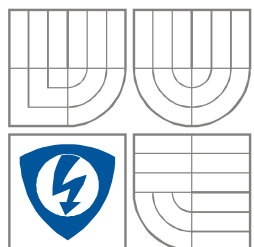


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE A FILTRACE EKG SIGNÁLŮ

DETECTION AND FILTERING OF ECG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

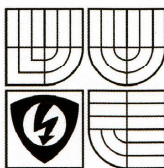
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Martin Princ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D

BRNO, 2008



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ
Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií
Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Princ Martin
Ročník: 3

ID: 83324
Akademický rok: 2007/08

NÁZEV TÉMATU:

Detekce a filtrace EKG signálů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s principem vzniku elektrických projevů lidského srdce a problematikou jejich měření. Dále se seznámte s počítačovým měřicím systémem BIOPAC a jeho možnostmi měření signálu EKG v klidu a následného zpracování. Navrhněte vlastní protokol měření signálů EKG pomocí systému BIOPAC. Proveďte měření dle navrženého protokolu a data zpracujte pomocí programového vybavení BIOPAC nebo MATLAB s cílem potlačit charakteristické rušení. Navrhněte metody účinné filtrace EKG signálu s následnou detekcí významných vln pro prostředí MATLAB. Otestujte na naměřených datech.

Přeneste data naměřená pomocí BIOPACu do programového prostředí MATLAB. V grafickém prostředí prezentujte naměřené průběhy a dále výsledky filtrace a detekce vybraných významných vln signálu EKG. Proveďte vyhodnocení výsledků zpracování naměřených dat.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] HONZÍKOVÁ, N., HONZÍK, P. Biologie člověka. Brno: Nakladatelství VUTIM, 2000.
- [2] KOZUMPLÍK, J., KOLÁŘ, R., JAN, J. Číslicové zpracování a analýza signálů - počítačová cvičení. Skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně.
- [3] MP System BIOPAC Hardware Guide, User's Manual, BIOPAC System, Inc., 2004.

Termín zadání: 11.2.2008

Termín odevzdání: 6.6.2008

Vedoucí projektu: prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.


prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida
předseda oborové rady



UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské 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 § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Martin Princ
Bytem: Desátková 2, BRNO, 623 00
Narozen/a (datum a místo): 23. března 1984 v Brně

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
- ☐ diplomová práce
- ☒ bakalářská práce
- ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Detekce a filtrace EKG signálů
Vedoucí/ školitel VŠKP: Prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství
Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užit, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání a utorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 6. června 2008

.....
Nabyvatel

.....
Autor

ABSTRAKT

Abstrakt práce v češtině

Cílem tohoto projektu je seznámit se ze základními metodami filtrace elektrokardiografických signálů a s detekcí významných vln v signálu EKG. První část projektu je věnována teoretickým poznatkům o srdci, elektrickým dějům v srdci a elektrokardiografické svodové systémům. Dále se seznámíme se základními rušeními v signálu EKG a základními metodami filtrace a detekce QRS komplexu. V druhé části projektu se seznámíme se systémem BIOPAC student Lab. A navrhne jednoduchou úlohu pro měření klidového EKG. Získané data zpracujeme pomocí programového vybavení MATLAB a ukážeme si na námi změřených datech základní metody filtrace EKG a detekce QRS komplexů. Účinnost detektorů QRS otestujeme na databázi EKG signálu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Klíčová slova v češtině

EKG, filtrace EKG detekce QRS

ABSTRACT

Abstract in English

The aim of this thesis is to provide insight into certain elementary methods/ways of electrocardiographical signals filtration. Also, the thesis aims to introduce different techniques of detecting the EKG signal waves. The first part of the work analyses the theory of heart, electrical processes in heart, and the EKG signals systems. Further, the elementary methods of filtration and QRS detection are introduced. In the second part, the thesis analyses the BIOPAC student Lab system and presents simple methods of measuring the static EKG. The measure data results are then processed using the MATLAB program, and they are further used to demonstrate and practice the elementary methods of EKG filtration and QRS complex detection. Operation detectors QRS test on database EKG signal.

KEYWORDS

Keywords in English

ECG, filtering ECG, detection QRS

PRINC.M. *Detekce a filtrace EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 62 s. Vedoucí bakalářské práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Detekce a filtrace EKG signálů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu 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 uvedeného semestrálního projektu dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 6. června 2008

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Prof. Ing. Ivo Provazníkovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mého semestrálního projektu.

V Brně 6. června 2008

.....
podpis autora

Obsah :

Obsah :	8
Seznam obrázků	9
1 Úvod	11
2 Srdce	12
2.1 Stavba srdce	12
3 Elektrické děje v srdci	14
3.1 Šíření akčního potenciálu v srdci (vznik EKG)	14
3.2 Podrobnější zobrazení vzniku EKG křivky z pohledu fyziologie srdce	15
4 Elektrokardiografické svodové systémy	16
4.1 Ortogonální svodový systém	16
4.1.1 Frankův systém	16
4.2 Dvanácti svodový standardní snímací systém	18
4.2.1 Bipolární svody končetinové podle Einthovena	18
4.2.2 Unipolární končetinové svody	19
4.2.3 Unipolární hrudní svody	20
4.3 Elektrody	21
5 Rušení signálu EKG	22
5.1 Úzkopásmové rušení	22
5.2 Širokopásmové	22
6 Filtrace rušení signálů EKG	23
6.1 Filtrace pomalého kolísání izoelektrické linie	23
6.2 Filtrace myopotenciálů	23
6.3 Filtrace sítěového rušení	24
7 Detekce QRS komplexu	24
7.1 Metoda na principu filtrace	25
7.2 Metoda AMCD (average magnitude cross -difference)	26
7.3 Matched filtering	27
8 Měření EKG pomocí systému BIOPAC	28
8.1 Počítačový měřicí systém BIOPAC	28
8.2 Měření EKG	28
8.2.1 Pomůcky nezbytné pro měření pomocí systému BIOPAC	28
8.2.2 Postup měření :	28
9 Zobrazení a zpracování EKG v prostředí MATLAB	30
9.1 Filtrace EKG signálu	30
9.1.1 Filtrace pomalého kolísání i zoelektrické linie	31
9.1.2 Filtrace sítěového rušení	32
9.1.2.1 Umělé rušení signálu EKG sítěovým kmitočtem	32
9.1.2.2 Filtrace umělé rušeného signálu EKG sítěovým kmitočtem	34
9.1.3 Filtrace myopotenciálů	35
9.1.3.1 Realizace kumulace signálu EKG	36
9.2 Detektory QRS komplexů	38
9.2.1 Metoda na principu filtrace	38
9.2.1.1 Předzpracování signálu EKG	38
9.2.1.2 Detekce QRS komplexu	42
9.2.1.3 Výsledky detekce QRS komplexů	45
9.2.2 AMCD(Average magnitude cross –difference)	49

9.2.2.1	Výsledky detekce QRS komplexů.....	51
9.2.3	Matched filtering	54
9.2.3.1	Výsledky detekce QRS komplexů	55
9.2.4	Srovnání detektorů QRS	58
10	Závěr	60
11	Literatura.....	61
12	Přílohy	62

Seznam obrázků:

Obr.1:	Stavba srdce	12
Obr.2:	Schéma krevního oběhu.....	13
Obr.3:	Průběh EKG křivky	14
Obr.4:	Poloha sumačního vektoru	15
Obr.5:	Zobrazení vektokardiografické smyčky v horizontální, sagitální a frontální rovině	16
Obr.6:	a) Zapojení odporové sítě. b) Rozmístění elektrod Frankova systému.	17
Obr.7:	Bipolární končetinové svody	18
Obr.8:	Unipolární končetinové svody	19
Obr.9:	Zapojení Wilsonovy svorky	20
Obr.10:	Unipolární hrudníkové svody	20
Obr.11:	Příklad provedení plovoucí nepolarizovatelné elektrody	21
Obr.12:	Princip činnosti QRS detektoru	24
Obr.13:	Blokové schéma detektoru QRS	25
Obr.14:	Zapojení BIOPAC MP30	28
Obr.15:	Umístění svodu pro vlastní měření	29
Obr.16:	Část původního signálu	30
Obr.17:	Frekvenční spektrum původního signálu	30
Obr.18:	Frekvenční charakteristiky filtru HP zobrazené do hodnoty $f_{VZ}/2$	31
Obr.19:	a) Část původního signálu b) Část původního signálu zpracovaného filtrem HP	31
Obr.20:	Detail spektra signálu	32
Obr.21:	Původní signál EKG	33
Obr.22:	Původní signál EKG uměle rušený	33
Obr.23:	Detail frekvenčního spektra signálu po rušení	33
Obr.24:	Detail.....	34
Obr.25:	Detail frekvenčního spektra signálu po filtraci PZ.	35
Obr.26:	Signál po filtraci PZ	35
Obr.27:	Průběh jedné periody EKG signálu	36
Obr.28:	Průběh EKG po kumulaci 5 period signálu	36
Obr.29:	QRS komplexy	37
Obr.30:	Průběh EKG po kumulaci 40 period s signálu	37
Obr.31:	Část původního signálu	38
Obr.32:	Frekvenční charakteristiky filtru PP1 zobrazené do $f_{VZ}/$	39
Obr.33:	Ukázka průběhu signálu po filtraci PP	39
Obr.34:	Frekvenční spektrum filtrovaného signálu zobrazené do $f_{VZ}/2$	40
Obr.35:	Ukázka průběhu signálu po umocnění $\wedge 2$	40
Obr.36:	Frekvenční spektrum umocněného signálu zobrazené do $f_{VZ}/2$	41
Obr.37:	Frekvenční charakteristiky filtru DP1 zobrazené do $f_{VZ}/2$	41

Obr.38: Ukázka průběhu signálu po filtraci DP	42
Obr.39: Frekvenční spektrum po průchodu signálu filtrem DP	42
Obr.40: Chybně nastavený rozhodovací prah při detekci QRS	43
Obr.41: Chyby při detekci QRS komplexu	44
Obr.42: Detekované QRS komplexy v signálu EKG	44
Obr.43: Ukázka detekce QRS komplexů v původním signálu	45
Obr.44: Část signálu e0103	47
Obr.45: Část signálu e0113 s detekcí QRS	47
Obr.46: Část signálu e0409 s detekcí QRS	48
Obr.47: Původní signál EKG a výběr vzorku EKG	49
Obr.48: $y(i)$ (Average magnitude cross –difference)	50
Obr.49: $y(i)$ (Average magnitude cross –difference) s nastaveným prahem	50
Obr.50: Ukázka detekce QRS komplexů v původním signálu	51
Obr.51: Detekce QRS komplexů v původním signálu	51
Obr.52: Část signálu e0409 s detekcí QRS	53
Obr.53: Signál po filtraci $y(i)$	54

1 Úvod

Cílem tohoto projektu je seznámit se základními metodami filtrace elektrokardiografických signálů a s detekcí významných vln v signálu EKG.

Signál EKG má největší uplatnění v lékařské praxi, kde slouží k monitorování stavu pacienta. Na základě tvaru signálu EKG může lékař určit diagnózu případné nalezené choroby. Je nutné aby signál, který lékař diagnostikuje neobsahoval nežádoucí složky vzniklé různými druhy rušení. Toho můžeme dosáhnout vhodnou filtrací signálu, kterou zdůrazníme podstatné složky a potlačíme nežádoucí. V Práci se tedy seznámíme se základními metodami filtrace signálu EKG. Metody budeme testovat na signálu změřeném pomocí BIOPAC.

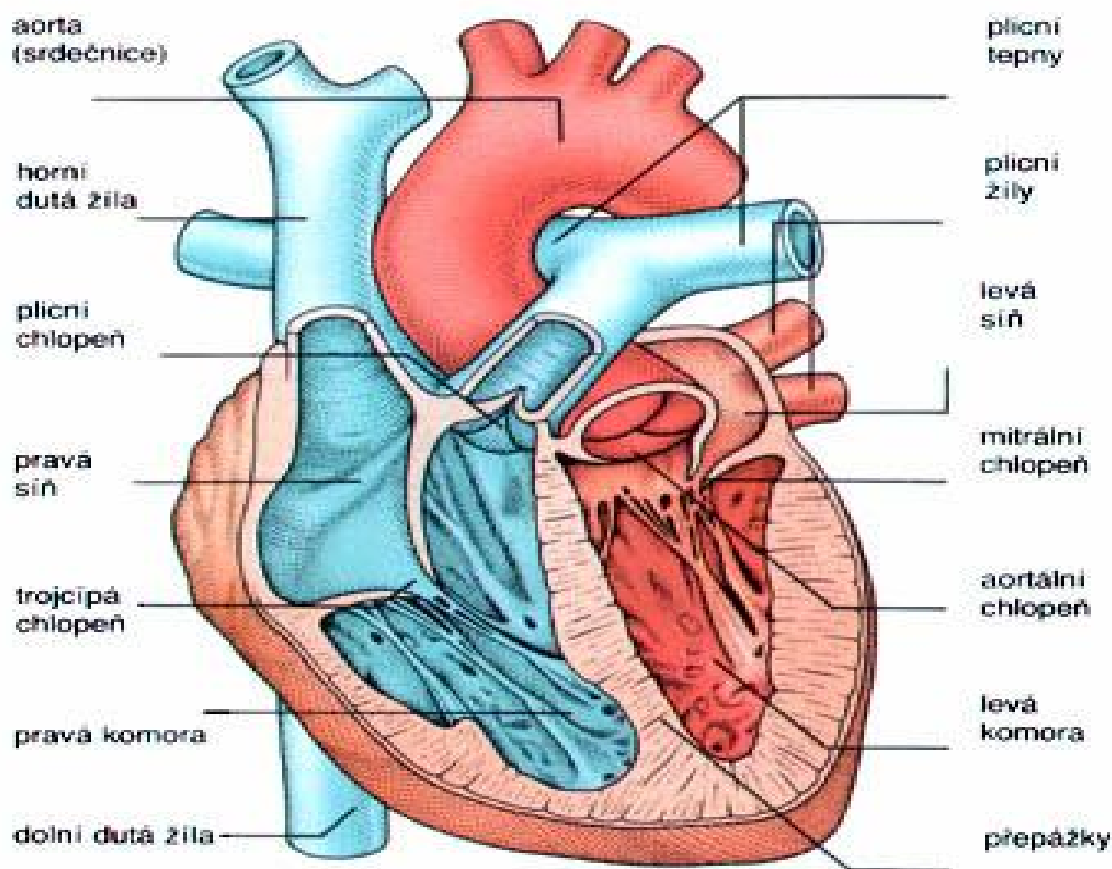
Nejvýraznějším útvarem v průběhu EKG je komplex QRS. Jeho detekce je základní procedurou jakékoliv počítačové analýzy signálu EKG. Na její přesnosti většinou závisí i kvalita celkových výsledků zpracování. Seznámíme se třemi metodami jeho detekce. Jednotlivé detektory navrhne a otestujeme na námi změřeném signálu pomocí BIOPAC a na evropské databázi EKG signálů.

2 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán, který zajišťuje pravidelnými kontrakcemi neustálý oběh krve a mízy organismem. Srdce leží v mezihrudí mezi pravou a levou plicí, větší částí vlevo. Velikost srdce u dospělého člověka je 12,5-13,0 cm dlouhé, kolem 8-9cm široké a asi 6cm hluboké. Hmotnost srdce je závislá na pohlaví člověka. U muže se pohybuje okolo 280-340 gramů, u žen je znatelně lehčí a jeho hmotnost se pohybuje okolo 230-280gramů. Pokud je srdce v klidu tepe u zdravého člověka 70-80 tepy za minutu a přečerpá za den kolem 12 000 l krve. Objem přečerpané krve je ve skutečnosti mnohem vyšší, protože s fyzickou zátěží člověka roste i tep srdce tím pádem i množství přečerpané krve.

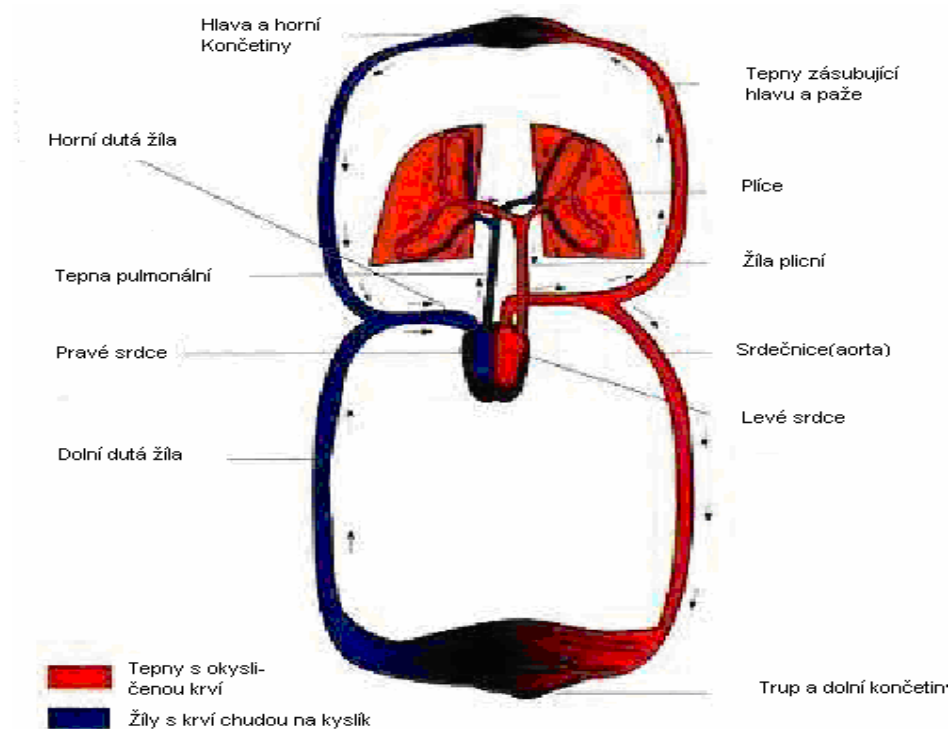
2.1 Stavba srdce

Srdce je tvořeno speciální příčně pruhovanou svalovinou zvanou též jako myokard. Vnější povrch srdce pokrývá vazovitá blána zvaná epikard. Vnitřní vystýlka srdce se nazývá endokard. Je to tenká vazovitá blána, kterou jsou tvořeny i chlopně mezi predsíněmi a komorami. Endokard musí snášet vysoký vnitřní tlak vznikající při každé kontrakci srdce a jeho úkolem je nepropustit stěnou srdce krev do organismu. Celé srdce je uloženo v blanitém vaku (perikard), který vytváří ochranné pouzdro a je přichyceno speciálními vazy k prsní kosti, páteři a dalším částem hrudníku. Prostor mezi epikardem a perikardem je vyplněn malým množstvím serózní tekutiny, které umožňuje hladký pohyb při kontrakci srdce.



Obr.1: Stavba srdce

Srdce má čtyři dutiny. Podélnou síňkomorovou přepážkou srdeční je rozděleno na pravé a levé srdce. V každé části se nachází předsíň (též zvaná síň) a komora. Srdce se neustále rytmicky stahuje – tzv. systola a ochabuje – tzv. diastola, a tím zabezpečuje nepřetržité přečerpávání krve do celého těla. Na počátku diastoly se celé srdce plní krví, která přitéká ze žil do předsíní. Když klesne tlak krve v komorách pod hodnotu tlaku v předsíních relaxací svaloviny komor, otevřou se cípate chlopně a krví se plní i komory. Systola začíná stahem předsíní. Tím se z nich krev vytlačí do komor. Brzy po systole předsíní nastane systola komor, tlak v komorách prudce stoupne, krev je vypuzována do tepenné části krevního řečiště. Levá předsíň dostává krev z plicních žil, pravá předsíň z horní a dolní duté žíly. Na hranici předsíní a komor jsou cípate chlopně. Mezi pravou síní a komorou je trojcípá (trikuspidální) chlopeň. Mezi levou síní a levou komorou je dvojcípá (mitrální) chlopeň. Ty dovolují proudit krvi z předsíní do komor, ale nikoliv zpět. Chlopně fungují jako jednosměrné ventily. Velké tepny vycházejí z komor. Z levé komory aorta, z pravé plicní tepna. Obě mají na bázi trojitě poloměsíčitě chlopně, které brání zpětnému proudění krve. Pružné stěny tepen se tlakem krve napnou. Jejich elasticita udržuje v tepnách tlak, který jednak způsobí uzavření poloměsíčitých chlopní. Když tlak v komorách začne klesat (na počátku diastoly), jednak žene krev dále ve směru oběhu. Tím tlak krve ve velkých tepnách v průběhu diastoly pozvolna klesá, a opět rychle stoupne při další systole. Svalovina komor je mnohem silnější než svalovina předsíní. Levá komora má svalovinu nejmohutnější, neboť z ní musí srdce vytlačit krev do celého těla – to je tzv. velký (nebo systémový) krevní oběh. Malý krevní oběh (plicní) začíná v pravé srdeční komoře, ze které plicní tepna odvádí odkysličenou krev do plic. Tam se dělí na čtyři hlavní větve, které se postupně dále větví na menší a nakonec tvoří hustou síť vlásečnic kolem plicních sklípků. Zde dojde k okysličení a krev se pak z vlásečnicové sítě sbírá do plicních žil, které ji vedou do levé předsíně.



Obr.2:Schéma krevního oběhu

3 Elektrické děje v srdci

3.1 Šíření akčního potenciálu v srdci (vznik EKG)

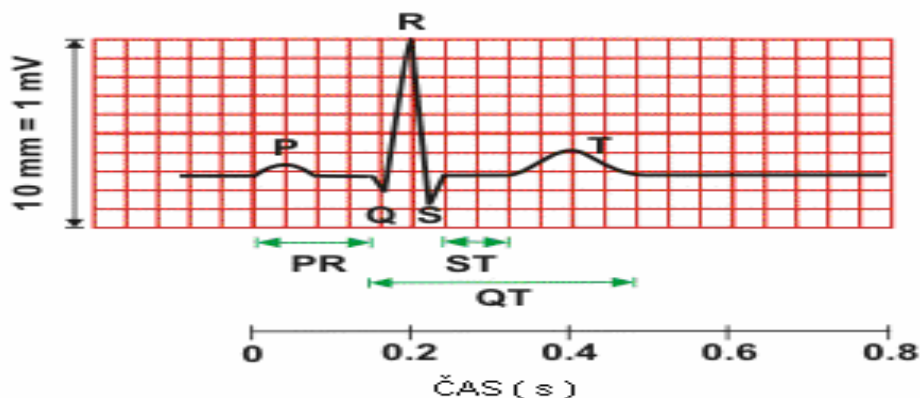
Srdce je dutý svalový orgán, jehož vlákna jsou schopna velké mechanické práce. Elektrofyzilogická zvláštnost vlákna srdeční svaloviny spočívá v dlouhé době trvání jeho činnostního potenciálu. To způsobuje, že vlákno myokardu po podráždění depolarizuje jako celek. Každé vlákno prochází postupně čtyřmi fázemi :

- polarizace(povrch vlákna nabit kladně),
- depolarizace(postupná změna polarity povrchu),
- transpolarizace (povrch vlákna nabit záporně),
- repolarizace (postupný návrat k původní polaritě),

Ve fázi depolarizace se vlákno myokardu chová jako elektrický dipól a stává se generátorem místních proudů. Srdce jako celek může být považováno za dipól, jehož dipólový moment je v každém okamžiku dán sumou dipolových momentů jednotlivých vláken. Směr tohoto vektoru bývá označován jako elektrická srdeční osa.

Svalovina srdečních předsíní komor představuje z funkčního hlediska dva samostatné oddíly. Vznik předráždění a jeho rozvod v srdci zajišťuje zvláštní vodivý systém. Místem primární srdeční automacie (generátorem impulzů) je sinoatriální uzel v oblasti pravé předsíně. Odtud se podráždění šíří svalovinou předsíní k uzlu atrioventrikulárnímu. ležícímu na rozhraní předsíní a komor. Ten je výchozím bodem vodivého systému komor –Hisova svazku ,Tatarových ramének a Purinových vláken.

Přechodem podráždění na svalovinu předsíní dochází k její postupné depolarizaci, která dává vzniku vlně P. Jakmile podráždění dostihne atrioventrikulárního uzlu, začíná depolarizace komor. Probíhá současně na obou komorách a postupuje z vnitřní strany na stranu vnější. V záznamu depolarizace komor se projeví komplexem QRS. Zároveň probíhá repolarizace předsíní, jejichž elektrická manifestace je tímto komplexem překryta. Poslední fází je depolarizace komor ta probíhá z vnější strany ke straně vnitřní a dává vznik vlně T. Záznam srdečních potenciálů je zobrazen na obrázku 3. [4]

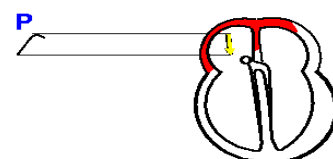


Obr.3:Průběh EKG křivky

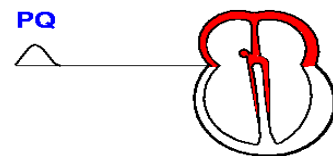
3.2 Podrobnější zobrazení vzniku EKG křivky z pohledu fyziologie srdce

Na křivce rozeznáváme vlny P a T (vlny představují zaoblené výchylky s nižší amplitudou) a kmity Q, R a S (úzké hrotové výchylky). Vzdálenosti mezi vlnami a kmity se nazývají úseky a úseky společně s vlnami tvoří intervaly.

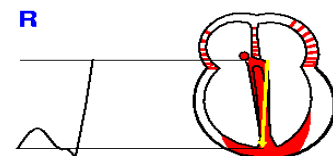
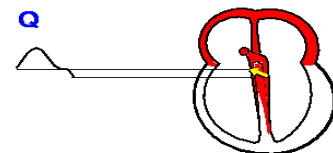
Vlna P –vzruch přichází ze sinoatriálního uzlu a vlna depolarizace rozšíří svalovinu předsíně. Amplituda je malá úzká stěna předsíní obsahuje málo svaloviny.



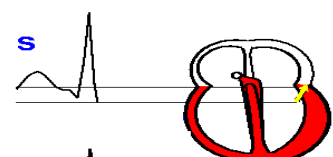
Úsek PQ- když dospěje vlna depolarizace do atrioventrikulárního uzlu, dojde ke zbrzdění jejího dalšího postupu (pomalý přesun je podráždění z předsíně na komory je dán strukturou atrioventrikulárního uzlu, který vede vzruch nejpomaleji s celého myokardu).



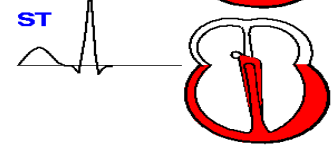
Komplex QRS - po zdržení v uzlu přechází vzruch Hisovým svazkem a Tawarovými raménky na myokard mezikomorového septa a vyvolá jeho depolarizaci ve směru od levé komory k pravé. V I. a II. svodu se píše kmit Q, ve III. svodu pak pozitivní R kmit. Vzruch mezitím postupuje dále po převodním systému a vyvolává depolarizaci myokardu v oblasti srdečního hrotu. Ve všech třech bipolárních svodech se píše pozitivní kmit R. Vlna depolarizace pokračuje po svalovině komor. Jeho směr je dán především depolarizací myokardu mohutnější levé komory.



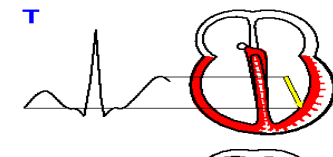
Úsek ST- když se rozšíří depolarizace po celé svalovině komor je po krátkou dobu elektrická aktivita srdce nulová (srdeční vlákna komor jsou ve fázi plató, mají tedy stejný elektrický náboj a nikde netečou žádné elektrické proudy).



Vlna T –na fázi plato navazuje depolarizace komorového myokardu, která na rozdíl od depolarizace probíhá od epikardu k endokardu. Protože však je depolarizace děj elektricky opačný oproti depolarizaci má sumační vektor směr od endokardu k epikardu stejně jako při depolarizaci. Na EKG záznamu se během depolarizace komor píše vlna T.



Vlna U – za vlnou T následuje někdy tzv.vlna U, což je plochá vlna ne zcela jasněmu původu. Nejspíš je způsobena repolarizací Purkyňových vláken, která mají nápadně delší fázi plató ve srovnání s okolním myokardem. Tato vlna není na obrázku uvedena.



[4]

Obr.4: Poloha sumačního vektoru

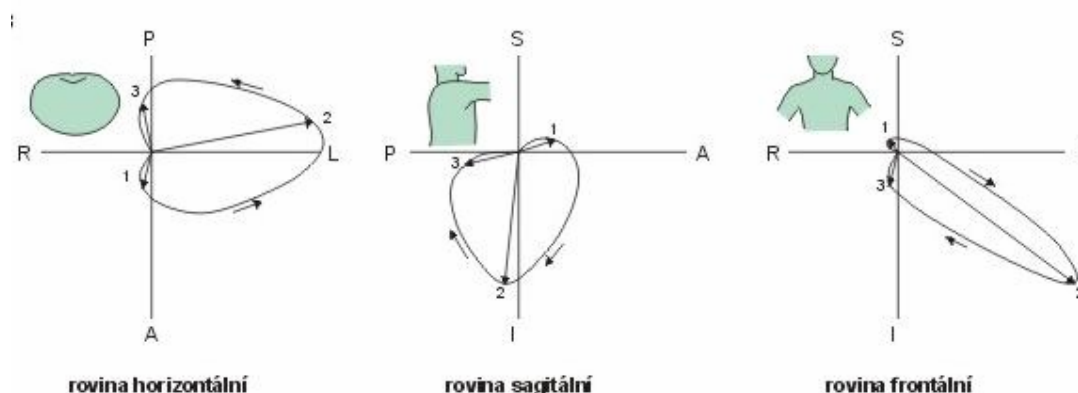
4 Elektrokardiografické svodové systémy

Pokud chceme získat co nejlepší a nejužitečnější informace o elektrických projevech srdce musíme definovat způsob rozmístění a snímacích elektrod a odvozený výpočet jednotlivých elektrokardiografických signálů. V dnešní době se v elektrokardiografii nejvíce používají dva typy svodových systémů

- ortogonální svodový systém
- standardní 12 svodový systém

4.1 Ortogonální svodový systém

Snímání signálů EKG pomocí ortogonálních svodů není u nás příliš rozšířeno, proto se mu budeme věnovat jen okrajově. Ortogonální systém umožňuje vytvoření celeprostorového vjemu. Poskytují obraz nepřetržitého vektoru ve třech na sebe kolmých rovinách: frontální (rovinu xy), horizontální (rovinu xz) a sagitální (rovinu yz). Elektrody pro snímání ortogonálních svodů se umísťují odlišně od klasického EKG. Záznam srdečních vektorů lze provádět buď skalárně, tj. jako kmity EKG, nebo plošně. Při skalárním zobrazení dostaneme 3 svody X, Y a Z. Při plošném zobrazení dostáváme vektorové smyčky, jež tvoří podstatu vektokardiografie. Na rozdíl od skalárního zobrazení při EKG lze pomocí vektokardiografie získat planární zobrazení velikosti a směru jednotlivých vektorů. Zobrazením ve frontální horizontální a sagitální rovině tak získáme i prostorovou orientaci.



Obr.5: Zobrazení vektokardiografické smyčky v horizontální, sagitální a frontální rovině

Nejvíce rozšířenou ortogonální metodou v elektrokardiografii je systém Frankův, dále se setkáváme s *axiálním systémem Mc Fee*, a *Schmidtovým systémem SVEC III*.

4.1.1 Frankův systém

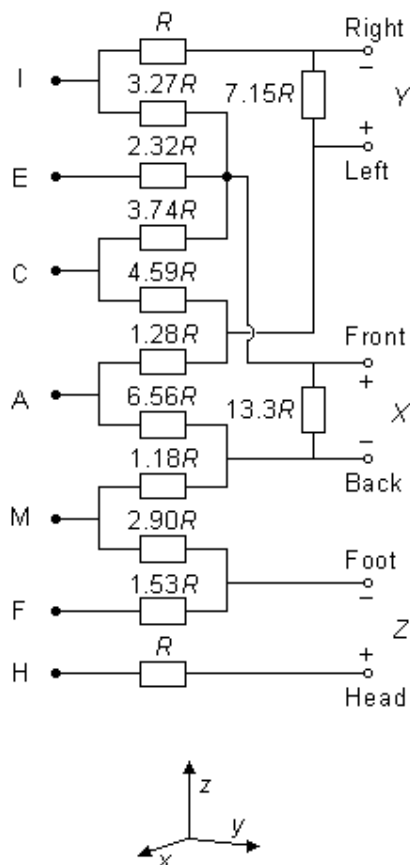
Je založen na využití několika elektrod k vytvoření jednoho svodu. Jednotlivé napětí z elektrod umístěných na těle pacienta jsou převedena na odporovou síť, ze které jsou odvozeny signály svodů U_x, U_y, U_z . Umístění jeho elektrod a jejich zapojení je na obrázku 6b. Ze tří ortogonálních svodů je jen jeden tvořen běžným způsobem (snímáním rozdílu potenciálu krku a bránice). Každý z obou horizontálních signálů je tvořen napětími měřenými

na elektrodách umístěných podél horizontálního obvodu hrudníku. Podíly potenciálů jednotlivých elektrod na celkovém napětí svodu byly určeny empiricky měření na elektrolytickém modelu hrudníku. Zatímco u standardního svodového systému je zvykem zobrazovat dynamiku svodových napětí výhradně v čase, v případě ortogonálních svodů je dáována přednost zobrazení společných průmětů svodových napětí do jednotlivých tělesných rovin - frontální, horizontální a sagitální. V této formě zobrazení se sice primárně ztrácí časová závislost, geometrická názornost však tento handicap potlačuje. Ve Frankově systému pro signály svodů UX , UY a UZ platí vztahy.

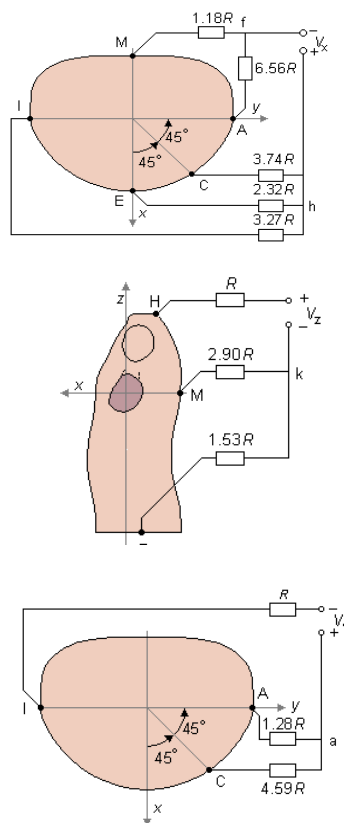
$$\begin{aligned} U_x &= 0,133 \cdot A + 0,736 \cdot M - 0,264 \cdot I - 0,374 \cdot E - 0,231 \cdot C \\ U_y &= 0,610 \cdot A + 0,171 \cdot C - 0,781 \cdot I \\ U_z &= 0,655 \cdot F + 0,345 \cdot M - 1,000 \cdot H \end{aligned} \quad (1)$$

Kde A , C , E , F , H , I a M jsou potenciály na příslušných svorkách.

a)



b)



Obr.6:a)Zapojení odporové sítě. b) Rozmístění elektrod Frankova systému.

4.2 Dvanácti svodový standardní snímací systém

Je to nejužívanější systém pro snímání EKG signálů. Tento systém je založen na snímání napětí mezi různými místy. Systém se skládá dvanácti elektrokardiografických svodů, které snímají signál ze čtyř končetinových a šesti hrudních elektrod. Ty to svody můžeme rozdělit do tří skupin.

- bipolární svody končetinové – I, II, III
- unipolární svody končetinové – aV_R , aV_L , aV_F ,
- unipolární svody hrudní – V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 , V_6 .

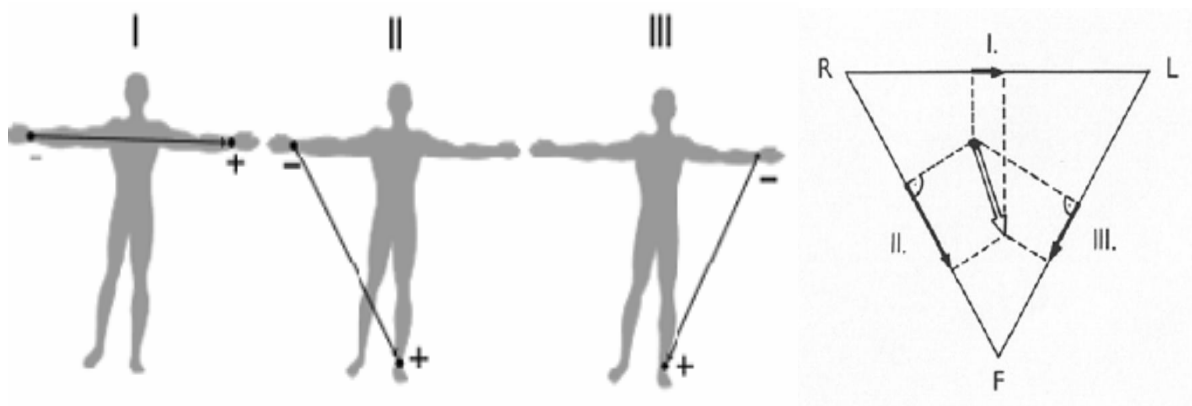
4.2.1 Bipolární svody končetinové podle Einthovena

Někdy se označují také jako standardní svody. Jsou nejstarší používané svody v elektrokardiografii. Jsou s nimi velké zkušenosti a nelze je pro běžnou praxi zcela odmítnout. Při bipolárním zapojení měříme rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Svody se označují římskými číslicemi I, II, III.

Svod I – spojuje pravou ruku a levou ruku.

Svod II – spojuje pravou ruku a levou nohu.

Svod III – spojuje levou ruku a levou nohu.



Obr.7:Bipolární končetinové svody

Pokud si označíme snímané potenciály končetinových elektrod jako V (pravá ruka nad zápěstím) V (levá ruka nad zápěstím) V (levá noha v dolní holení části nad kotníkem) jsou bipolární končetinové svody definovány takto .

$$U_I = V_{LA} - V_{RA} \quad (2)$$

$$U_{II} = V_{FL} - V_{RA}$$

$$U_{III} = V_{FL} - V_{LA}$$

Poloha elektrod je záměrně volena na místech kde je minimum svalové hmoty z důvodu minimalizování rušivých vlivů myopotenciálových artefaktů, toto umístění přináší výhodu i pacientovi v pohodlnějším měření EKG.

4.2.2 Unipolární končetinové svody

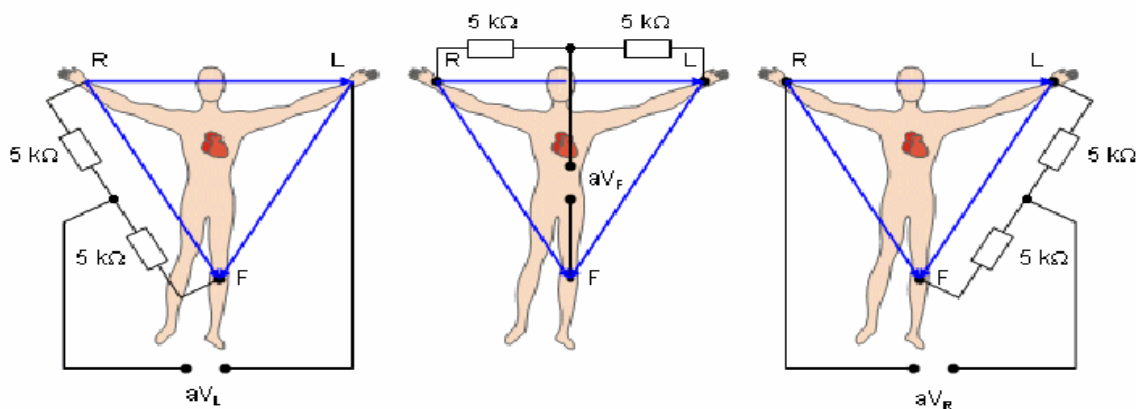
Ve třicátých letech dvacátého století zavedl F. N. Wilson unipolární záznam. Zapojení mělo ale nevýhodu malých výkyvů měřených hodnot, a proto se začali používat zvětšené unipolární svody podle Goldbergera (aV_R , aV_L , aV_F) písmeno „a“ znamená augmentovaný, tj. zesílený. Každý ze svodů je počítán z potenciálů tří končetinových elektrod - průměru potenciálů dvou elektrod vůči „protější“ třetí elektrodě. Šipky vektorů vycházejí ze středů protilehlých stran, nejsou to tudíž těžnice ale výšky trojúhelníka. Jejich směr je stejný, ale jejich délky a tím pádem i velikost získaného signálu, jsou o polovinu vyšší, proto se označují písmenkem 'a' jakožto 'augmentované'.

Pro napětí na svodech platí tedy vztahy :

$$\begin{aligned} U_{aVR} &= V_R - \frac{V_L - V_F}{2} \\ U_{aVL} &= V_L - \frac{V_R - V_F}{2} \\ U_{aVF} &= V_F - \frac{V_R - V_L}{2} \end{aligned} \quad (3)$$

Symbols R, F a L jsou převzaty s anglického jazyka a značí :

R(right) - pravou horní končetinu
L(left) - levou horní končetinu
F(foot) - levou dolní končetinu

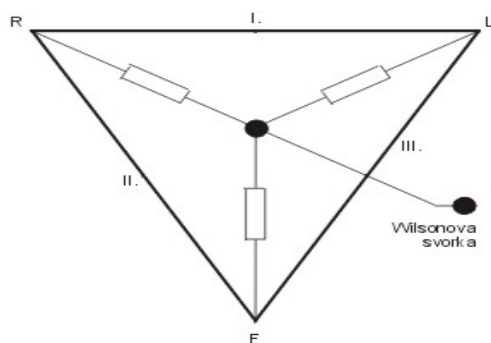


Obr.8: Unipolární končetinové svody

4.2.3 Unipolární hrudní svody

Tyto svody jsou umístěny co nejblíže kolem jednotlivých částí srdce. Byly zavedeny do elektrokardiografie na základě předpokladu, že potenciály v různých místech hrudníku jsou nejvíce ovlivňovány nejbližší částí srdce.

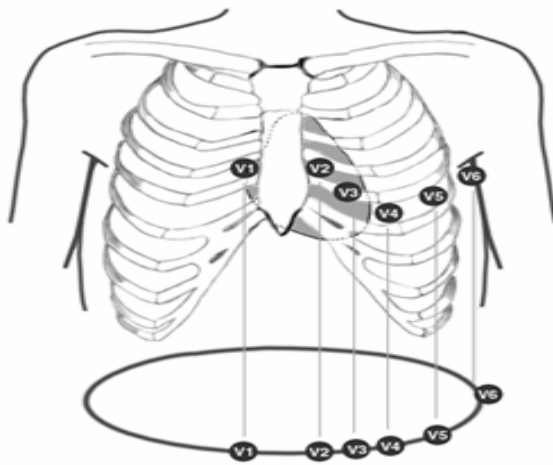
Zatímco končetinové svody zobrazují elektrickou aktivitu srdce do frontální projekce, unipolární hrudní svody sledují elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině. Referenční elektroda je v tomto případě vytvořena pomocí tzv. Wilsonova svorky, která je vytvořena spojením tří končetinových svodů pomocí odporů.



Obr.9: Zapojení Wilsonovy svorky

Aktivní elektroda je umístěna na jednom ze šesti míst na hrudním koši (Obrázek.7). Svody se označují V1 až V6.

V1 hrudní svod	4. mezižebří vpravo od hrudní kosti
V2 hrudní svod	4. mezižebří vlevo od hrudní kosti
V3 hrudní svod	mezi V2 a V4
V4 hrudní svod	5. mezižebří v medioklavikulární čáře (s tříd klíčku)
V5 hrudní svod	5. mezižebří v přední axilární čáře
V6 hrudní svod	5. mezižebří ve střední axilární čáře



Obr.10: Unipolární hrudníkové svody

Pro unipolární hrudní svody platí

$$U_{V1} = V_1 - W \quad (4)$$

$$U_{V2} = V_2 - W$$

$$U_{V3} = V_3 - W$$

.....

$$U_{V6} = V_6 - W$$

kde V_1 až V_6 jsou potenciály naměřené hrudními elektrodami a W je potenciál na wilsonově svorce.

4.3 Elektrody

Elektrody nám slouží k vytvoření vodivého spojení mezi měřicím zařízením a vyšetřovaným pacientem. Elektrody při snímání biologických signálů přicházejí do bezprostředního kontaktu s tělem pacienta a proto musí jejich materiál i konstrukce podléhat přísným požadavkům zdravotní nezávadnosti, aby nemohli ohrozit zdravotní stav pacienta.

Nejpoužívanější elektrodou pro snímání EKG v ambulantní elektrokardiografii je plošná kovová elektroda. Jedná se polarizovatelnou elektrodu. Po nanesení fyziologického roztoku na povrch elektrody se na elektrodě vytvoří stejnosměrný polarizační potenciál, jehož hodnota se pohybuje v řádech desítek až stovek milivoltů. Nevýhodou této elektrody je, že pokud dojde k pohybu elektrody oproti kůži, nastane značné kolísání polarizačního napětí a tím ke vzniku významných rušivých pohybových artefaktů v měřeném signálu. Tento nedostatek do jisté míry odstraňují plošně nepolarizovatelné elektrody, které se nejčastěji vyrábějí ze stříbra s konstantní vrstvou sintrovaného chloridu stříbra (AgCl). Potenciálový rozdíl dvou takovýchto elektrod je jen několik milivoltů a je velmi stabilní. Dále se používají plovoucí nepolarizované elektrody, které jsou založeny na principu Ag/AgCl . Navíc jsou opatřeny komůrkou vyplněnou EKG pastou, která umožňuje snadný přechod potenciálu mezi kůží a kovem.



Obr.11: Příklad provedení plovoucí nepolarizovatelné elektrody

5 Rušení signálu EKG

Změřený signál EKG je do jisté míry degradován díky různým druhům rušení. Rušivé signály přítomné v signálu EKG můžeme z hlediska šířky frekvenčního pásma rozdělit na úzkopásmové a širokopásmové.

5.1 Úzkopásmové rušení

Kolísáním izoelektrické linie vzniká nejčastěji na rozhraní elektroda -pokožka, kde je způsobena vlivem pomalých elektrochemických dějů. Má náhodný charakter či trvalý nárůst frekvence rušení je do 0,8Hz. Dále může být kolísání způsobeno dýcháním pacienta. Rušení má repetiční charakter a jeho frekvence je opět menší než 0,8Hz. Kolísání linie můžeme zaznamenat i při pomalých pohybech pacienta, kde dosahuje maximálního kmitočtu do 1,5Hz. Většinou mají náhodný charakter, ale mohou mít i pravidelný repetiční průběh, který vznikne při pravidelných pohybech pacienta nejčastěji při měření zátěžového EKG.

Sít'ové rušení vzniká jako důsledek indukce napětí ze silových elektrických rozvodů na území ČR se jedna o kmitočet 50Hz(60Hz).

5.2 Širokopásmové

Myopotenciály s tímto druhem rušení je zejména nutné počítat při zátěžových testech. Jde o signály generované aktivitou kosterních svalů při spontánních pohybech, při vyšetření nebo při cíleně vyvolané svalové činnosti. Signály mají víceméně náhodný charakter. Jejich frekvenční pásmo zasahuje od asi 20Hz do několika KHz

Rychlé (skokové) změny izoelektrické linie jsou vyvolány špatným kontaktem snímací elektrody s pokožkou při pohybech pacienta. Časté jsou při zátěžovém EKG u kojenců nebo u zvířat. Frekvenčně zasahuje zdola do spektra signálu EKG do 15 Hz, ojediněle i do kmitočtu 20 Hz.

Impulsní rušení je vyvoláno technickými artefakty v blízkosti silových elektrických rozvodů či zařízení nebo indukováním komunikačních signálů. Může jít například o jiné lékařské přístroje či zařízení, elektromotory, aj. Rušení tohoto typu většinou nejde účinně odstranit. Při detekci takového typu rušení nelze než prohlásit kvalitu signálu za nedostatečnou pro další analýzu.

6 Filtrace rušení signálů EKG

Odstranění rušivých složek se signálu EKG je velmi problematické z důvodu, že jakýkoliv algoritmus, který budeme aplikovat na zkeslený signál, nepotlačí jen nežádoucí šum, ale zdeformuje i tvar signálu EKG. Protože tvar elektrokardiogramu nese diagnostickou informaci nemůžeme si dovolit, aby zkeslení překročilo určitou přípustnou mez. Z tohoto důvodu se k samotné filtraci signálu přikláníme jen v nezbytně nutných případech a za použití nejpřesnějších filtrů. Jako nejjednodušší cesta se jeví zajistit zpracování nerušeného signálu, tudíž za pomoci podmínek snímání vůbec ne dopustit zkeslení signálů EKG. Omezit pohyby snímaných vodičů a zajistit co nejmenší rozměry indukčních smyček a řádné uzemnění elektrokardiografu. Protože způsoby analýzy a zpracování signálů EKG jsou velmi rozmanité jen velmi těžce můžeme definovat přípustné zkeslení.

6.1 Filtrace pomalého kolísání izoelektrické linie

K odstranění tohoto typu rušení je vhodné použít filtr typu *horní propust*, který nebude zavádět fázové zkeslení, tj. *filtr s lineární fázovou charakteristikou*. Jeho mezní frekvence bude dána nejnižší kmitočtovou složkou spektra signálu EKG. Z toho plyne, že filtr nemusí mít pevně stanovenou mezní frekvenci. Tato variabilita umožňuje v praxi dosažení lepších výsledků filtrace v těch situacích, kdy se frekvence srdeční činnosti zvyšuje. Zpravidla nejčastěji nastává při zátěžových testech, kdy se významně zvětšuje zastoupení složek nízkofrekvenčního šumu. Při návrhu filtru musíme striktně dodržet útlum v propustném směru, který by měl být menší než -0,5dB.

Takto definovaný filtr můžeme realizovat pomocí několika různých způsobů. Vzhledem k tomu že zpracování EKG patří k výpočetně náročnějším, snažíme se filtr realizovat co nejjednodušší, ale ne na úkor požadované kvality filtrace. V praxi se nejčastěji používají Lynnovy filtry, adaptivní filtry, splajn a další.

6.2 Filtrace myopotenciálů

Filtrace myopoenciálů je velmi problematická, protože potenciály svalů zasahují shora až ke kmitočtu 20 Hz, což způsobuje, že se frekvence myopenciálu přímo prolínají s užitečným signálem EKG. Pokud bychom tedy navrhli filtr, který odstraňuje požadované frekvenční pásmo rušení zcela zřetelně by zdeformoval i užitečný signál. Použití takového filtru je jen kompromisem, který se ve většině případů v praxi se ukazuje jako špatný. Proto se v dnešní době používá v případech, kdy se dá očekávat vysoké rušení myopotenciálů (zátěžové testy EKG). Alternativní přístupy, které jsou založeny na kumulačních technikách nebo na rozkladu signálu pomocí vlnkové transformace.

Kumulační metody jsou založeny na zprůměrování jednoho srdečního cyklu z několika srdečních cyklů jdoucích po sobě. Čím více cyklů budeme průměrovat, tím dosáhneme lepších výsledků. Základním problémem je nalezení referenčních synchronizačních bodů, které umožňují vzájemnou synchronizaci jednotlivých cyklů. K tomuto účelu se používají detektory QRS komplexů.

6.3 Filtrace síťového rušení

Síťový brum je přítomen více či méně ve všech záznamech signálu EKG. Na druhou stranu není pro elektrokardiografické přístroje norma, která by připouštěla možnost filtrace tohoto rušení. Jde tedy velmi pracně a obtížně odhadnout vliv na signál EKG v časové oblasti. Proto se ve většině přístrojů pro zpracování záznamu EKG zobrazuje s signál s filtrací síťového brumu nebo bez něj a je jen na obsluhu přístroje, které zobrazení zvolí. Nejčastěji se k odstranění síťového rušení používá pásmová zadrž se střední frekvencí 50Hz(60Hz) se zadržovaným pásmem $\pm 3\text{Hz}$, které dostatečně ošetří kolísání síťového kmitočtu.

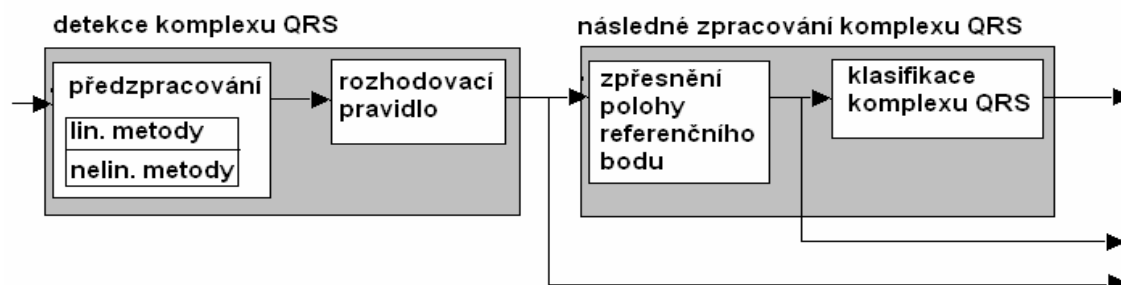
7 Detekce QRS komplexu

Komplex QRS je obecně nejvýraznějším útvarem v průběhu EKG. Jeho detekce je základní procedurou jakékoliv počítačové analýzy signálu EKG. Na její přesnosti většinou závisí i kvalita celkových výsledků zpracování.

Cílem detekce QRS je stanovit určité referenční body v signálu EKG, které se dále využijí v algoritmech analýzy EKG. Polohu jednotlivých bodů lze dalším zpracováním ještě více zpřesnit, což vede ke kvalitnějším výsledkům.

Samotná detekce QRS je ovlivněna řadou rušivých faktorů. Detektory se musí vypořádat s kolísáním izoelektrické linie, myopotenciály a síťovým rušením. Kromě těchto problémů je nutné, aby se detektory vyrovnaly i s přítomností vysokých a strmých vln T nebo P. Je nutné při vlastním návrhu algoritmů počítat s jednotlivými rušivými elementy a snažit se co nejvíce potlačit jejich vliv na detektory pomocí vhodného předzpracování signálů. Jednotlivé rušivé faktory se projevují v závislosti na druhu vyšetření klidové EKG, zátěžové EKG, analýza dlouhodobého záznamu atd. Z toho plynou možné rozdíly mezi algoritmy. Jinak řečeno algoritmy, které budou detekovat bezchybně komplex QRS při měření klidového EKG mohou pracovat při detekci zátěžového EKG se značnou chybou.

I přes vzájemné rozdíly lze obecně popsat QRS detektoru pomocí blokového schématu znázorněného na obrázku 12. Činnost detektoru lze rozdělit na dvě části, Předzpracování signálů a na rozhodovací část, na které přímo navazují bloky pro zpřesnění polohy referenčního bodu, stanovení jeho začátku a konce popřípadě klasifikace, které již s vlastním rozhodnutím kde se QRS komplex v signálu nachází nesouvisí, ale mají za úkol upřesnit rozhodnutí vlastního detektoru.



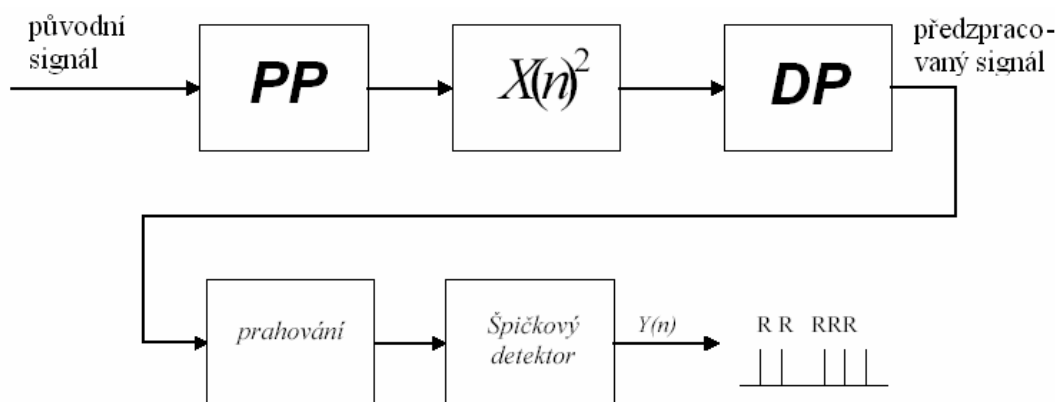
Obr.12:Princip činnosti QRS detektoru

Úkolem bloku předzpracování je co nejvíce zvýraznit v signálu komplex QRS a potlačit ostatní složky. Nejčastěji se používají různé druhy filtrů. Používá jak lineárních tak nelineárních algoritmů, jejichž činnost se může navzájem prolínat a doplňovat. Protože většina energie komplexu QRS se nachází přibližně ve frekvenčním pásmu od 5 do 30Hz s tím, že funkce spektrální hustoty energie dosahuje maxima v intervalu od 5 do 20 Hz. Protože v intervalu od 5 do 20Hz je rušení signálu EKG minimální dá se očekávat, že nejvhodnější pro zvýraznění komplexu QRS bude použití pásmové propusti jejíž mezní hodnoty frekvence budou orientačně odpovídat uvedeným hodnotám. Další vhodná metoda, kterou lze dosáhnout kvalitního předzpracování je rozklad vstupního signálu pomocí diskrétní vlnkové transformace.

Rozhodovací pravidla jsou principiálně založena na porovnávání signálů na výstupu bloku předzpracování a s určitou prahovou hodnotou. Pro zpracování krátkodobých záznamů se zpravidla používá práh neměnný. V technické praxi se prahová hodnota nastavuje přibližně na 1/3 hodnoty maxima předzpracovaného signálu. Proměnný práh se používá pro zpracování dlouhodobých záznamů nebo při kontinuálním monitorování srdečního rytmu. Tento práh průběžně reaguje na změny maximálních hodnot předzpracovaného signálu a automaticky upravuje svoji velikost.

7.1 Metoda na principu filtrace

Tato metoda je jedna z nejpoužívanějších pro svou jednoduchost, rychlost zpracování a dostatečnou přesnost detekce. Základní blokové schéma je uvedeno na obrázku 13.



Obr.13: Blokové schéma detektoru QRS

Pokud bychom měli k dispozici spektrum signálu EKG zjistíme, že v pásmu od 14Hz do 25Hz se vyskytují nejvýznamnější spektrální složky QRS komplexu. Je nasnadě při detekci ostatní kmitočty potlačit i na úkor z deformování signálu. K tomu to účelu se nejčastěji používá pásmová propust s mezními kmitočty 14Hz a 25Hz. Abychom signál ještě více zdůraznily je za tímto blokem umístěn blok pro výpočet kvadrátu. Ten to blok nám signál nejen zdůrazní, ale převede i všechny hodnoty do kladné poloroviny. Následujícím blokem je dolní propust s mezním kmitočtem 20 Hz, která nám ještě více zdůrazní špičky signálu R.

Takto předzpracovaný signál nám vstupuje do bloku prahování, kde dochází k rozhodování, zda se v signálu objevil komplex QRS. Rozhodovací pravidlo ve většině případech využívá adaptivního prahu.

Špičkový detektor má za úkol najít v daném signálu maxima. Základní část může být tvořena pomocí podmínky :

$$x(i-1) < x(i) > x(i+1) \quad (5)$$

kde $x(i)$ je i -tý vzorek signálu. Tato podmínka je však nedostačující dochází k falešně pozitivní detekci špiček v signálu. Proto se detektory doplňují o další kritéria např. pokud jsou dva extrémy od sebe vzdáleny méně než přípustnou vzdálenost daná frekvencí srdečního tepu vyloučí se druhý extrém bez ohledu na jeho velikost.

7.2 Metoda AMCD (average magnitude cross-difference)

Metoda je založena na principu porovnávání jednotlivých úseků průběhů EKG se vzorkem QRS. Základním problémem je tedy jak získat vlastní vzorek QRS komplexu v signálu. Jednou z nejzákladnějších metod je možnost v krátkém intervalu detekovat QRS komplexy v signálu a jejich hodnoty zprůměrnovat a zjistit základní hodnotu pro porovnávání

Poté metoda počítá rozdíl mezi odpovídajícími EKG vzorky a QRS vzorky a sčítá absolutní hodnoty těchto rozdílů.

$$y(i) = \sum_{k=0}^{N-1} [x_t(k) - x_t - [x(k+i) - x_i]] \quad (6)$$

$$i = 0, 1, \dots$$

$x_t(k)$ vzorky QRS

$x(k+i)$...vzorky signálu EKG,

Ndélka QRS,

i index úseku EKG,

x_t průměrná hodnota QRS

x_i je průměrná hodnota i -tého bloku dat v signálu EKG.

Průměrné hodnoty x_t a x_i se určí ze vztahů (7) a (8)

$$y(i) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x_t(k) \quad (7)$$

$$x_i = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x(k+i) \quad (8)$$

Pokud jsou si úsek EKG signálu a QRS vzor podobné, hodnota $y(i)$ je minimální.

[7]

7.3 Matched filtering

Obvykle se používá k detekci (obnovení) času ve velmi rušeném signálu. Hlavním předpokladem této metody je, že signál je časově omezen a má známý tvar. Problém potom je určit čas výskytu. Impuls odpovídající digitálnímu matched filtru $h(k)$ je časově opačná reprodukce signálu, který budeme detekovat. V našem případě koeficienty matched filtru jsou dány vztahem:

$$h(k) = x_t(N - k - 1), k=0, 1, \dots, N-1 \quad (9)$$

, $x_t(k)$... předem stanovený vzor QRS komplexu.

Samotný Matched filtr může být potom filtr FIR s obvykle příčnou strukturou popsáný vztahem

$$y(i) = \sum_{k=0}^{N-1} [h(k)x(i-k)] = \sum_{k=0}^{N-1} x_t(N-k-1)x(i-k) \quad (10)$$

$h(k)$matched filter koeficienty,

$x(i)$... vzorky EKG signálu,

N délka filtru a

i index příslušného úseku EKG signálu

[7]

8 Měření EKG pomocí systému BIOPAC

8.1 Počítačový měřicí systém BIOPAC

Tento systém umožňuje rozsáhlé měření na lidském organismu. My se budeme ale pouze zabývat jeho využitím pro měření EKG. Jeho použití si ukážeme na jednoduché lekci, ve které si popíšeme hardware a software nezbytný k měření záznamu EKG pomocí dvanácti svodového snímacího systému.

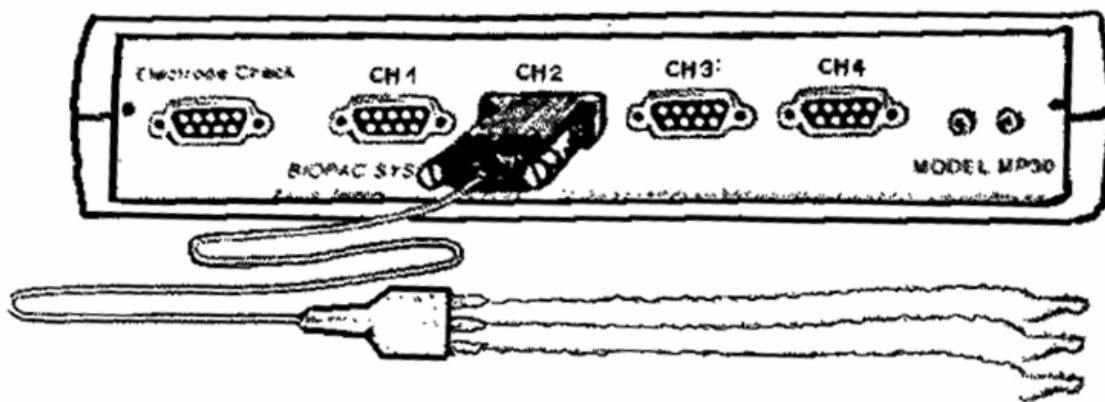
8.2 Měření EKG

8.2.1 Pomůcky nezbytné pro měření pomocí systému BIOPAC

- PC s operačním systémem Windows nebo Macintosh
- BIOPAC Software: BIOPAC Student Lab *PRO*
- BIOPAC jednotka pro snímání údajů
- BIOPAC souprava měřících elektrod
- BIOPAC jednoúčelové elektrody
- Nedráždivý vodivý gel

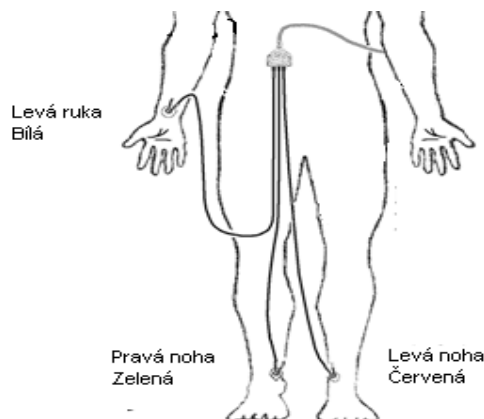
8.2.2 Postup měření :

Zapneme počítač a ujistíme se, že jednotka BIOPAC MP30 je vypnuta (zadní strana spínač ON/OFF). Zapojíme vybavení podle obrázku 14.



Obr.14:Zapojení BIOPAC MP30

Zapneme BIOPAC MP30 pomocí spínače ON/OFF. Umístíme natřené elektrody vodivým gelem na subjekt podle obrázku 15. Pomocí kabelů propojíme BIOPAC MP30 s elektrodami na lidském těle, striktně dbáme na dodržení barvy zapojení viz obrázek 15.



Obr.15:Umístění svodu pro vlastní měření

Spustíme software na hostitelském počítači pomocí ikony BIOPAC STUDENT LAB PRO.Z nabídky vybereme lekci L05, zvolíme jméno a klikneme na OK.Dále provedeme kalibraci. Nejprve zkontrolujeme zda je subjekt v klidu, pokud ano klikneme na tlačítko CALIBRATE (kalibrace). Počkáme než se provede samotná kalibrace . Po ukončení kalibrace zkontrolujeme, zda signál odpovídá předpokladům signálů EKG. Pokud odpovídá předpokladům, klikneme DATA RECORDING (nahrávání dat). Pokud signál neodpovídá předpokladům, zkontrolujeme znovu zapojení a provedeme kalibraci znovu pomocí tlačítka CALIBRATION (kalibrace).

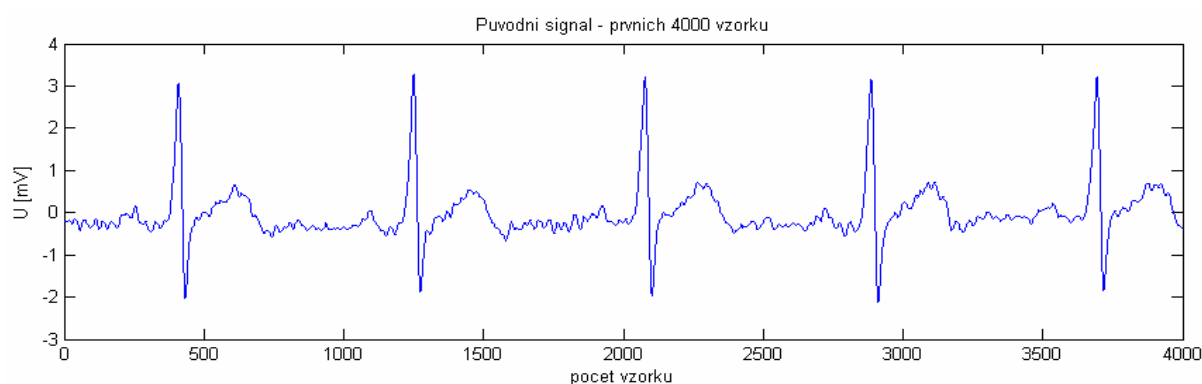
Nyní připravíme subjekt pro nahrávání. Subjekt umístíme na lehátko a musí po dobu měření relaxovat, poté ještě jednou zkontrolujeme umístění a zapojení elektrod na lidském těle. Pak klikneme na tlačítko RECORD(záznam). Signál zaznamenáváme po dobu 20 sekund a pak ukončíme kliknutím na tlačítko SUSPEND(pozastavit). Nyní se subjekt rychle posadí na lehátko a znovu spustíme měření pomocí tlačítka RESUME(pokračovat). Měření bude trvat dalších 20 sekund, ve kterých vykoná subjekt pět hlubokých nádechů. Po uplynutí stanovené doby přeručíme měření pomocí tlačítka SUSPEND(pozastavit). Tuto proceduru s pěti hlubokými nádechy opakujeme ještě jednou po stisknutí RESUME (pokračovat) a zastavíme opět stisknutím tlačítka SUSPEND(pozastavit)Pro další měření je nutné zvýšit srdeční tep zkoumaného subjektu, což provedeme pomocí několika dřepů nebo jiné fyzické aktivity v rámci možností v laboratoři. Poté opět spustíme měření pomocí RESUME (pokračovat)a zaznamenáváme signál po dobu jedné minuty . Ukončíme kliknutím na tlačítko SUSPEND(pozastavit). Dokončíme celé měření pomocí stisknutí tlačítka DONE. Nyní můžeme z měřeného subjektu odstranit elektrody.

9 Zobrazení a zpracování EKG v prostředí MATLAB

Zpracování signálu v prostředí MATLAB je velmi účelné a názorné. Proto budeme pro zpracování našeho biologických signálu využívat jeho možnosti.

9.1 Filtrace EKG signálu

Nyní si předvedeme základní metody filtrace rušení v signálu EKG na datech získaných pomocí systému BIOPAC viz kapitola 8. Na obrázku 16 je zobrazena část původního signálu získaného měřením v laboratoři.

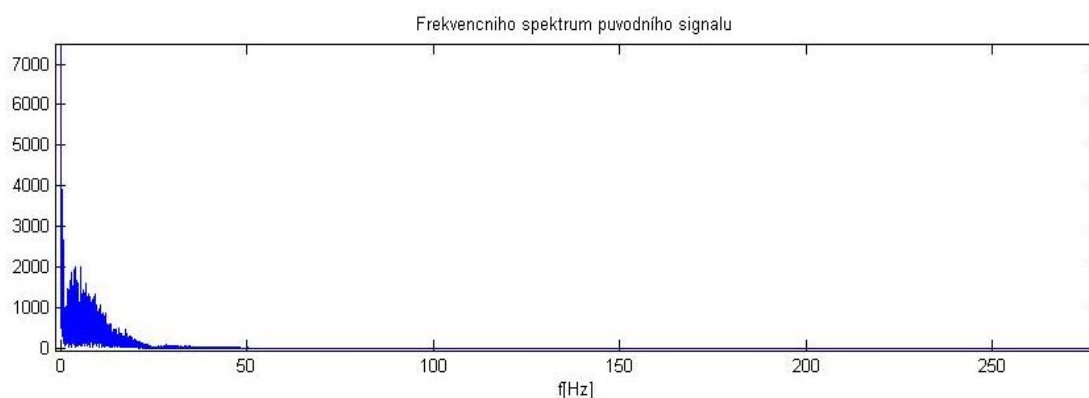


Obr.16: Část původního signálu

Spektrum námi změřeného diskrétního signálu lze obecně získat pomocí diskrétní Fourierovy transformace. Tato transformace je obecně popsána rovnicí (11)

$$DFT\{f_n\} = \left\{ \sum_{n=0}^{N-1} f_n \cdot W^{kn} \right\}, W = e^{-j\frac{2\pi}{N}} \quad (11)$$

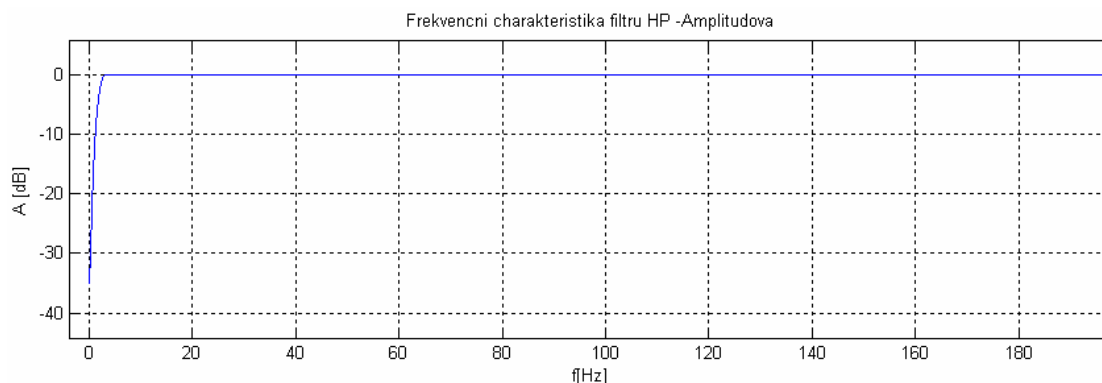
Spektrum signálu EKG získané pomocí DFT je zobrazeno na obrázku 17. Protože je spektrum symetrické podle $f_{VZ}/2$ jen zobrazeno jen po hranici $f_{VZ}/2$. Spektrum signálu v oblasti nízkých kmitočtů není zobrazeno v plné velikosti z důvodu přehlednosti.



Obr.17: Frekvenční spektrum původního signálu

9.1.1 Filtrace pomalého kolísání izoelektrické linie

Z teoretických předpokladů v kapitole 5.1 je patrné že pro filtraci kolísání izoelektrické linie je vhodné použít horní propust s mezním kmitočtem 1,5Hz. Její frekvenční charakteristika je uvedena na obrázku 18.



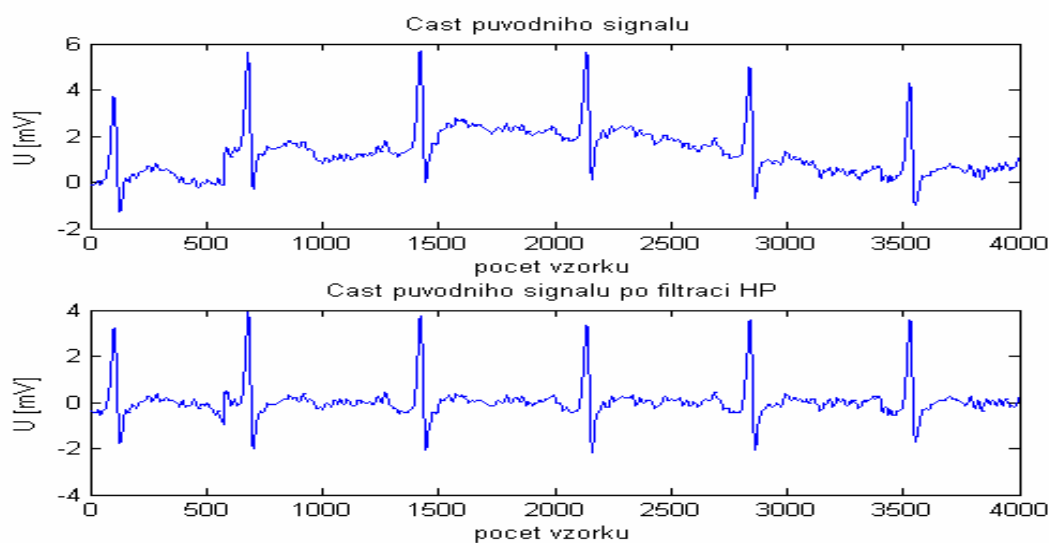
Obr.18: Frekvenční charakteristiky filtru HP zobrazené do hodnoty $f_{vz}/2$

V našem případě je použita HP(horní propust) realizována pomocí filtru FIR s lineární fázovou charakteristikou. Je nutné počítat při realizaci filtrace s tím, že tyto filtry zavádějí zpoždění. Vlivem tohoto zpoždění může dojít ke ztrátě informace na konci průběhu signálu. Zpoždění můžeme obecně vypočítat pomocí vztahu(12) .

$$X = \frac{N - 1}{2} \quad (12)$$

kde N je řád filtru a X je počet vzorku zpoždění . U námi použitého filtru kdy je N=501 je tedy nutné posunout signál o 250 vzorků.

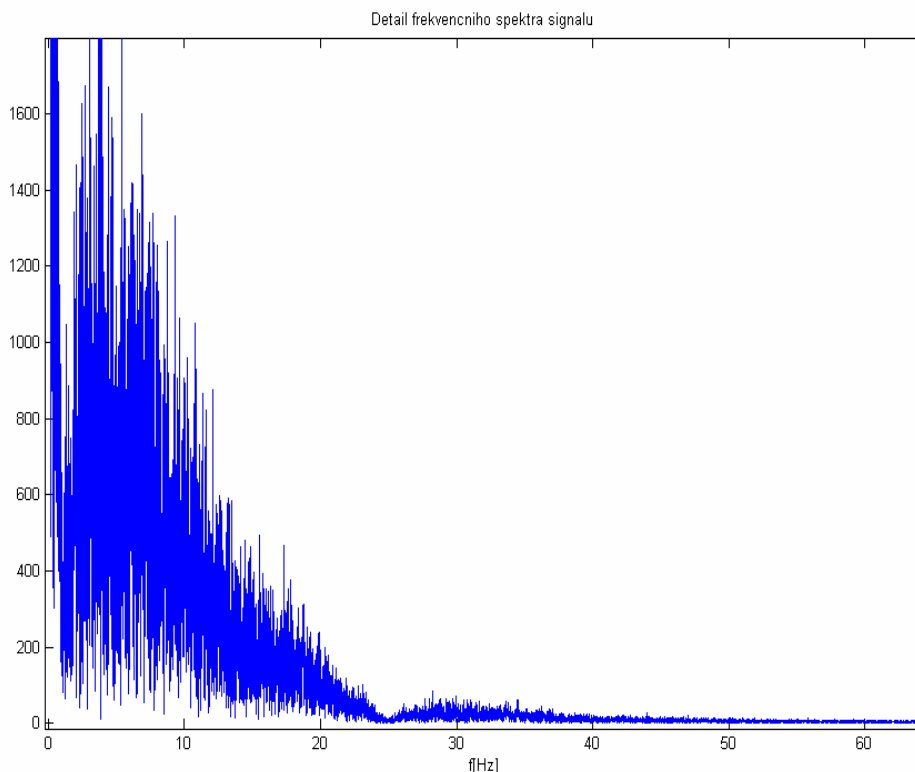
.a



Obr.19: a) Část původního signálu b) Část původního signálu zpracovaného filtrem HP

9.1.2 Filtrace síťového rušení

U tohoto typu rušení je nutné si uvědomit zda je opravdu nutná filtrace síťového kmitočtu. K tomuto účelu nám nejlépe poslouží detail spektra signálu EKG zobrazený na obrázku 20.



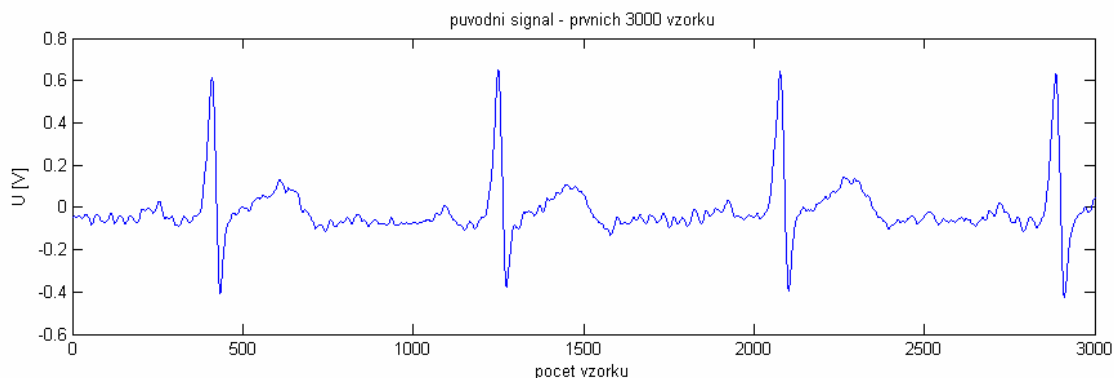
Obr.20:Detail spektra signálu

Z detailu spektra je patrné, že rušení síťovým kmitočtem nenastalo, protože velikosti spektrálních složek kolem síťového kmitočtu 50 Hz jsou minimální. Proto by samotná filtrace byla zbytečná nepřinesla by žádné výrazné zlepšení signálu. Na druhou stranu použití filtru (PZ s mezním kmitočtem 50 Hz) pro odstranění síťového kmitočtu by jen zanedbatelně a minimálně ovlivnila ostatní složky spektra. Použití filtru by ani pozitivně ani negativně neovlivnilo tvar signálu. Pokud nemáme dispozici spektrum signálu můžeme filtr použít bez obavy, že by značně zdeformoval změřený signál.

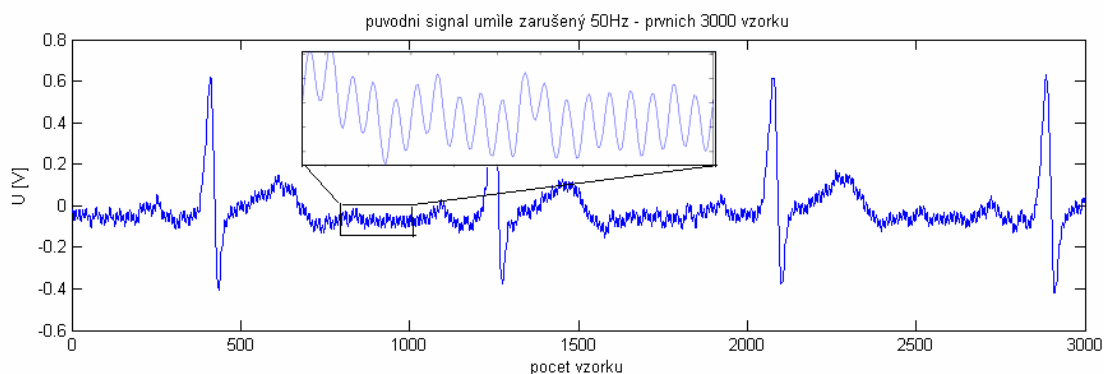
9.1.2.1 Umělé rušení signálu EKG síťovým kmitočtem

Abychom si mohli vyzkoušet odstranění síťového rušení na změřeném signálu, budeme uměle rušit náš signál EKG kmitočtem 50 Hz. Pomocí sinusového průběhu o kmitočtu 50 Hz. Tímto krokem dojde ke značné změně tvaru EKG signálu. Tyto změny jsou zachyceny na

obrázku 21, na kterém je zobrazen původní signál bez rušení sítovým kmitočtem, zatímco na obrázku 22 je zachycen signál s rušením 50Hz. Ve výřezu obrázku 22 je patrné, že došlo k superponování sinusového signálu o kmitočtu 50 Hz na průběh EKG.

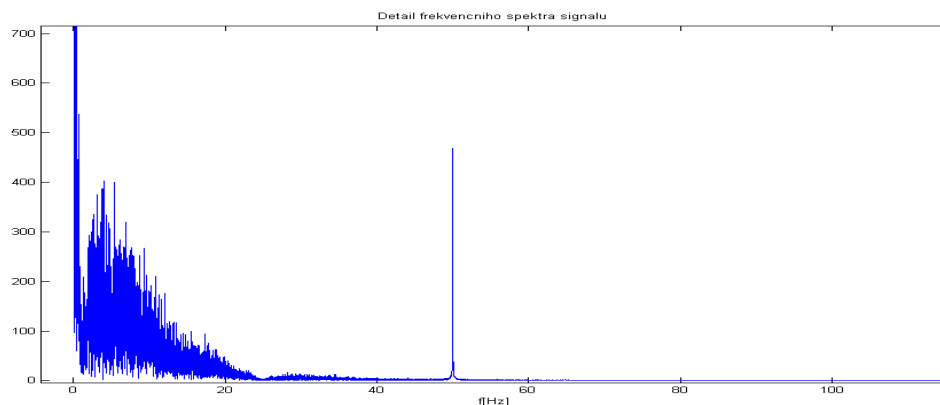


Obr.21:Původní signál EKG



Obr.22:Původní signál EKG uměle rušený sítovým kmitočtem 50Hz

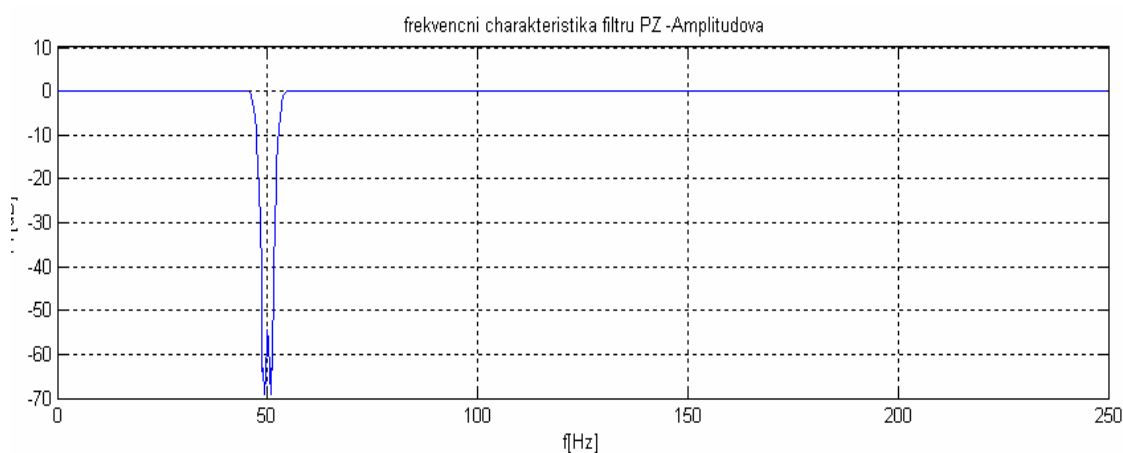
Pokud se zaměříme na detail spektra takto uměle rušeného signálu zobrazeného na obrázku 23 zjistíme, že spektrální čára odpovídající kmitočtu 50Hz prudce vzrostla oproti obrázku 20 ,kde je její hodnota téměř nulová..



Obr.23: Detail frekvencního spektra signálu po rušení m sítovým kmitočtem 50Hz.

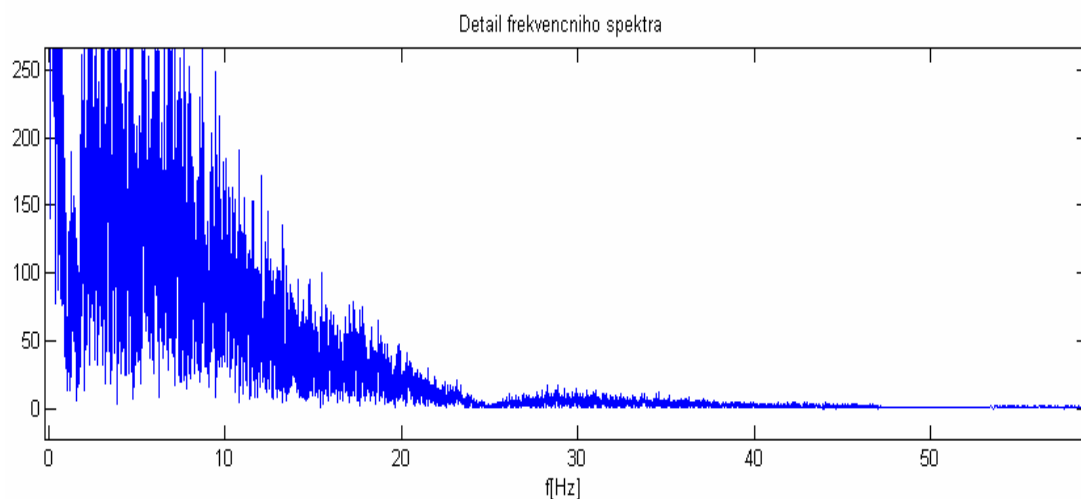
9.1.2.2 Filtrace umělé rušeného signálu EKG síťovým kmitočtem

Z detailu frekvenčního spektra z obrázku 23 je patrné, že k odstranění rušení je nutné použít pásmovou zadrž s mezním kmitočtem 50Hz. V našem případě by bez problému stačila, ale je nutné si uvědomit, že v praxi dochází ke kolísání síťového kmitočtu. Z tohoto důvodu je lepší použít pásmovou zadrž s mezními kmitočty 47Hz a 53Hz tím zaručíme, že filtr bude filtrovat síťové rušení i při značném kolísání síťového kmitočtu. Frekvenční charakteristika filtru je zobrazena na obrázku 24. K filtraci použijeme filtr typu FIR řadu 501 z důvodu lineární fázové charakteristiky. Je nutné tedy počítat se s požděním viz. vzorec 12.

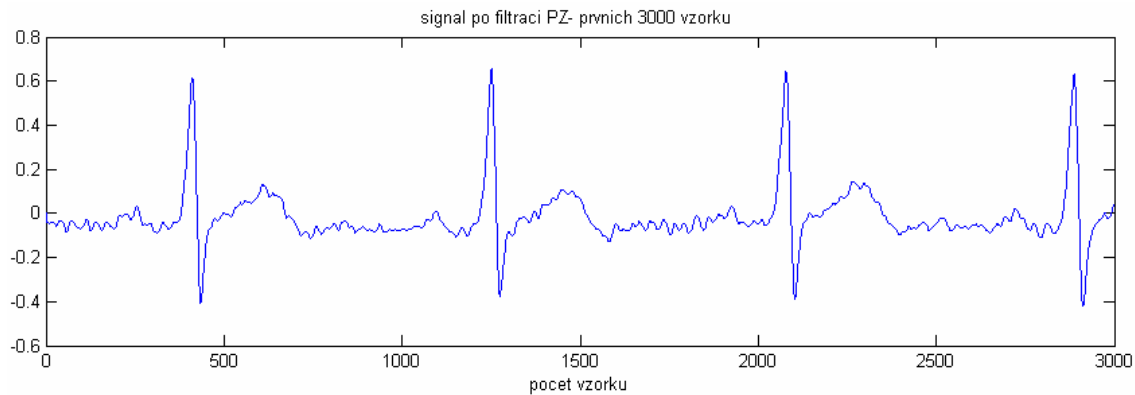


Obr.24: Detail Frekvenční charakteristika filtru PZ -Amplitudová

Pokud použijeme námi navrhnutý filtr na uměle rušený signál EKG, dojde k odstranění nežádoucích složek spektra kolem 50Hz, a tím k samotné filtraci síťového kmitočtu. Na obrázku 25 je zobrazen detail spektra odfiltrovaného signálu, na němž je vidět, že došlo k odstranění spektrálních složek zastupující kmitočty 47Hz-53 Hz. Tvar signálu po filtraci je zobrazen na obrázku 26. Z obrázku je patrné, že nedošlo ke změně tvaru EKG signálu, což je velmi důležité z důvodu, že tvar EKG nese diagnostickou informaci.



Obr.25: Detail frekvenčního spektra signálu po filtraci PZ.



Obr.26: Signál po filtraci PZ

9.1.3 Filtrace myopotenciálů

Z teoretických předpokladů v kapitole 6 je zřejmé, že filtrace pomocí filtrů je velmi složitou metodou, která velmi často deformuje tvar signálu. Proto se budeme zabývat odstraněním rušení pomocí kumulace několika repetitivních signálů EKG. Protože budeme kumulovat signál klidového EKG můžeme použít kumulaci s rovnoměrnými vahami a s pevným oknem. Obecně je ten to typ kumulace popsán rovnicí (13).

$$y(n) = \sum_{k=1}^M \frac{1}{M} X_k(n) \quad (13)$$

$y(n)$...vzorek výstupního signálu

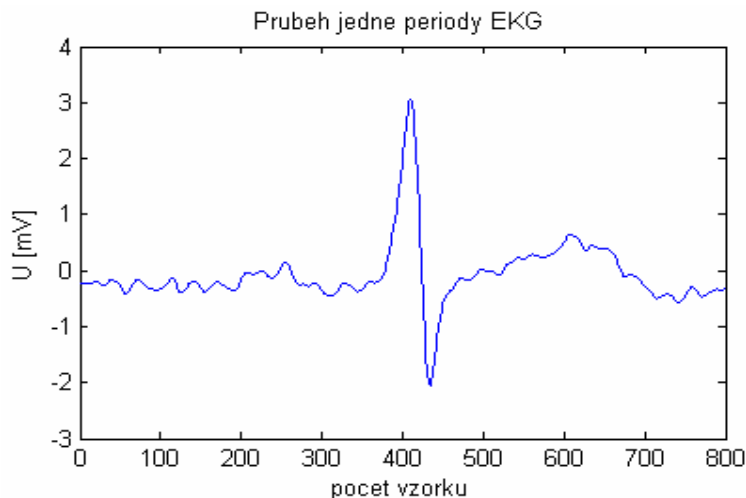
$x_k(n)$..vzorek k-té repetice

Mpočet repetitivních vstupujících do kumulace

Abychom mohli přistoupit k samotné kumulaci musíme zjistit délku jedné repetice, protože nejvýraznějším složkou signálu EKG je komplex QRS. Použijeme k tomuto účelu námi navržený detektor na principu filtrace. Detektor je popsán v kapitole 9.2.1. Detektor vykazuje dobrou úspěšnost z našich tří navržených detektorů QRS a je jeden z nepoužívanějších v praxi a také využijeme jeho přímou detekci vlny R.

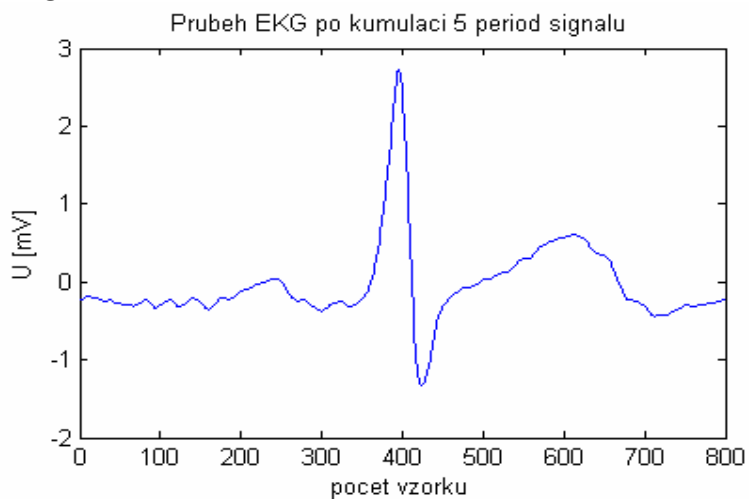
9.1.3.1 Realizace kumulace signálu EKG

Nyní můžeme přistoupit k samotné realizaci kumulace. Na obrázku 27 je znázorněna jedna perioda signálu EKG, která je značně zkreslená rušením myopotenciálů.



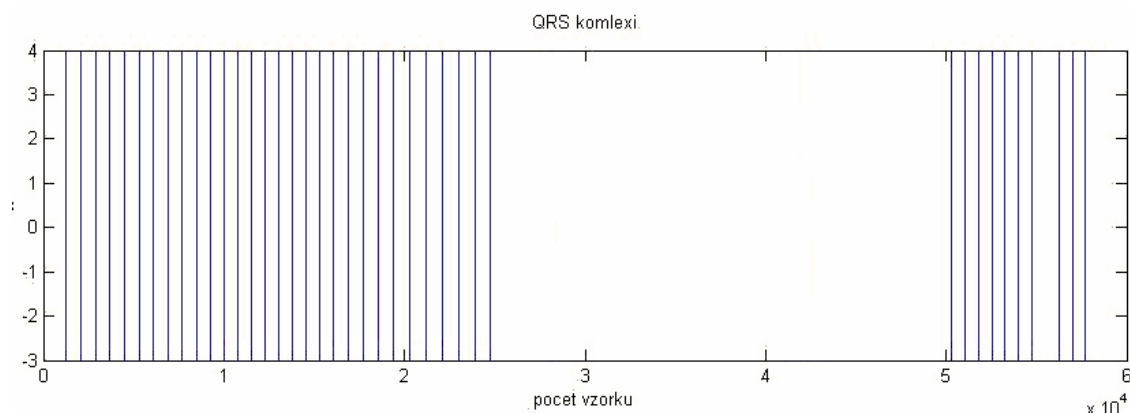
Obr.27: Průběh jedné periody EKG signálu

Protože nejvýraznější částí signálu EKG je právě komplex QRS, použijeme při kumulaci námi navržený detektor QRS. Protože se jedná o klidové EKG je možno použít kumulaci pomocí pevného okna. Algoritmus, který realizuje samotnou kumulaci, pracuje na principu hledání komplexu QRS v signálu. Pokud objeví komplex, vytvoří okno s pevnou délkou, která je od komplexu QRS vzdálená na obě strany o stejný počet vzorků v našem případě 400 na jednu stranu jak je patrné i na obrázku 32. Tímto způsobem dochází ke sčítání množství námi požadovaných period signálu EKG. Po sečtení period je nutné signál vydělit počtem kumulovaných period z důvodu zachování velikosti jednotlivých složek signálu EKG. Výsledky kumulace prvních 5 period signálu jsou zobrazeny na obrázku 28, z něhož je velmi patrné zlepšení tvaru signálu.



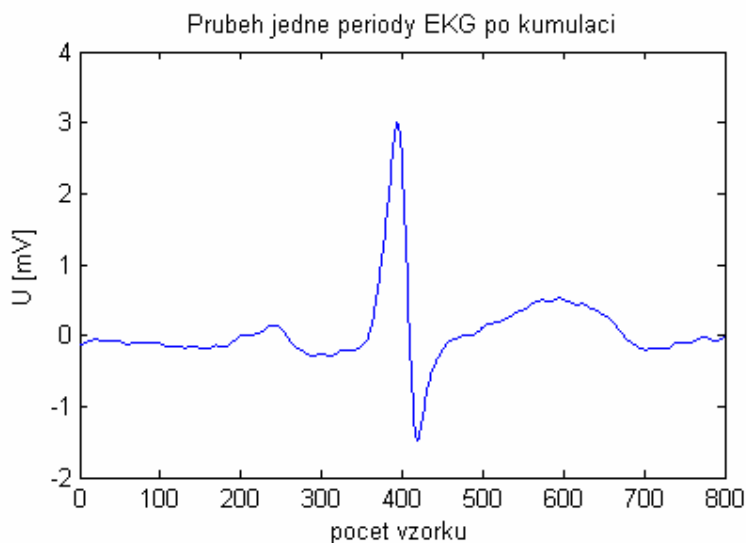
Obr.28: Průběh EKG po kumulaci 5 period signálu

Pokud chceme kumulovat více period v námi naměřeném signálu je nutné si uvědomit, že aby kumulace s pevným oknem měla význam, musí být perioda signálu shodná, proto je nutné detektor QRS popravit tak, aby detekoval pouze QRS komplexy, které jsou od sebe vzdáleny o podobný počet vzorků. V našem signálu byla zhruba v polovině měření zvýšená tepová frekvence pomocí fyzické zátěže viz kapitola 8.1, proto je tato korekce nutná. Po provedení korekce zjišťujeme, že v signálu je pouze 40 QRS komplexů které jsou vzdáleny o námi požadovanou vzdálenost jak můžeme vidět na obrázku 29.



Obr.29: QRS komplexy

Nyní můžeme přistoupit k samotné kumulaci všech 40 period signálu EKG. Výsledky jsou znázorněny na obrázku 30. Pokud srovnáme výsledky obou kumulací můžeme říci, že k lepšímu vyhlazení signálu došlo při použití 40 period.



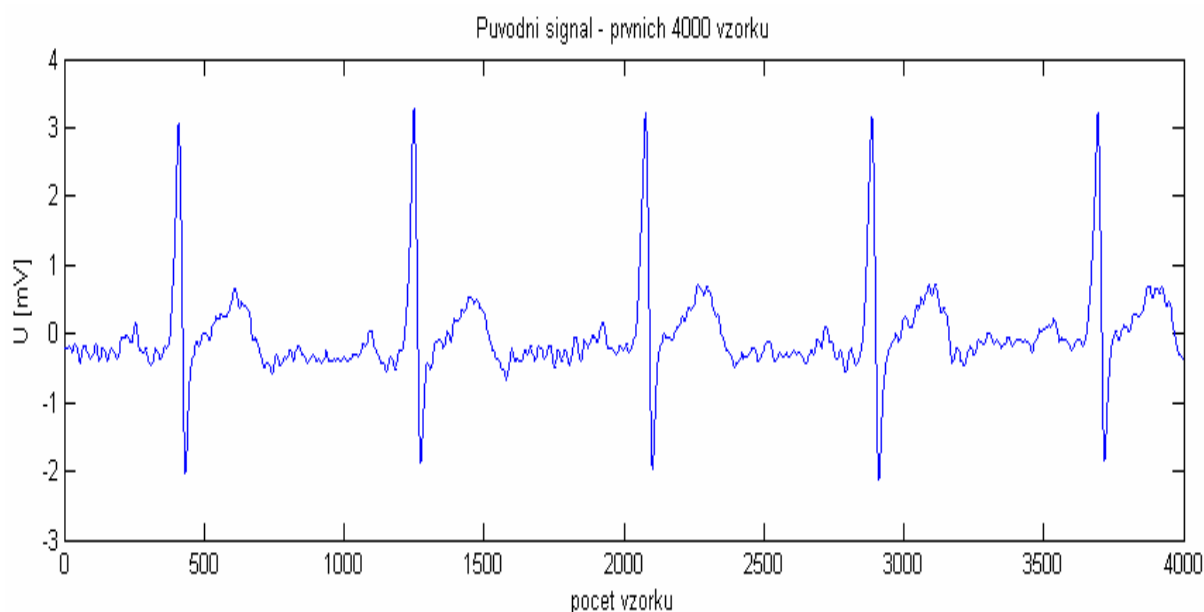
Obr.30: Průběh EKG po kumulaci 40 period signálu

9.2 Detektory QRS komplexů

Navrhne si tři základní detektory QRS komplexu. Metodu na principu filtrace, AMCD, Matched filtering. Jejich principy jsou popsány v kapitole 7. Detektory budeme navrhovat a testovat na námi změřeném signálu pomocí BIOPAC. Úspěšnost detekce otestujeme pomocí evropské databáze EKG signálu.

9.2.1 Metoda na principu filtrace

Jako první budeme realizovat detektor QRS komplexů založený na principu filtrace. Blíže je popsán v kapitole 7.1. Jeho blokové schéma je znázorněno na obrázku 13. Jak je patrné z blokového schématu než dojde k samotné detekci R-vlny musí dojít k vhodnému předzpracování signálu. Pro názornost je na obrázku 31 zobrazena část signálu EKG změřeného pomocí BIOPAC.

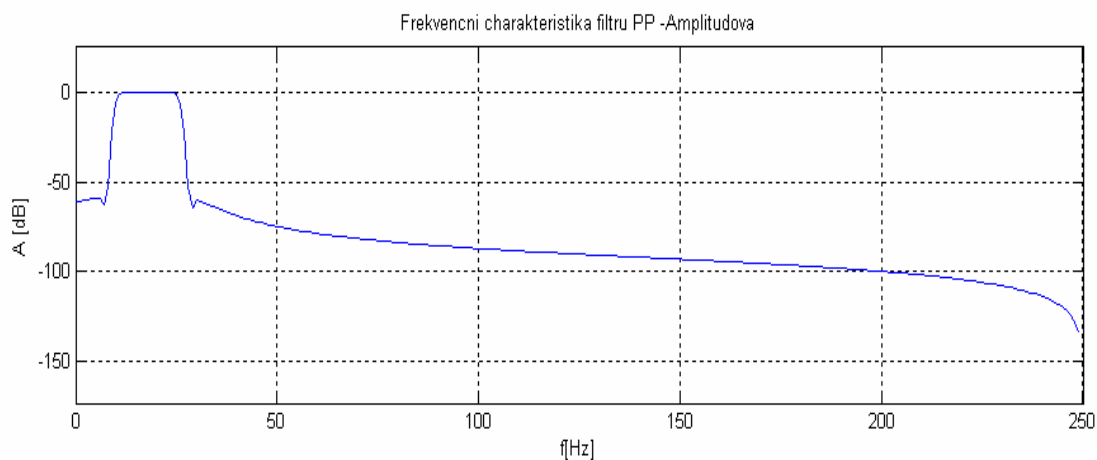


Obr.31: Část původního signálu

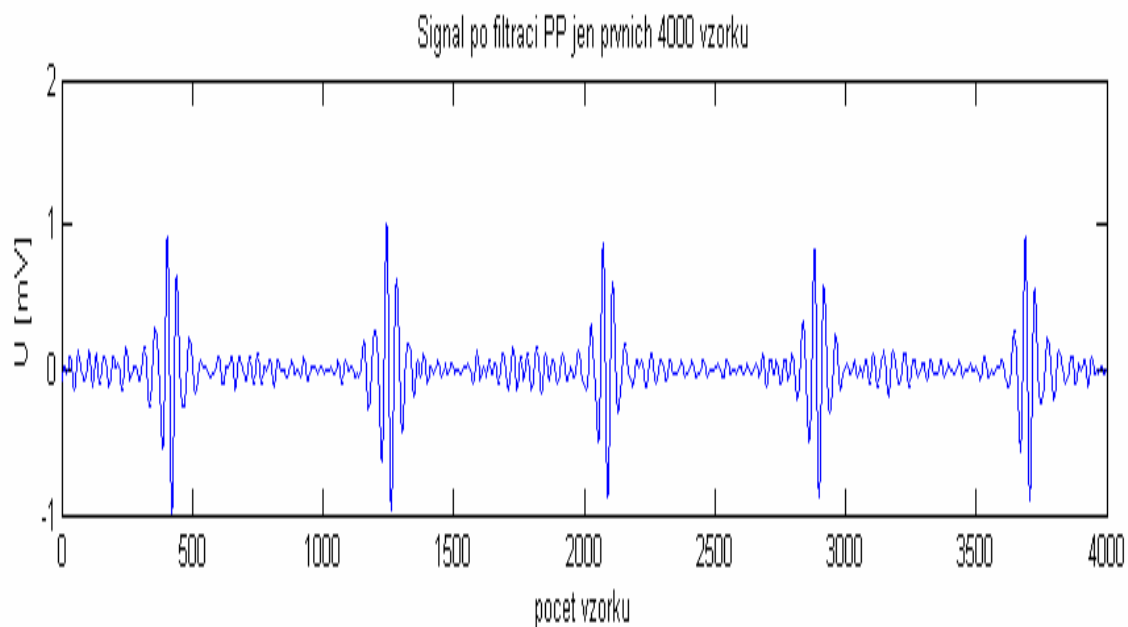
9.2.1.1 Předzpracování signálu EKG

Nejvýznamnější spektrální složky QRS komplexů se vyskytují v pásmu 14Hz-25Hz. Z tohoto důvodu budeme signál filtrovat nejprve PP (pásmovou propustí) s mezními kmitočty okolo těchto hodnot. V našem případě je použita PP s mezními kmitočty 10Hz a 26Hz. Tyto hodnoty byly stanoveny experimentálně. Amplitudová frekvenční charakteristika PP je znázorněna na obrázku 32. Je patrné, že navržený filtr typu FIR dostatečně tlumí

v nepropustném pásmu. Zatímco v propustném je jeho útlum roven 0dB. Protože řád filtru je 501 je podle rovnice (12), je nutné signál opět posunout o 250vzorků .



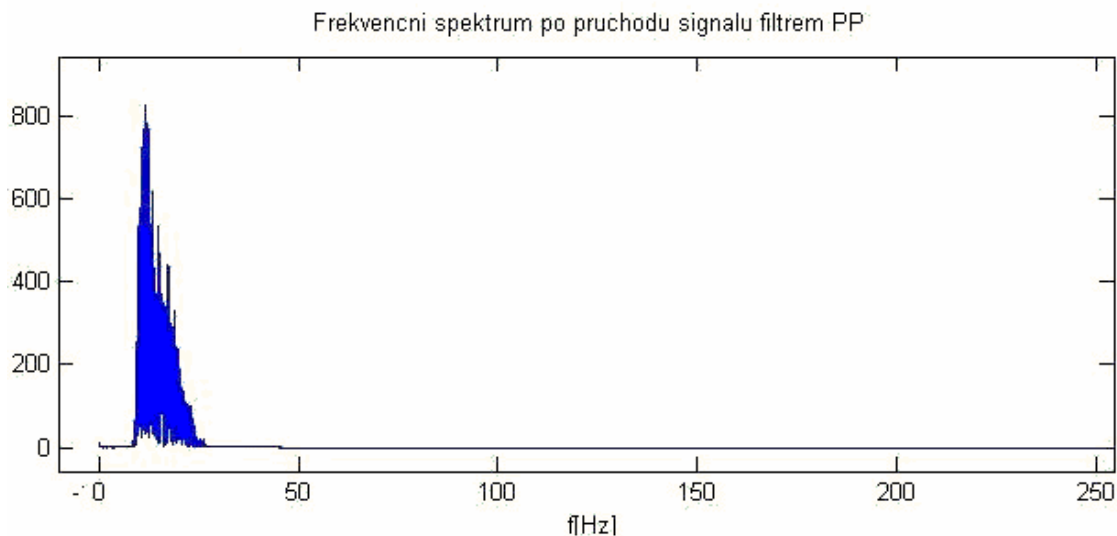
Obr.32: Frekvencní charakteristiky filtru PP1 zobrazené do $f_{vz}/$



Obr.33: Ukázka průběhu signálu po filtraci PP

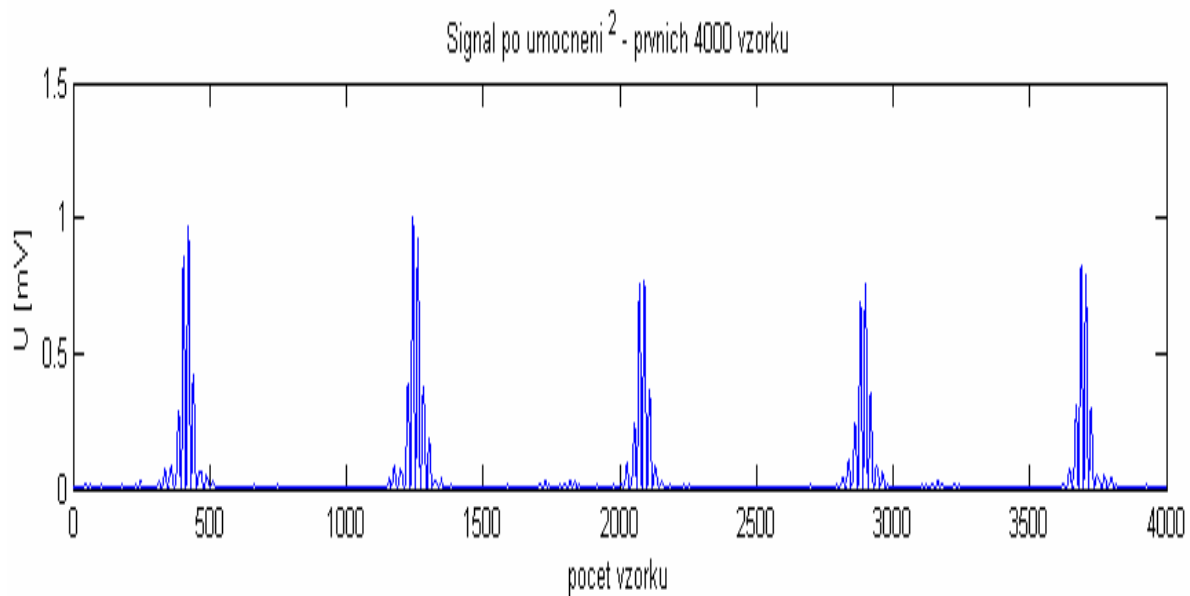
Na obrázku 33 je zobrazena část signálu po průchodu filtrem PP (pásmová propust). Na první pohled je zřejmé, že došlo ke značné degradaci tvaru signálu. Takto zpracovaný signál by pro diagnostické účely byl nepoužitelný. Ale pro účely detekce QRS je samotné

zkreslení tvaru nepodstatné. Spektrum signálu po průchodu filtrem je znázorněno na obrázku 34 a je z něho patrné, že v signálu zůstaly jen námi požadované složky.

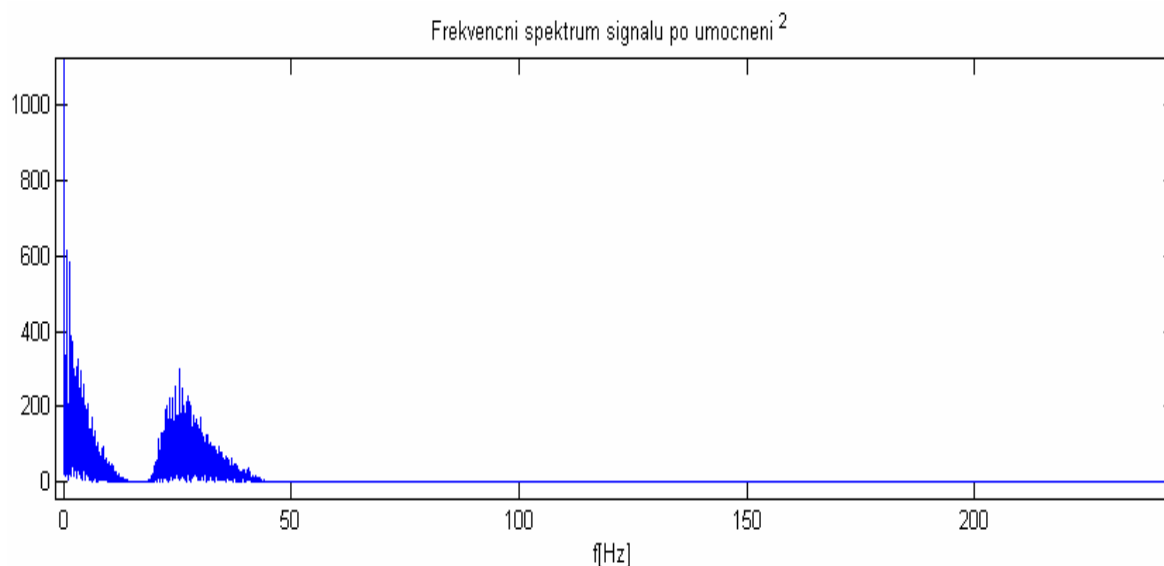


Obr.34:Frekvenční spektrum filtrovaného signálu zobrazené do $f_{vz}/2$

Abychom dosáhly ještě většího zdůraznění QRS komplexu v signálu v dalším kroku signál EKG umocníme. Tím převedeme všechny hodnoty do kladné poloviny a dojde ke značnému zvýraznění špiček signálu a potlačení nízkých hodnot v signálu. Umocnění signál je zobrazen na obrázku 35.

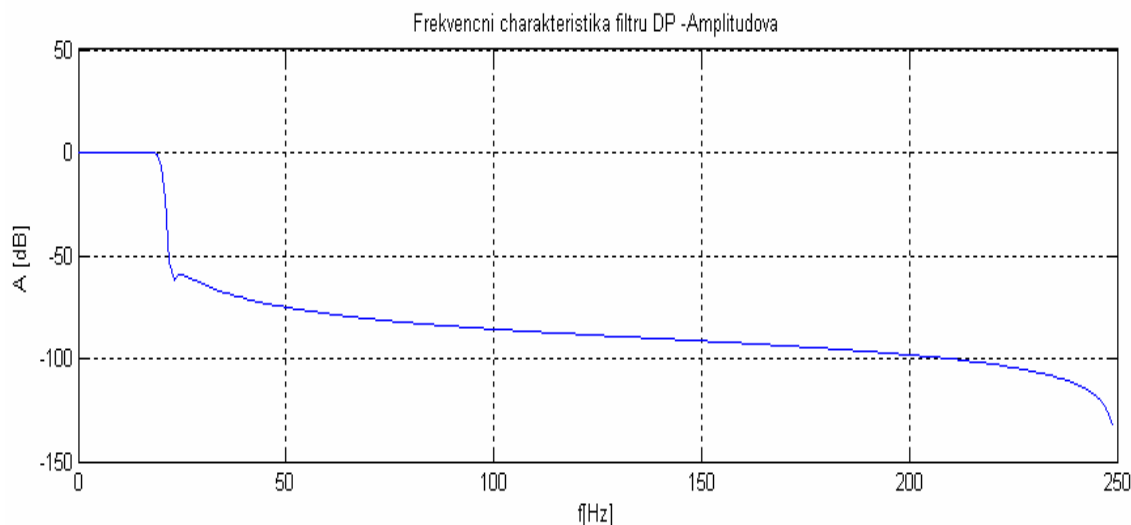


Obr.35:Ukázka průběhu signálu po umocnění 2

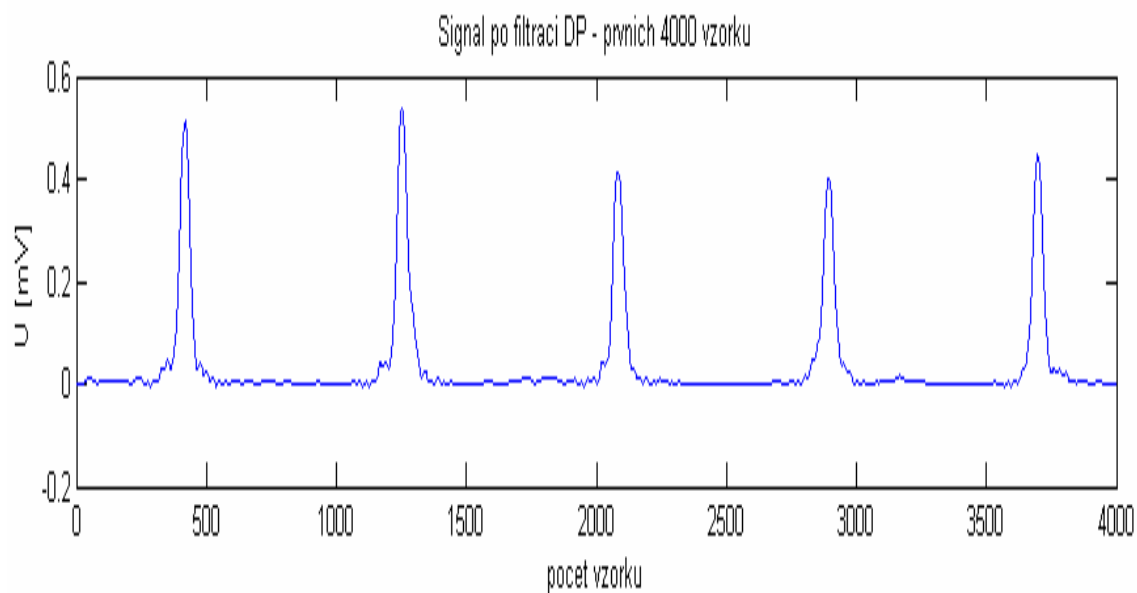


Obr.36: Frekvenční spektrum umocněného signálu zobrazené do $f_{VZ}/2$

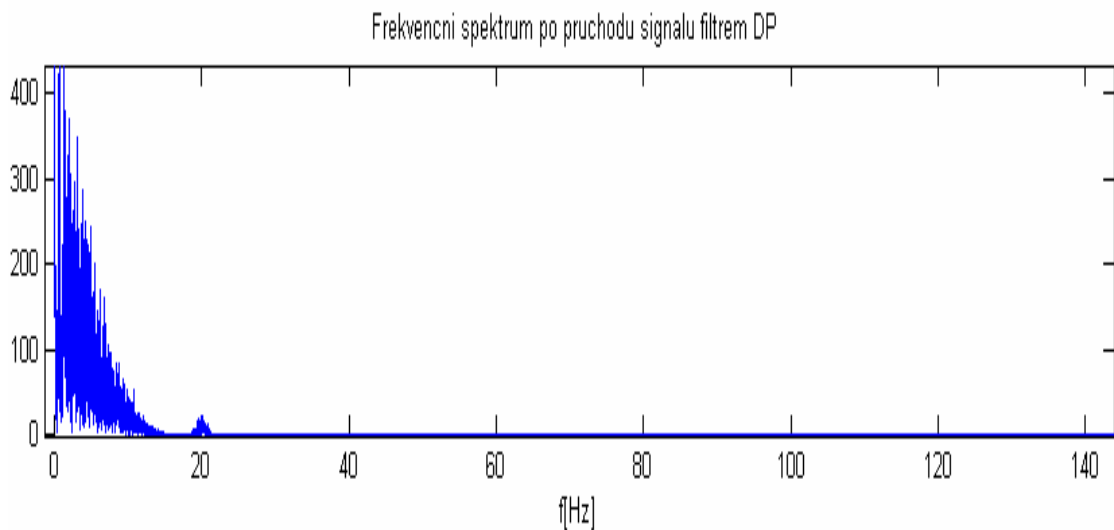
Aby nedošlo v případě blízkých špiček signálu k chybné detekci R-vlny použijme filtr typu DP. K určení jeho mezního kmitočtu nám pomůže spektrum znázorněné na obrázku 36, z něhož je patrné, že po umocnění signálu přibýly ve spektru složky od 20 Hz do 45 Hz. Abychom tedy získali obálku signálu musíme signál filtrovat DP právě s mezním kmitočtem 20 Hz. Realizaci filtrace použijeme opět filtr typu FIR. Frekvenční charakteristika je znázorněna na obrázku 37. Výsledek filtrace DP je znázorněn na obrázku 38.



Obr.37: Frekvenční charakteristiky filtru DP1 zobrazené do $f_{VZ}/2$



Obr.38: Ukázka průběhu signálu po filtraci DP

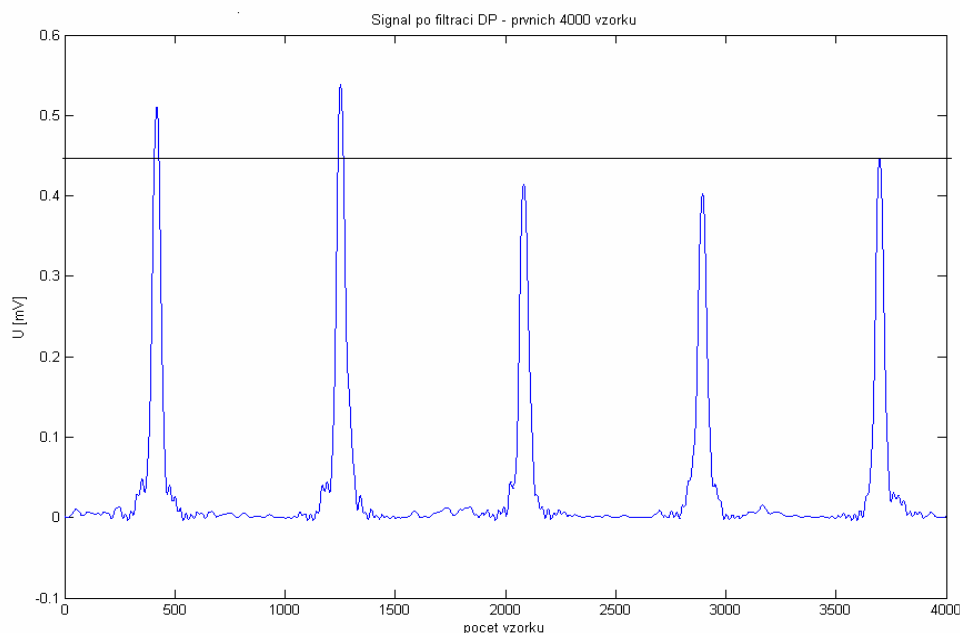


Obr.39: Frekvenční spektrum po průchodu signálu filtrem DP

9.2.1.2 Detekce QRS komplexu

Nyní může dojít k samotné detekci QRS komplexu v předzpracovaném signálu EKG. Prvním krokem je prahování, které má za úkol rozhodnout, zda se nachází komplex QRS v signálu. Jednou ze základních metod je porovnávání předzpracovaného signálu s pevným prahem. Jedná se o velmi jednoduchý algoritmus, který podává velmi dobré výsledky při zpracování kratších signálů EKG s nízkou úrovní rušení. Základním problémem je určení

prahu na jeho velikosti zaleží nejvíce výsledky samotné detekce. Pokud by byl prach příliš vysoký mohly by některé komplexy QRS detektoru uniknout a pokud příliš nízký mohlo by dojít k chybné detekci. Základní metodou určení pevného prahu je použití zhruba 60% maxima získaného pomocí mediánu z tzv “nástřelu maxim”. Chybné nastavení rozhodovacího prahu je znázorněného na obrázku 40, z kterého je zřejmé, že takto chybně nastavený práh by 3 a 4 QRS komplex nezachytil.



Obr.40: Chybně nastavený rozhodovací prah při detekci QRS

Kvůli zmíněným problémům při nastavování pevného prahu se v dnešní době nejvíce používají adaptivní prahy, které plynule reagují na změny velikosti maxim v signálu. Algoritmus který bude detekovat QRS komplex v námi změřeném signálu EKG bude zároveň i špičkovým detektorem signálu.

Prvním krokem detektoru bude pevně nastavený prah P pro první komplex QRS. V našem případě bude nastaveno $P = 0,45\text{mV}$. Tuto podmínku můžeme vyjádřit rovnicí 14.

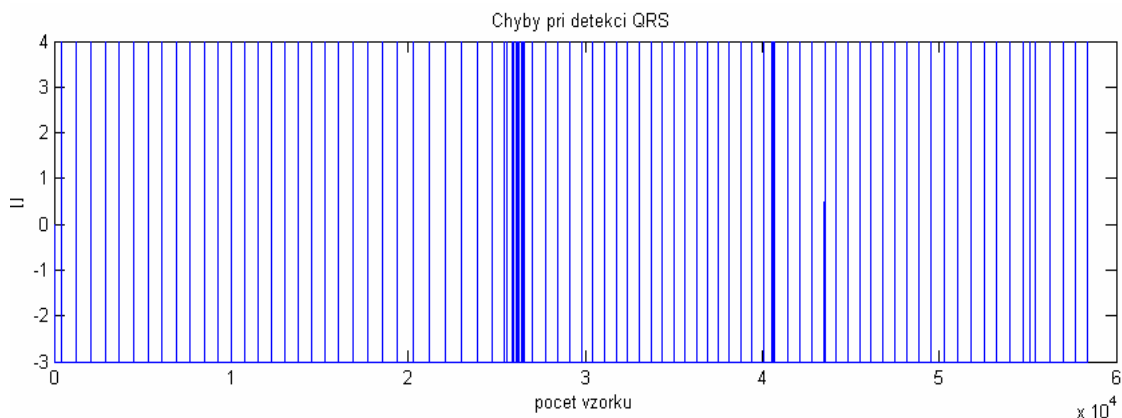
$$x(i) > P \quad (14)$$

Pokud vzorek projde tímto prahem, bude jeho hodnota prověřena špičkovým detektorem ze základní podmínkou uvedenou v kapitole 7.1 vzorec(5). Pomocí této jednoduché podmínky najdeme v signálu první komplex QRS neboli první maximum (max) předzpracovaného signálu. Poloha tohoto maxima nám vyjadřuje polohu první R-vlny a jeho hodnota nám poslouží k přepočtu prahu podle vzorce 15.

$$P = 0,4 * \text{max} \quad (15)$$

Pokud je tedy přibližná hodnota prvního maxima $5,1\text{mV}$, je rozhodovací práh pro další vzorky 40% předešlého maxima neboli $P = 2,04\text{mV}$. Takto bude detektor přepočítávat hodnotu prahu po každém nalezeném maximu. Na první pohled na obrázek 29 je jisté, že adaptivní práh bez

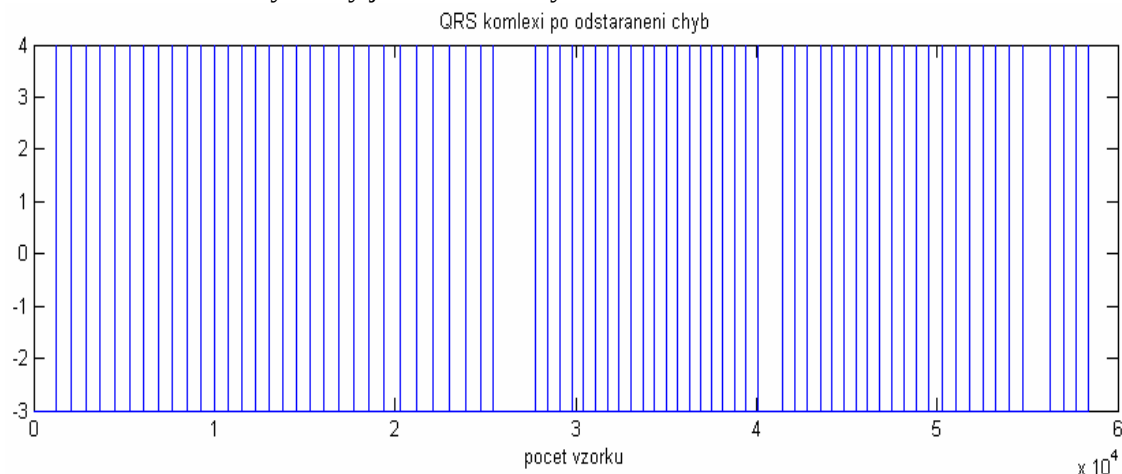
problému zachytí 3 a 4 maximum signálu. Tímto způsobem zpracujeme všechny vzorky signálu a najdeme polohy všech R-vln v signálu. Výsledky jsou zobrazeny na obrázku 41. Z obrázku je zřejmé, že detektor nepracuje bezchybně, Chyby jsou nejvíce zřejmé v oblasti kolem vzorku 26 000, kde detektor zachytil špatně několik maxim.



Obr.41: Chyby při detekci QRS komplexu

Ke korekci těchto chyb detektoru použijeme algoritmus, který můžeme slovně popsat takto: pokud jsou dva extrémy od sebe vzdáleny méně než přípustnou vzdálenost daná frekvencí srdečního tepu vyloučí se druhý extrém bez ohledu na jeho velikost.

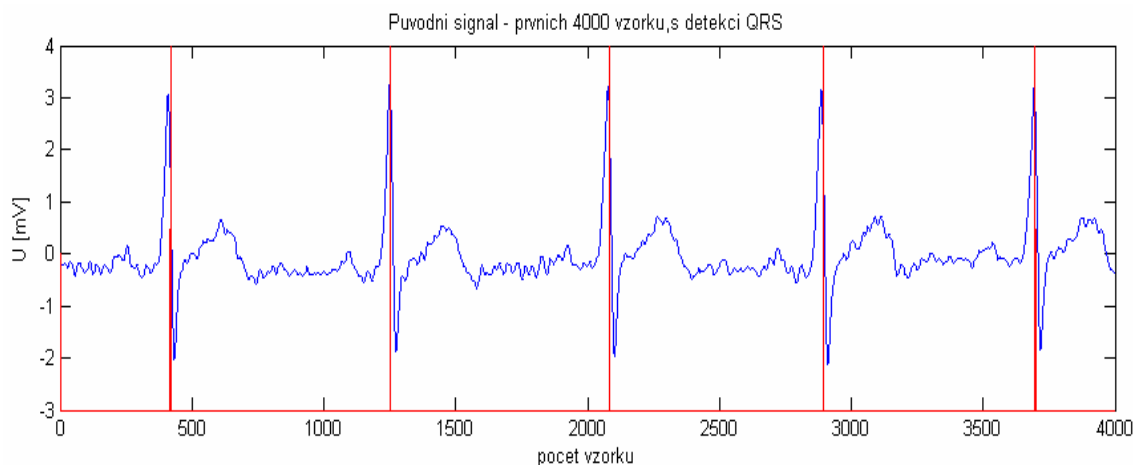
Protože se jedná o klidové EKG stanovení přípustné vzdálenosti je velmi snadné. Pokud se blíže zaměříme na obrázek 41 můžeme snadno zjistit, že kolem 26000 vzorku došlo k nárůstu tepové frekvence z důvodu tělesné zátěže viz kapitola 8.2.2 postup měření. Musíme tedy tuto hranici zvolit menší než je nejmenší vzdálenost mezi dvěma správně detekovanými vlnami R a počítat s jistou odchylkou tepové frekvence. V našem případě bylo zvoleno 550 vzorku. Výsledky jsou znázorněny na obrázku 42.



Obr.42: Detekované QRS komplexy v signálu EKG

9.2.1.3 Výsledky detekce QRS komplexů

Na obrázku 43 je znázorněna ukázka detekce QRS komplexu v původním signálu. V tabulce jsou uvedeny výsledky detekce.



Obr.43: Ukázka detekce QRS komplexů v původním signálu

QRS	Počet komplexů QRS v signálu EKG	81
DQRS	Počet detekovaných komplexů v signálu EKG	74
η	Účinnost detektoru	95%

$$\eta = \frac{DQRS}{QRS} \cdot 100 \quad [\%] \quad (16)$$

Účinnost detektoru snadno spočítáme pomocí vztahu 16. Výslednou účinnost detektoru musíme brát jenom informativně, protože detektor byl odzkoušen jenom pro jeden změřený signál EKG, tudíž výsledky mohou být do značné míry zkreslující.

9.2.1.3.1 Účinnost detektoru

Aby výsledná účinnost detektoru mohla být směrodatná, otestujeme námi navrhnutý detektor na evropské databázi EKG signálu. Bližší informace jsou uvedeny (10). Tato databáze se sestává z 90 pojízdných EKG záznamů. Subjektů je celkem 79, z toho 70 mužů ve stáří mezi 30 až 84 lety a 8 žen ve věku 55 až 71 let. Jedná se o záznamy klidového EKG po dobu 2 hodin. Záznamy jsou pořízeny pomocí několika typů zařízení pro měření klidového EKG. Signály jsou vzorkovány kmitočtem 250HZ.

Pro naše účely a zkoušku navrhnutého detektoru si vybereme náhodným výběrem 10 signálů od různých subjektů. (8 mužů a 2 ženy). U každého signálu jsou dva průběhy EKG. Budeme testovat vždy jen na jednom. Protože u klidového EKG nepředpokládáme žádné

dramatické změny tvaru signálu bylo by zbytečné testovat celé dvě hodiny záznamu EKG. Vybereme tedy jen část signálu prvních 100 000 vzorků. Nebo-li záznam signálu o délce 6min a 40s. Tak to dlouhý signál nám zaručí 500 QRS komplexů v signálu pro klidovou tepovou frekvenci 75tep/min. Je zřejmé, že počet komplexů v signálu bude přímo úměrný tepové frekvenci pacienta. Dá se také předpokládat, že klidová tepová frekvence v průběhu měření snižovala. Před samotnou detekcí je nutné náš detektor modifikovat na vzorkovací kmitočet 250Hz. Tato změna se projeví především v nastavování mezních kmitočtů filtru. Ostatní parametry zůstávají stejné. Detektor budeme používat bez korekce chyb.

V první části tabulky 1 jsou uvedeny identifikační údaje o měřeném subjektu. Nejdůležitější částí je evidenční číslo. To nám umožní tento signál najít v internetové databázi po případné další použití nebo pro získání bližších informací o signálu. Dále je uvedeno použité záznamové zařízení. Druhá část tabulky obsahuje informace o samotných výsledcích detektoru a jeho účinnosti v procentech.

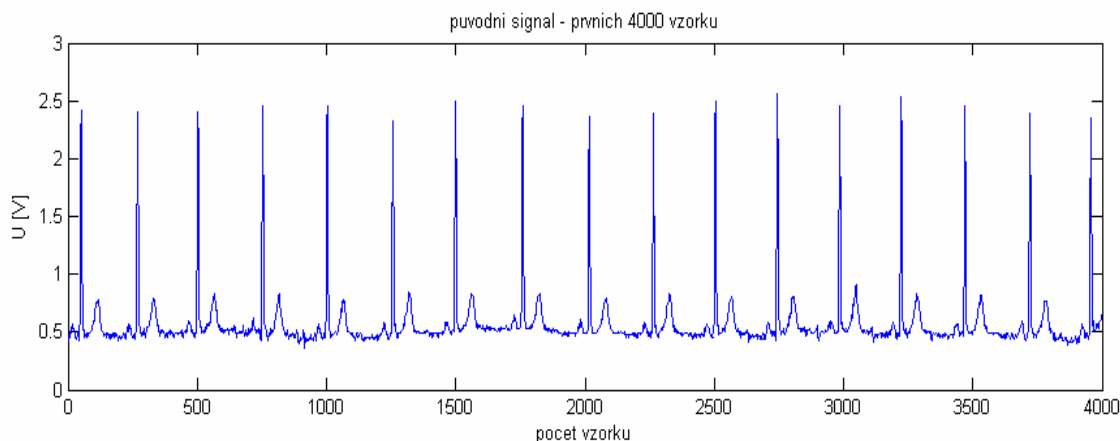
Tabulka 1 : Metoda na principu filtrace - výsledky jednotlivých subjektů

Subjekty				Typ záznamového zařízení	QRS Detektor			
	Evidenční číslo v databázi	Pohlaví	Věk		Počet komplexů	Správně detekované	Chybně detekované	Účinnost [%]
1	e0103	M	62	ICR 7200	402	402	1	100%
2	e0113	M	55	Oxford Medilog 4-24	420	418	1	99.52%
3	e0111	M	43	Oxford Medilog 4-24	407	407	1	100%
4	e0107	M	52	Oxford Medilog 4-24	358	354	0	98.88%
5	e0105	M	65	ICR 7200	370	370	0	100%
6	e0613	M	55	Del Mar Avionics 445B	368	368	1	100%
7	e0409	M	71	ICR 7200	464	459	1	98.92%
8	e0163	M	66	ICR 7200	431	431	0	100%
9	e0801	Ž	62	Oxford Medilog MR-40	428	426	0	99.53%
10	e0213	Ž	56	Oxford Medilog MR-20	626	587	0	93.76%

Tabulka 2 Metoda na principu filtrace-celkové výsledky

Celkový počet komplexů QRS v signálech EKG	4274
Celkový počet správně detekovaných komplexů v signálech EKG	4222
Celkový počet chybně detekovaných komplexů v signálech EKG	4
Účinnost detektoru	98,78%

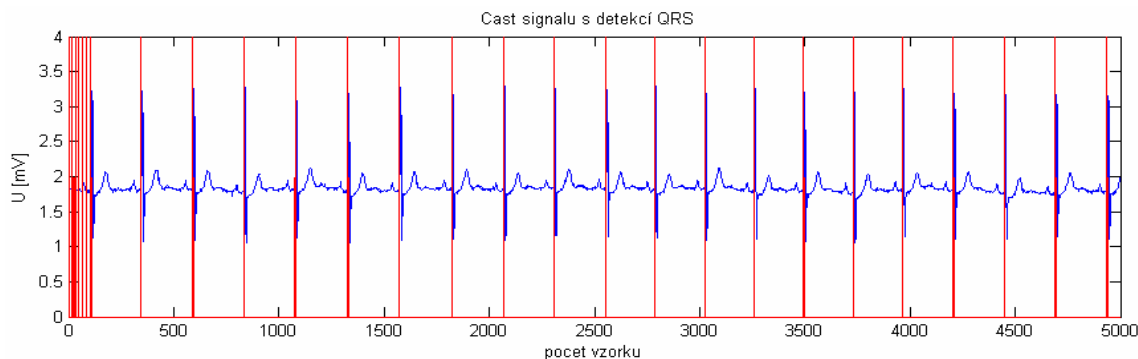
Již na první pohled je patrné, že detektor si vedl více než dobře, celková úspěšnost 98,78% je velmi slušná. Musíme ale zdůraznit, že signály z této databáze jsou velmi kvalitně změřeny a minimálně rušeny. Na ukázce signálu e0103 na obrázku 44 je patrné, že signál má vysoké špičky R, proto je detekce velmi snadná. Uvádět všechny ukázky signálů z databáze nebudeme. Případný zájemce si je může vyhledat v databázi na internetu (10) pomocí evidenčního čísla.



Obr.44:Část signálu e0103

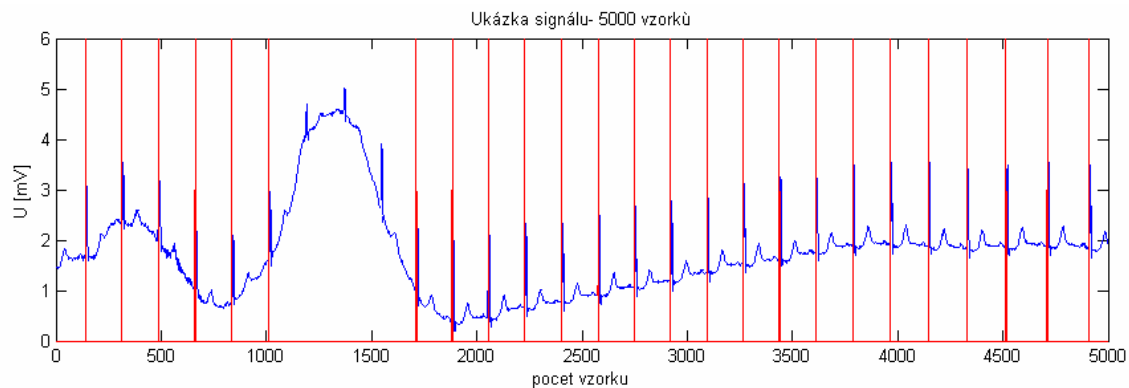
Z výsledků jednotlivých subjektů je patrné, že úspěšnost detekce není závislá na typu záznamového zařízení. Můžeme ho tedy použít pro různé druhy přístrojů s normovanou amplitudou signálu.

Chybně detekované komplexy QRS se objevili vždy jen na začátku signálu, tyto chyby byly mnohonásobné ale jsou uváděny jako jednonásobné z důvodu přehlednosti. Ukázka chyb je ukázána na signálu e0113 na obrázku 45. Tyto chyby jsou způsobeny špatně nastavenou rozhodovací hladinou, ta je nastavena pro první maxima fixní. Hladina zůstala pro všechny signály EKG s databáze stejná. Podotýkám, že detektor nepoužívá korekci chyb použitou při detekci námi změřeného signálu pomocí BIOPAC. Při použití korekce chyb popsané v kapitole 9.1.1.2. by detektor odstranil chybně detekované komplexy, ale na úkor rychlosti a jednoduchosti detektoru.



Obr.45:Část signálu e0113 s detekcí QRS

Většina nedetekovaných komplexů byla způsobena velkým kolísáním izoelektrické linie. Na obrázku 46 je znázorněno velké kolísání a nesledně nedetekování tří komplexů QRS. Selhání detekce bylo nejvíce patrné na signálu e021, kde detektor vykazoval nejmenší účinnost. Tento signál byl nejvíce rušen, měl velké kolísání izoelektrické linie, což mělo za následek 39 nedetekovaných komplexů.

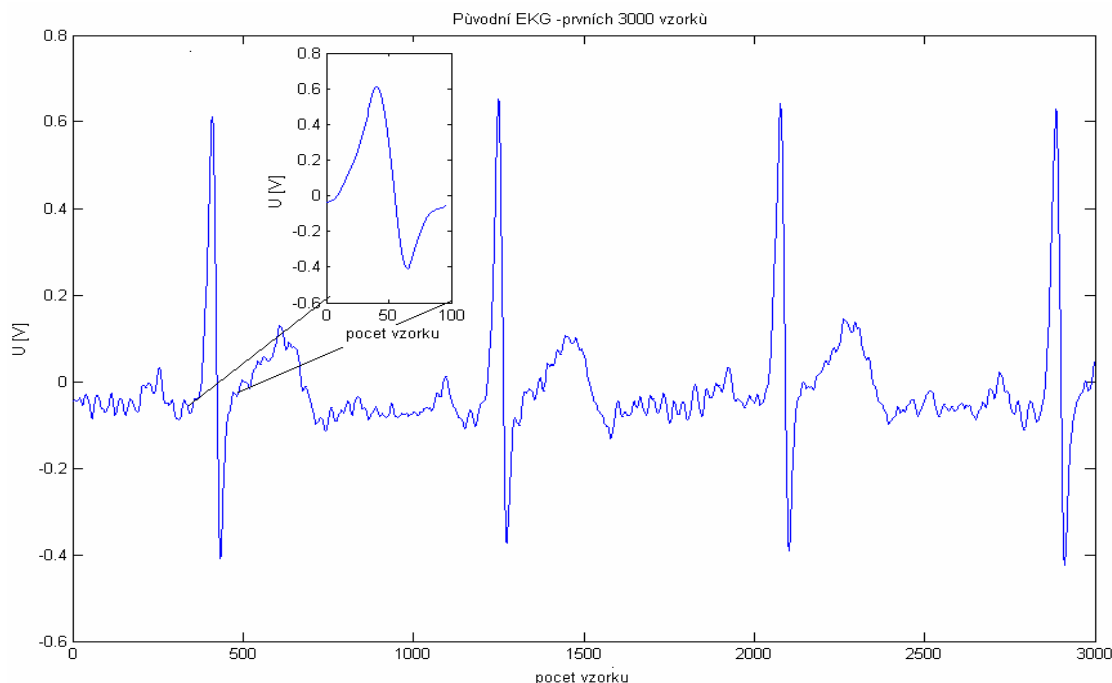


Obr.46:Část signálu e0409 s detekcí QRS

9.2.2 AMCD(Average magnitude cross –difference)

Metoda je založená na porovnávání signálu EKG se vzorkem QRS. Počítá rozdíl mezi EKG vzorky a QRS vzorky a sčítá jejich absolutní hodnoty. Před samotným počítáním rozdílu musíme získat QRS vzorek. QRS je nejvýraznější složka EKG můžeme tedy snadno tento vzorek signálu QRS bez problému vytvořit jako část z našeho původního signálu.

Postup je zobrazen na obrázku 47. V našem případě vzorek QRS vytvoříme z první periody EKG signálu. Pochopitelně můžeme vytvořit vzorek z libovolné periody signálu. Snažíme si vybrat takovou periodu signálu, ve které je QRS komplex minimálně rušený a odpovídá tvarově předpokladům. Pokud tedy máme vybraný vzorek QRS, vybereme ze signálu právě jen vzorky EKG odpovídající právě námi zvolenému QRS vzorku. Vzorek je znázorněn ve výřezu na obrázku 47.

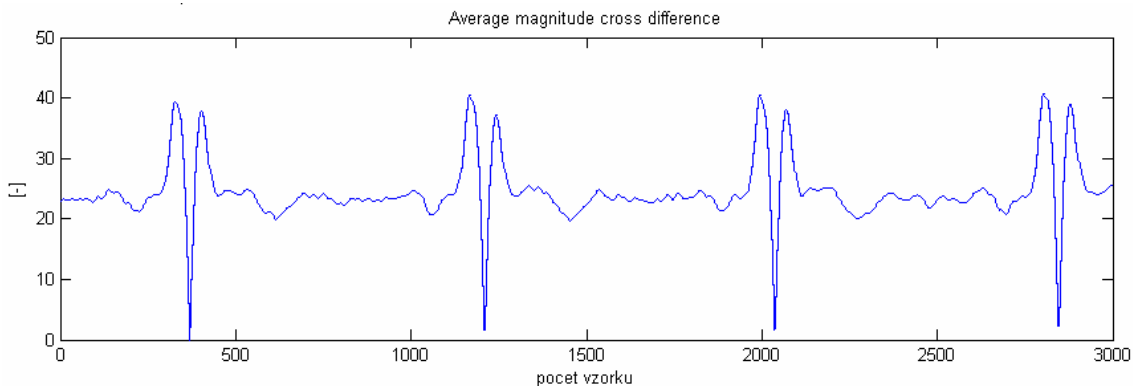


Obr.47:Původní signál EKG a výběr vzorku EKG

Pokud tedy máme vzorek QRS můžeme realizovat algoritmus, který bude počítat rozdíl mezi odpovídajícími EKG vzorky a QRS vzorky a sčítá absolutní hodnoty těchto rozdílů, podle vzorce (6) Je nutné vypočítat průměrné hodnoty x_t a x_i pomocí vztahů (7) a (8)

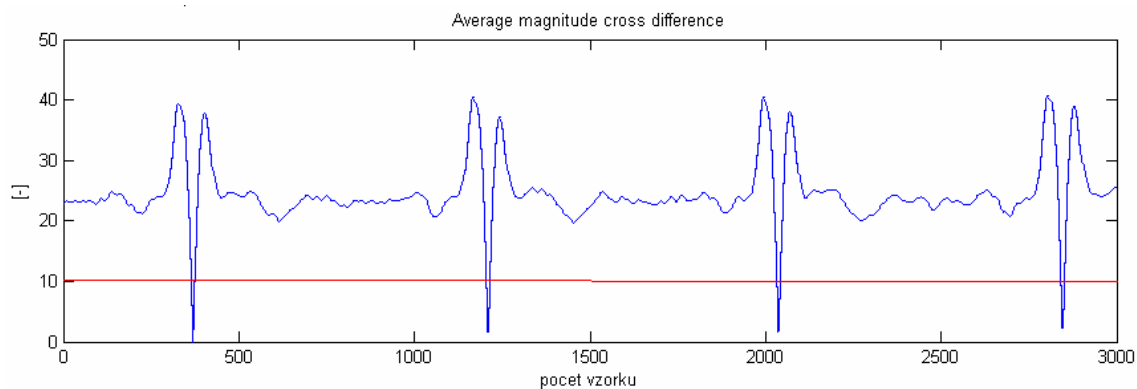
Výsledný průběh vypočítaný pomocí algoritmu naprogramovaného dle vzorce (6) je zobrazen na obrázku 48. Je patrné, že na místě kde se objevuje začátek QRS komplexu je diferenciální rozdíl minimální a blíží se k nule. U prvního QRS komplexu je dokonce nulový, což je způsobeno tím, že vzorek QRS byl právě vyroben s první periody signálu. Můžeme

tedy říct, čím více se bude QRS komplex v signálu EKG podobat vzorku QRS, tím více se bude hodnota $y(i)$ blížit k nule.



Obr.48: $y(i)$ (Average magnitude cross –difference)

Nyní nám stačí najít minima signálu $y(i)$, které nám budou určovat začátky QRS komplexů v signálu EKG. Prvním krokem abychom mohli minima najít je porovnávání předzpracovaného signálu s pevným prahem. V našem případě velikost prahu nastavíme na hodnotu 10, což zaručí nalezení QRS komplexu s tolerancí menší podobnosti s vzorkem QRS. Nastavený práh je zobrazen na obrázku 49.



Obr.49: $y(i)$ (Average magnitude cross –difference) s nastaveným prahem

Nyní uvažujeme jen samotný signál pod červenou čarou na obrázku 49. Abychom zvýšili přesnost použijeme na takto předzpracovaný signál detektor minima, který může být realizován vzorcem (17), tento algoritmus nám najde minima signálu, které budou odpovídat začátkům QRS komplexů.

$$x(i-1) < x(i) > x(i+1) \quad (17)$$

kde $x(i)$ je i -tý vzorek signálu

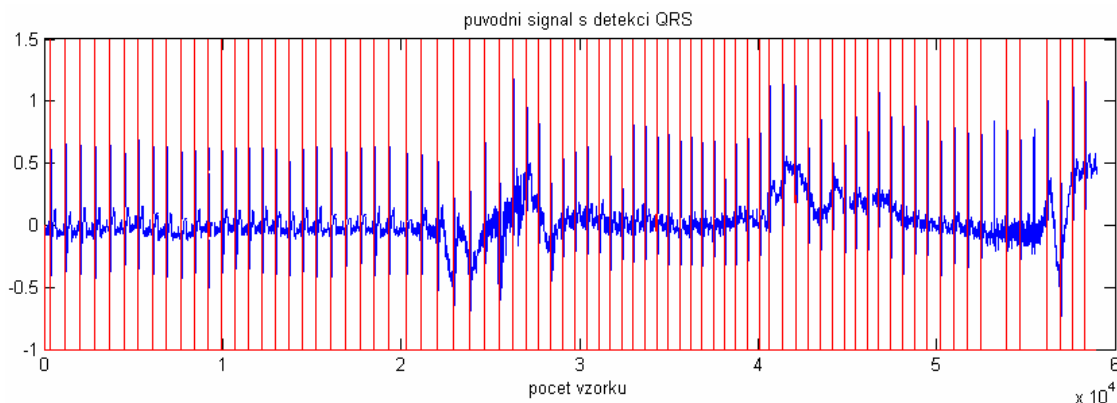
Ten to algoritmus nám najde minima signálu, které budou odpovídat začátkům QRS komplexu v signálu EKG. Výsledky detekce na prvních 3000 vzorcích jsou znázorněny na obrázku 50. Je vidět že detektor nedetekuje špičky R, ale začátek komplexu QRS neboli vlnu Q.



Obr.50: Ukázka detekce QRS komplexů v původním signálu

9.2.2.1 Výsledky detekce QRS komplexů

Pokud si zobrazíme na obrázku 51 celý náš změřený signál EKG se všemi detekovanými QRS komplexy. můžeme snadno určit účinnost detekce pro signál získaný pomocí BIOPAC. Účinnost snadno vypočítáme podle vzorce (16).



Obr.51: Detekce QRS komplexů v původním signálu

QRS	Počet komplexů QRS v signálu EKG	80
DQRS	Počet detekovaných komplexů v signálu EKG	78
η	Účinnost detektoru	97,5%

9.2.2.1.1 Účinnost detektoru

Abychom výsledky účinnosti mohli považovat za směrodatné, otestujeme navrhnutý detektor na databázi EKG signálu. Databáze a postup vybrání jednotlivých subjektů je popsán v kapitole 9.1.1.3.1. Bližší informace na internetových stránkách (10). Před samotnou detekcí musí opatřit nový vzorek EKG signálu z důvodů dvojnásobně menšího vzorkovacího kmitočtu. Vzorek bude vytvořen ze signálu EKG e103 s jeho první periody a bude použit na všechny testované signály z databáze. Bližší informace o jednotlivých údajích v tabulce jsou uvedeny v kapitole 9.1.1.3.1.

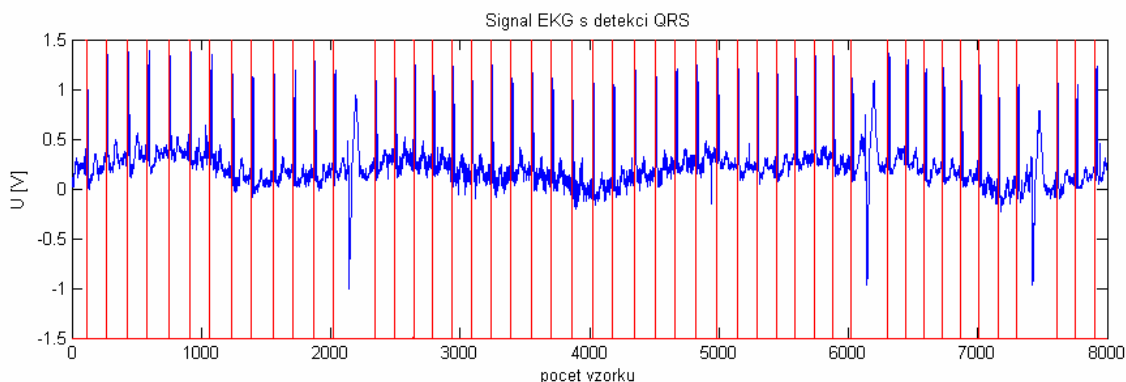
Tabulka 3 : AMCD - výsledky jednotlivých subjektů

Subjekty				Typ záznamového zařízení	QRS Detektor			
	Evidenční číslo v databázi	Pohlaví	Věk		Počet komplexů	Správně detekované	Chybně detekované	Účinnost [%]
1	e0103	M	62	ICR 7200	402	402	0	100%
2	e0113	M	55	Oxford Medilog 4-24	420	418	0	99.52%
3	e0111	M	43	Oxford Medilog 4-24	407	407	0	100%
4	e0107	M	52	Oxford Medilog 4-24	358	358	0	100%
5	e0105	M	65	ICR 7200	370	370	0	100%
6	e0613	M	55	Del Mar Avionics 445B	368	366	0	100%
7	e0409	M	71	ICR 7200	464	461	0	99.35%
8	e0163	M	66	ICR 7200	431	431	0	100%
9	e0801	Ž	62	Oxford Medilog MR-40	428	422	0	98.59%
10	e0213	Ž	56	Oxford Medilog MR-20	626	595	0	95.04%

Tabulka 4 :AMCD -celkové výsledky

Celkový počet komplexů QRS v signálech EKG	4274
Celkový počet správně detekovaných komplexů v signálech EKG	4230
Celkový počet chybně detekovaných komplexů v signálech EKG	0
Účinnost detektoru	98,97%

Výsledky samotné detekce jsou více než dobré. Z tabulky 3 je patrné, že výsledky detekce nejsou závislé na použitém záznamovém zařízení. Celkový počet chybně detekovaných komplexů v signálech EKG je nulový. Největší chybovost detektor vykazoval na signálu e0213, který byl značně rušen. Samotné chyby jsou většinou způsobeny z deformováním tvaru komplexu EKG. Tři nedetekované komplexy jsou znázorněny na obrázku 52, kde je značně deformován tvar signálu. Tento problém by se dal snadno odstranit vhodným předzpracováním pomocí filtru.

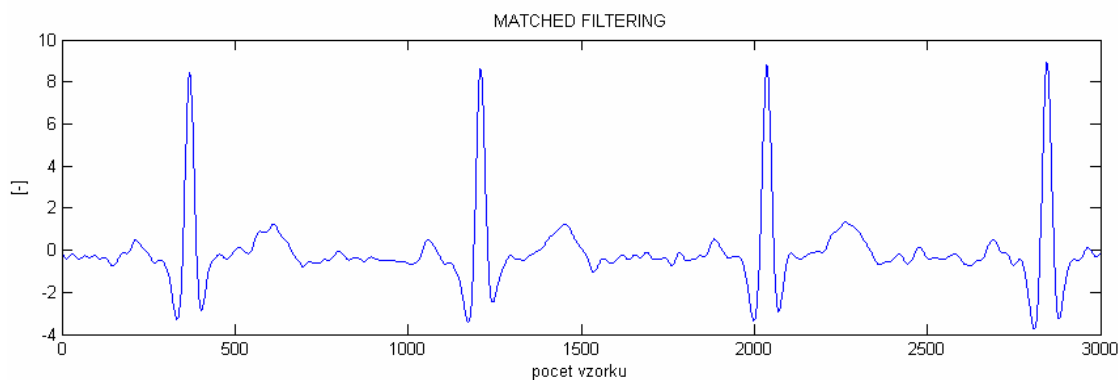


Obr.52:Část signálu e0409 s detekcí QRS

9.2.3 Matched filtering

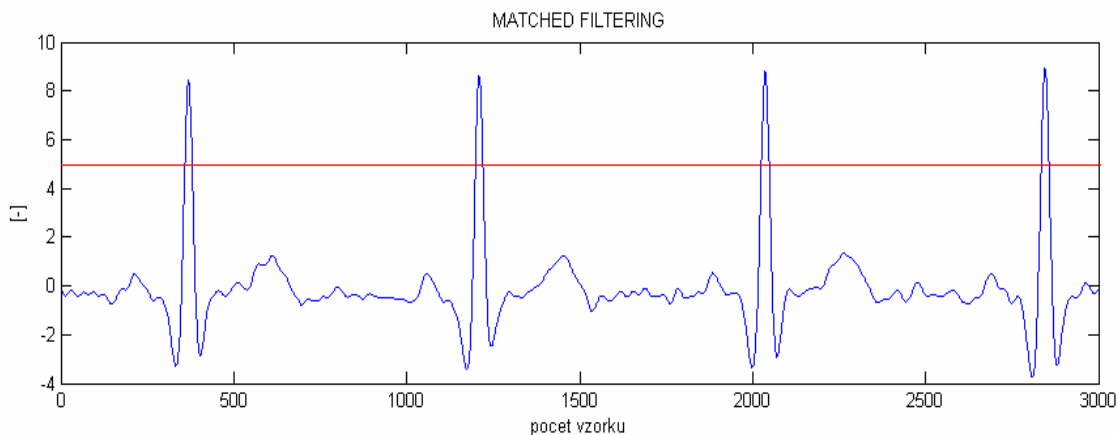
U této metody potřebujeme QRS vzorek. Jeho získání je popsáno v kapitole 9.2.2. Hlavním předpokladem této metody je, že QRS komplex má známý tvar a je časově omezený. Musíme tedy určit jen čas výskytu. Impuls odpovídající matched filtru $h(k)$ je časově opačná reprodukce signálu. Jestliže je $x_t(k)$ QRS vzor, potom koeficienty jsou dány vztahem 9. Samotný Matched filtr může být potom filtr FIR s obvykle příčnou strukturou popsaný vztahem 10.

Z rovnice je patrné, že pokud bude QRS vzor shodný s QRS komplexem v našem signálu EKG bude výstup filtru maximální. Výsledek filtrace je zobrazen na obrázku 53.



Obr.53: Signál po filtraci $y(i)$

Nyní už stačí najít maxima průběhu, která budou odpovídat poloze začátku QRS komplexů. Prvním krokem je prahování, které má za úkol rozhodnout, zda se nachází komplex QRS v signálu. Jednou ze základních metod je porovnávání předzpracovaného signálu s pevným prahem. V našem případě nastavíme pevný práh 5 viz obrázek 54 což odpovídá přibližně 60% prvních 4 maxim.



Obr.54: Signál po filtraci $y(i)$ s nastaveným prahem 5

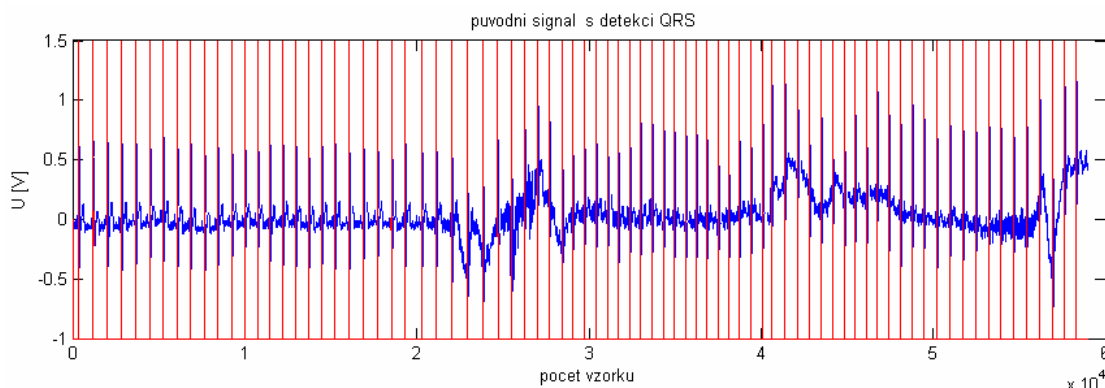
Po procesu pruhování nám zbyla ze signálu oblast nad prahem (nad červenou čarou). Na takto zpracovaný signál použijeme špičkový detektor, který nám nalezne jednotlivá maxima neboli polohy QRS komplexů. Špičkovým detektorem ze základní podmínkou uvedenou v kapitole 7.1 vzorec(5). Výsledky detekce pro první čtyři periody signálu EKG jsou zobrazeny na obrázku 55.



Obr.55:Původní signál prvních 3000 vzorku s detekcí začátku QRS komplexu

9.2.3.1 Výsledky detekce QRS komplexů

Pokud si zobrazíme na obrázku 56 celý náš signál EKG se všemi detekovanými QRS komplexy můžeme určit účinnost detektoru. Účinnost vypočteme pomocí vzorce 16.



Obr.56: Detekce QRS komplexů v původním signálu

QRS	Počet komplexů QRS v signálu EKG	80
DQRS	Počet detekovaných komplexů v signálu EKG	80
η	Účinnost detektoru	100%

9.2.3.1.1 Účinnost detektoru

Pokud chceme stanovit účinnost detektoru, musíme signál otestovat na větším počtu subjektů. K tomu nám poslouží databáze EKG signálů z (10). Databáze a postup vybrání jednotlivých subjektů je popsán v kapitole 9.1.1.3.1. Před samotnou detekcí musíme opatřit nový vzorek EKG signálu z důvodů dvojnásobně menšího vzorkovacího kmitočtu. Vzorek bude vytvořen ze signálu EKG e103 s jeho první periody a bude použit na všech nyní testované signály z databáze. Je nutné měnit rozhodující rozhodovací úroveň pro každý subjekt z důvodu velkých rozdílů po výpočtu podle vzorce 10. Výsledky detekce pro jednotlivé subjekty jsou znázorněny v tabulce 5. Celkové výsledky jsou uvedeny v tabulce 6. Bližší informace o jednotlivých údajích v tabulce jsou uvedeny v kapitole 9.1.1.3.1.

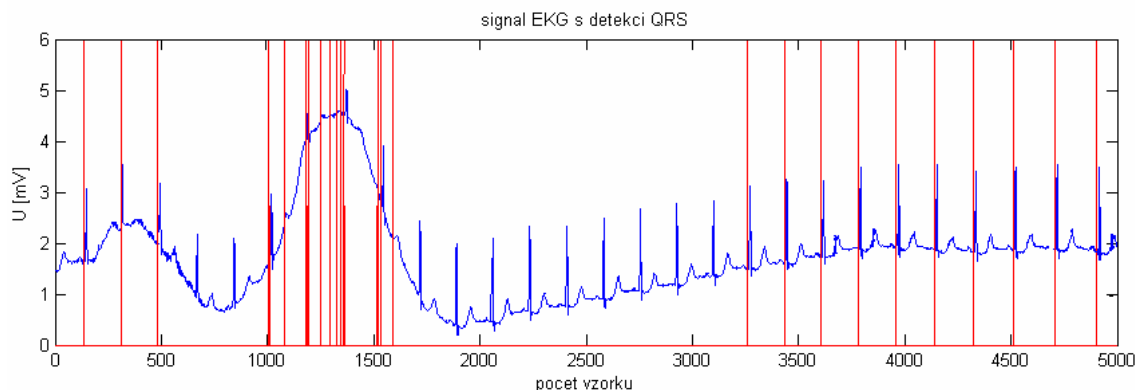
Tabulka 5 : AMCD - výsledky jednotlivých subjektů

Subjekty				Typ záznamového zařízení	QRS Detektor			
	Evidenční číslo v databázi	Pohlaví	Věk		Počet komplexů	Správně detekované	Chybně detekované	Účinnost [%]
1	e0103	M	62	ICR 7200	402	402	0	100%
2	e0113	M	55	Oxford Medilog 4-24	420	420	0	100%
3	e0111	M	43	Oxford Medilog 4-24	407	407	0	100%
4	e0107	M	52	Oxford Medilog 4-24	358	358	0	100%
5	e0105	M	65	ICR 7200	370	370	0	100%
6	e0613	M	55	Del Mar Avionics 445B	368	367	4	100%
7	e0409	M	71	ICR 7200	464	452	15	97.41%
8	e0163	M	66	ICR 7200	431	430	0	99.76%
9	e0801	Ž	62	Oxford Medilog MR-40	428	424	1	99.06%
10	e0213	Ž	56	Oxford Medilog MR-20	626	515	27	82.26%

Tabulka 6 :AMCD -celkové výsledky

Celkový počet komplexů QRS v signálech EKG	4274
Celkový počet správně detekovaných komplexů v signálech EKG	4145
Celkový počet chybně detekovaných komplexů v signálech EKG	47
Účinnost detektoru	96,98%

Výsledky samotné detekce komplexu QRS jsou dobré. Detektor není závislý na použitém záznamovém zařízení. Největší problémy detektoru činil signál e0213. Tento signál měl velké kolísání izoelektrické linie. Kolísání způsobovalo jak detekování chybných QRS, tak vynechání nemalého počtu QRS komplexu při detekci. Samotný problém by se dal odstranit použitím filtrů, který by odstranil nízké kmitočty které kolísání způsobují. Chybně detekované komplexy by se daly odstranit pomocí algoritmu popsaného v kapitole 9.1.1.2. Problémy při detekci jsou znázorněny na obrázku 57.



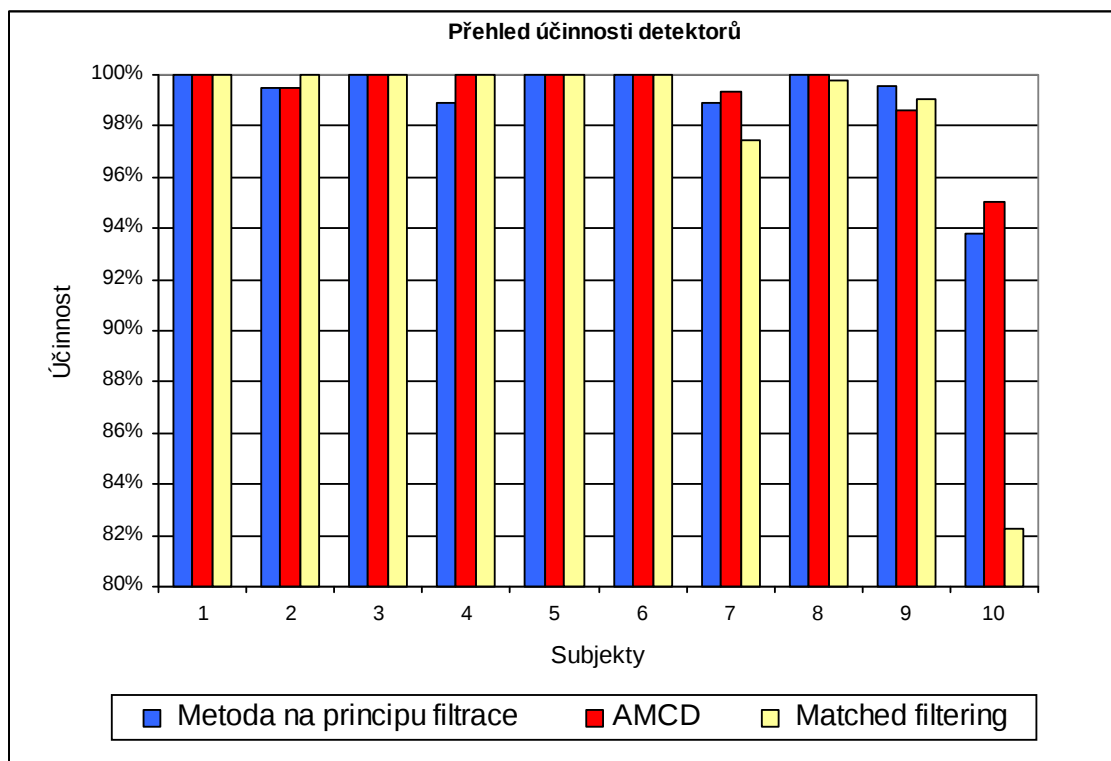
Obr.57:Část signálu e0213 s detekcí QRS

9.2.4 Srovnání detektorů QRS

Předchozích kapitolách jsme realizovali detekci QRS komplexů pomocí tří metod. Metody jsme testovaly na námi změřeném signálu EKG pomocí BIOPAC. Na databázi EKG signálu popsané v kapitole 9.1.1.3.1. Nyní se pokusíme zhodnotit celkové výsledky detektorů.

Na EKG signálu změřeném pomocí BIOPAC. Nejlepší účinnosti dosahoval Matched filtering. Nevynechal ani jediný QRS komplex a detekoval bez chyby správně všechny komplex QRS. Druhou nejlepší metodou byla metoda AMCD, která s účinností 97,5% detekovala komplex QRS. Nejméně účinnou metodou detekce byla metoda na principu filtrace, která detekovala jen 95% QRS komplexu v signálu. Tyto výsledky detektorů jsou spíše orientační, protože byly testovány na jednom EKG signálu o krátké délce.

Abychom mohli stanovit směrodatnou účinnost detektorů, tak jsme všechny tři detektory otestovali pomocí evropské databáze EKG signálu. Informace o databázi a o práci s ní jsou uvedeny v kapitole 9.1.1.3.1. Výsledky účinností jsou graficky znázorněny na obrázku 58. Na vodorovné ose jsou uvedeny jednotlivé subjekty, na svislé účinnost detektoru pro jednotlivé metody. Je patrné, že největší problémy všem detektorům dělal signál EKG 10 (e213). Proto nejvíce ovlivnil samotné výsledky. Tento signál byl nejméně kvalitní a byl rušen velkým kolísáním izoelektrické linie. V ostatních případech se účinnost detektorů držela nad 95%. U subjektu 1,3,5,6 byla úspěšnost stoprocentní. Samotné problémy jednotlivých detektorů jsou popsány v předešlých kapitolách.



Obr.58:Přehled účinnosti detektorů

Pokud vezmeme v potaz celkové výsledky nejlepšího výsledku dosáhla metoda AMCD, která detekovala téměř 99% komplexů. Bez jediného chybně detekovaného

komplexu Metoda byla výpočetně velmi rychlá a stačilo nastavit rozhodovací práh na konstantní úroveň 10. Její základní nevýhodou je nutnost vzorku EKG. V některých aplikacích by mohla vadit detekce začátku QRS a ne vlny R. Metoda na principu filtrace vykazovala přibližně jen o dvě desetiny horší účinnost než AMCD. Metoda nepotřebuje vzorek komplexu QRS. Problémy nastaly v pěti případech na začátku signálu kde metoda vykazovala chybně detekované QRS komplex y z důvodu špatně nastaveného prahu. Další nevýhodou je dlouhá doba zpracování signálu. Doba by se dala zkrátit použitím filtrů nižšího řádu. Nejhorší dopadla metoda Matched filtering, která detekovala s účinností 97%. Metoda vykazovala velké množství chybně detekovaných komplexů. Nejvíce selhala při detekci signálu 10(e0213), v ostatních případech držela krok s ostatními metodami. Její základní nevýhodou je nutnost vzorku EKG. V některých aplikacích by mohla vadit detekce začátku QRS a ne vlny R. Největší předností metody byla rychlost výpočtu.

Můžeme tedy konstatovat, že všechny tři metody jsou použitelné při detekci QRS komplexů a budou dosahovat slušných výsledků. Nejlépe na mě působila metoda na principu filtrace, která sice měla o nepatrně horší účinnost, ale nepotřebuje ke své detekci vzorek QRS komplexu. Pokud bychom hledaly metodu pro rychlé zpracování mírně rušeného signálu jeví se použití AMCD a Matched filtering vhodnější.

10 Závěr

První částí práce bylo seznámení s mechanikou funkcí srdce a vznikem jeho akčního potenciálu. Byly popsány nejdůležitější části vlastního signálu EKG se zaměřením na základní elektrokardiografické svodové systémy pro jeho měření. Dále byly popsány druhy rušení tohoto signálu a metody jeho filtrace. Závěrem první části byly rozebrány tři základní metody detekce QRS komplexů a jejich bližší popis.

Druhá část práce se věnovala návrhu jednoduché úlohy pro měření klidového EKG pomocí systému BIOPAC s popisem jednoduchého postupu nastavení hardwaru a softwaru při vlastním měření klidového EKG. Celý postup měření je v krocích detailně rozpracován včetně chování pacienta při měření a popisu umístění elektrod na těle pacienta.

Změřený signál touto metodou byl zpracován v prostředí MATLAB. Zde byla provedena zkouška filtrace síťového rušení pomocí PS(pásmová zádrž). Protože však signál žádné síťové rušení neobsahoval byl do něj uměle přidán pro větší názornost. Dále bylo provedeno odstranění pomalého kolísání izoelektrické linie za pomoci filtru HP(Horní propust). Pro odstranění rušení myopotenciály bylo použito metody kumulace několika period EKG signálu. Při samotné realizaci filtrů byly používány filtry FIR řádu 501 z důvodu lineární fázové charakteristiky,

Poslední část práce byla zaměřena na realizaci tří detektorů QRS komplexů. První z nich pracoval na principu filtrace. Nejprve došlo k předzpracování signálu EKG pomocí filtrů a umocnění signálu. Následovala detekce QRS komplexů pomocí adaptivního prahu a špičkového detektoru s následným zobrazením. Dále byl navrhnut detektor AMCD, tato metoda porovnávala jednotlivé úseky EKG se vzorkem QRS komplexu. Pokud byly úseky EKG signálu a QRS vzor podobné, hodnota výstupu byla minimální. Poté následovala detekce těchto minim pomocí nastaveného prahu a detektoru minim. Poslední navrhnutou metodou byla Matched filtering. Metoda byla založena na známém tvaru QRS a realizaci filtru FIR s příčnou strukturou. Pomocí prahování a špičkového detektoru byl y z filtrovaného signálu získány jednotlivé polohy QRS komplexů.

Detektory byly odzkoušeny na změřeném signálu EKG pomocí BIOPAC. Aby byla určena směrodatná účinnost, byly detektory otestovány na evropské databázi signálu. Z výsledků je patrné, že nejlépe detekovala QRS komplexy v signálu získaného pomocí BIOPAC metoda Matched filtering, která byla stoprocentní. Směrodatnější výsledky účinností byly ale získány pomocí testování na evropské databázi signálu EKG, kde bylo testováno 10 signálů EKG změřených pomocí různých záznamových zařízení na 10 subjektech. Nejlépe si vedla metoda AMCD, která vykazovala celkovou účinnost 98,97%. Druhou nejlepší účinnost dosáhla metoda na principu filtrace, která zachytila 98,78 % komplexů. Nejhuře dopadla metoda Matched filtering, která dosáhla účinnosti 96,98%.

11 Literatura

- [1] HONZÍKOVÁ, N., HONZÍK, P.: Biologie člověka. Vysoké učení technické v Brně, VUTIUM, 2000
- [2] KOZUMPLÍK, J., KOLÁŘ, R., JAN, J.: Číslicové apracování a analýza signálů – počítačová cvičení. Vysoké učení technické v Brně.
- [3] MP System BIOPAC Hardware Guide, User's Manual, BIOPAC System, Inc., 2004
URL: <http://www.biopac.com/bslprolessons/h01/bslproh01.htm>
- [4] BIČIŠTĚ, J Biofyzika ,Střední průmyslová škola elektrotechnická Brno ,1996
- [5] KOZUMPLÍK, J.,Lineární číslicové úzkopásmové filtry pro zpracování signálů EKG 1992
- [6] ROZMAN, J. a kol.: Elektronické přístroje v lékařství, Praha, Academia, 2006
- [7] KUBALÍK, P.: Detekce QRS v za rušeném EKG signálu,
<http://cs.felk.cvut.cz/~xkubalik/DetekceQRS/DetekceQRSvEKG.htm>
- [8] Biopac Student Lab Manual, EKG Lessons 1, BIOPAC Systéme
- [9] JAN, J.: Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálu, Brno, VUTIUM, 2002
- [10] PhysioNet,European ST-T Database
<http://www.physionet.org/physiobank/database/edb/>
- [11] Contributed software for Matlab and Octave
<http://www.physionet.org/physiotools/matlab/>

12 Přílohy

Zdrojové kódy pro zpracování signálu pomocí MATLAB se nachází na přiloženém CD v adresáři EKG_ZPRACOVANI.

Adresář EKG_FILTRACE

Filtrace_50HZ.m -Filtrace síťového rušení
Filtrace_IZO.m -Filtrace pomalého kolísání izoelektrické linie
Filtrace_MYO.m- Filtrace myopotenciálů

Adresář EKG_DETEKCE_QRS

AMCD.m - AMCD(Average magnitude cross –difference)
Matched filtering.m - Matched filtering
MNPF.m - Metoda na principu filtrace

Změřený signál pomocí BIOPAC osoba1.txt je umístěn v adresáři
ZMERENY_SIGNAL_BIOPAC

Při práci s evropskou databází EKG signálů je nutné před samotnou prací v MATLAB použít soubor rddata.m v adresáři EKG_ZPRACOVANI. Který nám umožní snadné práci ze soubory databáze. Soubor můžeme také stáhnout z (11).Soubory databáze jsou umístěny (10).