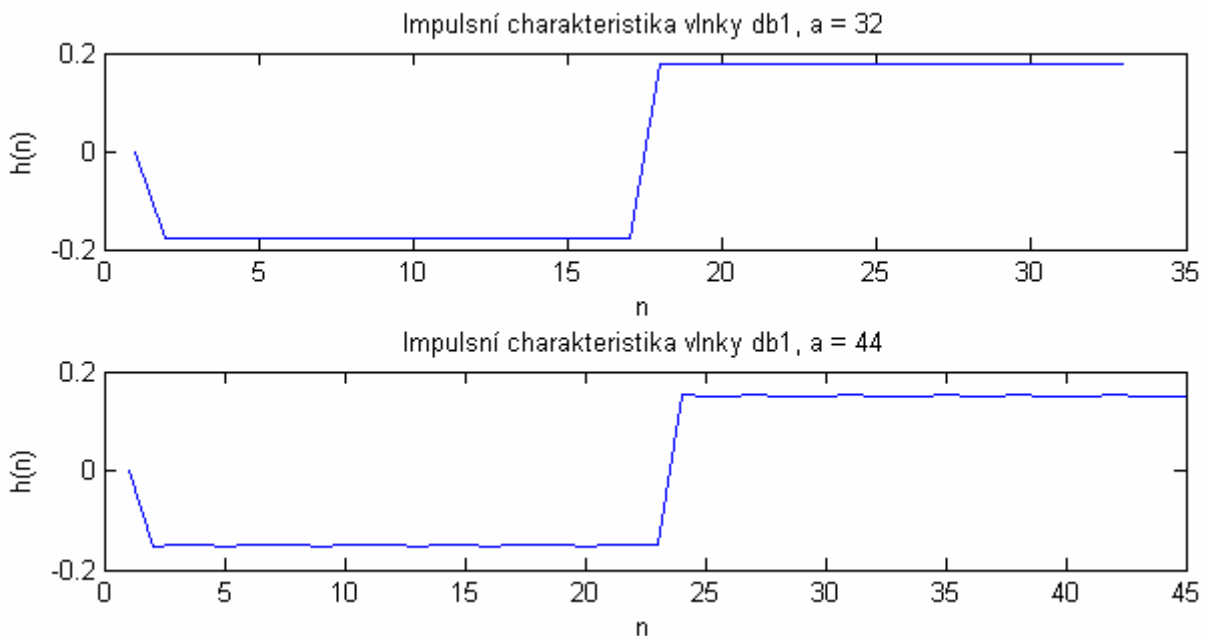


Obr.5.2: Aplikace sudé vlnky (db4, a=32) na elektrogram se záporně orientovanou R vlnou.



Obr.5.3: Aplikace sudé vlnky ($db4, a=32$) na elektrogram s kladně orientovanou R vlnou.

Na základě omezení a doporučení vycházejících z předchozích odstavců, byla po testování na různých EG signálech pro další použití subjektivně zvolena vlnka $db1$. Jak vyplývá z obrázku 5.4, jedná se o lichou vlnku, což znamená, že okamžik výskytu vrcholu R vlny odpovídá v $CWT(db1, a)$ průchodu nulou. Tento fakt se při dalším postupu detekce ukáže jako výhodný.



Obr.5.4: Impulzní charakteristika vlnky $db1$ pro měřítka $a = 32, a = 44$.

Parametrem, který je v okamžiku použití vlnky nutné zvolit, je velikost měřítka a . Volbou měřítka se svým způsobem nastaví frekvenční oblast, kterou bude vlnka (filtr) zvýrazňovat. Volba měřítka je také do jisté míry subjektivní, nicméně jako ukazatel je možné při znalosti frekvenčního pásma výskytu hledaného úseku signálu použít frekvenční charakteristiku vlnky. Tu lze získat Fourierovou transformací impulzní charakteristiky vlnky. Protože dosud nikde není pro srdce

jednotlivých laboratorních zvířat publikováno frekvenční rozměření EKG (EG) při experimentálním měření pomocí Langendorffova perfuzního systému, bylo nutné výběr vhodného měřítka vlnky založit na jiném postupu než pomocí frekvenční charakteristiky vlnky.

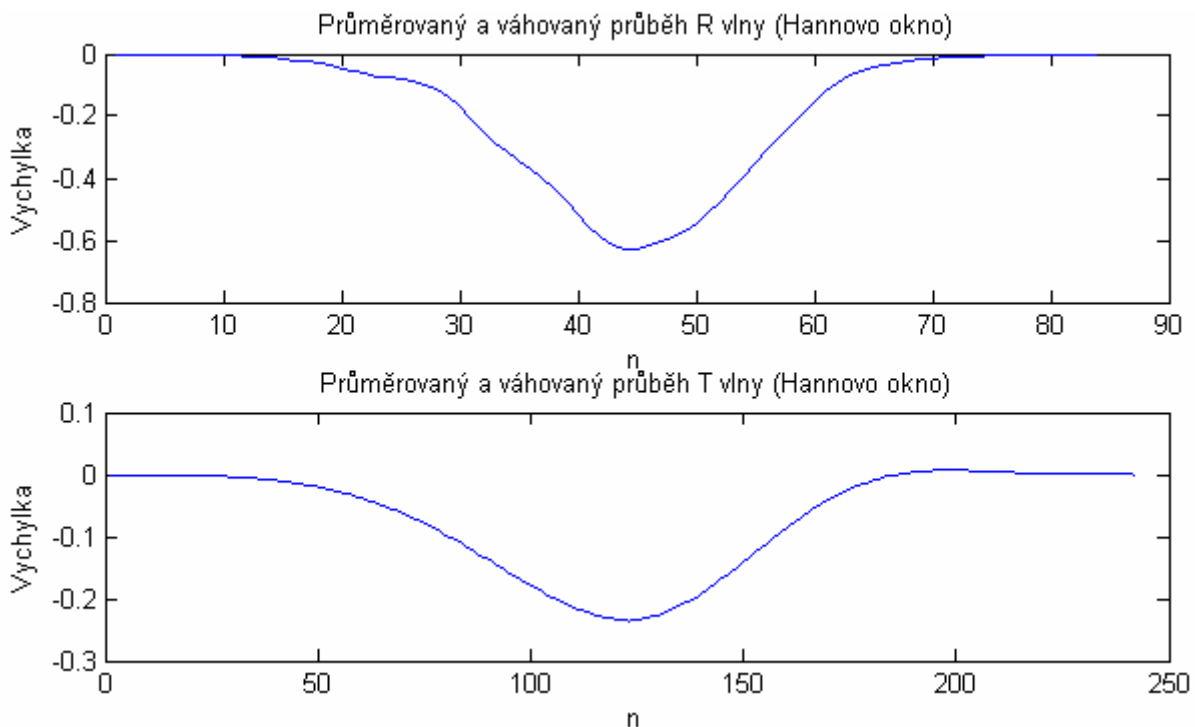
Jak je z přílohy č.4 patrné, nabývá signál CWT(db1,a) v okamžiku výskytu R vlny pro různé hodnoty měřítka a rozdílných úrovní. Velikost CWT(db1,a) v tomto okamžiku je dána výkonem signálu ve frekvenční oblasti, kterou vlnka s příslušnou hodnotou měřítka vymezuje. Dalo by se říci, že výběrem měřítka, při kterém nabývá CWT(db1,a) v okamžiku výskytu R vlny největší hodnoty „peak to peak“, dochází k vymezení nejpřesnějšího frekvenčního pásma výskytu R vlny. Toto tvrzení se ale při pohledu na obrázek v příloze č.4 nejeví jako zcela pravdivé.

Jako mnohem přesnější parametr při výběru měřítka se dá označit poměr rozdílu lokálních extrémů CWT(db1,a) v oblasti výskytu vlny R a rozdílu lokálních extrémů CWT(db1,a) v oblasti výskytu vlny T. Tímto parametrem lze hodnotit prolínání frekvenční oblasti výskytu vln s nízkou frekvencí (vlna T a P) do frekvenční oblasti výskytu vln s vyšší frekvencí (vlna R), které je dáno tvarem frekvenční charakteristiky vlnky příslušného měřítka. Nalezením a použitím vlnky s měřítkem, ve kterém je zmíněný poměr maximální, dochází k nejmenšímu prolínání výkonu pomalých vln do výkonu vln rychlejších. Měřítka a pro tuto hodnotu lze tedy označit z hlediska detekce R vlny za nejvhodnější.

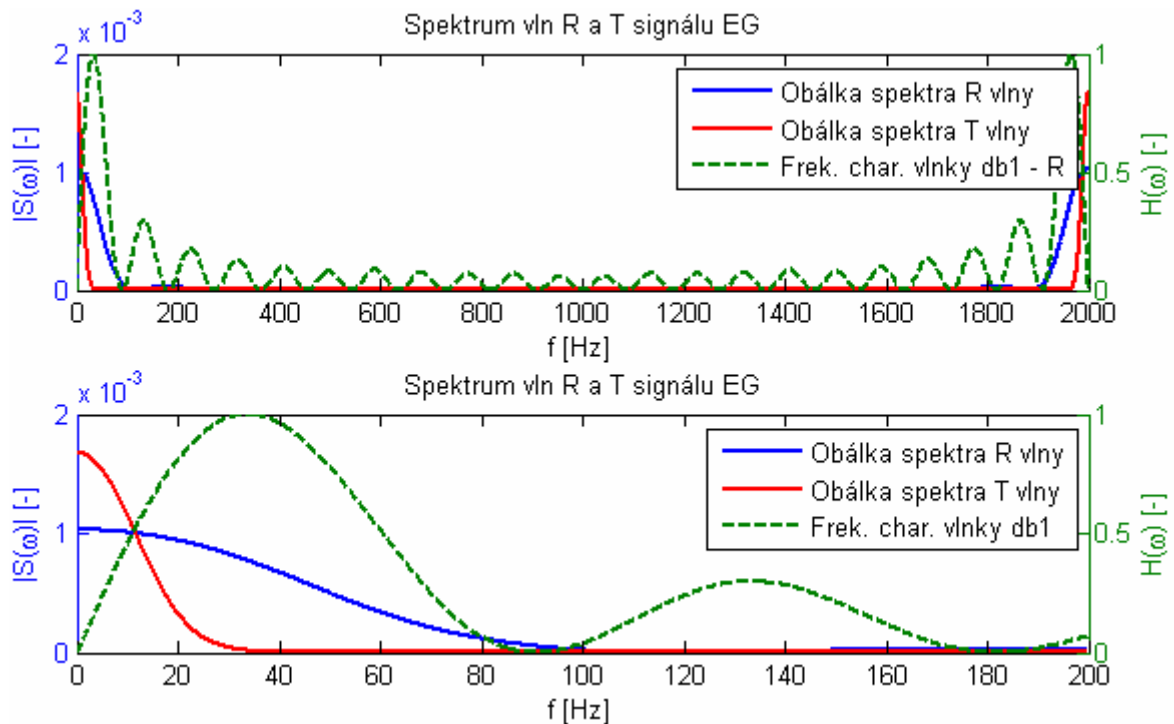
Z analýzy provedené na testovacích signálech zobrazených v příloze č. 5 a 6 vyplynulo, že se na základě hodnocení zmíněného poměru jeví jako nejvhodnější vlnka db1 s měřítkem 44. Jak již ale bylo zmíněno, důležitým parametrem při výběru měřítka je také délka impulsní charakteristiky vlnky. Z obrázku č. 5.4 vyplývá, že impulsní charakteristika vlnky db1 s měřítkem 44 dosahuje délky 45 vzorků. V případě využití této vlnky se do procesu dalšího zpracování vnáší podle vzorce 5.2 zpoždění rovné 23 vzorkům.

Z tohoto důvodu se dále hledala vlnka, která by s kratší impulsní charakteristikou dosahovala podobné účinnosti v potlačení frekvenčního pásma mimo oblast výskytu vlny R. Hodnota měřítka takovéto vlnky byla stanovena na 32. Při této hodnotě měřítka dochází k uspokojivému potlačení signálu mimo frekvenční oblast výskytu vlny R.

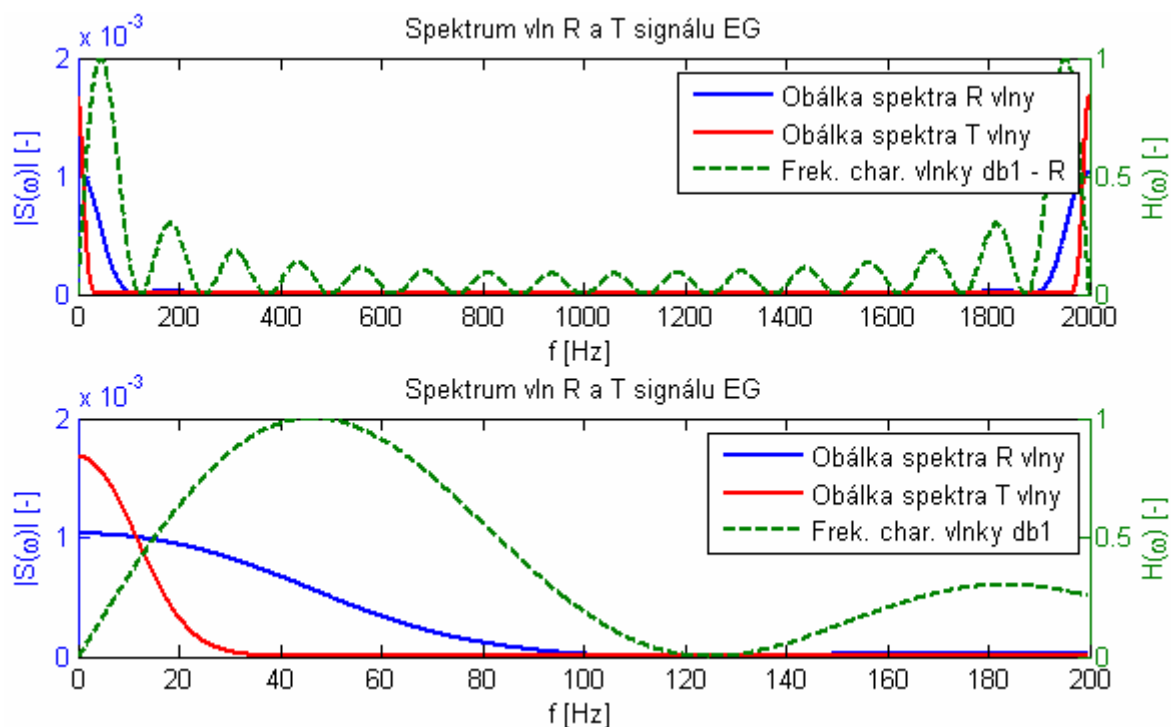
Závěry dosažené v předchozích odstavcích částečně potvrzují také spektra jednotlivých vln EG signálu se společně zobrazenou frekvenční charakteristikou vlnky příslušného měřítka na obrázcích 5.6 a 5.7. Spektra byla pořízena z vysegmentovaných úseků EG signálů, které byly vztaženy ke společnému bodu a následně průměrovány a váhovány Hannovým oknem (viz. obr. 5.5).



Obr.5.5: Průměrované a váhované průběhy vln R a T získané z testovacích EG signálů ($f_{vz} = 2000$ Hz).



Obr.5.6: Spektra průměrovaných a váhovaných průběhů vln R a T se současně vykreslenou frekvenční charakteristikou vlnky db1 ($a = 44$); $f_{vz} = 2000$ Hz.



Obr.5.7: Spektra průměrovaných a váhovaných průběhů vln R a T se současně vykreslenou frekvenční charakteristikou vlnky db1 ($a = 32$); $f_{vz} = 2000$ Hz.

Z frekvenčních charakteristik použitých vlnek na předchozích dvou obrázcích vyplývá, že zvolená měřítka vlnky db1 jsou pro vymezení frekvenční oblasti výskytu R vlny použitelná. Pro obě měřítka vlnka potlačuje projev pomalejších vln, respektive vlny T. Nicméně hlavní přenosová oblast se jeví jako zbytečně široká. Jak ale bylo výše zmíněno, je nutné zvolit vlnku s co možná nejkratší impulsní charakteristikou. Zvolení vyšší hodnoty měřítka vlnky by se sice projevilo zúžením hlavního

přenosového pásma, na druhou stranu by to vedlo k prodloužení impulsní charakteristiky vlnky a tím k většímu zpoždění zanesenému do dalšího postupu zpracování signálu.

Další fakt vyplývající z obrázků 5.6 a 5.7 je jednoduchost použité vlnky db1. To se ve frekvenční charakteristice projevuje výrazným zvlněním mimo hlavní přenosovou oblast. Vznikají tak postranní přenosová pásma, jejichž projevem je přenesení vysokofrekvenčních složek vstupního signálu EG. V testovacích signálech, které byly k vypracování této práce poskytnuty se vysokofrekvenční rušení nijak neprojevovalo, tudíž tenhle nedostatek vlnky db1 může být opomenut. Největším nedostatkem vlnky db1, který vyplývá z obrázku 5.7, je její maximální přenos přibližně na 50 Hz. V případě, že by zpracovávaný EG signál obsahoval síťový brum, dojde tak k jeho maximálnímu přenosu. Tento fakt odporuje principu využití filtrů, kdy se naopak snažíme rušivé složky ze signálu odstranit. Jak ale ze zdrojů [7, 19] vyplývá, jsou během experimentálního měření podniknuta velice přísná opatření (stínění, zemnění), kterými se projevu síťového brumu v signálu EG zamezí.

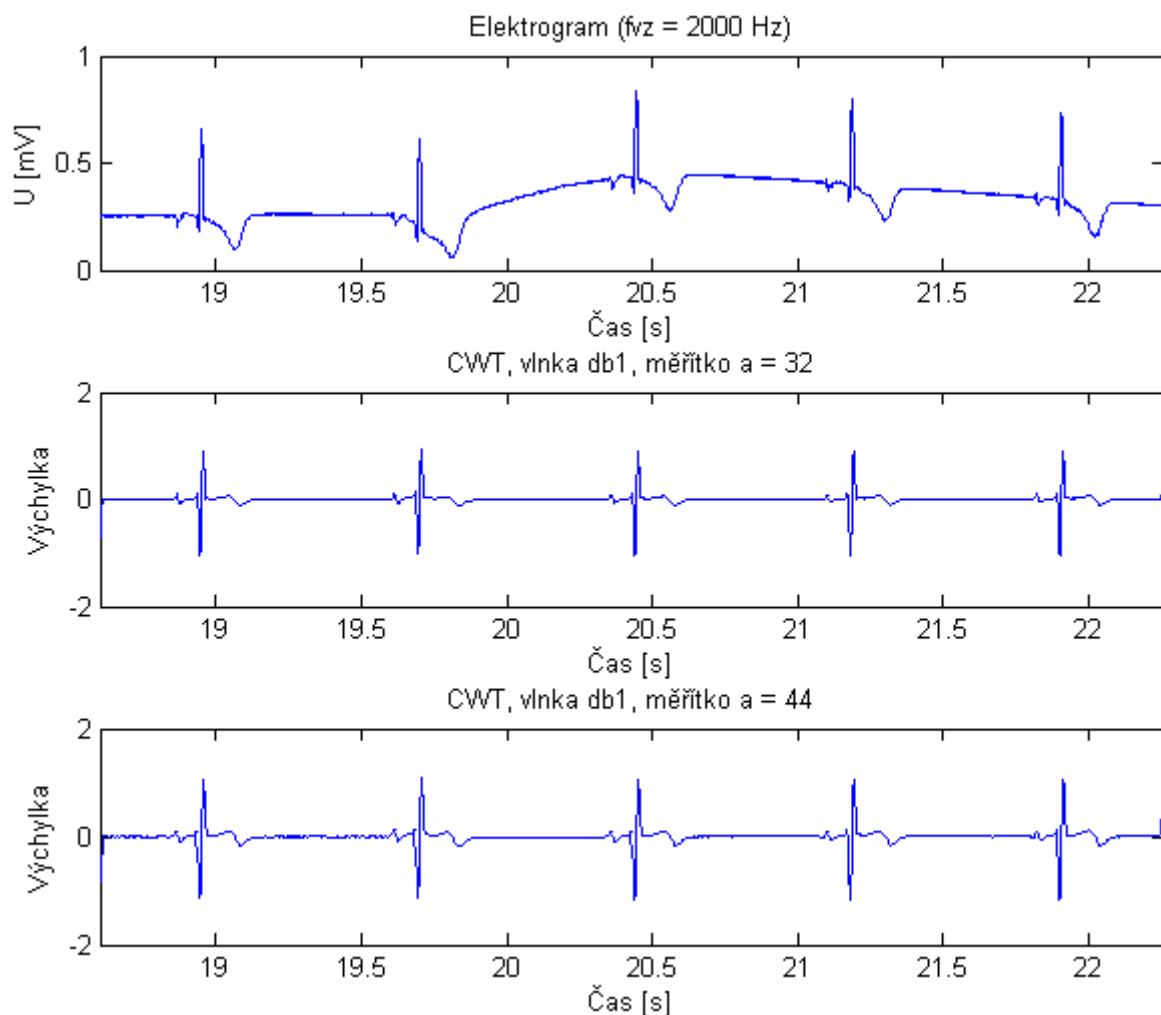
V případě použití vzorkovací frekvence 2000 Hz, která je při experimentálním měření EG signálů obvykle volena, budou zpoždění vzniklá použitím zmíněných vlnek vycházet ze vzorce 5.2:

$$\tau_{db}(a) = \frac{\text{délka impulsní charakteristiky} + 1}{2} \cdot \frac{1}{f_{vz}}$$

$$\tau_{db}(32) = 8,5 \text{ ms} \quad , \quad (5.3)$$

$$\tau_{db}(44) = 11,5 \text{ ms}$$

kde $\tau_{db}(a) \dots$ zpoždění vzniklé použitím vlnky db1 s měřítkem a .



Obr.5.8: CWT vlnkou db1 s měřítky $a = 32$, $a = 44$.

5.2 Popis postupu detekce vlny R

Pomocí CWT s vlnkou $db1(a_i)$ ($a_1 = 32$, $a_2 = 44$) se docílí podoby signálu zobrazeného na obrázku 5.8. Protože se jedná o lichou vlnku, odpovídá okamžik výskytu vrcholu vlny R průchodu $CWT(db1,a)$ nulovou hodnotou. K označení správného okamžiku průchodu $CWT(db1,a)$ nulovou hodnotou je možné použít nejrůznějších detekčních postupů.

Jak je z průběhu $CWT(db1,a)$ na obrázku 5.8 patrné, jedná se prakticky o hladký průběh s velkou strmostí přechodu v okamžiku lokálních extrémů v signálu EG. K nalezení úseku $CWT(db1,a)$, na němž se nachází průchod nulovou hodnotou odpovídající výskytu R vlny v EG, se jako nejvhodnější jeví postup založený na hledání lokálního extrému první derivace $CWT(db1,a)$.

Aby byl tento extrém hledán ve správném úseku signálu je nutné přidat několik dalších vymezujících podmínek k jeho nalezení (viz dále). Tyto podmínky jsou nastoleny pomocí jistých prahových hodnot. K nalezení těchto hodnot slouží tzv. inicializační fáze detekčního postupu.

5.2.1 Inicializační fáze

Podobně jako u detekce R vlny pomocí filtrační srovnávací metody popsané v kapitole 4, je i v tomto případě nutné, aby se detekční postup zpracovávanému signálu jistým způsobem přizpůsobil. Přizpůsobením se vlastně myslí nalezení určitých prahových hodnot signálu bezprostředně po spuštění detekčního postupu. Obecně je vhodné, aby inicializační fáze byla co možná nejkratší.

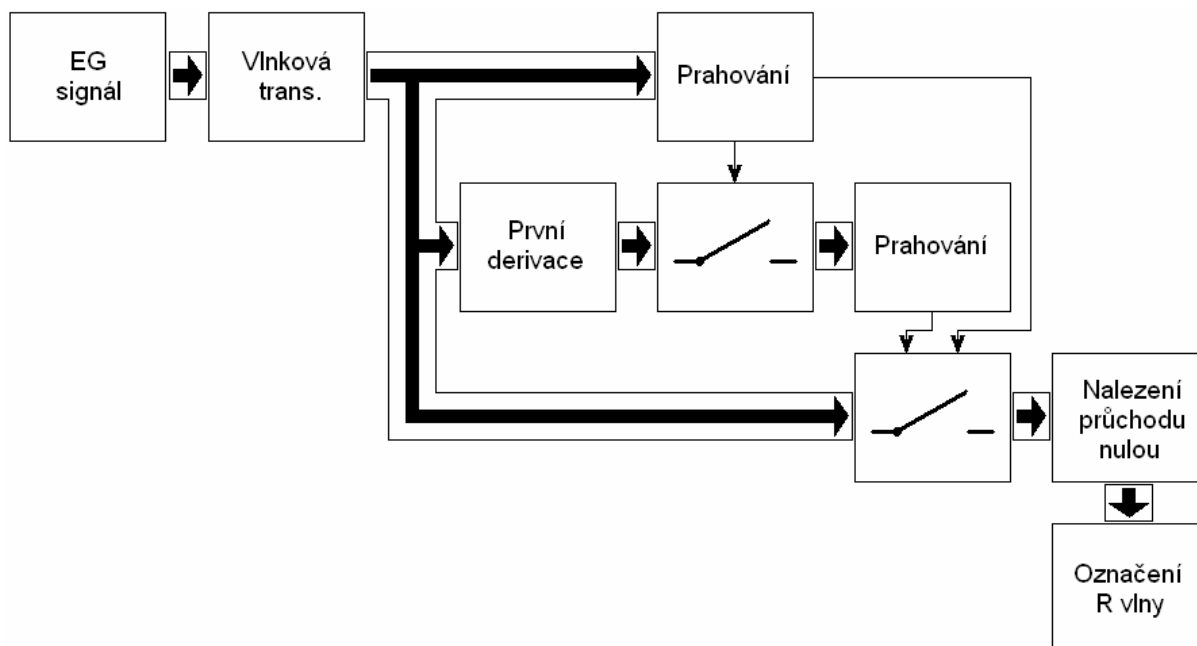
V programu, který byl v rámci této práce vytvořen, odpovídá délka trvání inicializační fáze 1 sekundě, neboli době načtení počtu vzorků, který je roven vzorkovací frekvenci signálu. Protože se prakticky u všech testovacích signálů pohybovala tepové frekvence kolem 100 tepů za minutu, mělo by být nastavením takovéto délky inicializační fáze víceméně zajištěno, že dojde k zaznamenání alespoň jedné periody průběhu EG signálu. Během této doby je hledána extrémní hodnota, které signál $CWT(db1,a)$ nabývá a také extrémní hodnota první derivace tohoto signálu. Obě nalezené hodnoty jsou posléze násobeny váhovacími koeficienty. V případě extrému první derivace se jedná o koeficient 0,65 a v případě extrémní výchylky o koeficient 0,7. Výsledky jsou označeny jako prahové hodnoty.

V okamžiku ukončení inicializační fáze detekčního postupu dochází ještě ke kontrole hodnoty $CWT(db1,a)$. V případě, že tato hodnota dosahuje hodnoty prahové, je dosti pravděpodobné, že se jedná o okamžik výskytu R vlny. Protože by tato vlna nebyla s největší pravděpodobností správně detekována, prodlouží se automaticky inicializační fáze o dvojnásobek délky impulsní charakteristiky použité vlnky. Tímto krokem se posune start detekční fáze v EG signálu až za tuto potenciální R vlnu.

V případě, že by bylo k detekci využito vlnky s větší délkou impulsní charakteristiky, je nutné, aby se zkontroloval projev zmíněného posunu.

5.2.2 Detekční fáze

Okamžik výskytu R vlny v signálu EG odpovídá, za předpokladu využití liché vlnky, průchodu $CWT(db1,a)$ nulovou hodnotou. Z obrázku 5.8 je patrné, že signál $CWT(db1,a)$ nabývá během jedné periody signálu EG nulové hodnoty ve více bodech. Úkolem detekční fáze je určení správného okamžiku průchodu $CWT(db1,a)$ nulovou hodnotou. Toto určení se provádí na základě prahování průběhu signálu $CWT(db1,a)$ prahovými hodnotami získanými během inicializační fáze detekčního postupu.



Obr. 5.9: Blokové schéma detekce R vlny pomocí vlnkové transformace.

Detekce správného okamžiku průchodu CWT(db1,a) nulovou hodnotou se skládá ze čtyř kroků, jak je naznačeno na obrázku 5.10.

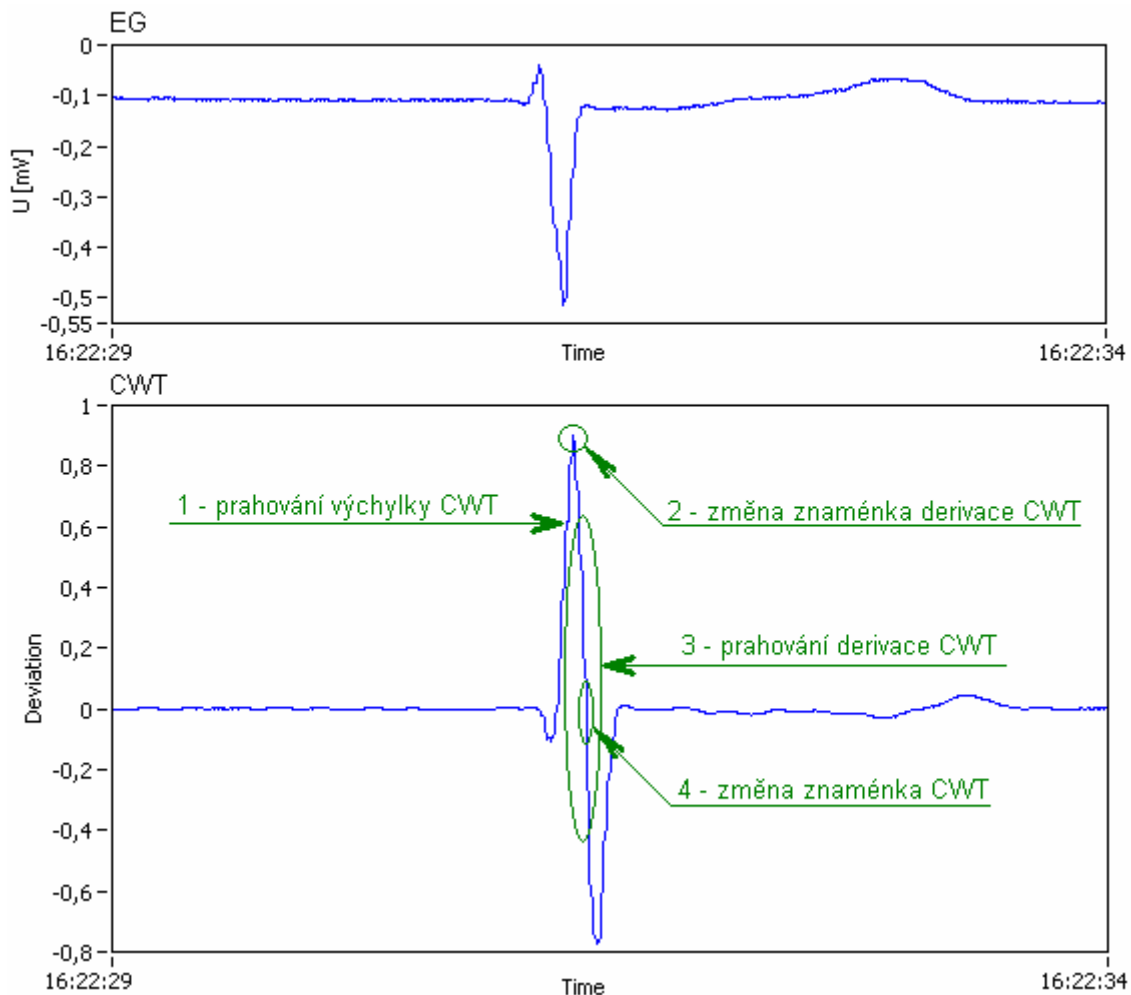
Prvním krokem je nalezení nadprahové výchylky CWT(db1,a). Zpracováváný signál CWT(db1,a) může nabývat dvou rozdílných podob. Obě souvisí s tvarem impulsní charakteristiky zvolené vlnky. Z impulsní charakteristiky vlnky db1 uvedené na obrázku 5.4 je patrné, že vybraná vlnka se skládá ze záporné a kladné vlny. Při transformaci EG signálu s kladně orientovanou R vlnou bude v průběhu CWT(db1,a) v okamžiku výskytu R vlny nejdříve záporná vlna a po ní vlna kladná (viz. obr. 5.8). V případě že bude ale R vlna v EG orientovaná záporně, dojde transformačním postupem k převrácení použité impulsní charakteristiky vlnky a posloupnost vln v CWT(db1,a) bude opačná, kladná a poté záporná (viz. obr. 5.1). Tento rozdíl se projeví tím, že namísto prahování normálního průběhu CWT(db1,a) je nutné prahovat jeho absolutní hodnotu.

V okamžiku, kdy dosáhne absolutní hodnota CWT(db1,a) hodnoty prahové, zaznamená se bezprostředně znaménko první derivace. S tímto znaménkem je průběžně porovnáváno znaménko aktuálních nadprahových hodnot CWT(db1,a). V okamžiku, kdy je uložené znaménko směřnice opačné než znaménko aktuální, došlo k překlopení signálu a derivace má nyní opačnou hodnotu.

Nyní se průběh CWT(db1,a) nachází ve fázi, kdy by měl následný průchod nulou časově odpovídat výskytu R vlny v EG. Pro kontrolu jestli tento okamžik neodpovídá výskytu jiné, svou výchylkou dominantní vlně v EG, je ještě prahována hodnota směřnice. Jelikož ale může CWT(db1,a) nabývat dvou podob, jak bylo výše zmíněno, může i extrémní hodnota směřnice v tomto úseku signálu (na obrázku 5.10 označeno číslem 3) dosáhnout dvou opačných extrémů – minima a maxima. Z toho důvodu je i v tomto případě nutné porovnávat s prahovou hodnotou směřnice hodnotu absolutní. Jestliže absolutní hodnota derivace CWT(db1,a) překročí hodnotu prahovou, lze následný průchod CWT(db1,a) nulovou hodnotou opravdu označit za odpovídající výskytu R vlny v EG.

Aby nebyl zbylý průběh vlnky v CWT(db1,a) sledován a tím nedošlo k chybné detekci, je detekční postup na určitou dobu přerušen. Tato doba je rovna délce trvání impulsní charakteristiky použité vlnky a počítá se od okamžiku označení vrcholu R vlny.

Flexibilita detekčního postupu je zajištěna aktualizací prahových hodnot extrémy získanými během každého úspěšného detekčního cyklu. Práh výchylky CWT(db1,a) je přepočten pro extrém získaný v okamžiku překlopení znaménka derivace CWT(db1,a). Prahová hodnota derivace je přepočtena pro extrém, kterého je obvykle dosaženo ještě před hledaným průchodem CWT(db1,a) nulou.



Obr. 5.10: Postup detekce průchodu $CWT(db1,a)$ nulovou hodnotou. K CWT použita vlnka $db1$ s měřítkem 32.

5.3 Testování detekční metody

Testování je věnováno stanovení účinnosti a přesnosti popsaného detekčního postupu. Pro určení těchto veličin se obvykle využívá knihoven EKG signálů, v nichž jsou jednotlivé signály obvykle již rozměřeny a mají označeny vlny a kmity. Jelikož jsou ale zpracovávány signály EG od signálů uvedených v těchto knihovnách tvarově odlišné, je nutné pro testování použít jiné signály, respektive si vytvořit testovací signály obdobné signálům z uvedených knihoven. Detaily takových signálů jsou uvedeny v přílohách č. 5 a 6.

Délka testovacích signálů je pro usnadnění stanovení přesnosti detekčního postupu omezena na 50 periodů a v každé periodě je označen výskyt vlny R a T. Na takto upravené testovací signály je posléze možné aplikovat výše uvedený detekční postup.

Testování detektoru R vlny je rozděleno na dvě části. V první části se porovnává počet R vln, který detektor označí s počtem R vln, který se v testovaném signálu opravdu nachází. Lze tedy říci, že první část testování je věnována především účinnosti detekce. Přesnost detekčního postupu je testována ve druhé části, a to na základě měření odchylky pozice detekované R vlny od pozice R vlny ručně označené.

5.3.1 Test účinnosti

Základem testu účinnosti je porovnání počtu detekovaných a skutečných R vln. Vzhledem k tomu, že před samotnou detekcí je nutné věnovat určitý čas inicializační fázi (viz. výše), čímž dojde k promeškání jistého úseku signálu, lze pro každý testovaný signál získat dvě odlišné hodnoty účinnosti detektoru. Hodnotu, ve které bude počet R vln zmeškaných během inicializační fáze započten a hodnotu, ve které se vliv promeškání R vln neprojeví.

Pro test bylo použito detekčního postupu využívajícího impulsních charakteristik vlnky db1 s oběma doporučenými měřítky 32 a 44. V obou případech byly naměřeny stejné výsledky. Z toho důvodu je v souvislosti s kratší délkou impulsní charakteristiky lepší použít vlnku db1 s měřítkem 32. Naměřené hodnoty a vypočtené účinnosti jsou uvedeny v následující tabulce.

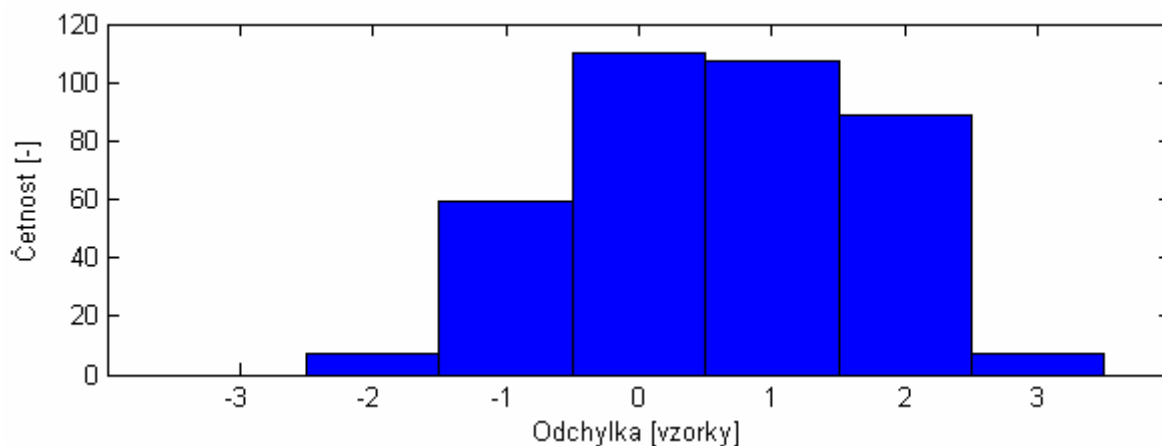
Testovací signál	Počet skutečných R vln	Délka inicializační fáze	Počet detekovaných R vln	Účinnost	
				bez ini. fáze	s ini. fází
	[-]	[T]	[-]	[%]	[%]
eg1_isch1_test1_50R_mat.txt	50	2	48	100	96
eg1_isch1_test2_50R_mat.txt	50	2	48	100	96
eg1_isch2_test1_50R_mat.txt	50	2	48	100	96
eg1_isch2_test2_50R_mat.txt	50	1	49	100	98
eg1_rep1_test1_50R_mat.txt	50	1	49	100	98
eg1_rep1_test2_50R_mat.txt	50	2	48	100	96
eg3_rep1_test3_50R_mat.txt	50	2	48	100	96
eg3_rep2_test1_50R_mat.txt	50	1	49	100	98

Tab. 5.1: Účinnost detekce R vlny založené na principu vlnkové transformace.

5.3.2 Test přesnosti

Pro každou detekovanou R vlnu je zaznamenán index právě zpracovávaného vzorku, respektive čas, který uplynul od počátku měření. Porovnání takto definované pozice R vlny s pozicí ručně označenou vede ke stanovení přesnosti detekčního postupu. Výsledky takového testu lze poté prezentovat například formou histogramu, který popisuje četnost výskytu jednotlivých odchylek.

V příloze č.7 je uveden příklad jednoho z testovacích signálů se současně vyznačenou pozicí detekované a skutečné R vlny. Protože by zobrazení výsledků pro všechny testované signály bylo velice obsáhlé, je přesnost detekčního postupu vyjádřena společným histogramem na obrázku 5.11.



Obr. 5.11: Histogram odchylek mezi detekovanými a skutečnými vrcholy R vln vytvořený na základě výsledků pořízených ze všech testovacích signálů.

6 Kumulace průběhu akčního potenciálu v LabView

Pro správnou činnost kumulačních metod je nutné zpracovávaný průběh AP rozdělit do repetice. Z obrázku 1.21 plyne, že jako repetici lze označit úsek AP vymezený časovým výskytem dvou po sobě následujících R vln v EG. Pro takto vytvořené repetice se teoreticky nemusí hledat žádný synchronizační bod a lze je zpracovat přímo některou z výše popsaných kumulačních metod.

6.1 Repetice

Definice pojmu repetice byla uvedena v kapitole 2.2. Z toho důvodu se zde již nebude opakovat a další text bude věnován popisu jejího vytvoření.

Vlivem detekční metody založené na principu CWT dochází v procesu detekce R vlny ke zpoždění. Následkem toho detekovaná R vlna posléze časově neodpovídá náběžné hraně v průběhu AP (viz. obr. 6.1). Jelikož je ale náběžná hrana AP považována za vztažný bod při následném kumulačním postupu, je nutné vytvořit repetice, ve kterých by byla náběžná hrana obsažena. To lze zajistit pouze složením dvou dílčích úseků AP.

Jelikož se v programovém prostředí LabView při práci s úseky signálu, což repetice bezesporu jsou, používá označení datová pole, bude tento pojem použit i v rámci této práce. Datová pole lze prakticky přirovnat k maticím, které mohou nabývat libovolného počtu řádků a sloupců.

6.1.1 Vytvoření repetice

Vlivem zmíněného zpoždění je nutné vytvořit každou repetici spojením dvou dílčích úseků AP. Definice jejich délky je zobrazena na obrázku 6.1 a popsána v následujícím textu.

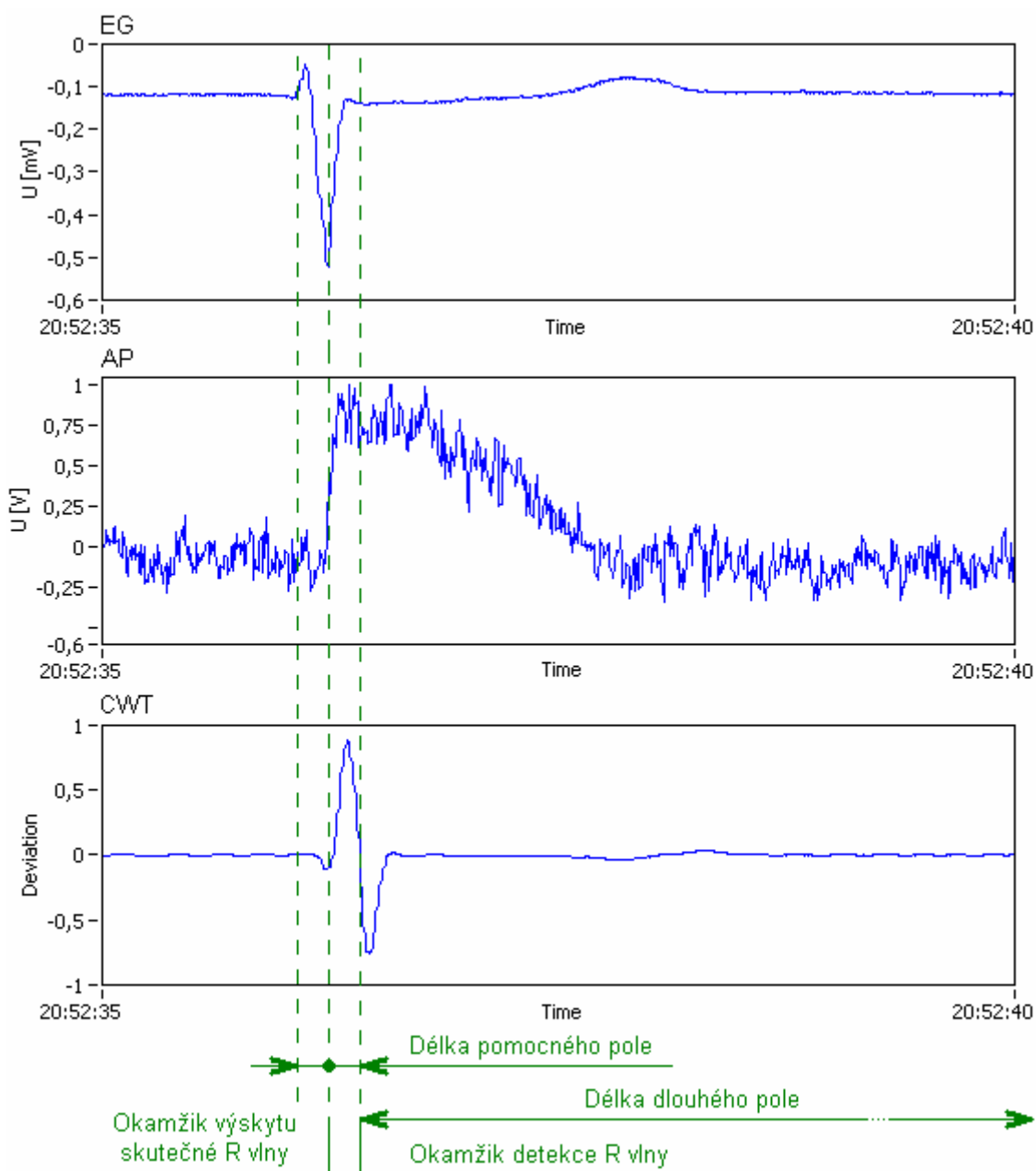
Jak bylo v kapitole 5 diskutováno, je zpoždění rovno přibližně polovině délky impulsní charakteristiky použité vlnky. Z toho důvodu je nutné, aby měl první dílčí úsek AP suplující promeškaný průběh signálu (tzv. *pomocné pole*) minimální délku rovnu právě polovině délky impulsní charakteristiky. Jelikož je ale lepší, aby výsledný kumulovaný průběh AP nezačínal přímo náběžnou hranou AP, ale aby byl zobrazen i kousek průběhu před, byla konečná délka pomocného pole stanovena jako celá délka impulsní charakteristiky. V takto definovaném poli jsou v každý časový okamžik zachytávány naposledy měřené hodnoty průběhu AP.

Druhý dílčí úsek signálu AP, potřebný pro vytvoření repetice, je označen jako tzv. *dlouhé pole*. Na rozdíl od předešlého pomocného pole je dlouhé pole plněno aktuálními hodnotami, kterých AP nabývá po detekci R vlny. Aktuální vzorky jsou do něj ukládány až do okamžiku výskytu další R vlny. Jeho délka je tedy dána délkou RR intervalu. Stejně jako v minulém případě se i zde projeví zpoždění detekce R vlny, a to omezením délky dlouhého pole. V případě, že by k omezení délky nedošlo, byly by v dlouhém poli obsaženy i vzorky časově odpovídající následné náběžné hraně AP. Tento fakt by v souvislosti s dalším postupem způsobil zkreslení konce výsledného kumulovaného průběhu. Z tohoto důvodu je z konce dlouhého pole odstraněn fixní počet vzorků. Pro usnadnění práce je délka tohoto úseku dána počtem vzorků impulsní charakteristiky použité vlnky.

V okamžiku detekce R vlny, dochází nejdříve ke spojení dílčích polí (pomocné a dlouhé) ve výslednou repetici a teprve poté k opětovnému plnění dlouhého pole novými vzorky AP. To znamená, že repetice je vytvořena se zpožděním jednoho RR intervalu od počátku AP, ke kterému je vztažena.

V případě, že by repetice byla vytvořena přesně podle zmíněného postupu, neodpovídal by její průběh skutečnosti. To je způsobeno tím, že si sobě spojovaná pole časově neodpovídají. V okamžiku detekce R vlny je totiž v pomocném poli podle zmíněného postupu uložen úsek AP dosažený před výskytem aktuální R vlny. Správně by se ale v tomto poli měl nacházet úsek AP dosažený před

výskytem předešlé R vlny. Z tohoto důvodu bylo nutné vytvořit postup, který by dával možnost uložení úseků AP dosažených před výskytem dvou po sobě jdoucích R vln a pro vytvoření repetic následně použít úsek AP zaznamenaný před R vlnou zpožděnou o jeden RR interval od R vlny aktuální.



Obř. 6.1: Kumulace akční potenciálů – definice pojmů pomocné a dlouhé pole.

Vytvoření repetic ze zmíněných dílčích polí je popsáno následujícími vztahy:

$$\mathbf{P}_{POM} = [P_{POM\ i,j}] = \begin{bmatrix} AP_{iR-D} & \cdots & AP_{iR} \\ AP_{(iR-D)-RR} & \cdots & AP_{iR-RR} \end{bmatrix}, \quad (6.1)$$

$$\mathbf{P}_D = [P_{D\ 1,l}] = [AP_{iR-RR} \quad \cdots \quad AP_{iR-D}], \quad (6.2)$$

$$\mathbf{R}_{AP} = [R_{AP\ 1,n}] = [R_{AP\ 1,j+l}] = [P_{POM\ 2,j}] \cup [P_{D\ 1,l}], \quad (6.3)$$

kde	\mathbf{P}_{POM}	...	pomocné pole
	\mathbf{P}_D	...	dlouhé pole
	\mathbf{R}_{AP}	...	repetice
	AP	...	průběh akčního potenciálu
	iR	...	index aktuální R vlny
	D	...	délka impulsní charakteristiky použité vlnky
	RR	...	aktuální délka RR intervalu.

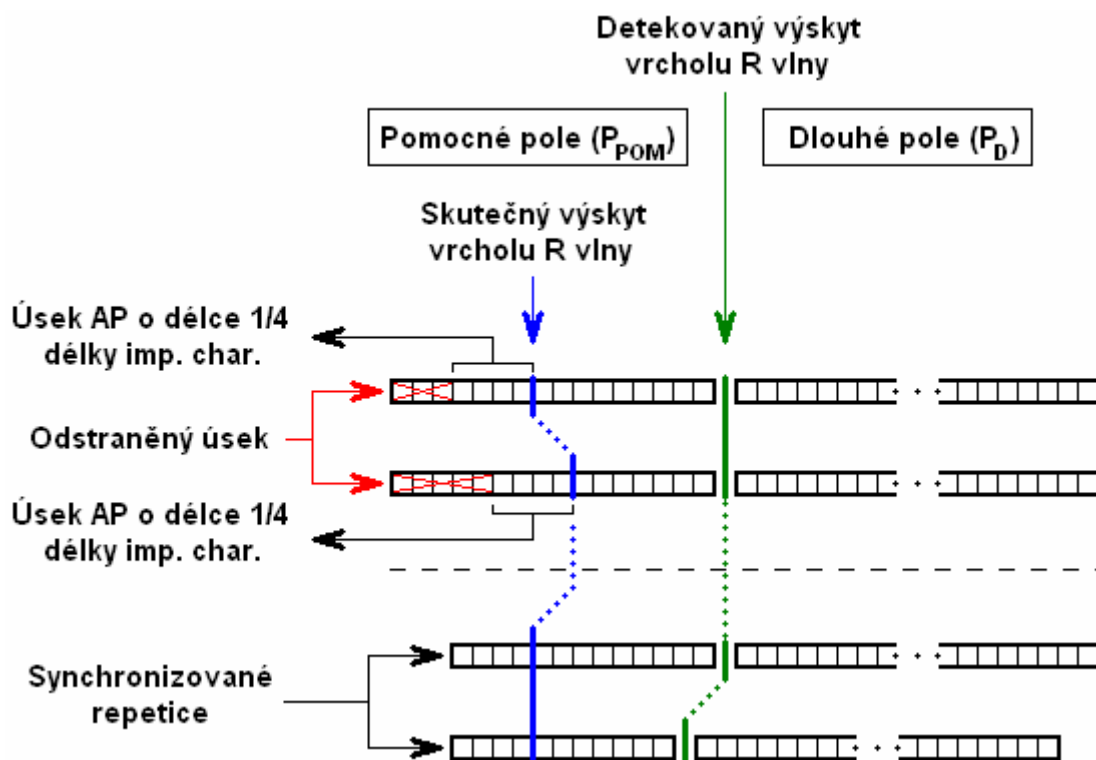
Před samotnou kumulací takto vytvořených repetic bylo ještě ověřeno, jestli si okamžik průchodu průběhu CWT(db1,a) nulovou hodnotou a okamžik výskytu hrotu R vlny v EG skutečně odpovídají a jestli je tedy možné zmíněný časový bod považovat za pravý vztažný bod pro následující kumulační postupy

6.1.2 Určení vztažného bodu v repeticích

Účinnost všech kumulačních metod do jisté míry závisí na stejné poloze vztažného bodu v jednotlivých repeticích. Jelikož je jako vztažný bod použit výskyt vrcholu skutečné R vlny, je nutné ověřit, zda není tento bod označen chybně. Princip tohoto testu spočívá ve zpětném vyhledávání vrcholu R vlny v EG v okamžiku, kdy je v CWT(db1,a) detekován průchod nulovou hodnotou, což odpovídá opožděně detekovanému vrcholu R vlny. Úsek prohledávaného signálu je roven délce impulsní charakteristiky použité vlnky a z výše zmíněného vychází, že by měl být vrchol nalezen přesně uprostřed takto vymezeného úseku EG.

Během vývoje programu v LabView bylo z testovaných průběhů zjištěno, že vrchol R vlny neodpovídá přesně středu sledovaného úseku EG a navíc se jeho pozice nepravidelně mění. To mělo za následek nepřesné synchronizování repetice AP, což se ve výsledku projevilo kumulací sobě si časově neodpovídajících vzorků. Přestože byla odchylka mezi středem sledovaného úseku EG a výskytem vrcholu skutečné R vlny do ± 4 vzorků, což bylo vzhledem k projevujícím se zašumění průběhu AP (viz. obr. 1.21) zanedbatelné, byl vytvořen korekční postup, kterým byl tento rozdíl odstraněn a repetice jsou nyní synchronizovány ke vzorku AP jenž skutečně odpovídá výskytu vrcholu R vlny v EG.

Zmíněná korekce je založena na principu vyhledání skutečného vrcholu R vlny v úseku EG signálu vymezeném pomocným polem, jak je patrné z obrázků 6.1. Poloha vzorku odpovídajícího skutečnému vrcholu R vlny je ve vytvořeném úseku EG indexována od detekovaného vrcholu R vlny (viz. obr.6.2). Jelikož je každá repetice průběhu AP dána spojením dvou dílčích polí, jak bylo výše zmíněno, a vztažným bodem při spojování těchto polí je průchod CWT(db1,a) nulovou hodnotou, tedy okamžik detekce vrcholu R vlny, je nutné provádět jakékoli změny délky pomocného pole spojené s vyhledáním vztažného bodu pro kumulaci pouze z levé strany pomocného pole, tedy od nejstarších vzorků. Opačný postup by mohl vést ke vzniku falešných změn úrovní průběhu AP v jednotlivých repeticích. Před vzorek AP časově odpovídající vrcholu skutečné R vlny je z důvodu přehlednosti výsledného kumulovaného průběhu přidán fixní počet předešlých vzorků AP. Zbytek vzorků pomocného pole je odstraněn. Pro takto upravené repetice může být posléze jako vztažný bod použit první vzorek zleva, aniž by tím došlo ke vzniku časového posunu mezi vzorky repetice odpovídajícími výskytu skutečné R vlny.



Obr. 6.2: Posun repetice ke společnému vztažnému bodu.

6.2 Kumulace repetice

Na repetice upravené a synchronizované pomocí výše zmíněných postupů je nyní možné aplikovat některou z kumulačních metod zmíněných v kapitole 2.2. Z důvodu co největšího poměru mezi účinností a výpočetní náročností byly v této práci použity pouze kumulační metoda s rovnoměrnými vahami a klouzavým oknem a kumulační metoda s exponenciálními vahami.

6.2.1 Kumulace s rovnoměrnými vahami a klouzavým oknem

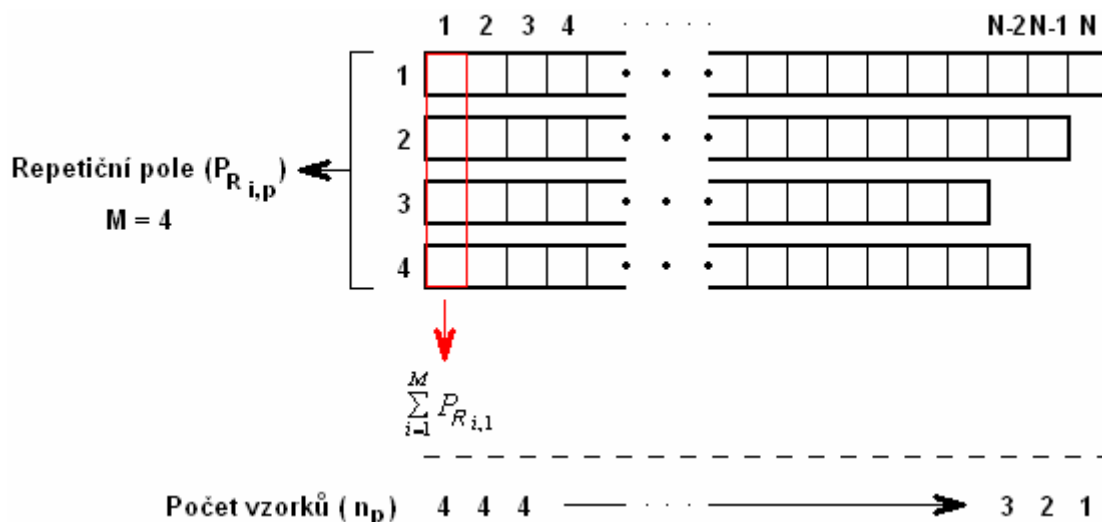
Tato metoda je založena na kumulaci repetice uložených v tzv. repetičním poli. Velikost tohoto pole je dána délkou repetice a celkovým počtem repetice M , který je pro kumulační výpočet použit. Jak bylo v kapitole 2.2 popsáno, dosahuje se využitím této kumulační metody s rostoucí hodnotou M většího poměru signálu ku šumu (S/\bar{S} popřípadě anglicky S/N) v kumulovaném signálu. Volba počtu kumulovaných repetice M je ale do jisté míry kompromisem mezi požadovaným poměrem S/N a dobou, za kterou bude kumulační pole zcela naplněno repeticemi. Přesné určení M bude popsáno dále, protože pro vysvětlení principu kumulační metody není nutné znát přesnou hodnotu.

Kumulační metoda s klouzavým oknem je založena na neustálém průměrování posledních M repetice uložených v repetičním poli. Výjimkou je pouze časový interval potřebný k úvodnímu naplnění pole. Vložením aktuální repetice do repetičního pole dochází vlivem neměnné hodnoty M k odstranění repetice nejstarší. To má za následek nutnost přepočítání kumulačního výpočtu, neboli vytvoření nového kumulovaného průběhu. Protože dosahují repetice rozdílných délek (viz. obr. 6.2), není možné vytvořit kumulovaný průběh AP jednoduchým sečtením sobě si časově odpovídajících vzorků jednotlivých repetice z repetičního pole a jejich následným vynásobením získané hodnoty převrácenou hodnotou M . Došlo by totiž k nesprávnému průměrování vzorků na koncích repetice.

Z kapitoly 6.1 vyplývá, že jednotlivé repetice dosahují téměř stejné délky jako RR interval. Z obrázku 1.21 dále plyne, že dominantní úsek průběhu AP leží na počátku repetice a jeho délka je

přibližně čtvrtinou délky RR intervalu. Z toho důvodu se zdá být zbytečné se zabývat chybným kumulacním výpočtem na konci kumulovaného průběhu AP. V případě zkrácení jednotlivých repetit, tedy omezení jejich délky jiným jevem, než je výskyt R vlny, by mohla mít zmíněná chyba podstatný vliv na tvar kumulovaného průběhu AP. Z toho důvodu je využito odlišného postupu výpočtu, jenž je částečně popsán na obrázku 6.3.

Suma sobě si časově odpovídajících vzorků repetit uložených v repetičním poli není při výpočtu kumulovaného průběhu AP dělena hodnotou M , ale hodnotou, která je dána počtem sčítanců, tedy počtem sečtených vzorků v daném segmentu repetičního pole.



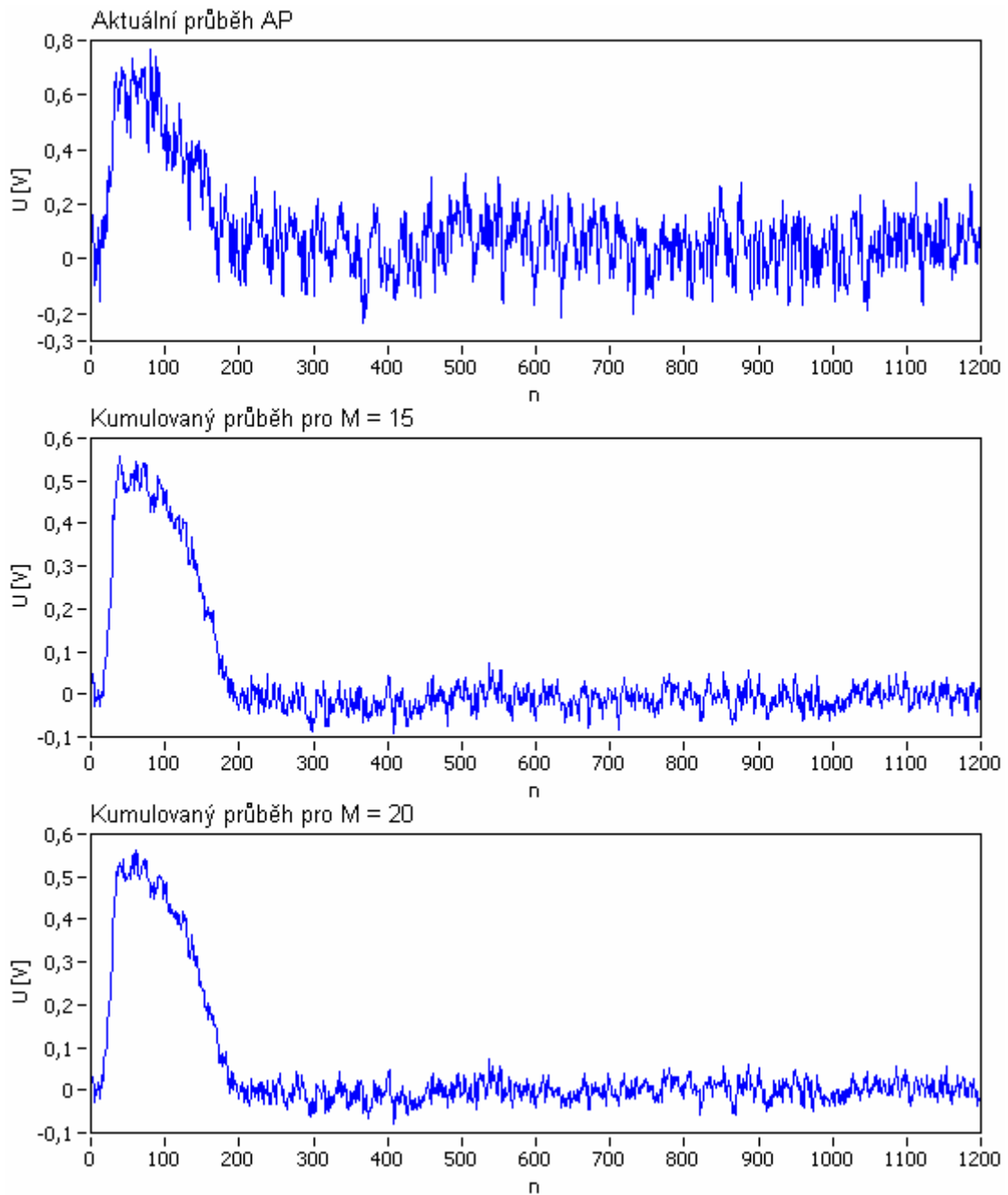
Obr. 6.3: Projev rozdílné délky repetit obsažených v repetičním poli.

Výsledný průběh kumulovaného AP je posléze dán vzorcem:

$$\mathbf{K}_{API} = \left[K_{API,1,p} \right] = \frac{1}{n_p} \cdot \sum_{i=1}^M P_{R,i,p}, \quad (6.4)$$

- kde \mathbf{K}_{API} ... výsledný kumulovaný průběh AP určený metodou s rovnoměrnými vahami a klouzavým oknem
 \mathbf{P}_R ... repetiční pole
 n_p ... počet vzorků v p -tém segmentu repetičního \mathbf{P}_R .

Přestože je výpočet přizpůsoben proměnné délce repetit v repetičním poli, nebude zcela přesný. Průměrováním menšího počtu vzorků, než je hodnota M totiž nedojde ve všech vzorcích repetit ke stejnoměrnému potlačení šumu. Z toho důvodu je ve výsledku zobrazen kumulovaný průběh AP, jehož délka je omezena nejkratší repeticí, nacházející se v daný okamžik v repetičním poli. Tím je zaručeno, že je celý průběh zobrazeného úseku AP vypočítán ze stejného počtu vzorků. Takto upravený průběh je zobrazen na obrázku 6.4.



Obr. 6.4: Výsledný průběh AP kumulovaný metodou s rovnoměrnými vahami a klouzavým oknem ($f_{VZ} = 2000$ Hz).

6.2.2 Kumulace s exponenciálními vahami

Kumulační metoda využívající exponenciální váhy je založena na váhování, respektive násobení jednotlivých repetíc umocněnou hodnotou váhovacího koeficientu $q < 1$. Hodnota exponentu je odvozena od stáří repetice a to tak, že nejmladší repetice je označena pořadovým číslem 1 a nejstarší repetice pořadovým číslem N .

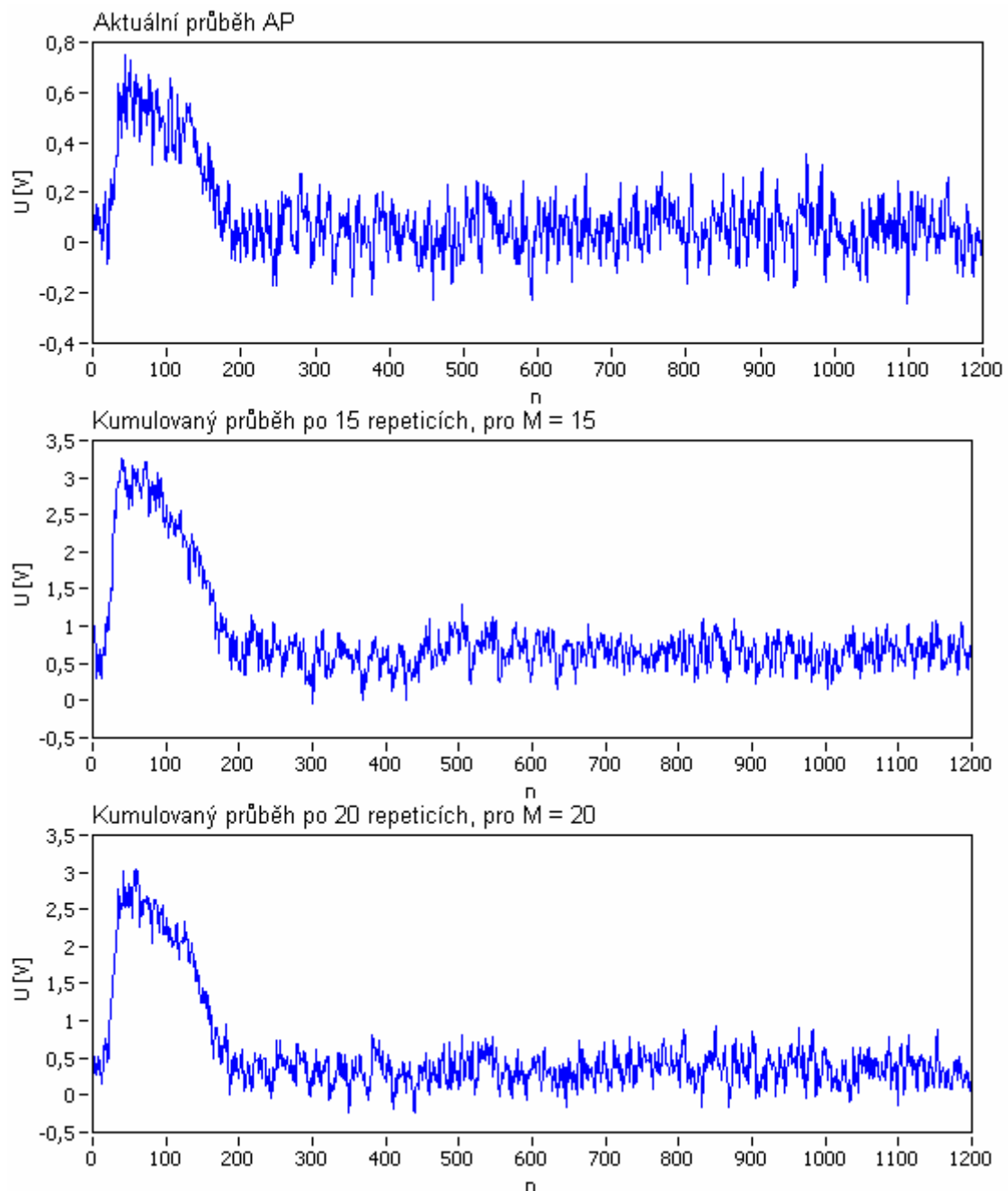
Na první pohled se zdá, že je pro výpočet kumulovaného průběhu AP nutné uchovávat průběhy všech repetíc. To by ale při používané vzorkovací frekvenci 2000 Hz znamenalo potřebu obsáhlého paměťového prostoru. Z toho důvodu byl postup kumulace nepatrně pozměněn.

Počátkem celého postupu je vytvoření prázdného datového pole $\mathbf{K}_{AP II}$, ve kterém bude uložen výsledný kumulovaný průběh AP. Každá nově vytvořená repetice je přičtena k sobě si časově

odpovídajícím vzorkům v tomto poli. Výsledek je posléze násoben koeficientem q , jehož hodnota je určena podle vztahu 2.5 v kapitole 2.2 a vychází ze zvoleného počtu repetic M . Tímto postupem je dodrženo, že každá repetice je násobena váhovacím koeficientem q , jenž je umocněn hodnotou odpovídající pořadovému číslu repetice.

$$\begin{aligned} \mathbf{K}_{AP II}(k+1) &= q \cdot \{ \mathbf{K}_{AP II}(k) + \mathbf{R}_{AP} \} \\ \mathbf{K}_{AP II} &= \begin{bmatrix} K_{AP II, 1,p} \end{bmatrix} \\ \mathbf{R}_{AP} &= \begin{bmatrix} R_{AP, 1,n} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (6.5)$$

kde $\mathbf{K}_{AP II}(k+1)$... výsledný kumulovaný průběh AP vypočtený z počtu $(k+1)$ repetic metodou exponenciálního váhování
 \mathbf{R}_{AP} ... aktuální vytvořená repetice
 q ... váhovací koeficient.



Obr. 6.5: Výsledný průběh AP kumulovaný metodou s exponenciálními vahami ($f_{vz} = 2000$ Hz).

Následkem využití tohoto postupu odpadá nutnost pamatování si všech N repetic. To znamená, že je tato metoda paměťově méně náročná, než metoda využívající klouzavého okna, protože odpadá nutnost definování repetičního pole \mathbf{P}_R .

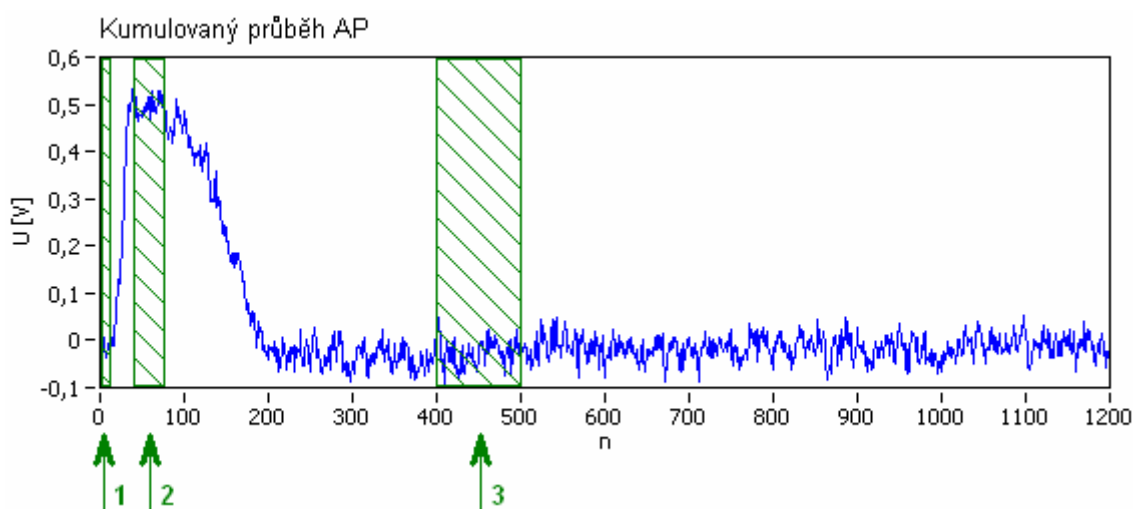
Z důvodů proměnné délky jednotlivých repetic je stejně jako u kumulační metody s rovnoměrnými vahami a klouzavým oknem použito konečné korekce délky výsledného kumulovaného průběhu AP. Výsledná délka je dána počtem vzorků, jejichž hodnota byla vypočtena ze všech N repetic. Tímto postupem lze dosáhnout výsledného kumulovaného průběhu AP zobrazeného na obrázku 6.5.

6.3 Určení optimálního počtu repetic použitých pro kumulaci

Poměr signálu ku šumu ve výsledném průběhu AP kumulovaném pomocí uvedených kumulačních metod je závislý na počtu repetic použitých pro kumulační výpočet, tedy na počtu repetic uložených v repetičním poli. Z kapitoly 2.2 vyplývá, že poměr S/N s počtem repetic M roste. Na první pohled se tedy zdá, že nejlepší výsledky budou kumulační metody dosahovat při zvolení co možná nejvyšší hodnoty M .

Při snímání experimentálních signálů, respektive průběhu AP je obvykle použita vysoká vzorkovací frekvence (2000 – 4000 Hz). V souvislosti s délkou repetic, definovanou v kapitole 6.1, by volba příliš vysoké hodnoty M znamenala nutnost zpracování a uložení velkého množství dat. Při zvolení $M = 100$, průměrné délce repetice $l_R = 1000$ vzorků, by bylo při každé nově přichodící repetici nutno zpracovat a uložit 100 000 vzorků. Při současné taktovací frekvenci procesorů, dosahující řádově jednotky GHz, se zdá být tento problém nepodstatný. Je ale nutné si uvědomit, že vytvářený program obsluhující kumulaci AP, by měl být součástí již používaného softwaru pro měření experimentálních dat [7, 19]. Z toho důvodu by bylo vhodné, aby byl výpočetně co možná nejméně náročný. Hodnota M se tedy volí na základě kompromisu mezi uvedenými podmínkami.

Protože program vytvořený v rámci této práce nedává během kumulace AP zpětnou vazbu o zlepšení poměru S/N , je nutné vytvořit závislost, na základě které by bylo možné určit, respektive doporučit, optimální hodnotu M . Vhodná je pro tyto účely závislost poměru S/N na počtu repetic použitých pro výpočet výsledného kumulovaného průběhu AP. Určení této závislosti je založeno na měření úrovně v několika místech kumulovaného průběhu AP.



Obr. 6.6: Kumulovaný průběh AP s označenými segmenty použitými pro výpočet poměru S/N .

Pro výpočet poměru S/N , je jako úroveň užitečného signálu použit rozdíl mezi úrovní AP ve fázi plató (bod 2 v obrázku 6.6) a úrovní odpovídající nulové linii (bod 1 v obrázku 6.6). Jednotlivé hodnoty vstupující do tohoto rozdílu jsou z důvodu přítomnosti šumu v kumulovaném signálu získány

průměrováním hodnot v jistém intervalu (viz obr. 6.6). Pro vyjádření úrovně šumu obsaženého v kumulovaném signálu je využito výpočtu směrodatné odchylky v úseku označeném v obrázku 6.6 číslem 3. Podělením takto získaných hodnot je získána přibližná hodnota poměru S/N v kumulovaném signálu.

$$S/N = 20 \cdot \log \frac{|U_{AVG}(2) - U_{AVG}(1)|}{\sigma(3)}, \quad (6.6)$$

kde $U_{AVG}(i)$... průměrná hodnota úrovně AP v úseku i
 $\sigma(3)$... směrodatná odchylka vypočtená z úseku AP označeného číslem 3.

Takto definovaný výpočet poměru S/N byl aplikován na 5 testovacích signálů. Pro získání skutečně podložených a kvalitních výsledků, byly jako testovací signály zvoleny úseky průběhu AP měřené ve všech fázích zmíněných v kapitole 2.1.3. Tím bylo zaručeno, že volba hodnoty M bude provedena na základě výsledků získaných z úseků AP s různou měrou zašumění. Získané výsledky jsou uvedeny v přílohách č. 8 – 12.

Ze získaných výsledků vychází, že uspokojivých a dostačujících výsledků dosahují obě kumulační metody pro hodnoty parametru M v rozmezí od 15 do 25. Volbou vyšších hodnot se již nedosahuje výraznějšího zlepšení S/N a navíc se kumulační metody stávají výpočetně a paměťově náročnějšími. Příklad vývoje poměru S/N při kumulaci signálu s délkou okna $M = 20$ je uveden v příloze č. 13.

6.4 Snížení výpočetní náročnosti kumulačního výpočtu

V případě, že se bude jako průměrná délka repetice uvažovat hodnota 1000 vzorků a z doporučeného rozmezí velikosti okna bude zvolena střední hodnota 20, bude během kumulačního výpočtu nutné zpracovat přibližně 20000 vzorků. Z důvodu urychlení celého kumulačního výpočtu se proto hledal způsob jak zmíněný počet vzorků co nevíce snížit. Jelikož se s nižší hodnotou M snižuje poměr S/N v kumulovaném průběhu AP, představuje jedinou cestu snížení počtu zpracovávaných vzorků zkrácení kumulovaných repetic.

Minimální délka repetic je dána délkou trvání AP. Z toho důvodu se zdá být využitelný postup zkrácení délky repetic založený na intuitivním stanovení přibližné doby trvání AP. Tento postup ale není univerzální, protože průběh AP je pravděpodobně pro srdce každého laboratorního zvířete (králík, morče, potkan) odlišný. Z toho důvodu je nutné nalézt postup zkrácení repetic, který by se průběhu AP přizpůsobil.

Z obrázků 1.19 a 6.1 plyne, že konec AP časově přibližně odpovídá výskytu vrcholu vlny T v EG. Detekce této vlny umožní stanovit nejkratší a pro signály ze srdcí jiných zvířat přizpůsobené délky repetic.

7 Detekce T vlny

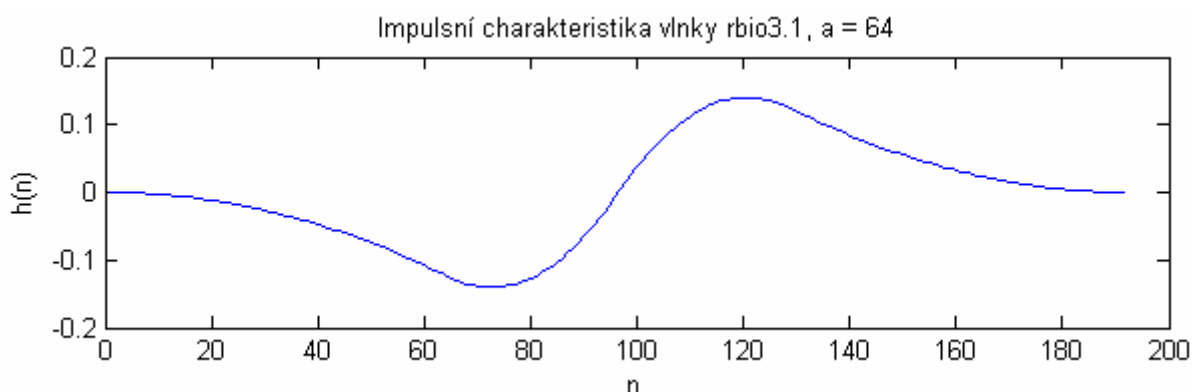
Pro detekci T vlny v EG je použito podobného postupu jako při detekci vlny R, tedy postupu založeného na principu vlnkové transformace. Pro vytvoření CWT je ale použito odlišné vlnky a jiného měřítka.

7.1 Volba vlnky

Volba vlnky se podobně jako v kapitole 5.1 odvíjí od nalezení kompromisu mezi několika podmínkami:

- impulsní charakteristika vlnky by měla mít co nejkratší délku, aby zpoždění vniklé jejím použitím nebylo příliš velké a tím nebyla zbytečně zvětšována délka kumulovaných repetic,
- frekvenční charakteristika by měla svým tvarem co nejvíce zamezit přenosu signálu mimo frekvenční pásmo výskytu T vlny,
- průběh CWT vzniklý transformací EG zvolenou vlnkou by měl mít takovou podobu, aby v něm bylo možné jednoduchým postupem nalézt bod odpovídající výskytu vrcholu vlny T.

Na základě podob, kterých nabývá průběh CWT při aplikaci nejrůznějších vlnek na testovací signály uvedené v přílohách 5 a 6, je zvolena vlnka s označením *rbio3.1*, jejíž impulsní charakteristika je zobrazena na obrázku 7.1.

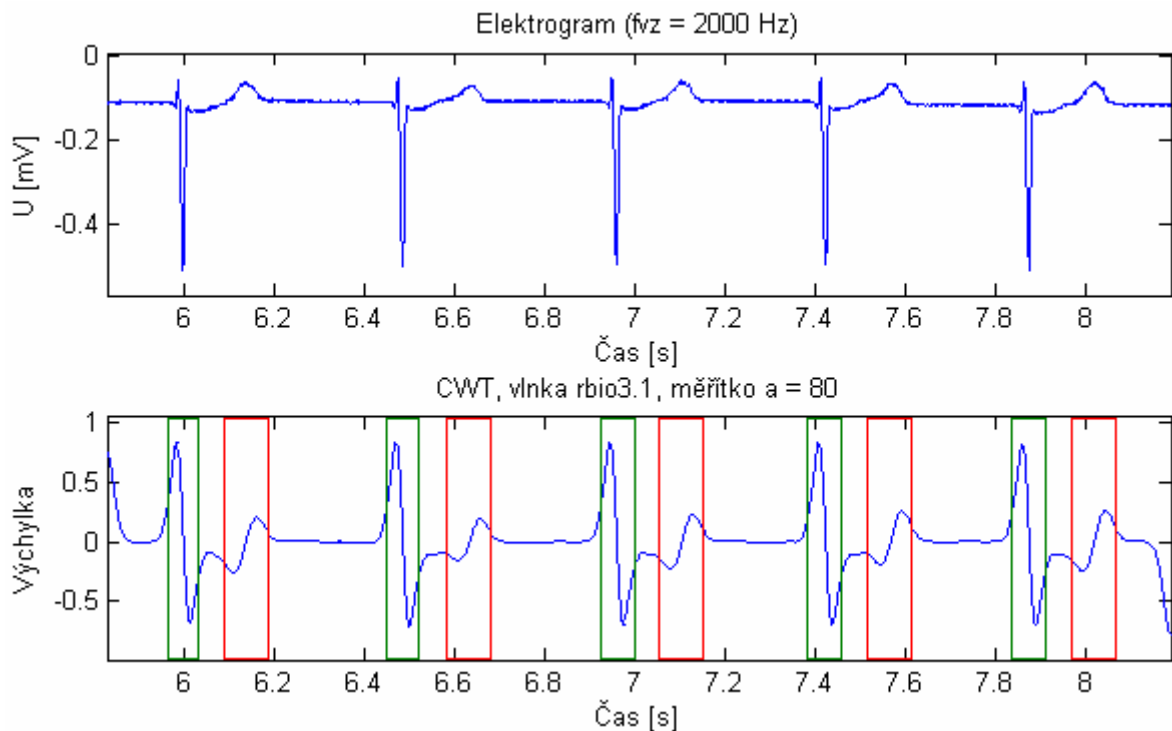


Obr. 7.1: Impulsní charakteristika vlnky *rbio3.1*.

Z impulsní charakteristiky je patrné, že vlnka *rbio3.1* je vlnkou lichou, což na základě poznatků uvedených v kapitole 5 znamená, že vrchol T vlny bude po transformaci odpovídat v průběhu $CWT(rbio3.1, a)$ průchodu nulovou hodnotu. Dá se tedy očekávat, že by mohlo být použito podobného detekčního postupu jako při detekci R vlny. Tím je tedy částečně splněna podmínka kladená na míru obtížnosti detekčního postupu následujícího po filtraci impulsní charakteristikou zvolené vlnky.

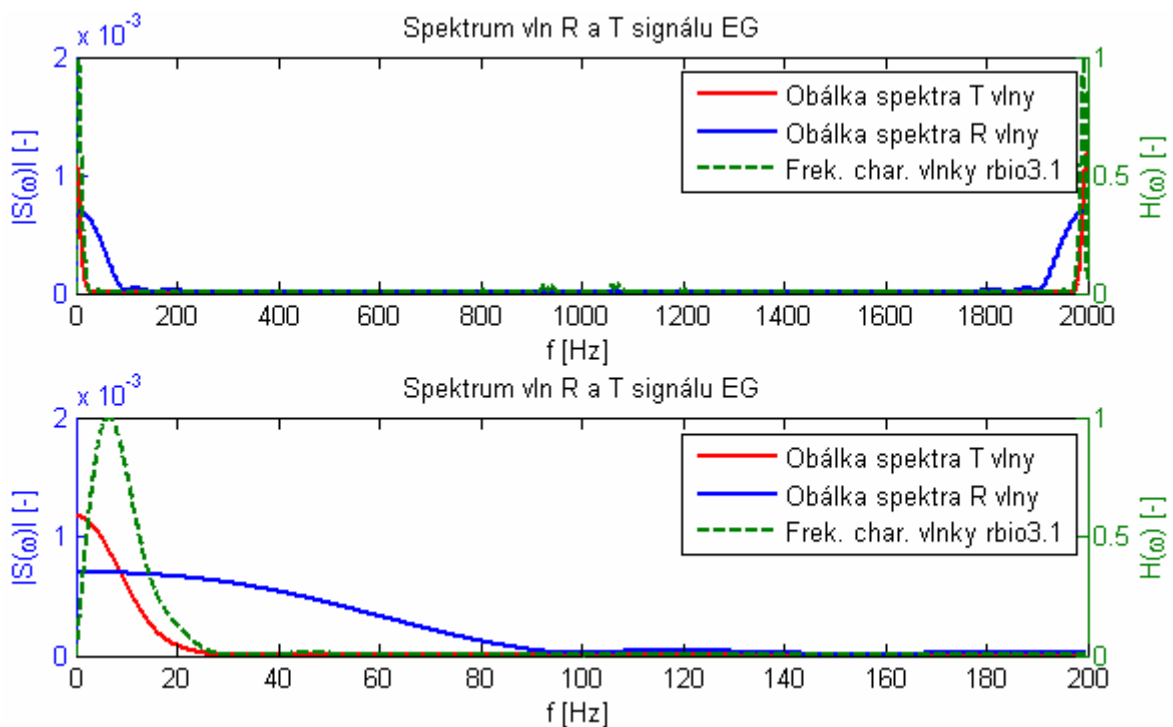
Ostatní podmínky kladené na parametry vlnky jsou závislé na zvoleném měřítku vlnky a . Volba správného měřítka není jednoduchá a jak bylo popsáno v kapitole 5, lze ji provést na základě vlastností vlnky projevujících se v časové nebo frekvenční oblasti.

V časové oblasti se volba měřítka vlnky provádí na základě nalezení co možná největšího poměru mezi rozdílem lokálních extrémů výchylky $CWT(rbio3.1, a)$ nacházejících se v úseku transformujícím průběh vlny T a mezi rozdílem lokálních extrémů výchylky $CWT(rbio3.1, a)$ nacházejících se v úseku transformujícím průběh vlny R (viz. obr. 7.2).



Obr. 7.2: $CWT(rbio3.1, a)$ signálu EG vlnkou rbio3.1 s měřítkem $a = 80$. Červené segmenty zobrazují oblasti výskytu vlny T a zelené segmenty oblasti výskytu vlny R.

Z přílohy č. 14 plyne, že tento poměr roste s měřítkem a až do okamžiku, kdy je délka impulsní charakteristiky vlnky větší než interval mezi lokálními extrémy vln R a T. Při dalším zvyšování měřítko se dále zvětšuje délka impulsní charakteristiky vlnky. To má za následek postupné překrývání transformovaných vln R a T vedoucí k následnému zkreslení signálu $CWT(rbio3.1, a)$ na podobu, v níž již průchod nulovou hodnotou neodpovídá lokálnímu extrému v EG.



Obr. 7.3: Spektra průměrovaných a váhovaných průběhů vln R a T se současně vykreslenou frekvenční charakteristikou vlnky rbio3.1 ($a = 120$); $f_{vz} = 2000 \text{ Hz}$.

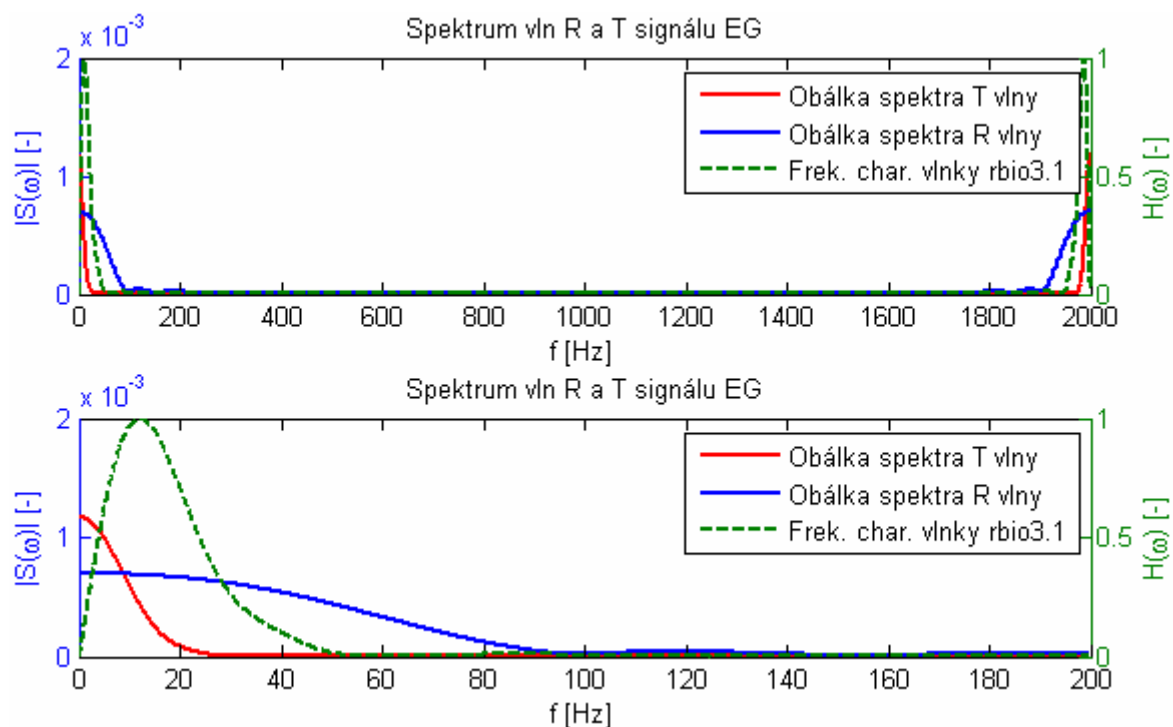
Obecně lze pro testované průběhy EG (viz. přílohy č. 5 a 6) říci, že optimálního zvýraznění T vlny v CWT(rbio3.1,a) se dosahuje použitím vlnky s měřítkem a , pro které je zmíněný poměr rozdílů lokálních extrémů v oblasti výskytu vln R a T v CWT(rbio3.1,a) maximální. Vlnka s takovým měřítkem má z frekvenčního hlediska téměř ideální vlastnosti, protože propustná oblast frekvenční charakteristiky téměř odpovídá frekvenční oblasti výskytu vlny T (viz. obr. 7.3). Nicméně impulsní charakteristika vlnky s takovým měřítkem dosahuje délky několika stovek vzorků (obecně více než 300), což v důsledku znamená vznik relativně velkého zpoždění (většího než 100 vzorků).

Jelikož je detekce T vlny využito za účelem omezení délky kumulovaných repetic (viz. výše), bylo by vhodné, aby zpoždění nepřekročilo 100 vzorků. V opačném případě totiž omezení délky repetic založené na detekci vrcholu T vlny přestává být výhodné, a je jednodušší použít fixní délku repetic stanovenou podle přibližné délky trvání průběhu AP.

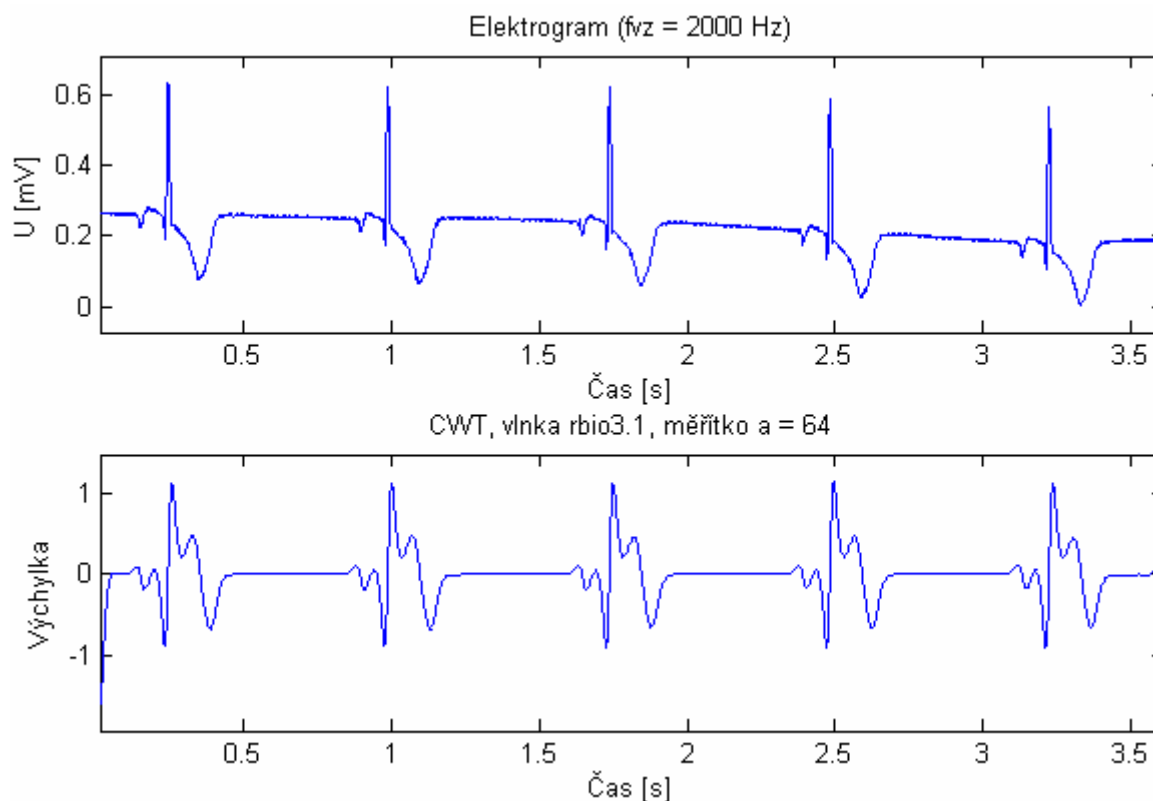
Z příloh č.5, 6 a 14 plyne, že T vlna ve zobrazeném EG má z fyziologického hlediska téměř ideální tvar. Následkem toho vychází optimální hodnota měřítka poměrně nízká. Ve většině případů, ale průběh vlny T v EG tak hezký není a optimální hodnota měřítka je jen ztěží odhadnutelná nebo je příliš vysoká (vyšší než 160).

Vzhledem k tomu, že T vlna se v EG vyskytuje až po R vlně a vrchol R vlny je označen předchozím detekčním postupem, není nutné, aby zvolená vlnka měla ideální (vysokou) hodnotu měřítka, a tedy svou frekvenční charakteristikou přesně vymezovala frekvenční pásmo výskytu T vlny. Vzhledem k tomu, že je znám okamžik výskytu vrcholu R vlny je možné stanovit bod signálu CWT(rbio3.1,a), od kterého má detekce T vlny začít. Postačí tedy pouze, aby se použitím vlnky se zvoleným měřítkem dosáhlo takové podoby CWT(rbio3.1,a), ve které nebude detekce T vlny tak složitá jako přímo ze signálu EG.

Ze všech zmíněných důvodů bylo po testování vybráno měřítko 64. Přestože frekvenční pásmo vymezené propustnou částí frekvenční charakteristiky vlnky rbio3.1 s měřítkem 64 nevymezuje pouze frekvenční oblast výskytu T vlny (viz. obr. 7.4), dává následná transformace signálu EG takovou podobu signálu CWT(rbio3.1,a) (viz. obr. 7.5), v níž lze detekovat výskyt vrcholu vlny T poměrně jednoduchým způsobem. Jak z obrázku 7.1 navíc vyplývá, dosahuje impulsní charakteristika zvolené vlnky délky menší než 200 vzorků. Z toho vychází, že zpoždění vzniklé filtrací EG filtrem s impulsní charakteristikou vlnky rbio3.1 měřítka 64 bude nižší než výše zmíněných 100 vzorků a postup detekce T vlny tak bude pro omezení délky repetic výhodný.



Obr. 7.4: Spektra průměrovaných a váhovaných průběhů vln R a T se současně vykreslenou frekvenční charakteristikou vlnky rbio3.1 ($a = 64$); $f_{vz} = 2000$ Hz.



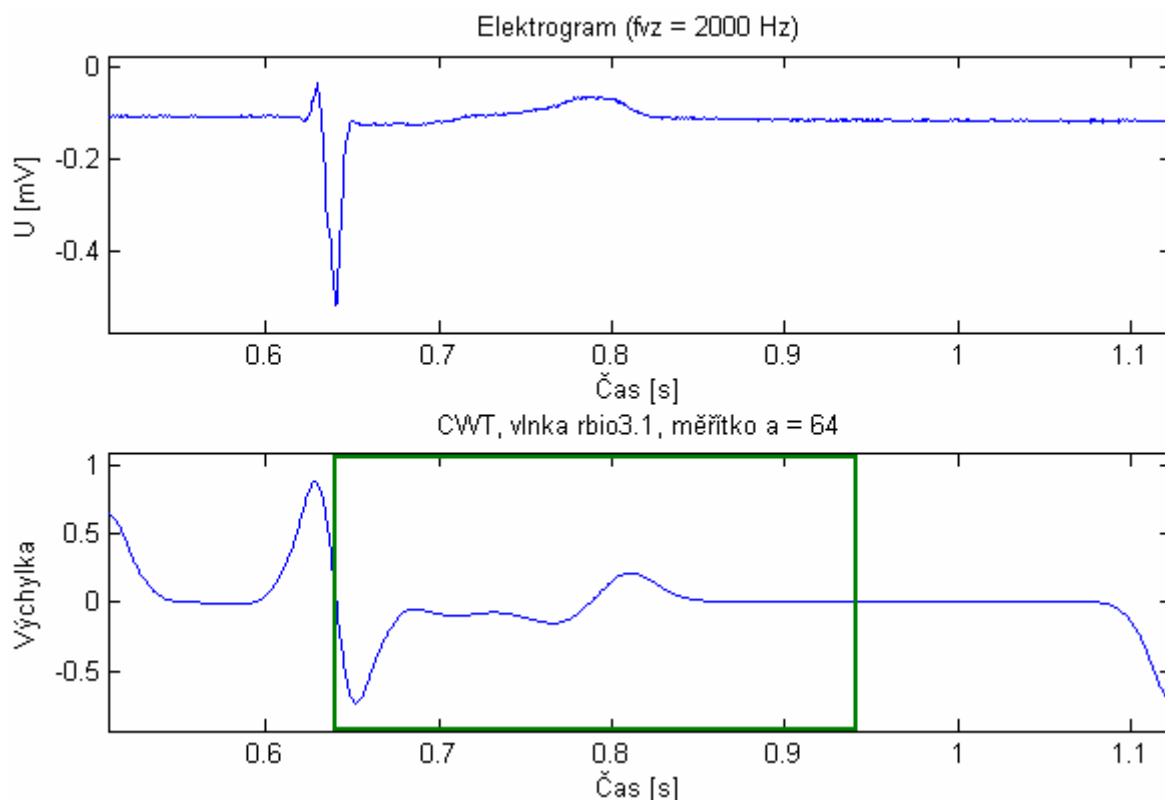
Obr. 7.5: CWT vlnkou bio3.1 s měřítkem $a = 64$.

7.2 Popis postupu detekce vlny T

Vlivem patologických změn vyskytujících se ve tvaru EG signálu (viz. přílohy č. 5 a 6) dochází pro různé průběhy EG k získání odlišných průběhů CWT(rbio3.1,a) (viz. přílohy č. 15 a 16). Tento fakt má za následek, že průchod CWT(rbio3.1,a) nulovou hodnotou následující po detekovaném vrcholu vlny R, nemusí vždy odpovídat výskytu vrcholu vlny T v EG. Z toho důvodu je nutné vytvořit detekční postup, který by byl schopný reflektovat patologické změny v EG a označit za skutečný vrchol T vlny správný průchod CWT(rbio3.1,a) nulovou hodnotou.

Delší impulsní charakteristika vlnky ve spojení s délkou transformované vlny T se u průběhů EG se souhlasně orientovanými vlnami R a T projeví zkreslením pravidelného průběhu vlnky v CWT(rbio3.1,a) (viz příloha č. 15). To má za následek nemožnost využití stejného detekčního postupu jako u detekce R vlny. Navíc, v případě, že by byl využit stejný detekční postup jako u vlny R, bylo by nutné definovat inicializační fázi, ve které by byly zjištěny prahové hodnoty. To by ale jednorázově zpozdilo počátek kumulace AP přibližně o další 1,5 násobek délky periody EG. Z toho důvodu je použit postup jiný. Ten je založen na použití časového okna a sledování počtu změn znaménka derivace průběhu CWT(rbio3.1,a).

Délka časového okna by měla být přibližně stejná jako je úsek R-T v signálu EG. Začátek okna je stanoven jako vzorek následující po vzorku, jenž odpovídá vrcholu R vlny a počáteční délka je na základě údajů uvedených ve zdroji [14] stanovena jako 0,3 s. Tato časová hodnota odpovídá při obvykle používané vzorkovací frekvenci 2000 Hz 600 vzorkům. Délka okna je následně s každou detekovanou T vlnou přepočítána.



Obr. 7.6: $CWT(rbio3.1,a)$ s časovým oknem o délce přibližně odpovídající intervalu mezi vlnami R a T.

Na základě počtu změn znaménka derivace v úseku signálu $CWT(rbio3.1,a)$ vymezeném výskytem vln R a T lze rozdělit průběhy $CWT(rbio3.1,a)$ do dvou základních skupin:

- se dvěma změnami znaménka derivace průběhu $CWT(rbio3.1,a)$ (viz. příloha č.15)
- s více jak dvěma změnami znaménka derivace průběhu $CWT(rbio3.1,a)$ (viz. příloha č.16).

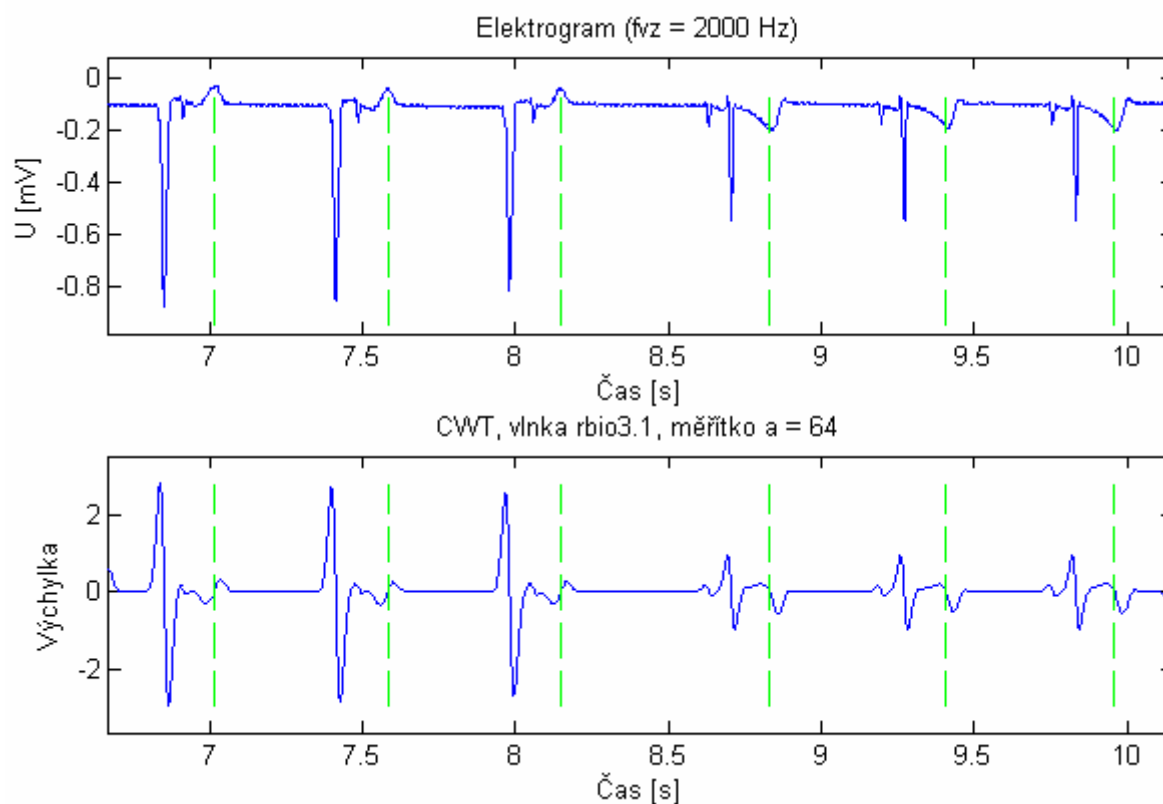
Počet změn znaménka derivace v definovaném úseku $CWT(rbio3.1,a)$ je závislý na orientaci vln R a T v transformovaném průběhu EG. V případě, že jsou vlny orientovány souhlasně (viz. příloha č. 15), dochází mezi výskytem vlny R a T pouze ke dvěma změnám znaménka. Pro nesouhlasně orientované vlny ale mezi okamžiky jejich výskytu dochází v $CWT(rbio3.1,a)$ k více jak dvěma změnám znaménka derivace (viz. příloha č. 16). Tuto skutečnost je nutné reflektovat v detekčním postupu.

Správné označení vrcholu T vlny je svým způsobem zajištěno sledováním trendu hodnot, kterých průběh $CWT(rbio3.1,a)$ nabývá v okamžicích, kdy se mění znaménko jeho derivace (viz. přílohy č. 15 a 16 – zeleně označené body). Při první změně znaménka derivace průběhu $CWT(rbio3.1,a)$ nastalé po detekci R vlny je zaznamenána výchylka signálu $CWT(rbio3.1,a)$. Hodnoty $CWT(rbio3.1,a)$ získané při dalších změnách znaménka derivace jsou poté s prvotní výchylkou porovnávány. V případě, že první zaznamenaná hodnota $CWT(rbio3.1,a)$ je záporná, budou následně akceptovány pouze změny znaménka derivace dosažené pro vyšší úroveň signálu $CWT(rbio3.1,a)$. Opačný postup bude platit pro kladnou prvotní hodnotu. Lze tedy říci, že sledovaný trend výchylky je buď rostoucí nebo klesající. Změny znaménka derivace v bodech, které takto definovaný trend kopírují jsou během doby vymezené časovým oknem sečítány.

Stanovení přesného okamžiku výskytu vrcholu T vlny je posléze provedeno porovnáním dvou potenciálních vrcholů. Jako první potenciální vrchol je označen průchod $CWT(rbio3.1,a)$ nulovou hodnotou po dvou změnách znaménka derivace. Jako druhý potenciální vrchol je označen průchod $CWT(rbio3.1,a)$ nulovou hodnotou, ke kterému dochází před třetí změnou znaménka derivace, při které ale musí dosažená výchylka kopírovat trend daný předchozími dvěma hodnotami. V případě, že není po druhé změně znaménka derivace $CWT(rbio3.1,a)$ až do konce časového okna nalezena další, která by odpovídala danému trendu výchylek, je za vrchol T vlny označen první potenciální vrchol. V takovém případě tedy stanovení přesného vrcholu trvá tak dlouho jako časové okno. Pokud ale

výchylka při třetí změně znaménka derivace kopíruje daný trend, je bez čekání na konec časového okna za skutečný vrchol T vlny označen druhý potenciální vrchol.

Po stanovení skutečného vrcholu T vlny je z délky intervalu mezi detekovanou vlnou R a T stanovena délka časového okna pro detekci T vlny v následné periodě EG.



Obr. 7.7: Výsledek detekce T vlny. Zeleně je označen detekovaný výskyt vrcholu T vlny.

7.3 Testování detekční metody

Spolehlivost navrženého postupu detekce vrcholu T vlny je možné zjistit pomocí stejných testů jako u detekce R vlny v kapitole 5.3.

7.3.1 Test účinnosti

Test účinnosti probíhá na stejných testovacích signálech a má stejný postup jako v kapitole 5.3. Metoda detekce T vlny sice nevyžaduje žádný inicializační režim, tudíž by se dalo předpokládat, že by mohla dosáhnout lepší účinnosti detekce. Výsledky testovacích měření jsou uvedeny v následující tabulce.

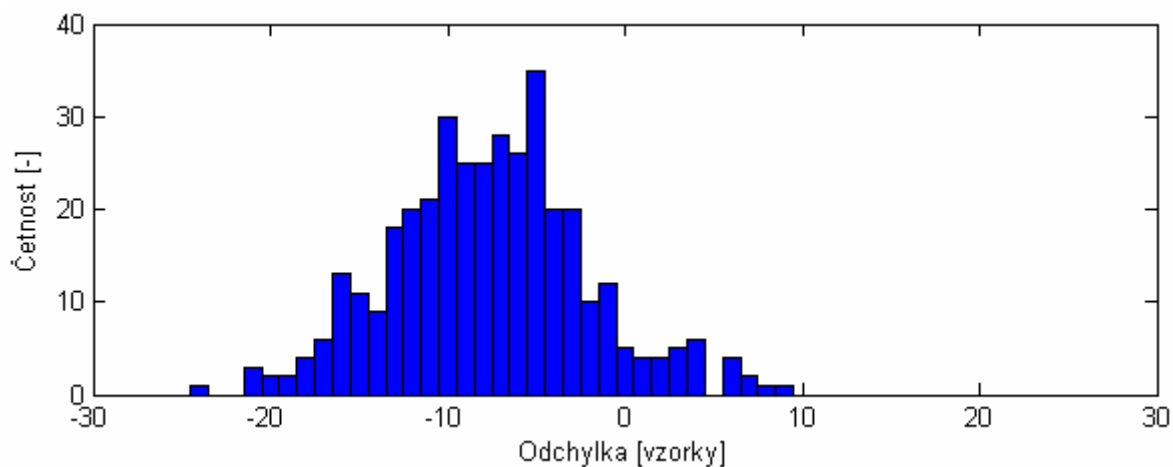
Při pohledu na výsledky uvedené v tabulce 5.1 a 7.1 je patrné, že detekce T vlny dosahuje stejných výsledků jako detekce R vlny. To je způsobeno souvislostí mezi oběma metodami. Detektor T vlny totiž pro svou činnost potřebuje určit startovací pozici, ke které se vztahuje počátek časového okna. Jak vyplývá z výše uvedeného je tímto bodem právě bod odpovídající vrcholu R vlny. Účinnost detekce T vlny je tedy stejně jako účinnost detekce R vlny ovlivněna inicializačním režimem, během kterého nedochází k detekci.

Testovací signál	Počet skutečných T vln	Délka inicializační fáze	Počet detekovaných T vln	Účinnost	
				bez ini. fáze	s ini. fází
	[-]	[T]	[-]	[%]	[%]
eg1_isch1_test1_50R_mat.txt	50	2	48	100	96
eg1_isch1_test2_50R_mat.txt	50	2	48	100	96
eg1_isch2_test1_50R_mat.txt	50	2	48	100	96
eg1_isch2_test2_50R_mat.txt	50	1	49	100	98
eg1_rep1_test1_50R_mat.txt	50	1	49	100	98
eg1_rep1_test2_50R_mat.txt	50	2	48	100	96
eg3_rep1_test3_50R_mat.txt	50	2	48	100	96
eg3_rep2_test1_50R_mat.txt	50	1	49	100	98

Tab. 7.1: Účinnost detekce T vlny založené na principu vlnkové transformace.

7.3.2 Test přesnosti

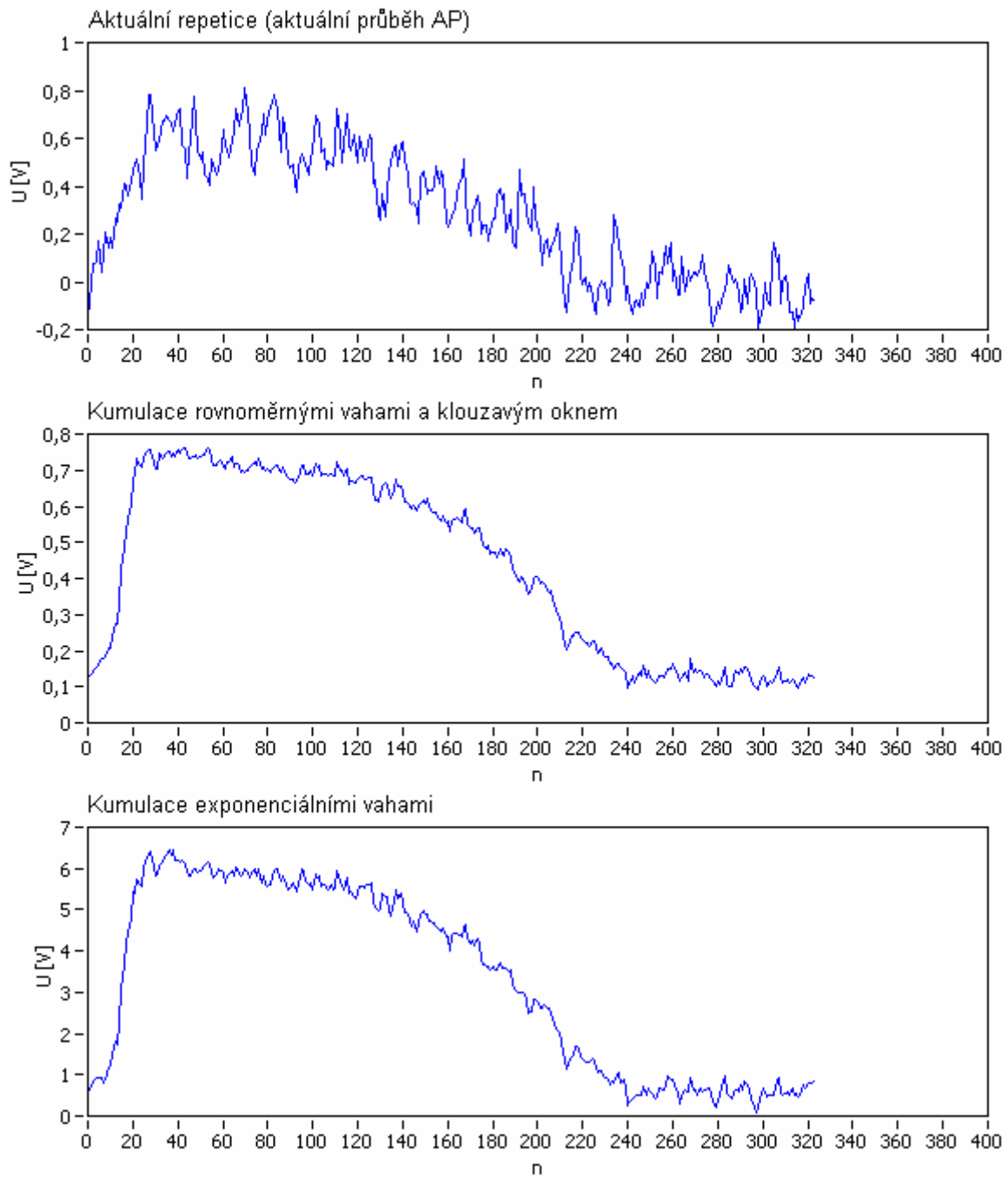
Přesnost označení vrcholu T vlny je hodnocena na základě rozdílu mezi okamžikem detekce a okamžikem skutečného výskytu vrcholu T vlny. Vzhledem k většímu počtu testovacích signálů je pro přehlednost prezentace výsledků zvolen histogram zahrnující výsledky měření ze všech testovacích signálů. Detail jednoho z testovacích signálů společně se zakreslenou pozicí detekovaného a skutečného vrcholu T vlny je v příloze č. 17.



Obr. 7.8: Histogram odchylek mezi detekovanými a skutečnými vrcholy T vln vytvořený na základě výsledků porízených ze všech testovacích signálů.

7.4 Uplatnění detekce T vlny

Jak bylo v kapitole 6.4 zmíněné, může být T vlna využita pro označení konce průběhu AP, respektive konce repetice. V takovém případě se výrazně snižuje výpočetní náročnost celého procesu kumulace. Výsledky kumulace takto upravených repetice jsou zobrazeny na obrázku 7.9.



Obr. 7.9: Kumulace zkrácených repetic. Kumulace provedena ze 30 repetic kumulačním oknem o délce $M = 20$.

7.5 Vliv pohybového artefaktu na tvar kumulovaného průběhu AP

Při experimentálním měření může dojít k situaci, kdy je průběh AP výrazně ovlivněn pohybovým artefaktem. Pohybový artefakt se projevuje zkreslením tvaru AP jak ve smyslu změny výchylky, tak ve smyslu prodloužení jeho trvání (viz. příloha č.18). V případě, že bude pro kumulaci takto zkresleného AP použito repetic, jejichž délka bude omezena výskytem T vlny, může dojít k tomu, že úroveň konce kumulovaného průběhu AP nebude přesně odpovídat úrovni počáteční.

Kumulovaný průběh AP se tedy bude jevit jako neukončený. Protože není možné tento rušivý vliv žádným způsobem odstranit disponuje vytvořený program funkcí, která skutečné pozice počátku a konce průběhu AP nalezené pomocí detekce vln R a T spolu s několika dalšími nutnými informacemi ukládá do textového souboru. Uložené informace je poté možné využít pro analýzu průběhu AP, respektive pro vytvoření kumulovaného průběhu, který by zahrnoval celou délku AP ovlivněného pohybovým artefaktem.

Obrázek 7.10 zobrazuje strukturu uloženého textového souboru.

```

Data vztahující se k průběhu AP uloženému v souboru
D:\SKOLA\Diplomka\Diplomka-Labview\Test_data_50R

Vzorkovací frekvence [Hz]   Index R vlny [vzorky]   Index T vlny
[vzorky]   RR int. [vzorky]   RT int. [vzorky]
2000      3325      3625      904      300
2000      4246      4540      921      294
2000      5103      5395      857      292
2000      5977      6266      874      289
2000      6789      7078      812      289
2000      7563      7848      774      285
2000      8259      8538      696      279
2000      8945      9220      686      275
2000      9599      9871      654      272
2000      10286     10559     687      273
2000      10923     11195     637      272
2000      11992     12270     1069     278
2000      12967     13266     975      299
2000      13917     14209     950      292
2000      14844     15137     927      293

```

Obr. 7.10: *Struktura textového souboru Záznam.txt.*

8 Závěr

V rámci této diplomové práce byl navržen, realizován a otestován funkční blok zajišťující předzpracování průběhu AP, který by měl v budoucnu doplnit program využívaný při experimentálním měření na lékařské fakultě., respektive odstranění šumu z tohoto signálu. Tento blok je složen z dílčích částí zajišťujících detekci R vlny, detekci T vlny a kumulaci AP. Kumulace se totiž z důvodu splnění podmínek kladených na postup zpracování AP (minimální zpoždění, rychlost, atd.) prokázala jako nejúčinnější přístup snížení míry šumu v AP. V této práci byly pro odstranění šumu z AP doporučeny dva kumulační postupy a stanoveny hodnoty parametrů nutné pro jejich výpočty. V souvislosti s nutností rozdělení průběhu AP do repetíc byly na základě vlnkové transformace vytvořeny detekční postupy pro určení vrcholů vln R a T. Tyto postupy byly následně spolu s kumulačními metodami testovány na několika testovacích průbězích EG a AP. Funkčnost celého bloku byla navíc ověřena při reálném měření na lékařské fakultě.

Pro detekci R vlny byla z velkého množství využitelných metod vybrána metoda založená na principu vlnkové transformace. Na základě analýzy EG signálů v časové a frekvenční oblasti byla jako optimální zvolena vlnka $db1$ s měřítky 32 a 44. Impulsní charakteristika této vlnky byla posléze použita k filtraci signálu EG a k vytvoření výstupního signálu spojitě vlnkové transformace (CWT). Důležitým parametrem při výběru měřítka vlnky bylo co nejmenší zpoždění vzniklé použitím filtru s impulsní charakteristikou zvolené vlnky. Toto zpoždění dosahuje pro vlnku s měřítkem 32 pouze 17 vzorků a pro vlnku s měřítkem 44 23 vzorků. V souvislosti s vysokou vzorkovací frekvencí (2000 – 4000 Hz), která se při experimentálním měření používá, se zmíněná zpoždění jeví jako prakticky zanedbatelná. Přesná hodnota zpoždění ale hraje vysokou roli při určení sobě si časově odpovídajících vzorků v průběhu EG a AP.

Na filtrovaný signál, respektive signál $CWT(db1,a)$, byl následně aplikován detekční postup založený na principu sledování směrnice $CWT(db1,a)$ a prahování výchylky $CWT(db1,a)$. Detekční postup byl otestován pomocí testovacích signálů EG a stanovena jeho účinnost a přesnost. Z důvodu nutnosti použití inicializační fáze předcházející fázi detekce nabývaly výsledky testu účinnosti pro všechny testovací signály dvou hodnot. Hodnoty, v nich se projevil vliv zmeškání určitého úseku EG a hodnot, kde se tento vliv neprojevil. Při zanedbání zmeškaného počtu R vln, tedy při odečtení tohoto počtu od celkové počtu R vln obsažených v testovacím signálu, dosahovala detekční metoda 100 % účinnosti. To znamená, že detektor označil všechny R vlny mimo R vlny zanedbané inicializačním režimem. Přesnost označení vrcholu R vlny byla testována na základě sledování rozdílu mezi detekovaným a ručně označeným vrcholem R vlny. Jak z výsledků vyplývá, byla během zpracování osmi testovacích signálů s 50 R vlnami zjištěna největší odchylka 3 vzorky. Vzhledem ke zmíněné vysoké vzorkovací frekvenci je tento rozdíl v souvislosti s následným využitím detekované pozice vrcholu R vlny zcela zanedbatelný. Přestože byly pro detekci použity vlnky s malým měřítkem, což se projevilo velkou šířkou propustné oblasti ve frekvenční charakteristice, lze tvrdit, že detektor R vlny dosahuje výborných výsledků.

Metoda detekce T vlny je stejně jako detekce R vlny založena na principu vlnkové transformace. Při volbě vlnky a jejího měřítka se vycházelo z vytvoření kompromisu mezi šířkou propustného pásma frekvenční charakteristiky vlnky a zpožděním, které následná filtrace vnese do dalšího procesu zpracování. Na základě těchto parametrů byla zvolena vlnka $rbio3.1$ a hodnota optimálního měřítka byla stanovena jako 64. Zpoždění vzniklé použitím této vlnky dosahuje 96 vzorků. Vzhledem k tomu, že je ale detekovaná pozice určena pouze pro omezení délky repetíc, není vzniklé zpoždění nijak limitující.

Detekce T vlny v signálu CWT získaném filtrací signálu EG impulsní charakteristikou vlnky $rbio3.1(a = 64)$ byla vytvořena na základě prahování derivace $CWT(rbio3.1,a)$ a sledování trendu výchylek, kterých $CWT(rbio3.1,a)$ nabývá při změně znaménka derivace $CWT(rbio3.1,a)$. Tento postup byl podmíněn vytvořením časového okna, kterým se v signálu $CWT(rbio3.1,a)$ vymezuje oblast výskytu vrcholu vlny T. Pro umístění časového okna v signálu $CWT(rbio3.1,a)$ bylo použito okamžiku detekce vrcholu vlny R. Z toho důvodu je detekce vlny T do jisté míry závislá na detekci vlny R. Tento fakt se

projevil i při testování účinnosti detekce. Účinnost detekce T vlny nabývá, podobně jako u detekce R vlny, pro každý testovací signál dvou hodnot. Nicméně stejně jako u detektoru R vlny byl vytvořený detekční postup pro stanovení vrcholu vlny T téměř 100 %. Přesnost detekce vrcholu vlny T nedosahuje tak nízkých hodnot jako v případě R vlny, to je ale pravděpodobně způsobeno patologickým tvarem T vln vyskytujícím se v některých fázích experimentálního měření průběhu EG. Velký podíl na výsledcích testu přesnosti měl také fakt, že pro detekci T vlny byla z důvodu docílení co možná nejmenšího zpoždění následného procesu zpracování použita vlnka s poměrně nízkým měřítkem. To se projevilo větší šířkou propustného pásma frekvenční charakteristiky, než by bylo vhodné. Vzhledem k tomu, že byla během testu přesnosti změřena největší odchylka 24 vzorků, a zpoždění procesu vlivem filtrace pomocí impulsní charakteristiky vlnky rbio3.1 ($a = 64$) bylo stanoveno jako 96 vzorků, nemá nepřesnost detekční metody žádný podstatný vliv na omezení délky repetice. Repetice totiž nejsou zkracovány skutečnou pozicí detekované T vlny, ale pozicí, jenž je dána zpožděným okamžikem výskytu vrcholu vlny T.

Pro kumulaci byly jako nejvhodnější metody vybrány metoda s rovnoměrnými vahami a klouzavým oknem a metoda s exponenciálními vahami. Na základě hodnot získaných detekcí R vlny byly stanoveny vztažné, respektive synchronizační body jednotlivých repetic. Kumulací takto definovaných repetic se současným sledováním poměru S/N byl stanoven optimální počet repetic použitých pro výpočet, respektive optimální délka kumulačního okna, na 15 - 25. Při kumulaci s kumulačním oknem délky 20 repetic bylo u průběhů AP dosaženo zlepšení S/N přibližně o 15 dB. Tato hodnota odpovídala v procentuální míře asi 20-ti procentnímu zlepšení.

Z důvodu snížení výpočetní náročnosti byla původní délka repetice daná délkou RR intervalu omezena na délku RT intervalu. Jak vyplývá z kumulovaných průběhů, dosáhlo se tímto krokem zkrácení délky repetice přibližně na jednu třetinu jejich délky původní. To výraznou měrou přispělo k zrychlení kumulačního výpočtu a celého procesu předzpracování průběhu AP. Vzhledem k tomu, že se v některých typech průběhu AP nachází jistý pohybový artefakt, který není kumulací odstranitelný a který způsobuje prodloužení průběhu AP, dochází při kumulaci k tomu, že konec repetice o délce RT intervalu neleží na stejné úrovni jako počátek repetice, ale je na úrovni vyšší (viz. příloha č.18). Pro účely, kterým má kumulace AP posloužit tento jev nevádí, ale v případě, že by měly být kumulované průběhy například zdrojem signálu pro rozměření průběhu AP, bylo by nutné vzít tuto skutečnost v potaz.

Z toho důvodu byla také vytvořena funkce, která ukládá detekované pozice vrcholů vln R a T společně s dalšími informacemi o průběhu EG a AP do textového souboru. K načtení takto uložených dat, respektive pozic detekovaných vrcholů vln R a T byl v programovém prostředí Matlab vytvořen jednoduchý skript.

Funkčnost celého bloku předzpracování byla ověřena při experimentu provedeném na lékařské fakultě. Vzhledem k tomu, že při tvorbě funkčního bloku předzpracování AP byly pro průběžné testy použity signály měřené z králičího srdce a během experimentu bylo použito srdce z potkana, neobešlo se první tetování zcela bez chyb. Problémy nastaly především při zakomponování vytvořeného programu do současně používaného programového vybavení. Jelikož se ale jednalo o problémy technického rázu, které nebyly spojeny s nutností zásahu do funkce programu, byly rychle odstraněny a navržený funkční blok se nakonec projevil pro celý experiment jako velmi prospěšný.

Zobrazení aktuálního kumulovaného průběhu AP s použitím kumulačního okna $M = 20$ výrazně napomohlo při umístění optického senzoru pro měření AP do správné polohy vůči izolovanému srdci a následně bylo možné zaznamenat signál AP bez delší časové prodlevy. Zdržení, během kterého se hledá vhodné místo pro snímání AP, zkracuje dobu měření AP, protože napětově-citlivé barvivo během excitace ztrácí pozvolna schopnost emise. Funkční blok je z tohoto pohledu velice důležitý pro efektivní práci během experimentu s izolovaným zvířecím srdcem.

Seznam použitých zdrojů

- [1] Wikipedia. *Obrázek srdce* [online]. [cit. 15.4.2010].
Dostupný z www:
<<http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce>>.
- [2] Výukový portál Lékařské fakulty v Plzni. *Srdce. Převodní systém srdeční* [online]. [cit. 15.4.2010].
Dostupný z www:
<<http://mefanet.lfp.cuni.cz>>.
- [3] SILBERNAGL, Stefan, LANG, Florian. *Atlas patofyziologie člověka*. 1. české vydání. Praha: Grada Publishing, spol.s.r.o., 2001. 404 s. ISBN 80-7169-968-3.
- [4] ŠIMURDA, Jiří. *Bioelektrické jevy*. Brno: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. 72 s.
- [5] ŠIMURDA, Jiří. *Biofyzika, přednášky*. Brno: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 272 s. [cit. 18.4.2010].
- [6] HOLČÍK, Jiří, KOZUMPLÍK, Jiří. Detektory komplexu QRS pro zařízení ke zpracování biomagnetických signálů srdce. *Lékař a technika*, 1991, roč.22, č.5-6, s.88-93.
- [7] KOLÁŘOVÁ, Jana. *Metody měření a analýzy elektrické aktivity srdce v základním kardiologickém výzkumu*. Brno: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 94 s.
- [8] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2.upravené a rozšířené vydání, brož. Brno : VUTIUM, 2002. 427 s. ISBN 80-214-2911-9.
- [9] KOHLER, Bert-Uwe, HENNIG, Carsten, ORGLMEISTER, Reinhold. *The Principles of Software QRS Detection*. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 2002, s. 42-57. [online].
Dostupné z www:
<http://www.sm.luth.se/csee/courses/sms/046/2004/QRS_tutorial.pdf>.
- [10] FRIESEN, M, Gary, JANNETT, C, Thomas, JADALLAH, Manal, Afify, YATES, L, Stanford, QUINT, R, Stephen, NAGLE, H, Troy. *A Comprasion of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990, s. 85-98. [online].
Dostupné z www:
<<http://www.docentes.unal.edu.co/jdpulgaring/docs/A%20comparison%20of%20the%20noise%20sensitivity%20of%20nine%20QRS%20detection%20.pdf>>.
- [11] VESELÝ, P. *Měření a zpracování EKG signálu v prostředí LabView*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 34 s, 5 s. příl. Bakalářská práce. Vedoucí práce Ing. Radim Kolář, Ph.D.
- [12] VÍTEK, Martin, KOZUMPLÍK, Jiří. *Detekce komplexů QRS v signálech EKG založená na spojité vlnkové transformaci*. *Elektrorevue*, 2009/21, s. 1-5. [online].
Dostupné z www:
<<http://www.elektrorevue.cz/cz/clanky/zpracovani-signalu/5/detekce-komplexu-qrs-v-signalech-ekg-zalozena-na-spojite-vlnkove-transformaci/>>.
- [13] Wikipedia. *Electrocardiography* [online]. [cit. 27.3.2011].
Dostupné z www:
<<http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>>.
- [14] Výukový web EKG. *Popis EKG křivky* [online]. [cit. 27.3.2011].
Dostupný z www:
<<http://ekg.kvalitne.cz/obsah.htm>>.

- [15] Úvod do vlnkové transformace.[online]. [cit. 31.3.2011].
Dostupné z www:
< <http://measure.feld.cvut.cz/usr/staff/smid/wavelets/wavelet-intro-html.html> >.
- [16] VÍTEK, Martin. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s.
- [17] Nature Inspired Technology Group. *The Heart* [online]. [cit. 15.4.2011].
Dostupné z www:
<http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/Prednasky2005/X33BMI_Prezentace_EKG.pdf>.
- [18] HOLČÍK, Jiří. Detektory komplexu QRS. Část I. - předzpracování *Lékař a technika*, 1989, roč.20, č.6, s.121-127.
- [19] VESELÝ, Z., PROVAZNÍK, I., BLAHA, M., NOVÁKOVÁ, M. The Acquisition System for Simultaneous Recording of Action Potentials and ECG Signals in Isolated Heart. In Proceedings of the 2nd IEEE EMBSS UK & RI Postgraduate Conference in Biomedical Engineering & Medical Physics. 2003. s. 37-38. ISBN: 0-9543157-1-5.
- [20] FIALOVÁ, K.; KOLÁŘOVÁ, J.; PROVAZNÍK, I.; NOVÁKOVÁ, M. Model of Preconditioning in Guinea Pig and Rabbit Isolated Hearts Loaded with Voltage-Sensitive Dye Di-4- ANEPPS. In *Computers in Cardiology*. Park City, Utah: IEEE, 2009. s. 529-532. ISBN: 978-1-4244-7281-9.

Seznam zkratek a symbolů

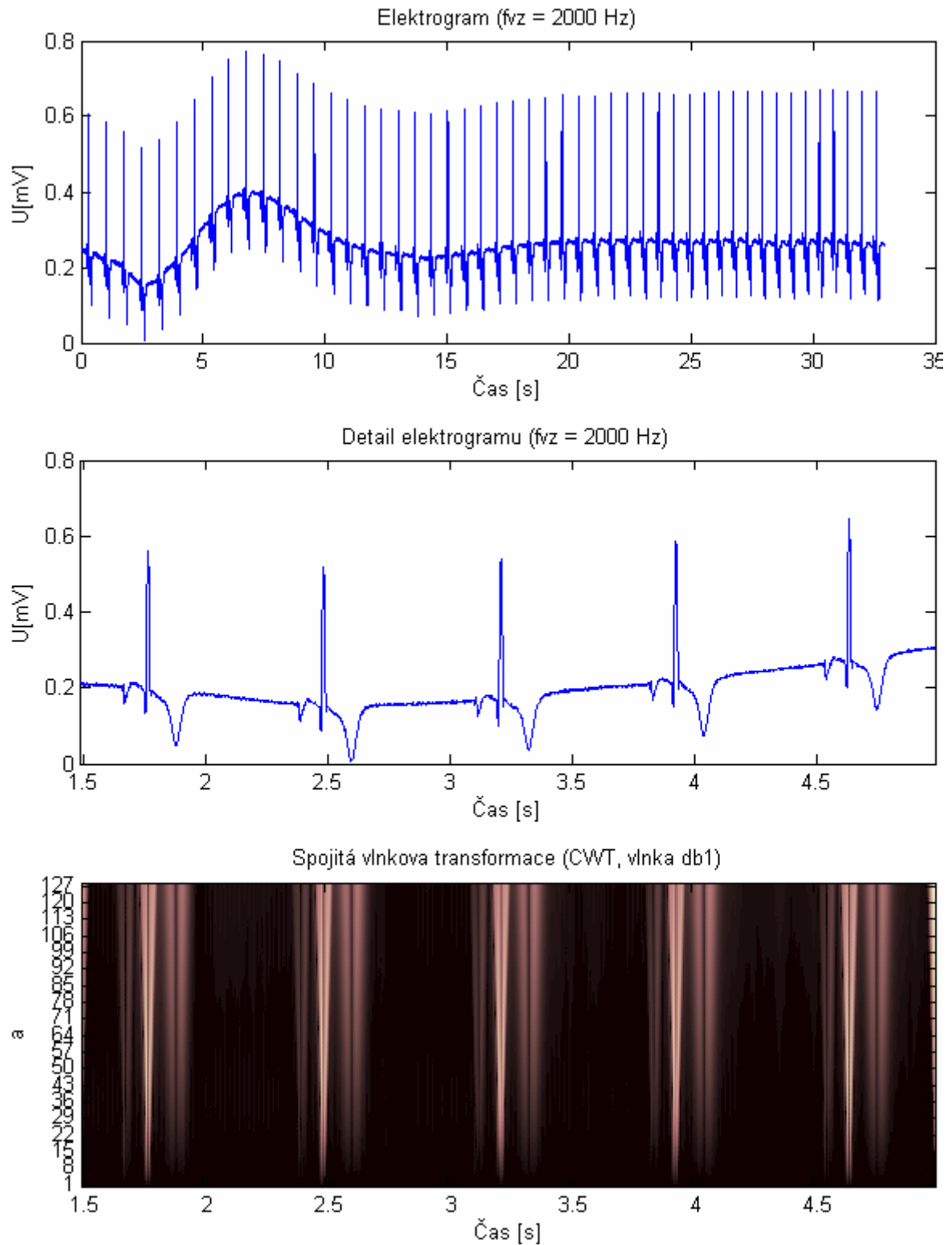
${}_0A_k$	aproximační koeficienty diskrétní vlnkové transformace
${}_0D_k$	detailní koeficienty diskrétní vlnkové transformace
a	měřítko (dilatace) vlnky
AP	akční potenciál; průběh akčního potenciálu
AV	atrioventrikulární
CCD	zařízení s vázanými náboji (z anglického Charge-Coupled Device)
CWT	spojitá vlnková transformace (z anglického Continuous Wavelet Transform); signál spojité vlnkové transformace
CWT(db1,a)	signál spojité vlnkové transformace vytvořený vlnkou db1 s měřítkem a
CWT(rbio3.1,a)	signál spojité vlnkové transformace vytvořený vlnkou rbio3.1 s měřítkem a
db	vlnka Daubechies
DWT	diskrétní vlnková transformace (z anglického Discrete Wavelet Transform)
EKG	elektrokardiogram; elektrokardiograf
EG	elektrogram
f_{VZ}	vzorkovací frekvence
g_n	impulsní charakteristika filtru
h_n	impulsní charakteristika filtru
LED	dioda emitující světlo (z anglického Light-Emitting Diode)
LPS	Langendorffův perfúzní systém
K-H	Krebs-Henseleitův
l_R	délka repetice
M	délka kumulačního okna
n	pořadí vzorku signálu; označení vzorku signálu
NI	National Instrument
P_R	repetiční pole
q	váhovací koeficient použitý u kumulační metody s exponenciálními vahami
rbio	reverzní biortogonální vlnka
RR	interval mezi dvěma R vlnami
S_{DWT}	spektrální koeficienty diskrétní vlnkové transformace
SA	sinoatriální
S/N	poměr signálu ku šumu (z anglického Signal / Noise)
T	perioda signálu; perioda signálu EG
U_m	membránové napětí
UBMI	Ústav biomedicínského inženýrství

Seznam příloh

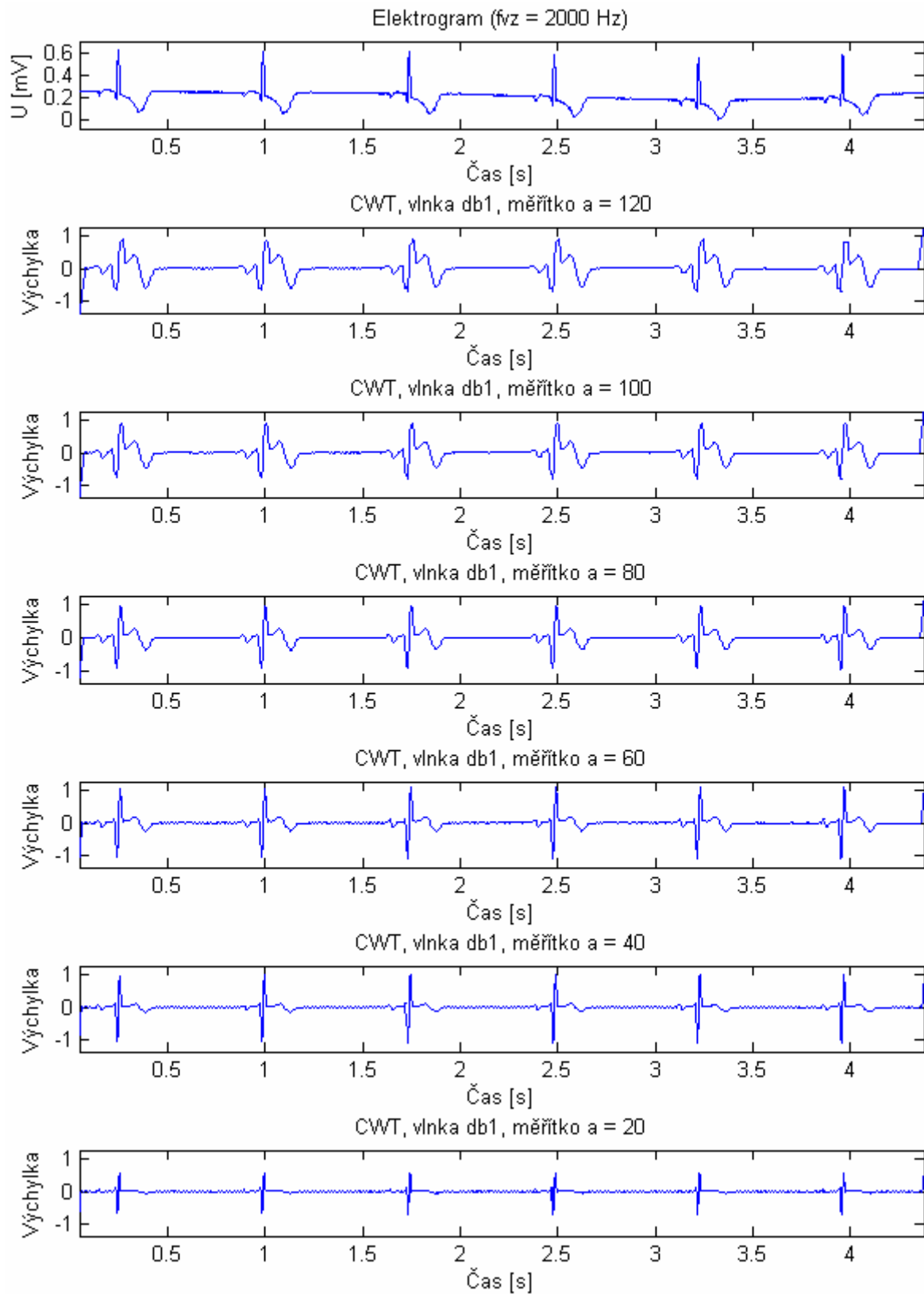
- Příloha č. 1: Spojitá vlnková transformace EG signálu měřeného během měřicí fáze Reperfúze 1 – časově frekvenční zobrazení.
- Příloha č.2: Spojitá vlnková transformace EG signálu měřeného během měřicí fáze Reperfúze 1 (zobrazení CWT pro různé hodnoty měřítka).
- Příloha č.3: Rozklad EG signálu pomocí kvadraticky zrcadlových filtrů (signál měřen během měřicí fáze Reperfúze 1).
- Příloha č.4: Spojitá vlnková transformace úseku signálu EG pořízeného během fáze měření Reperfúze 1.
- Příloha č.5: Detail EG signálů naměřených při experimentálním měření na zvířecím srdci (první čtveřice testovacích signálů).
- Příloha č.6: Detail EG signálů naměřených při experimentálním měření na zvířecím srdci (druhá čtveřice testovacích signálů).
- Příloha č.7: Detail testovacího signálu (eg1_isch1_test2_50R_mat.txt) s vyznačenou pozicí detekovaných a skutečných vrcholů R vln. Zeleně je označena pozice detekovaného vrcholu R vlny a červeně pozice skutečného vrcholu R vlny.
- Příloha č.8: Závislost poměru S/N na počtu kumulovaných repetit, respektive délce kumulačního okna. Kumulovaným signálem je AP získaný během 1. fáze měření – Ischémie 1.
- Příloha č.9: Závislost poměru S/N na počtu kumulovaných repetit, respektive délce kumulačního okna. Kumulovaným signálem je AP získaný během 2. fáze měření – Ischémie 2.
- Příloha č.10: Závislost poměru S/N na počtu kumulovaných repetit, respektive délce kumulačního okna. Kumulovaným signálem je AP získaný během 3. fáze měření – Ischémie 3.
- Příloha č.11: Závislost poměru S/N na počtu kumulovaných repetit, respektive délce kumulačního okna. Kumulovaným signálem je AP získaný během 4. fáze měření – Reperfúze 1.
- Příloha č.12: Závislost poměru S/N na počtu kumulovaných repetit, respektive délce kumulačního okna. Kumulovaným signálem je AP získaný během 5. fáze měření – Reperfúze 2.
- Příloha č.13: Časový vývoj hodnoty S/N při kumulaci AP kumulačním oknem o délce $M = 20$.
- Příloha č.14: Spojitá vlnková transformace úseku signálu EG pořízeného během fáze měření Ischémie 1.
- Příloha č.15: Vliv transformovaného průběhu EG se souhlasně orientovanými extrémy vln R a T na průběh CWT(rbio3.1,a).
- Příloha č.16: Vliv transformovaného průběhu EG s nesouhlasně orientovanými extrémy vln R a T na průběh CWT(rbio3.1,a).
- Příloha č.17: Detail testovacího signálu (eg1_isch1_test2_50R_mat.txt) s vyznačenou pozicí detekovaných a skutečných vrcholů T vln. Zeleně je označena pozice detekovaného vrcholu T vlny a červeně pozice skutečného vrcholu T vlny.
- Příloha č.18: Kumulace AP provedená z 15 repetit využitím kumulačního okna o délce $M = 10$.
- Příloha č.19: Seznam souborů přiložených na CD.

Přílohy

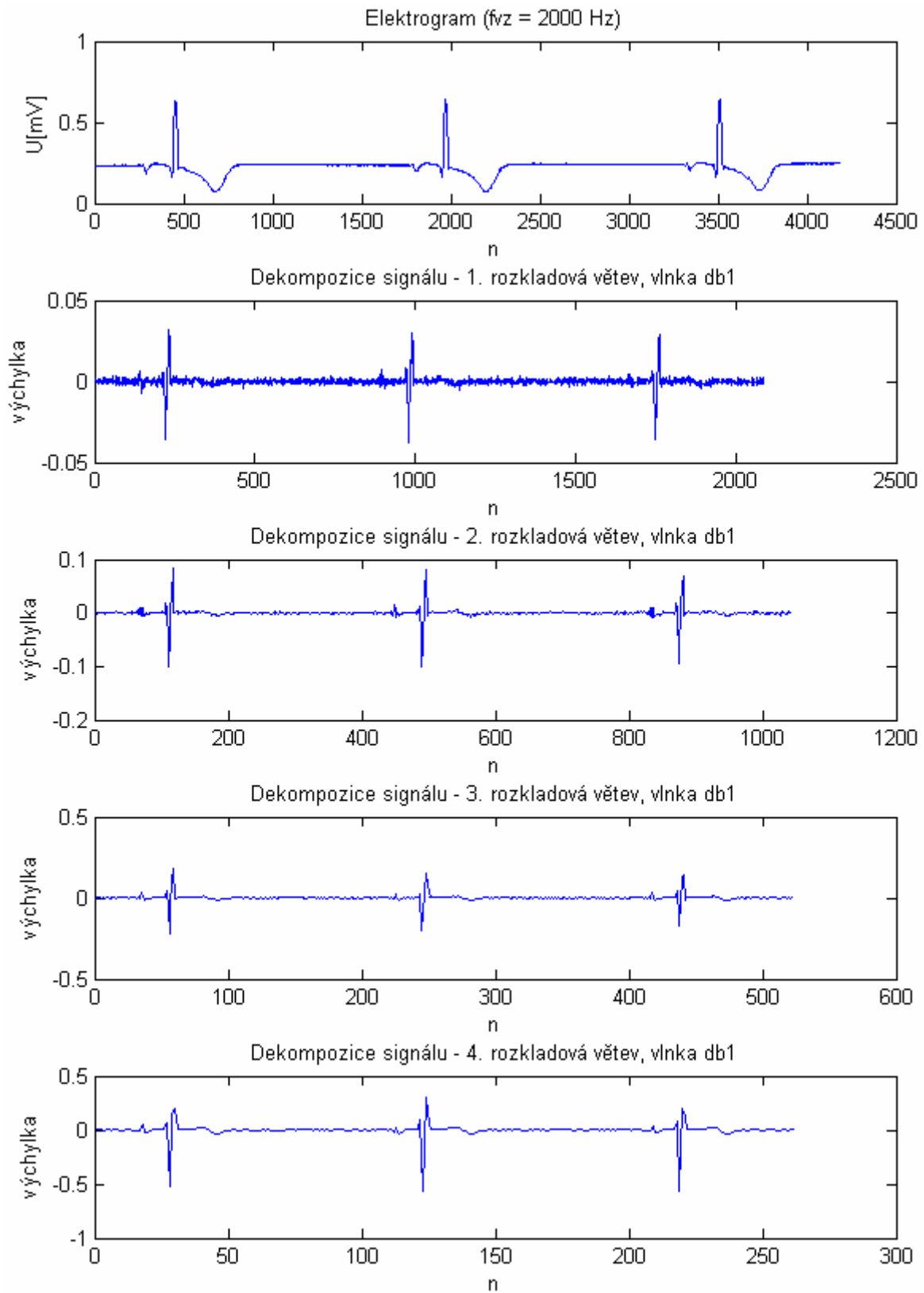
Příloha č. 1: Spojitá vlnková transformace EG signálu měřeného během měřicí fáze Reperfúze 1 – časově frekvenční zobrazení.



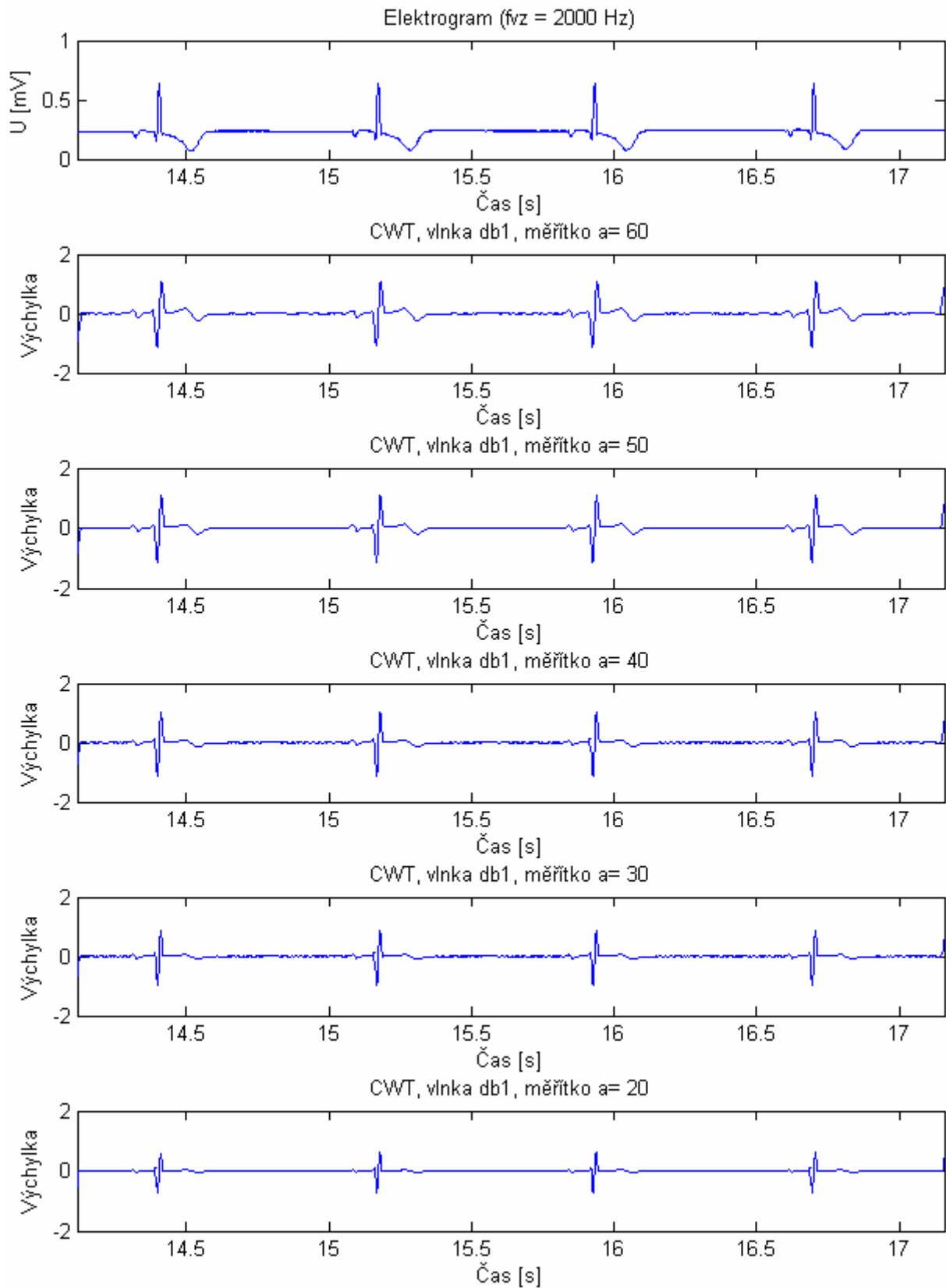
Příloha č.2: Spojitá vlnková transformace EG signálu měřeného během měřicí fáze Reperfúze 1 (zobrazení CWT pro různé hodnoty měřítka).



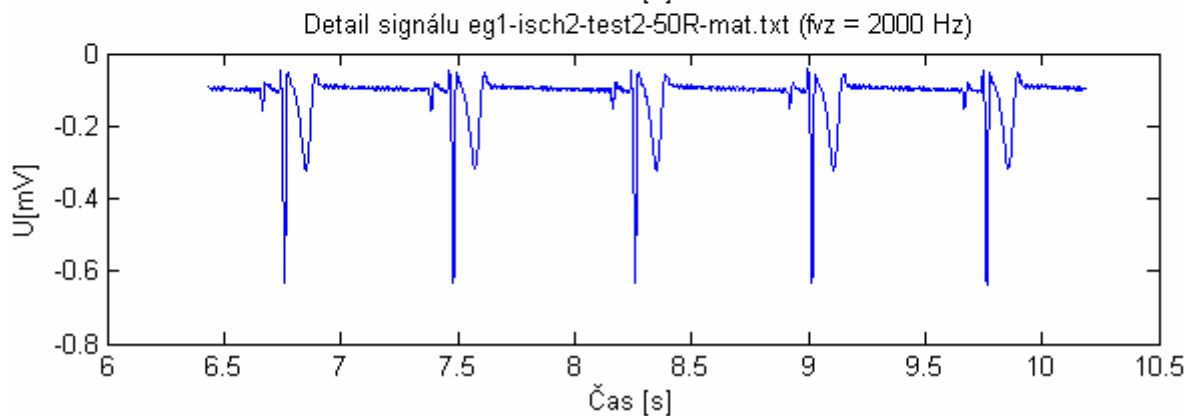
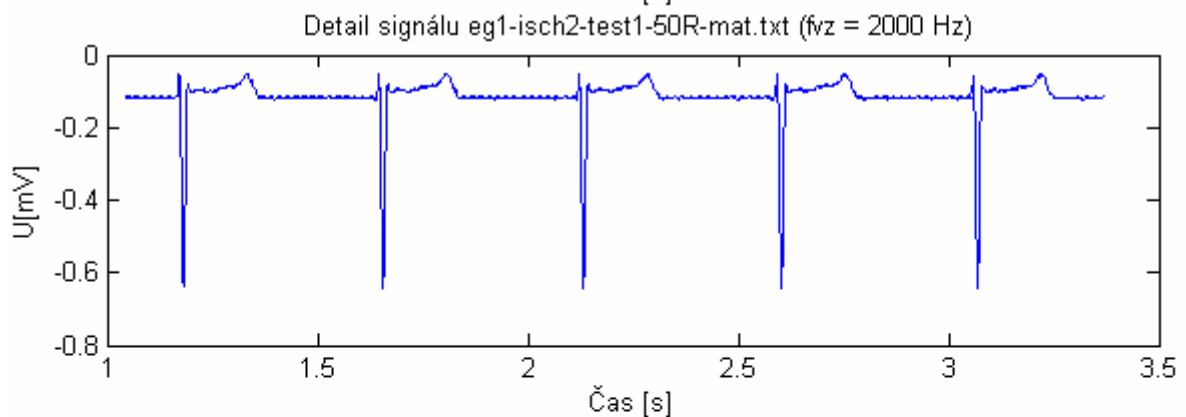
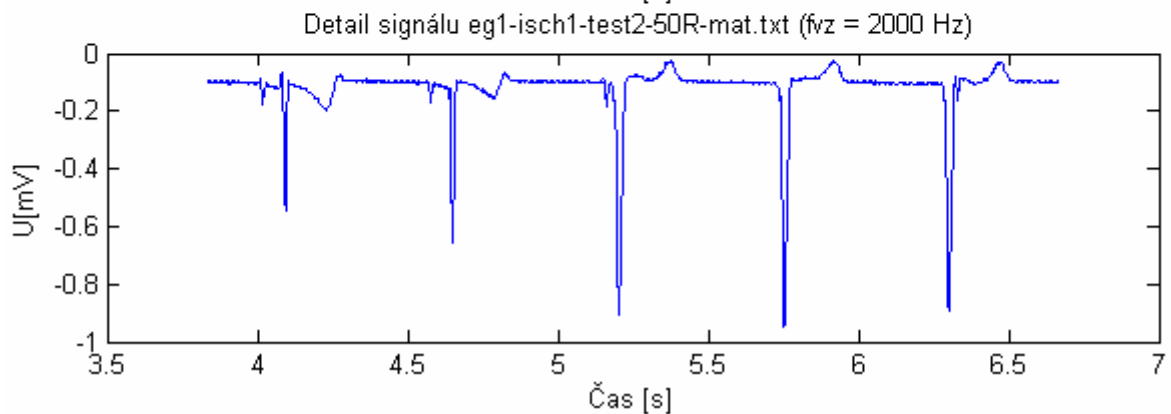
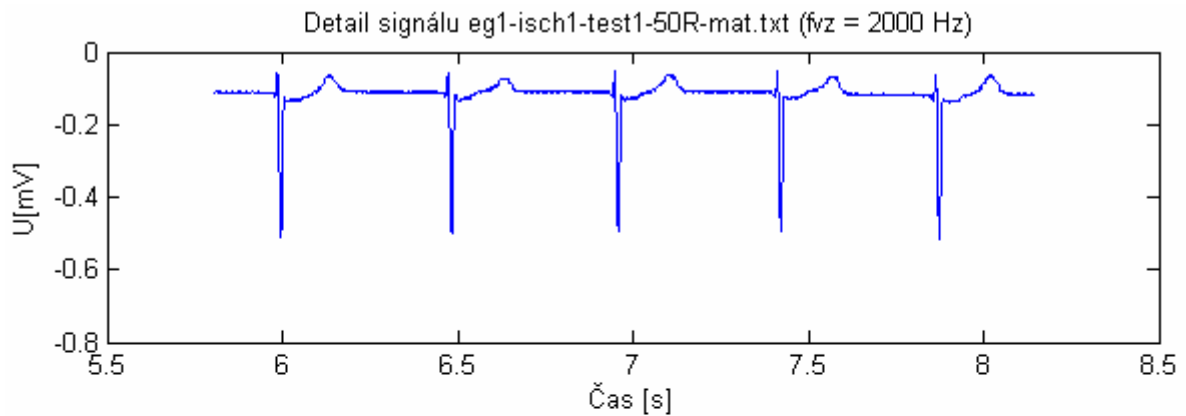
Příloha č.3: Rozklad EG signálu pomocí kvadraturně zrcadlových filtrů (signál měřen během měřící fáze Reperfúze 1).



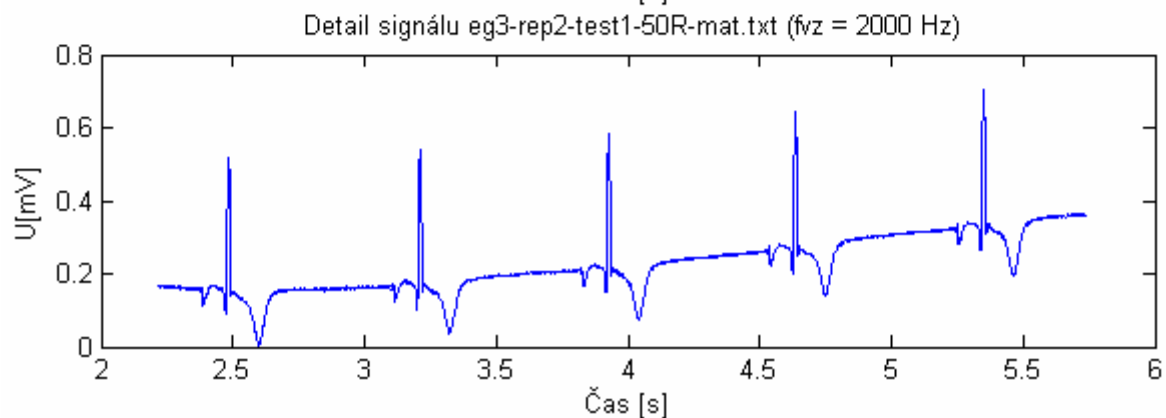
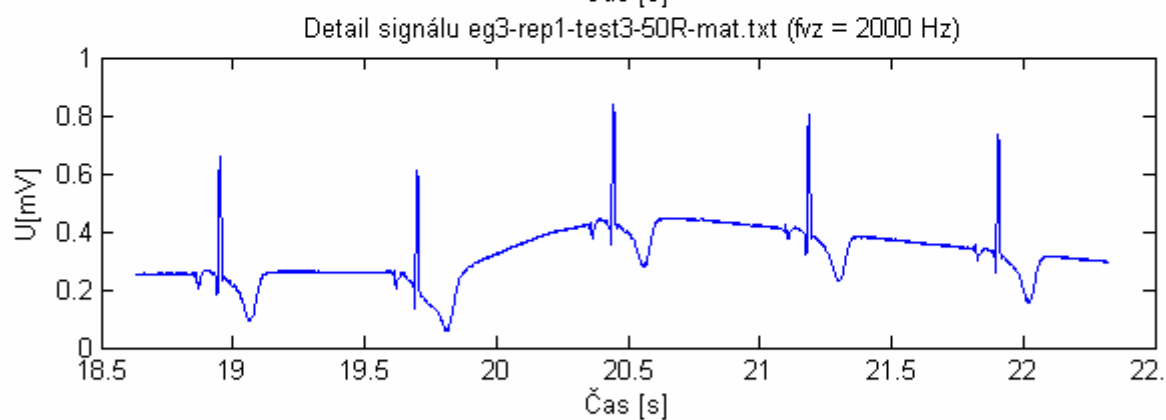
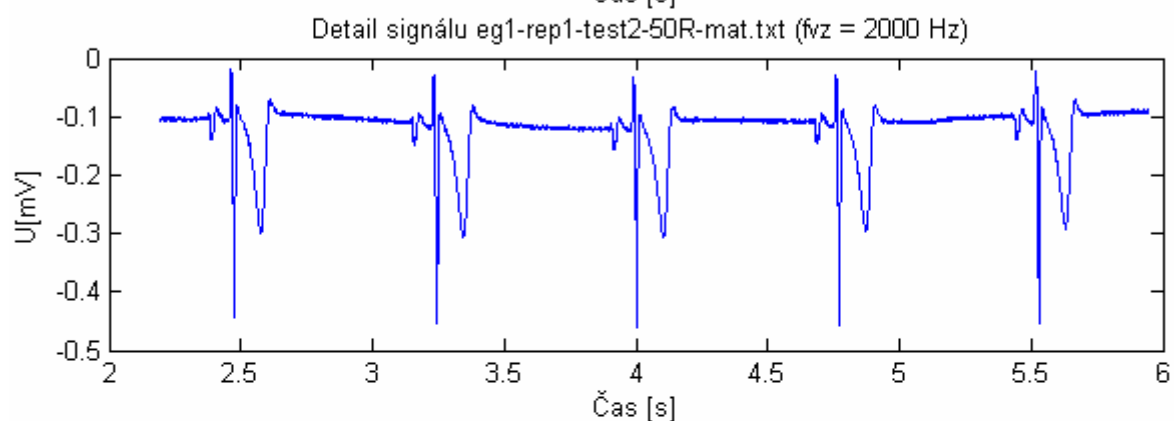
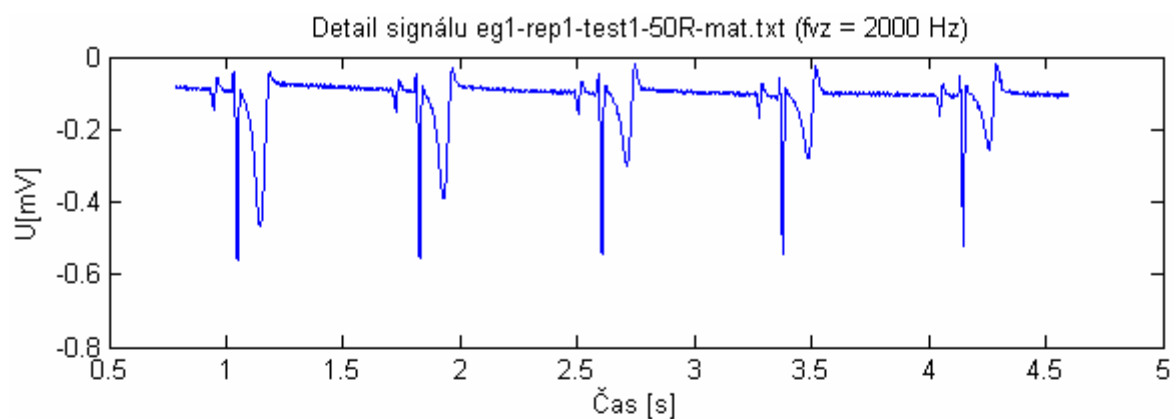
Příloha č.4: Spojitá vlnková transformace úseku signálu EG pořízeného během fáze měření Reperfúze 1.



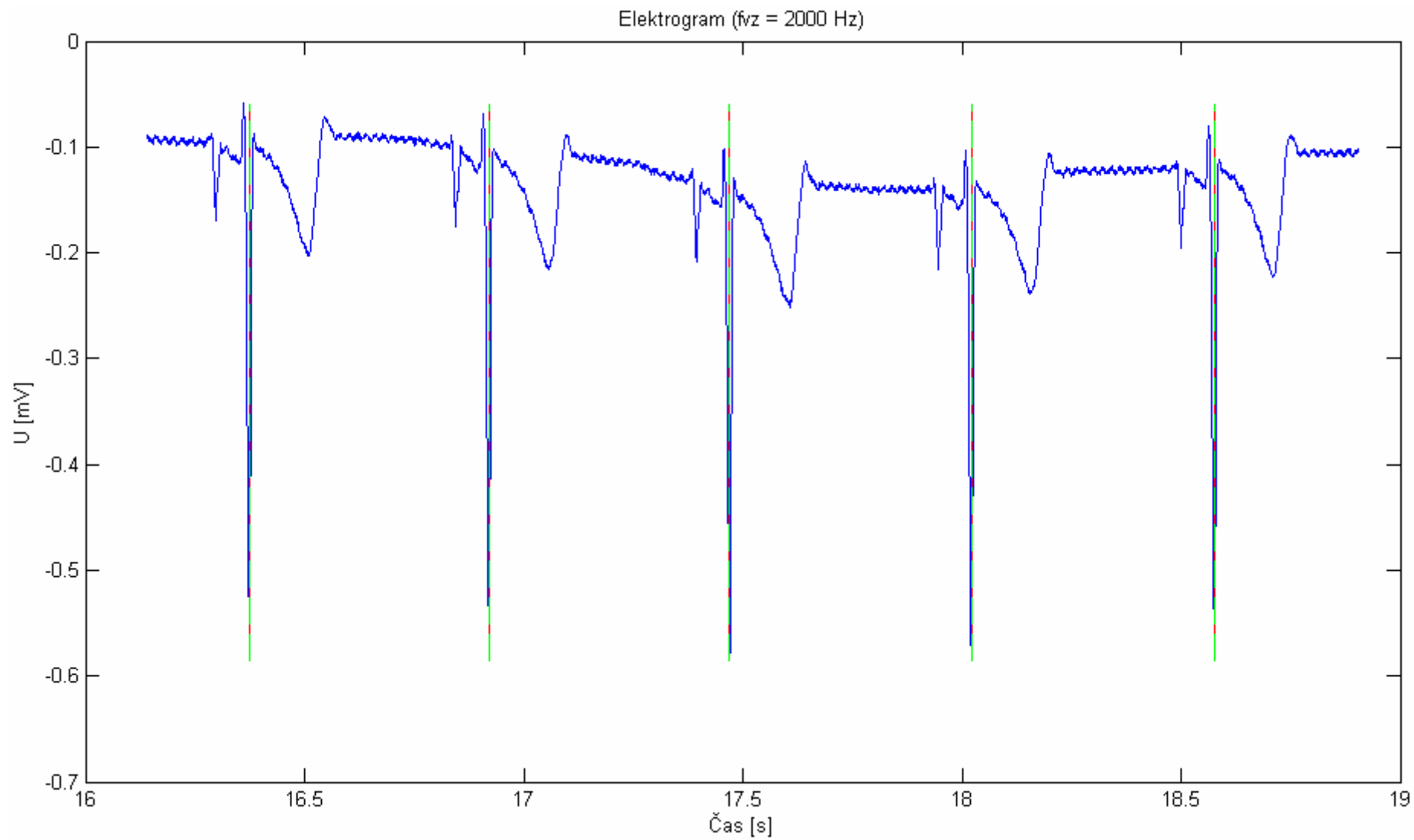
Příloha č.5: Detail EG signálů naměřených při experimentálním měření na zvířecím srdci (první čtveřice testovacích signálů).



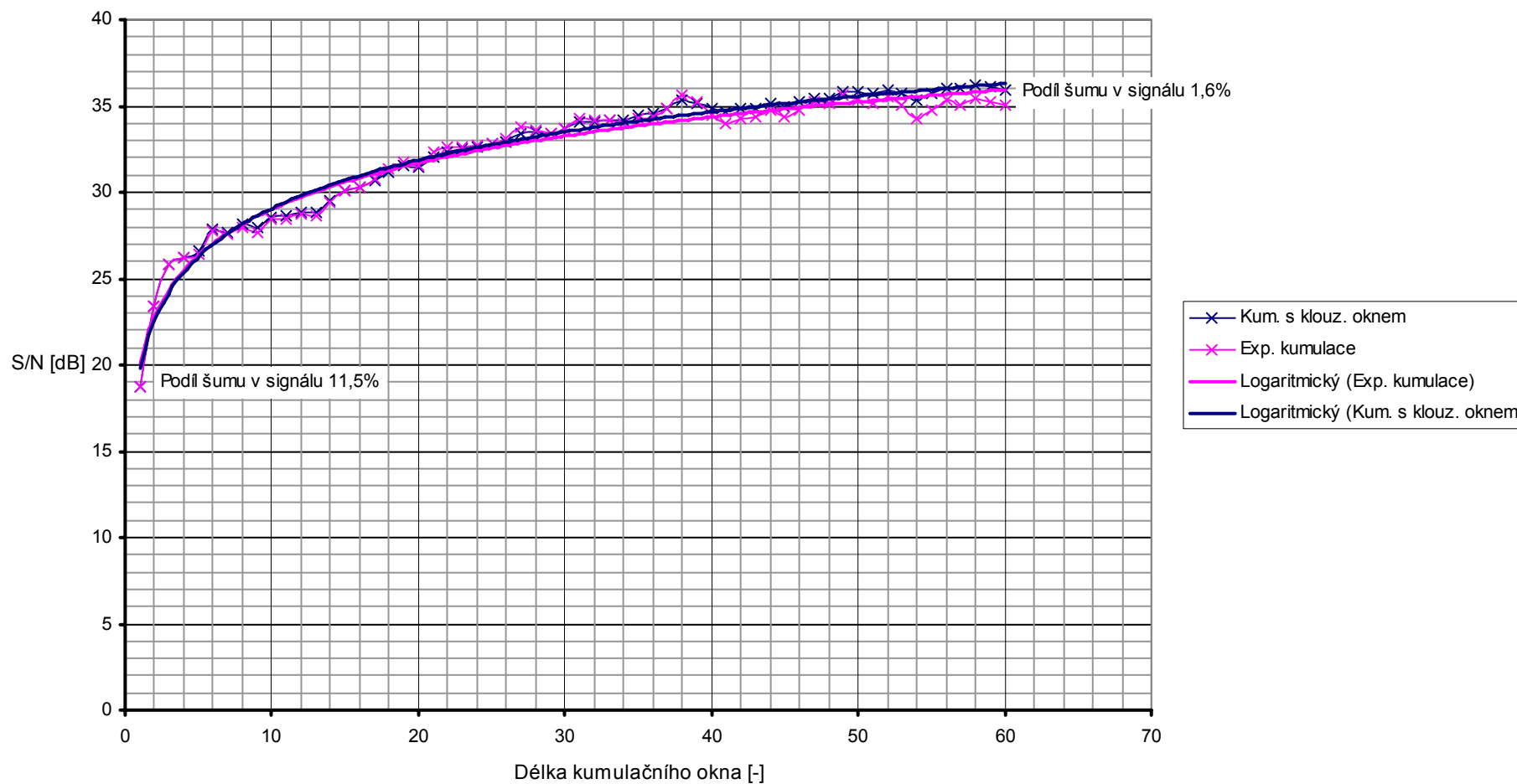
Příloha č.6: Detail EG signálů naměřených při experimentálním měření na zvířecím srdci (druhá čtveřice testovacích signálů).



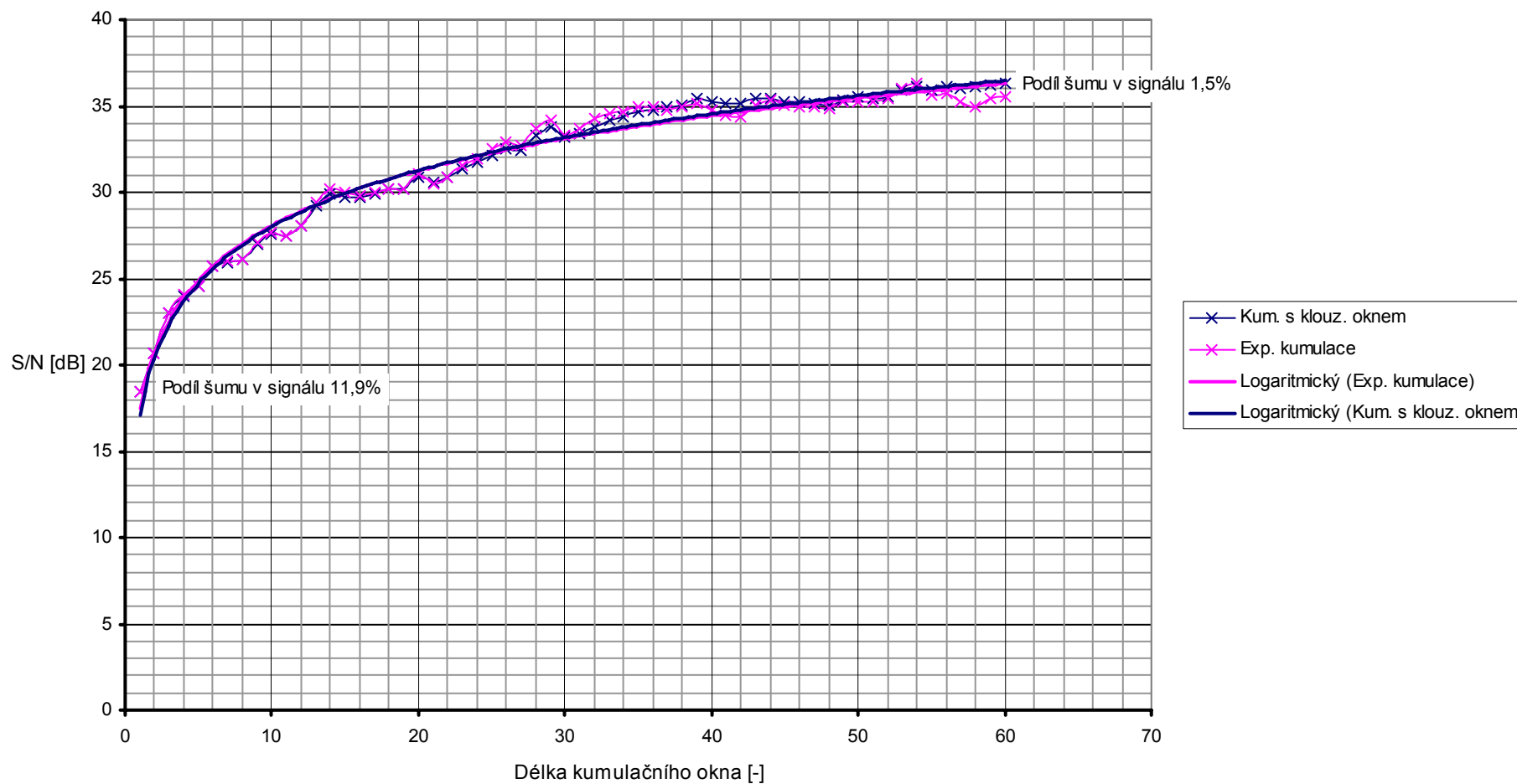
Příloha č.7: Detail testovacího signálu (eg1_isch1_test2_50R_mat.txt) s vyznačenou pozicí detekovaných a skutečných vrcholů R vln. Zeleně je označena pozice detekovaného vrcholu R vlny a červeně pozice skutečného vrcholu R vlny.



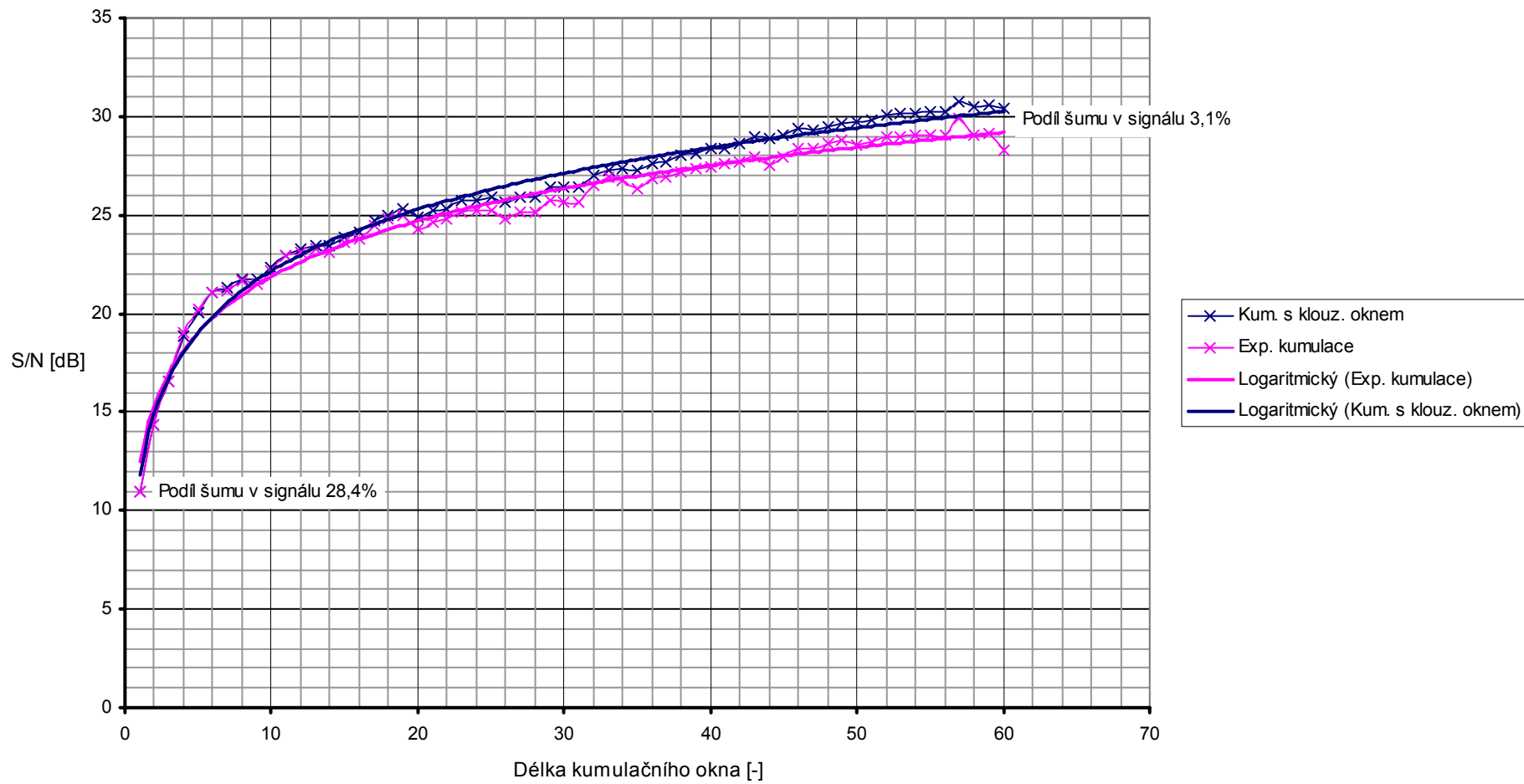
Příloha č.8: Závislost poměru S/N na počtu kumulovaných repetic, respektive délce kumulačního okna. Kumulovaným signálem je AP získaný během 1. fáze měření – Ischémie 1.



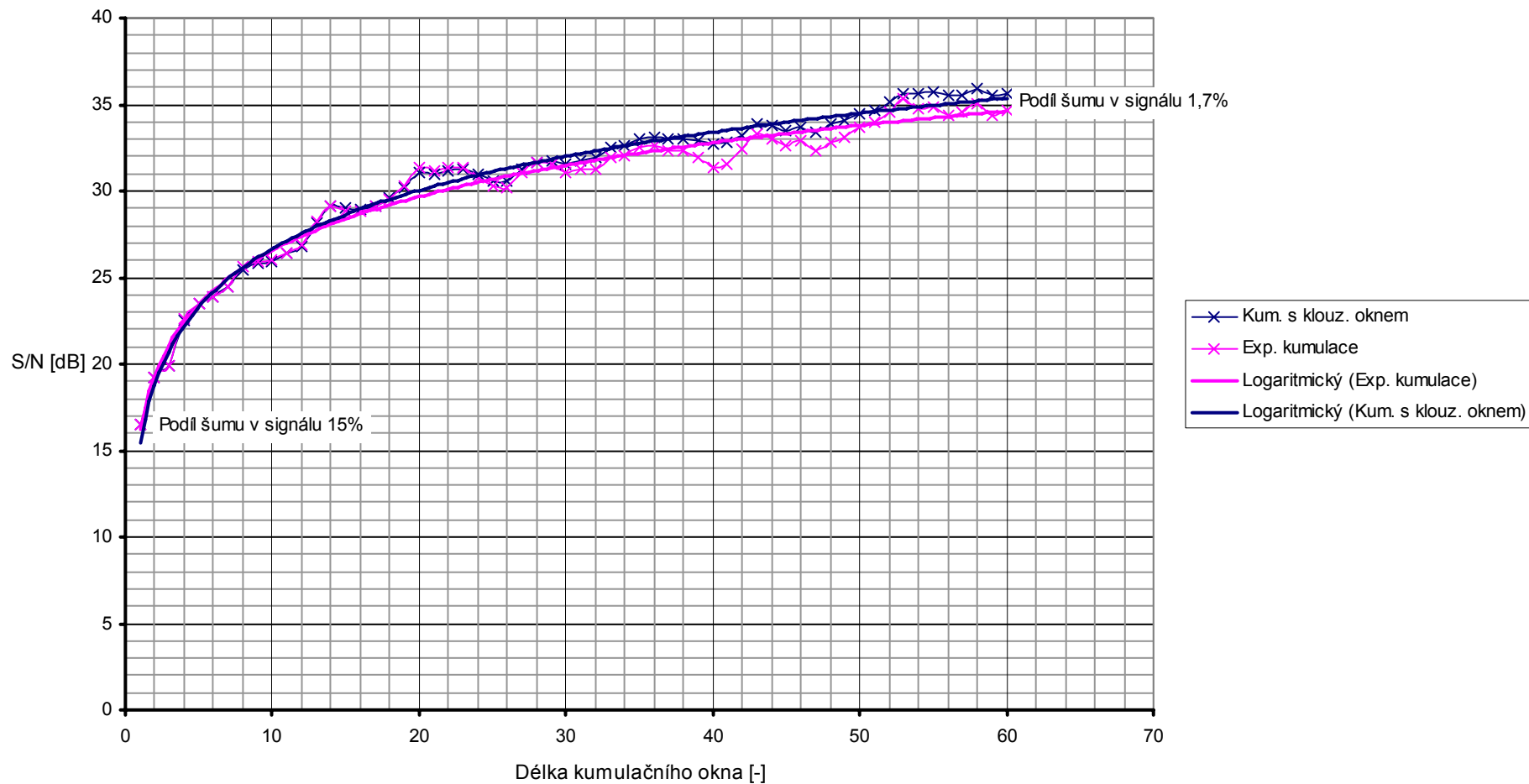
Příloha č.9: Závislost poměru S/N na počtu kumulovaných repetic, respektive délce kumulačního okna. Kumulovaným signálem je AP získaný během 2. fáze měření – Ischémie 2.



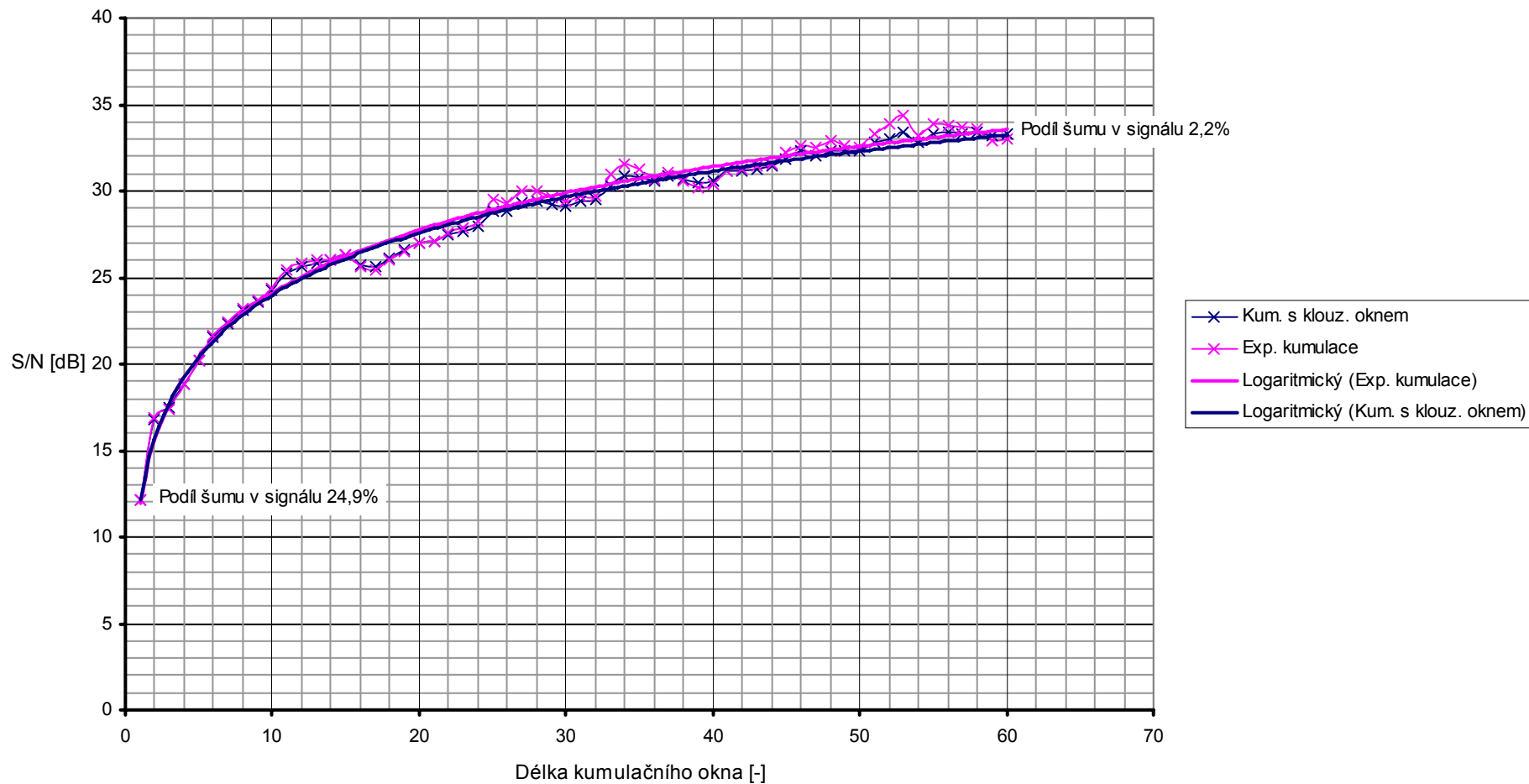
Příloha č.10: Závislost poměru S/N na počtu kumulovaných repetic, respektive délce kumulačního okna. Kumulovaným signálem je AP získaný během 3. fáze měření – Ischémie 3.



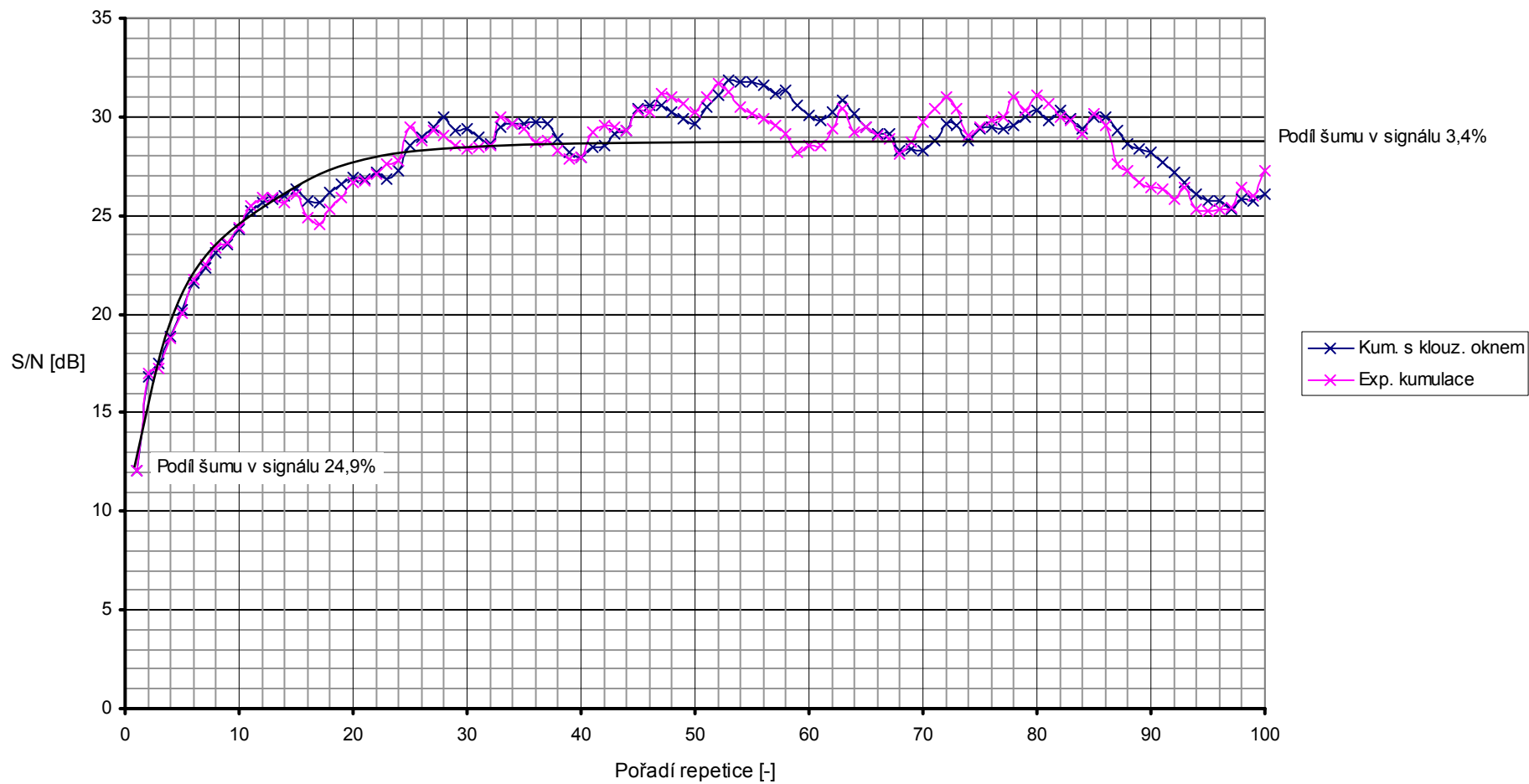
Příloha č.11: Závislost poměru S/N na počtu kumulovaných repetic, respektive délce kumulačního okna. Kumulovaným signálem je AP získaný během 4. fáze měření – Reperfuze 1.



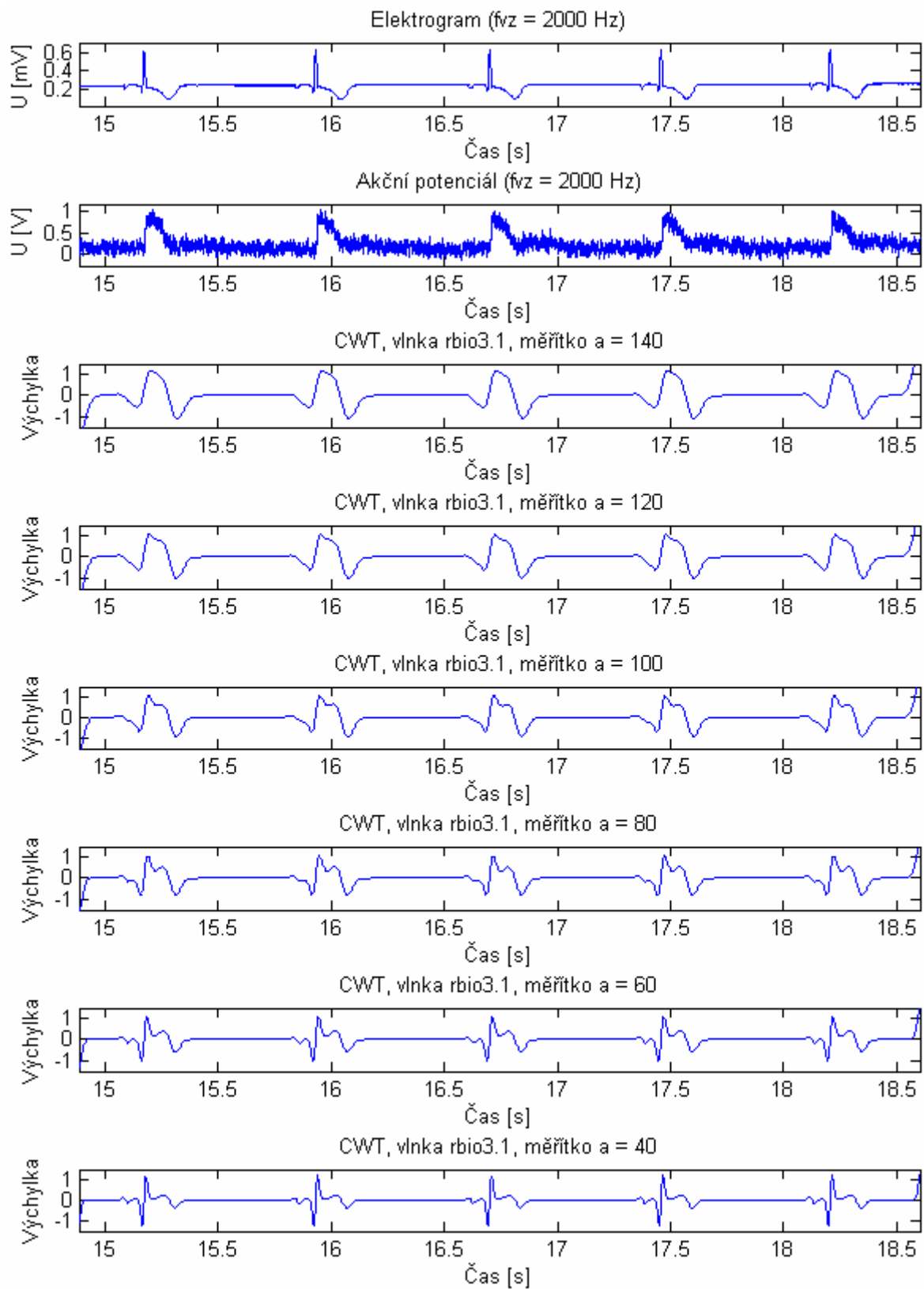
Příloha č.12: Závislost poměru S/N na počtu kumulovaných repetic, respektive délce kumulačního okna. Kumulovaným signálem je AP získaný během 5. fáze měření – Reperfuze 2.



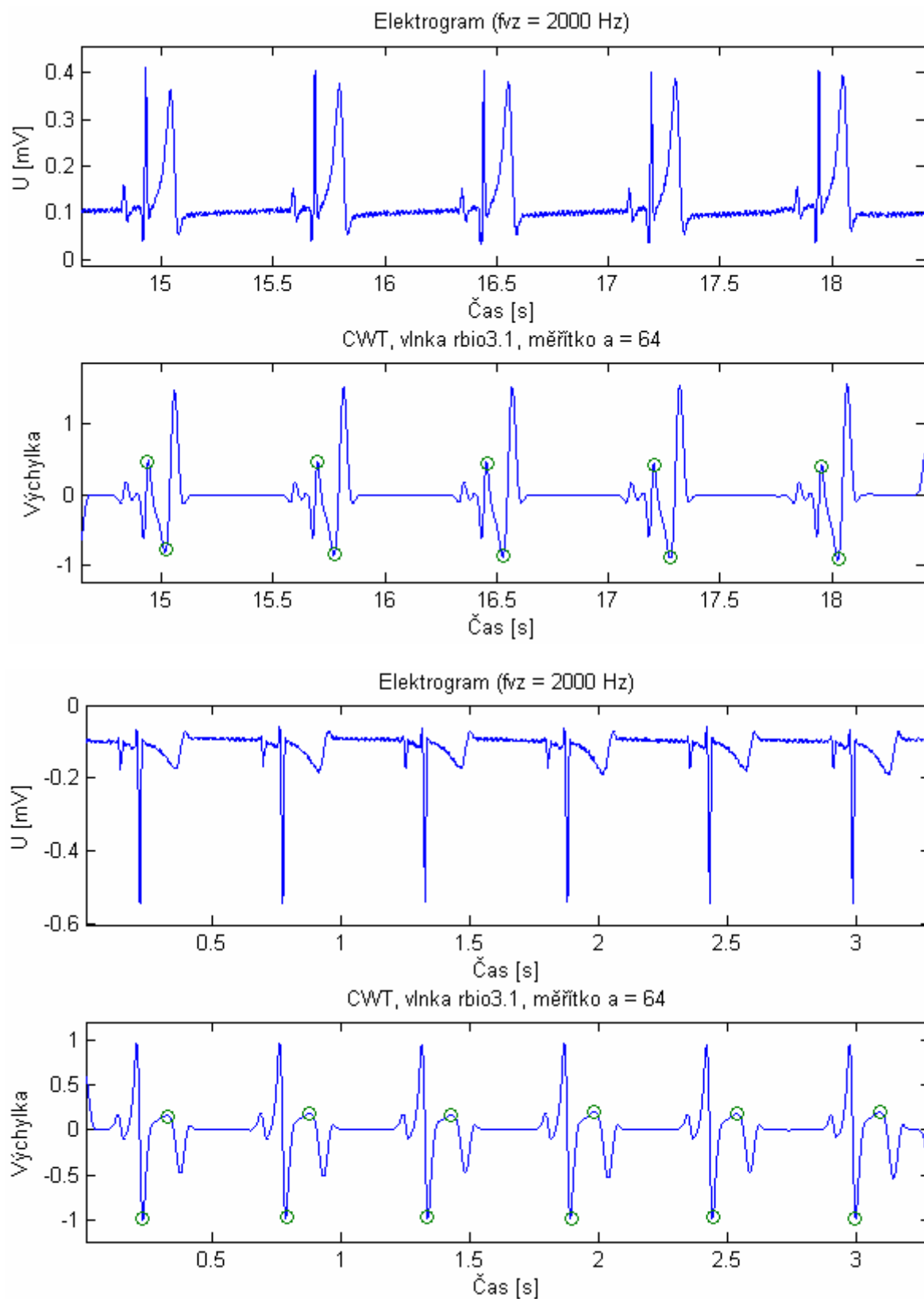
Příloha č.13: Časový vývoj hodnoty S/N při kumulaci AP kumulačním oknem o délce $M = 20$.



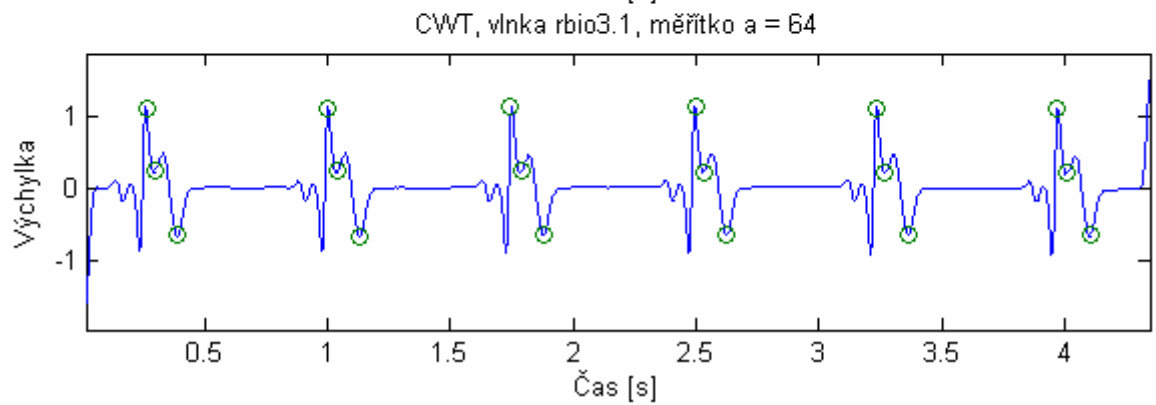
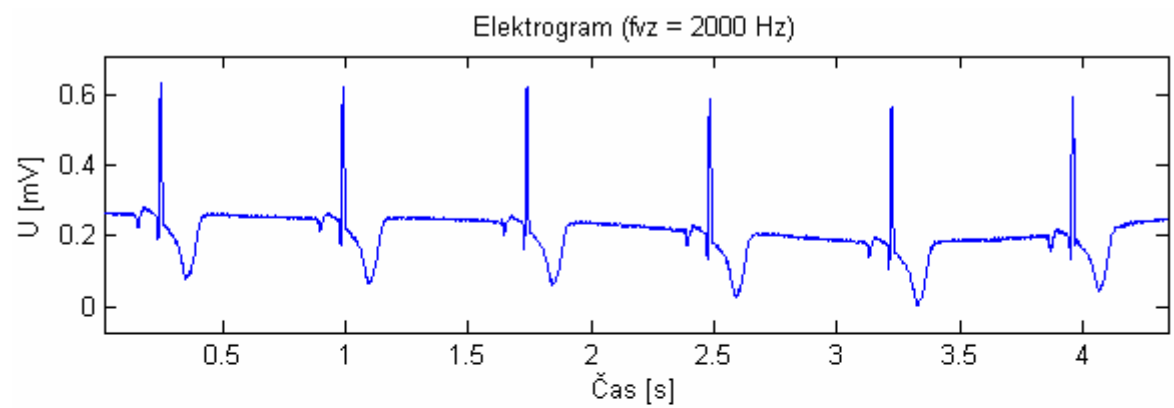
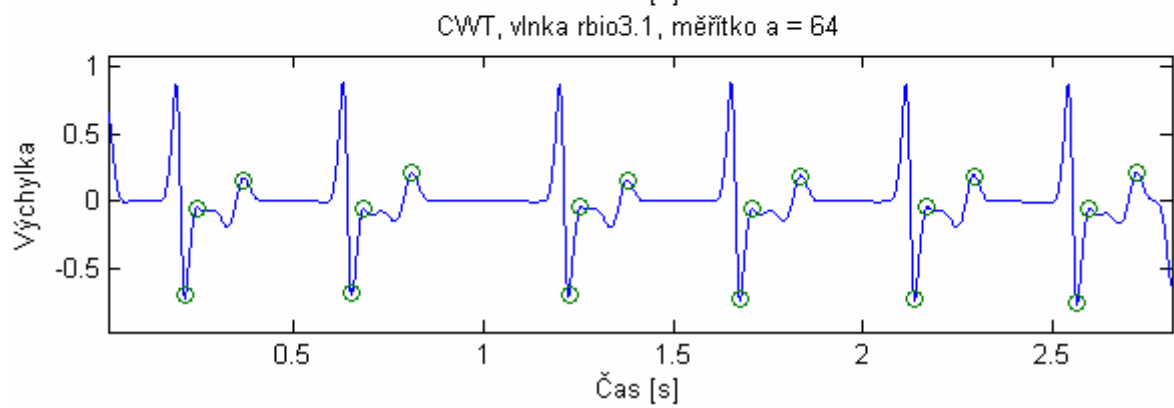
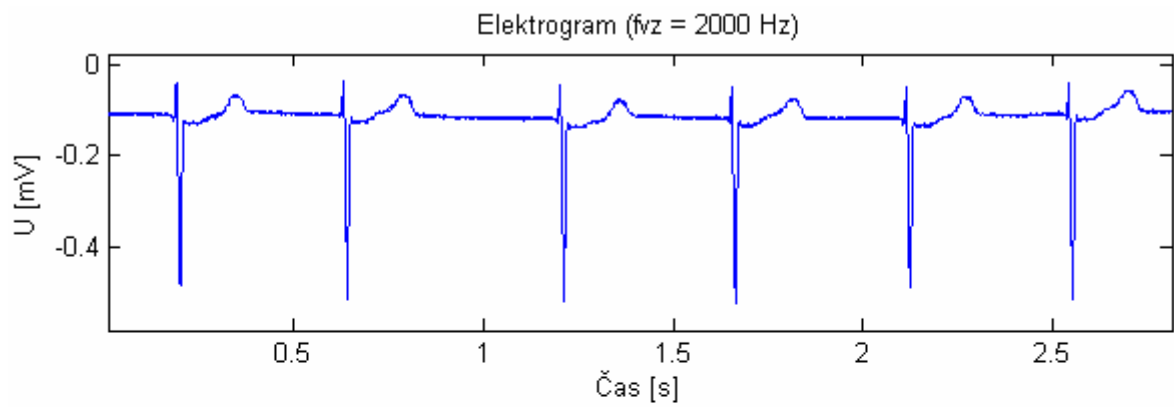
Příloha č.14: Spojitá vlnková transformace úseku signálu EG pořízeného během fáze měření Ischémie1.



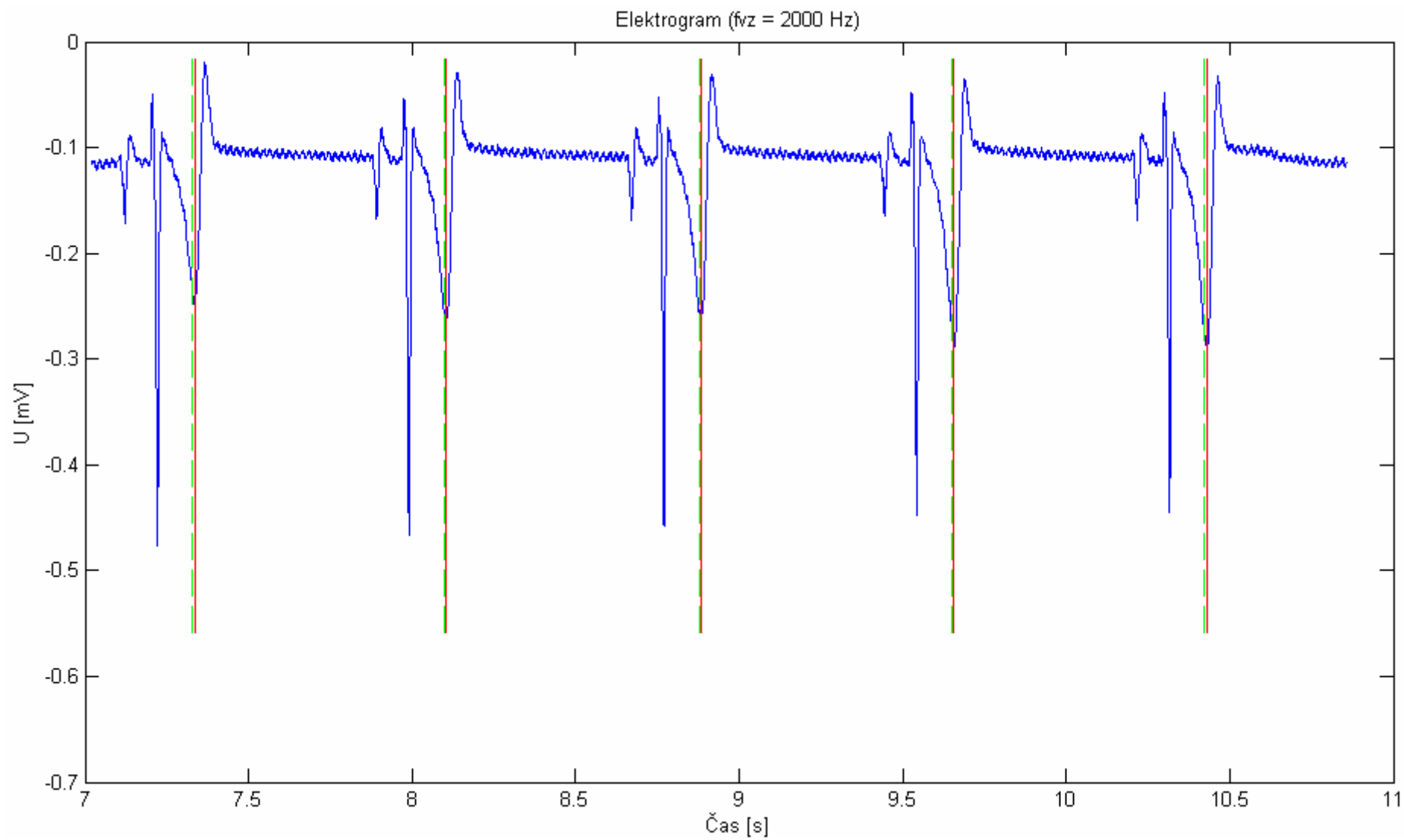
Příloha č.15: Vliv transformovaného průběhu EG se souhlasně orientovanými extrémy vln R a T na průběh CWT(rbio3.1,a).



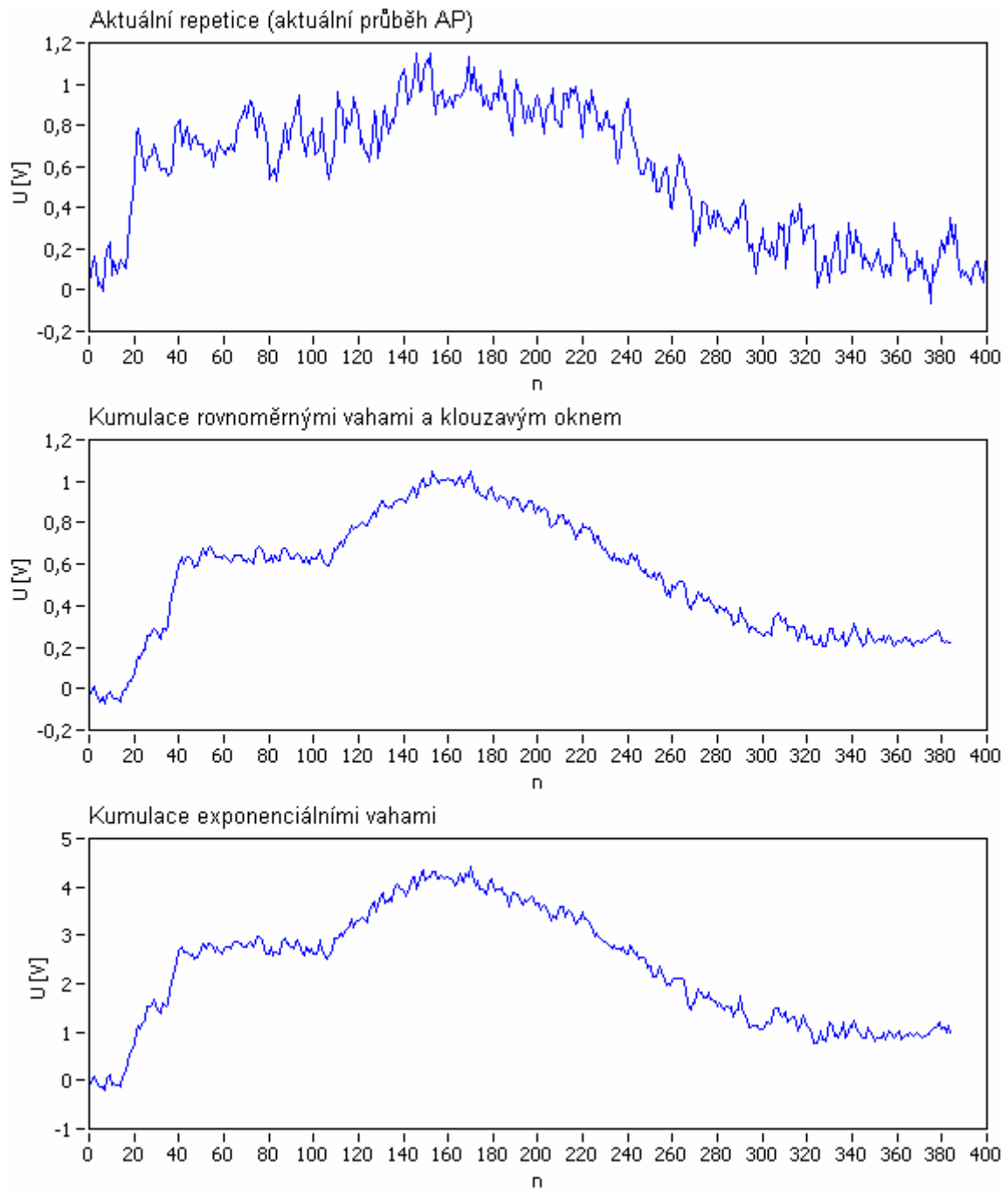
Příloha č.16: Vliv transformovaného průběhu EG s nesouhlasně orientovanými extrémy vln R a T na průběh CWT(rbio3.1,a).



Příloha č.17: Detail testovacího signálu (eg1_isch1_test2_50R_mat.txt) s vyznačenou pozicí detekovaných a skutečných vrcholů T vln. Zeleně je označena pozice detekovaného vrcholu T vlny a červeně pozice skutečného vrcholu T vlny.



Příloha č.18: Kumulace AP provedená z 15 repetic využitím kumulačního okna o délce $M = 10$.



Příloha č.19: Seznam souborů přiložených na CD.

ap_isch1_test1_50R_lab.txt	testovací průběh AP pořízený během měřicí fáze Ischémie 1
ap_isch1_test2_50R_lab.txt	testovací průběh AP pořízený během měřicí fáze Ischémie 1
ap_isch2_test1_50R_lab.txt	testovací průběh AP pořízený během měřicí fáze Ischémie 2
ap_isch2_test2_50R_lab.txt	testovací průběh AP pořízený během měřicí fáze Ischémie 2
ap_rep1_test1_50R_lab.txt	testovací průběh AP pořízený během měřicí fáze Reperfúze 1
ap_rep1_test2_50R_lab.txt	testovací průběh AP pořízený během měřicí fáze Reperfúze 1
ap_rep1_test3_50R_lab.txt	testovací průběh AP pořízený během měřicí fáze Reperfúze 1
ap_rep2_test1_50R_lab.txt	testovací průběh AP pořízený během měřicí fáze Reperfúze 2
eg1_isch1_test1_50R_lab.txt	testovací průběh EG pořízený během měřicí fáze Ischémie 1; časově odpovídající signálu ap_isch1_test1_50R_lab.txt
eg1_isch1_test2_50R_lab.txt	testovací průběh EG pořízený během měřicí fáze Ischémie 1; časově odpovídající signálu ap_isch1_test2_50R_lab.txt
eg1_isch2_test1_50R_lab.txt	testovací průběh EG pořízený během měřicí fáze Ischémie 2; časově odpovídající signálu ap_isch1_test2_50R_lab.txt
eg1_isch2_test2_50R_lab.txt	testovací průběh EG pořízený během měřicí fáze Ischémie 2; časově odpovídající signálu ap_isch2_test2_50R_lab.txt
eg1_rep1_test1_50R_lab.txt	testovací průběh EG pořízený během měřicí fáze Ischémie 2; časově odpovídající signálu ap_rep1_test1_50R_lab.txt
eg1_rep1_test2_50R_lab.txt	testovací průběh EG pořízený během měřicí fáze Ischémie 2; časově odpovídající signálu ap_rep1_test2_50R_lab.txt
eg3_rep1_test3_50R_lab.txt	testovací průběh EG pořízený během měřicí fáze Ischémie 2; časově odpovídající signálu ap_rep1_test3_50R_lab.txt
eg3_rep2_test1_50R_lab.txt	testovací průběh EG pořízený během měřicí fáze Ischémie 2; časově odpovídající signálu ap_rep2_test1_50R_lab.txt
imp_char_db1_32_lab.txt	impulsní charakteristika vlnky db1 s měřítkem 32
imp_char_db1_44_lab.txt	impulsní charakteristika vlnky db1 s měřítkem 44
imp_char_rbio31_64_lab.txt	impulsní charakteristika vlnky rbio3.1 s měřítkem 64
Cteni_zaznamu_labview_vlna_R.m	skript pro načtení indexů R vln uložených během kumulace AP
Cteni_zaznamu_labview_vlna_T.m	skript pro načtení indexů T vln uložených během kumulace AP
Kumulace_AP_(R-R)_offline.vi	program obsluhující off-line kumulaci AP z repetice o délce RR intervalu
Kumulace_AP_(R-R)_online.vi	program obsluhující on-line kumulaci AP z repetice o délce RR intervalu
Kumulace_AP_(R-T)_offline.vi	program obsluhující off-line kumulaci AP z repetice o délce RT intervalu
Kumulace_AP_(R-T)_online.vi	program obsluhující on-line kumulaci AP z repetice o délce RT intervalu
settings.vi	podpurný program pro on-line kumulaci AP